

Biomechanische Verfahren zur objektivierten Analyse der Sprungbewegung von Springpferden im Hochleistungssport

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
eines Doktors der Naturwissenschaften

- Dr. rer. nat. -

des Fachbereich Sportwissenschaft
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Christina Fercher
aus Warendorf

2023

Gutachter: Prof. Dr. Hermann Müller
Prof. Dr. Ivan Manzini

Tag der Disputation: 22. Juni 2023

Inhaltsverzeichnis

1	<i>Ziele und Entwicklungsperspektiven im Springreiten</i>	1
2	<i>Theoretische Grundlagen und Anforderungen in der Reitsportdisziplin Springen</i>	4
2.1	Bewegungsbeschreibung von Pferd und Reiter am Sprung	4
2.2	Rahmenbedingungen und Anforderungen im Wettkampf	7
2.3	Der ungewöhnliche Athlet: der Bewegungsapparat des Pferdes	10
3	<i>Perspektivwechsel: Biomechanische Analysen im Humansport</i>	14
3.1	Ziele der biomechanischen Leistungsdiagnostik im Weitsprung	14
3.2	Messmethoden im humanen Weitsprung	16
3.3	Bedeutung der Landebelastungen in den Spielsportarten	17
3.4	Erkenntnisse für das Springreiten	18
4	<i>Wissenschaftliche Studien zur Sprungbewegung des Pferdes</i>	19
4.1	Die verwendeten Messverfahren	21
4.1.1	Kinetische Messverfahren	21
4.1.2	Kinematische Messverfahren	22
4.1.3	Inertiale Messverfahren	24
4.2	Die untersuchten Bewegungsparameter	28
4.2.1	Der Anlauf	28
4.2.2	Der Absprung	31
4.2.3	Die Flugphase	38
4.2.4	Die Landung	40
4.2.5	Das Weitergaloppieren	44
4.3	Untersuchungen von Sprungversuchen mit Hindernisfehlern	46
4.4	Zusammenfassung: der Forschungsstand zur Sprungbewegung von Pferden	48
5	<i>Eigene Bewegungsanalysen von Sportpferden im Springtraining</i>	51
5.1	Zielstellung und Untersuchungsgegenstand	52
5.2	Untersuchungsplan	53
5.3	Messablauf und Aufbau	54
5.5	Probanden	55
5.6	Statistische Analysen	57
6	<i>Untersuchung A: Kinematische Sprunganalyse (MoCap)</i>	58
6.1	Methode	58
6.2	Die kinematischen Bewegungsparameter	60
6.3	Ergebnisse	64
6.3.1	Die räumliche und zeitliche Anordnung der Bodenkontakte	64
6.3.2	Der Verlauf des Körperschwerpunktes des Pferdes	76
6.3.3	Das Basculieren des Springpferdes	84
6.3.4	Die Segmentwinkel der Vorder- und Hinterbeine des Pferdes	94
6.3.5	Die Bedeutung der beiden Anreitbedingungen	100
6.3.6	Statistische Zusammenhänge zwischen den Technikmerkmalen	100
6.4	Diskussion	105
6.4.1	Zur Eignung der Methode im Feldeinsatz mit Sportpferden	105
6.4.2	Die Leistungsrelevanz der Bewegungsparameter	108
6.4.3	Zur Standardisierung der Sprungbewegung durch eine Gymnastikreihe	123

7	<i>Untersuchung B: Sensorbasierte Sprunganalyse (IMU)</i>	124
7.1	Erwartungen an den Einsatz von IMUs im Pferdesport	124
7.2	Methode	126
7.3	Die inertialen Bewegungsparameter	129
7.4	Ergebnisse	133
7.4.1	Die maximalen Inertialevents	133
7.4.2	Die Dauer der Bewegungsphasen am Sprung	137
7.4.3	Die Zeitstruktur der maximalen Inertialevents	139
7.4.4	Die Geschwindigkeits- und Winkelveränderungen in den Sprungphasen	142
7.4.5	Die inertial berechnete Sprunghöhe und –weite	146
7.4.6	Statistische Zusammenhänge in der inertialen Sprunganalyse	147
7.5	Diskussion	152
7.5.1	Zur Eignung der sensorbasierten Messmethode	152
7.5.2	Zur Aussagekraft der verwendeten Inertialparameter	155
8	<i>Untersuchung C: Validierung der Inertialsensoren</i>	162
8.1	Validierungserfordernis und Validierungsstrategie	162
8.2	Methode	163
8.3	Ergebnisse	164
8.3.1	Die Lageberechnung aus den Gyroskopdaten	165
8.3.2	Die Beschleunigungen in der Sagittalebene	168
8.3.3	Vergleich einzelner Bewegungsparameter	172
8.4	Diskussion	179
8.4.1	Zur Eignung der Validierungsstrategie und Methode	179
8.4.2	Zur Aussagekraft der Validierungsergebnisse	184
9	<i>Erkenntnisgewinn für die Sportpraxis</i>	191
9.1	Methoden zur objektiven Abbildung der Sprungbewegung	192
9.2	Parameter der Sprungbewegung zur Bewertung der Leistung	195
9.3	Sportpraktischer Ausblick: Möglichkeiten einer biomechanischen Leistungsdiagnostik der Sprungbewegung im Trainingsprozess	199
10	<i>Zusammenfassung</i>	201
11	<i>Summary</i>	202
12	<i>Literaturverzeichnis</i>	203
13	<i>Publikationsliste</i>	225
14	<i>Eid</i>	226
15	<i>Anhang</i>	227

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Die Bewegungsphasen der Springbewegung von Reiter und Pferd	5
Abbildung 2: Die unterschiedlichen Sprungtypen im Wettkampf	8
Abbildung 3: Das Skelett von Mensch und Pferd im Vergleich	10
Abbildung 4: Die Stemm-, Absprung-, Flug- und Landeposition im humanen Weitsprung	15
Abbildung 5: Der Messaufbau im MoCap Verfahren	55
Abbildung 6: Die verwendeten Markerpositionen auf der rechten Körperseite des Pferdes	59
Abbildung 7: Die Stemm- (TO1), Absprung- (TO2) und Landeposition (LA1) in der Springbewegung	60
Abbildung 8: Das Körpermodell zur Berechnung der Bascule	63
Abbildung 9: Die Segmentwinkel der Vorder- und Hinterbeine	64
Abbildung 10: Die zeitliche und räumliche Anordnung der Hufpositionen in Absprung und Landung	65
Abbildung 11: Der Verlauf der Körperschwerpunkte der Pferde in der Absprungvorbereitung, dem Absprung, Flug und der Landung	77
Abbildung 12: Der Geschwindigkeits- und Winkelverlauf am Körperschwerpunkt des Pferdes	79
Abbildung 13: Das Modell der Bascule in einer Bildreihe	84
Abbildung 14: Die Parameter der Bascule im Sprungverlauf	85
Abbildung 15: Die Bewegung der Vorderbeine bei der Überwindung eines Hindernisses	94
Abbildung 16: Die Bewegung der Hinterbeine bei der Überwindung eines Hindernisses	94
Abbildung 17: Die Winkelverläufe der Vorder- und Hintergliedmaßen in der Springbewegung	95
Abbildung 18: Die Bewegungsebenen, -achsen und -richtungen ausgehend von Messposition	127
Abbildung 19: Der Vergleich des Sensorkoordinatensystems und des Weltkoordinatensystems im Absprung	128
Abbildung 20: Dorsoventrale Beschleunigung des Rumpfs entlang der Körperbreitenachse (AccY)	130
Abbildung 21: Craniocaudale Beschleunigung des Rumpfs entlang der Körperlängachse (AccZ)	130
Abbildung 22: Winkelgeschwindigkeit des Pferderumpfs um die Körperbreitenachse (GyroX)	130
Abbildung 23: Das lageabhängige, sensorbasierte Koordinatensystem in der Springbewegung	133
Abbildung 24: Schematische Darstellung des Validierungsprozesses der Inertialdaten	164
Abbildung 25: Winkelverläufe um die KLA als <i>Roll</i> beider Messsysteme im Vergleich	165
Abbildung 26: Winkelverläufe um die KBA als <i>Pitch</i> beider Messsysteme im Vergleich	166
Abbildung 27: Winkelverläufe um die KTA als <i>Yaw</i> beider Messsysteme im Vergleich	166
Abbildung 28: Sensorbasierte Winkelverläufe <i>Roll</i> , <i>Pitch</i> und <i>Yaw</i> im Sprungverlauf vergleichend zum Referenzsystems Vicon	167
Abbildung 29: Die 3D Beschleunigung beider Messsysteme im Vergleich	169
Abbildung 30: Die berechnete Gesamtbeschleunigung beider Messsysteme im Vergleich	170

Abbildung 31: Die korrigierte Inertialbeschleunigung im Vergleich zum Referenzmarker am Bauch	171
Abbildung 32: Streudiagramm der Absprungdauer	173
Abbildung 33: Bland-Altman-Diagramm der Absprungdauer	173
Abbildung 34: Streudiagramm der vertikalen Maximalbeschleunigung im Absprung	175
Abbildung 35: Bland-Altman-Diagramm vertikalen Maximalbeschleunigung im Absprung	175
Abbildung 36: Streudiagramm der Rumpflagenveränderung im Absprung	176
Abbildung 37: Bland-Altman-Diagramm der Rumpflagenveränderung im Absprung	176
Abbildung 38: Streudiagramm der über die Flugzeit berechneten Sprunghöhe	177
Abbildung 39: Bland-Altman-Diagramm der über die Flugzeit berechneten Sprunghöhe	177
Abbildung 40: Streudiagramm der Sprunghöhe (KSP-Position versus Flugzeit)	178
Abbildung 41: Bland-Altman-Diagramm des Sprunghöhenvergleichs	178

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht der Validierungsstudien von inertialen Messsensoren am Pferdkörper	25
Tabelle 2: Literaturübersicht über Untersuchungen zur Bewegungsphase Anlauf	30
Tabelle 3: Literaturübersicht über Untersuchungen zur Bewegungsphase Absprung	36
Tabelle 4: Literaturübersicht über Untersuchungen zur Bewegungsphase Flugphase	39
Tabelle 5: Literaturübersicht über Untersuchungen zur Bewegungsphase Landung	43
Tabelle 6: Literaturübersicht über Untersuchungen zur Bewegungsphase Weitergaloppieren	46
Tabelle 7: Individuelle Merkmale der sieben Versuchspferde	56
Tabelle 8: Die räumliche Anordnung der Bodenkontakte	68
Tabelle 9: Die resultierende Sprungweite und seitliche Abweichung durch die Hufpositionen	70
Tabelle 10: Die zeitliche Anordnung der Bodenkontakte	72
Tabelle 11: Die Dauer der Bewegungsphasen am Sprung	73
Tabelle 12: Der Verlauf des Körperschwerpunkts des Pferdes zum Hindernis	78
Tabelle 13: Der Körperschwerpunkt des Pferdes in der Stemm-, Absprung- und Landeposition	81
Tabelle 14: Die maximale Ausprägung der Rumpf- und Halsbewegung in der Sprungbewegung	86
Tabelle 15: Die relative Rumpf- und Halsbewegung in der Stemm-, Absprung- und Landeposition	89
Tabelle 16: Die Längen- und Winkelveränderung zur Beschreibung des Basculierens der Pferde	91
Tabelle 17: Die Segmentwinkel zur Beurteilung der Beintechnik im Flug	97
Tabelle 18: Die maximale Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit am Pferderumpf	134
Tabelle 19: Die Dauer der einzelnen Bewegungsphasen	138
Tabelle 20: Die Zeitpunkte der inertialen Events	140
Tabelle 21: Weiterberechnete Ergebnisse der inertialen Sprunganalyse	144
Tabelle 22: Die inertial berechnete Sprunghöhe	147
Tabelle 23: Die Ergebnisse der Absprungdauer im Vergleich	173
Tabelle 24: Die Ergebnisse der maximalen Absprungbeschleunigung nach vertikal im Vergleich	174
Tabelle 25: Die Ergebnisse der Rumpflage im Absprung im Vergleich	175
Tabelle 26: Die Ergebnisse der berechneten Sprunghöhe im Vergleich	177
Tabelle 27: Die Ergebnisse der inertial und kinematisch berechneten KSP-Sprunghöhe im Vergleich	178
Tabelle 28: Übersicht der leistungsrelevante Parameter des MoCap Verfahrens	227
Tabelle 29: Übersicht der leistungsrelevante Parameter des inertialen Messsattelgurts	229

Abkürzungsverzeichnis

A	=	Anlauf (engl. <i>approach</i>)
A1	=	Letzter Galoppsprung des Anlaufes vor dem Absprung
A2, A3, ...	=	zweit-, drittletzter Galoppsprung des Anlaufes vor dem Absprung
a	=	Beschleunigung (engl. <i>acceleration</i>)
AIR	=	Flugphase (engl. <i>suspension; flight</i>)
ANOVA	=	Varianzanalyse (engl. <i>Analysis of Variance</i>)
β	=	Winkel
CC	=	Bewegungsrichtung craniocaudal
d	=	Distanz, Weite
DOKR	=	Deutsches Olympiade Komitee für Reiterei e.V.
DRV	=	Deutsche Richtervereinigung e.V.
DV	=	Bewegungsrichtung dorsoventral
et al.	=	und andere (lat. <i>et alia</i>)
FEI	=	Internationale Föderation des Pferdesports (frz. „Fédération Équestre Internationale“)
FN	=	Deutsche Reiterliche Vereinigung e.V. (frz. <i>Fédération Équestre Nationale</i>)
g	=	Erdbeschleunigung/ Fallbeschleunigung
GPS	=	Globales Positionsbestimmungssystem
GNSS	=	Globales Navigationssatellitensystem
h	=	Höhe
HH	=	Hinterhand des Pferdes
HH1	=	Erster Bodenkontakt der Hinterhand des Pferdes
HH2	=	Zweiter Bodenkontakt der Hinterhand des Pferdes
HSD	=	Tukey Honest Significant Differences
ICC	=	Intraklassen-Korrelation (engl. <i>Intraclass-Correlation</i>)
IMU	=	Inertiale Messeinheit (engl. <i>Inertial Measurement Unit</i>)
KBA	=	Körperbreitenachse
KLA	=	Körperlängsachse
KSP	=	Körperschwerpunkt (engl. <i>center of mass</i>)
KTA	=	Körpertiefenachse
L	=	Länge
LA	=	Landephase
LA1	=	Landeposition zu Beginn der Landephase

MO	=	Weitergaloppieren (engl. <i>move off</i>)
MO1	=	Erster Galoppsprung nach der Landung
MO2, MO3, ...	=	Zweiter, Dritter Galoppsprung nach der Landung
MoCap	=	Motion Capture Analyse
M	=	Mitte
MP	=	Mittelpunkt
n	=	Gesamtzahl der Versuche
n.a.	=	Nicht verfügbar (engl. <i>not available</i>)
η^2	=	Eta-Quadrat
OSP	=	Olympiastützpunkt NRW Westfalen Warendorf
Pitch	=	Nickwinkel (engl. <i>pitch</i>)
r	=	Korrelationskoeffizient
RMSE	=	Mittlerer Quadratischer Fehler (engl. <i>Root Means Square Error</i>)
Roll	=	Rollwinkel (engl. <i>roll</i>)
R ²	=	Regressionskoeffizient
SKS	=	Sensororientiertes Koordinatensystem
T	=	Zeitintervall
t	=	Zeit (engl. <i>time</i>)
TO	=	Absprungphase (engl. <i>take off</i>)
TO1	=	Stemmposition zu Beginn der Absprungphase
TO2	=	Absprungposition am Ende der Absprungphase
TP	=	Tiefpunkt
v	=	Geschwindigkeit (engl. <i>velocity</i>)
VH	=	Vorhand des Pferdes
VH1	=	Erster Bodenkontakt der Vorhand des Pferdes
VH2	=	Zweiter Bodenkontakt der Vorhand des Pferdes
WKS	=	Weltkoordinatensystem
WM	=	Weltmeisterschaften, Weltreiterspiele
ω	=	Winkelgeschwindigkeit
Yaw	=	Gierwinkel (engl. <i>yaw</i>)
Δ	=	Differenzzeichen, Veränderungsrate

Anmerkung

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird bei Personenbezeichnungen und personenbezogenen Hauptwörtern in dieser Arbeit die männliche Form verwendet. Entsprechende Begriffe gelten im Sinne der Gleichbehandlung grundsätzlich für alle Geschlechter. Die verkürzte Sprachform hat nur redaktionelle Gründe und beinhaltet keine Wertung.

1 Ziele und Entwicklungsperspektiven im Springreiten

Ohne Fehler und mit der schnellsten Zeit die Ziellinie des Parcours zu überqueren, das ist das Ziel im Springreiten. Hierbei stellt sich das ungleiche Athletenpaar, bestehend aus Reiter und Pferd, dem Springparcours. Abgeworfene Hindernisstangen, Verweigerungen des Pferdes im Anritt oder Absprung oder die Überschreitung der erlaubten Zeit im Parcours führen zu sogenannten Fehlerpunkten. Bei mehreren fehlerfreien Runden oder solchen mit der gleichen Anzahl entscheidet schließlich die schnellste Zeit über den Sieg und die Rangierung der Wettkampfteilnehmer. Der Parcours wird für jede Springprüfung neugestaltet. Durch verschiedene Linienführungen, unterschiedliche Sprungtypen und technische Abfolgen von mehreren Hindernissen in direkter Folge fordert ein Wettkampfparcours die Sprungbewegung des Pferdes und die damit verbundenen koordinativen und kognitiven Fähigkeiten. Um die Flugkurve optimal an die jeweilige Höhe und Weite des bevorstehenden Hindernisses anpassen zu können, muss der Reiter im Anritt und Absprung über ein differenziertes Zusammenspiel der Gewicht-, Schenkel- und Zügelhilfen auf das Pferd einwirken (vgl. Deutsche Reiterliche Vereinigung [FN] 2010, 2012). So können der Weg und die Geschwindigkeit, aber auch die Körperhaltung und Körperspannung, sowie die Absprungposition des Pferdes vom Reiter beeinflusst werden. Jedes Pferd ist durch seinen Körperbau (Exterieur), seine Bewegungsausführung am Sprung und durch seinen Charakter genau so individuell geprägt wie ein humaner Sportathlet.

Das deutsche Springreiter-Team gehört im internationalen Vergleich zu den Favoriten und hat in den vergangenen Jahren mehrfach Medaillen bei Europa- und Weltmeisterschaften, sowie Olympischen Spielen gewonnen. Weltbekannte Reiter, wie bspw. Ludger Beerbaum, Christian Ahlmann und Marcus Ehning vertreten über Jahrzehnte hinweg Deutschland bei internationalen Championaten. Mit Simone Blum ist sogar die erste Weltmeisterin bei den Weltreiterspielen (WM) 2018 im amerikanischen Tryon (vgl. FN 2022a) aus Deutschland. Und auch André Thieme vertritt als amtierender Europameister im Springsattel aus dem Jahr 2021 die deutsche Nation (vgl. FN 2022b). Bei beiden genannten Veranstaltungen konnten die deutschen Teams zusätzlich eine Mannschaftsmedaille gewinnen (vgl. FN 2022a, 2022b). Allerdings gingen die Deutschen Springreiter bei den verspäteten Olympischen Spielen in Tokio 2021 wenige Wochen zuvor noch leer aus. „Einziger deutscher Teilnehmer im Einzelfinale ist Daniel Deußler mit seiner Stute Killer Queen (gewesen). Zwei Mal fällt eine Stange, sodass er mit acht Strafpunkten am Ende auf Platz 18 landet. [...] André Thieme mit DSP Chakaria [...] konnten sich nicht für die Medaillenentscheidung qualifizieren.“ (vgl. FN 2022c). Wenige Wochen später gewinnen die beiden dann die Europameisterschaften. Beispiele, die einmal mehr zeigen, dass sich das Leistungsniveau in der Disziplin Springen zunehmend verdichtet (vgl. Norddeutscher Rundfunk 2021). Immer mehr Nationen schaffen es ganz nach oben in die Spitze. Krankheitsbedingte Ausfälle von Weltklassepaaren und der Abverkauf von Spitzenpferden ins Ausland machen die

Situation in Deutschland nicht einfacher, wie Bundestrainer Otto Becker in einem Interview zusammenfasst (vgl. Jensen 2021). Ein Blick in die Entwicklung der Weltrangliste über die Datenbank des internationalen Dachverbandes *FEI* zeigt: während im Jahre 2012 noch 14 Deutsche Springreiter unter den Top 100 in der Weltrangliste zu finden waren und davon sechs sogar in den TOP 25, sind es 2021 nur noch neun Plätze in den Top 100 mit lediglich drei Plätzen in den Top 25 (vgl. internationale Föderation des Pferdesports [FEI] 2022).

Die Zielsetzung im Spitzensport ist es langfristig als erfolgreiche Nation in der Weltspitze zu bestehen und sich im Wettkampf erfolgreich durchzusetzen. Dafür sind erfahrene, leistungsfähige und gesunde Reiter-Pferde-Paare notwendig. Das über viele Jahre erfolgreich geschulte („Bauch“-) Gefühl des Reiters und das erfahrene Auge des Trainers werden für die Einschätzung und Bewertung der Leistungsentwicklung und Nominierung über den Saisonverlauf genutzt. Ergänzend zu den Eindrücken der wichtigen Sichtungsturniere und der Auswertung von Fehlern und Zeit sollte langfristig eine objektivierte Analyse der Sprungbewegung zur biomechanischen Leistungsdiagnostik und zur individuellen Trainingssteuerung und -kontrolle der Athleten ergänzt werden. Über die Darstellung leistungsrelevanter Bewegungsparameter der Pferde können weitere Leistungspotentiale, individuelle Defizite und wissenschaftliche Erkenntnisse im Trainingsprozess aufgedeckt und für die Entwicklung der sportlichen Leistung eines jeden Athleten nutzbar gemacht werden.

Auf diesem perspektivischen Entwicklungsweg ergibt sich zunächst eine grundlegende Fragestellung:

Wie lässt sich die Sprungbewegung von Sportpferde objektiv darstellen?

Pferde reagieren als Fluchttiere aus ihrer Natur heraus äußerst sensibel auf ihre Umwelt, auf Veränderungen und auf Ungewohntes. Entsprechend muss sich ein Messverfahren rückwirkungsfrei unter Feldbedingungen im Training der Sportpferde in die dort herrschenden Rahmenbedingungen integrieren lassen. Neben der Methodik ergibt sich weiterführend die Frage:

Wie lässt sich die Springleistung von Sportpferde objektiv bewerten?

Im Gegensatz zu den verschiedenen Sprungdisziplinen im Humansport lässt sich die Leistung im Springreiten nicht an der Maximierung der Sprunghöhe oder –weite ausmachen. Fehlerfrei und schnell müssen die Springpferde den Parcours mit den unterschiedlichen Hindernissen absolvieren. Zielführend müssen die leistungsrelevanten Merkmale der Springbewegung in den einzelnen Bewegungsphasen als solche identifiziert werden, um daraus langfristig eine biomechanische Leistungsdiagnostik für Springpferde entwickeln zu können. Mit den Leistungsmerkmalen kann die Springtechnik der Sportpferde und die Einwirkung der Reiter im Sattel individuell optimiert werden.

Zur Bearbeitung dieser Forschungsfragen wird nach einem geeigneten Messverfahren gesucht, das eine objektive Abbildung und Analyse der leistungsrelevanten Bewegungsparameter unter Feldbedingungen ermöglicht, um den Trainingsprozess im Springreiten unterstützen zu können. Zu Beginn gibt eine detaillierte Beschreibung der Sprungbewegung und der Wettkampfanforderungen einen umfassenden Einblick über die theoretischen Grundlagen, das Verständnis und die allgemeine Terminologie im Springreiten. Für das weitere biomechanische Verständnis und für die genaue Bezeichnung einzelner Körperteile werden zusätzlich die Besonderheiten des Bewegungsapparates des Pferdes dargestellt. In einem zweiten Schritt dient ein Perspektivwechsel in den Humansport der weiteren Bearbeitungsstrategie der Forschungsfrage. Der humane Weitsprung wird auf Grund der technischen Parallelen und des langjährigen, wissenschaftlichen Vorsprungs für einen Transfer in den Reitsport durchleuchtet. Zusätzlich werden Parameter der Landebelastung nach Sprüngen in den Sportsportarten herangezogen. Die wissenschaftlichen Erkenntnisse, die verwendeten Messmethoden und die dort als leistungsrelevant geltenden Bewegungsparameter der Sprungleistung werden als Anleihen für einen Transfer in den Pferdesport zusammengefasst. Abgerundet wird der theoretische Teil dieser Arbeit durch die Darstellung der bisher durchgeführten Bewegungsanalysen von Springpferden in der Wissenschaft. Der Schwerpunkt liegt einerseits auf den Messmethoden und andererseits auf den bisher ausgewählten Bewegungsparametern in den berichteten Ergebnissen.

Ausgehend von den theoretischen Erkenntnissen werden im Anschluss sportpraktische Untersuchungen zur objektiven Analyse der Sprungbewegung geplant. Zielführend werden die messmethodischen Ansätze empirisch auf ihre Durchführbarkeit und die Möglichkeiten der objektiven Darstellung der Sprungbewegung an Sportpferden unter Feldbedingungen im Training überprüft. Im Idealfall lassen sich verschiedene Messverfahren in einer Untersuchung zeitgleich an denselben Probanden durchführen, sodass sich ein direkter Vergleich der Handhabung und der Ergebnisse ergibt. Auf Grund des deskriptiven Charakters der Arbeit werden zunächst alle Bewegungsparameter pro Messverfahren erhoben und berichtet, die im theoretischen Zusammenhang mit den Merkmalen der Springtechnik und der Leistung in der Sprungbewegung stehen könnten. Statistisch wird im Anschluss der Zusammenhang zur Individualität der Pferde selbst und zu deren Leistungsstand überprüft, um schlussendlich die Frage nach einer Möglichkeit zur Objektivierung der Sprungbewegung für weiterführende biomechanische Bewegungsanalysen für die Sportpraxis diskutieren zu können.

Die gewonnenen Erkenntnisse aus Theorie und Praxis über die Messmethodik und die leistungsrelevanten Bewegungsparameter zur Objektivierung der Sprungbewegung von Sportpferden im Leistungssport werden zuletzt für den sportpraktischen Einsatz bewertet und zusammengefasst, sodass ein Ausblick die Bearbeitung der Fragestellung als Grundlage für die Entwicklung einer biomechanischen Leistungsdiagnostik im Springreiten beendet.

2 Theoretische Grundlagen und Anforderungen in der Reitsportdisziplin Springen

Zur Bearbeitung der Fragestellung nach einer technischen Möglichkeit zur objektiven Darstellung der Sprungbewegung von Sportpferden werden zunächst die Grundsätze des Springreitens über eine detaillierte Bewegungsbeschreibung, die disziplinspezifischen Rahmenbedingungen und Anforderungen im Wettkampf vorgestellt. Anschließend dienen die wissenschaftlichen Erkenntnisse aus dem Humansport einem Transfer der verwendeten Messmethodik und der leistungsrelevanten Bewegungsparameter in den einzelnen Bewegungsphasen der Sprungbewegung des Pferdes. Der wissenschaftliche Forschungsstand bisher durchgeführter und veröffentlichter Sprunganalysen im Pferdesport schließt den theoretischen Teil über die bereits verwendeten Methoden und Parameter am Pferd als Grundlage für die Durchführung der anschließenden empirischen Untersuchungen in der Sportpraxis ab.

Mit dem Reiter im Sattel überwindet das vierbeinige Pferd mit einer Sprungbewegung die verschiedenen Hindernisse im Parcours. Es gewinnt stets das fehlerfreie und schnellste Athletenpaar die Springprüfung. In diesem Kapitel wird die Bewegung von Reiter und Pferd bei der Überwindung eines Hindernisses detailliert beschrieben und mit der Fachliteratur über das Technikleitbild der FN (vgl. 2010, 2012 & 2013) und der Rahmentrainingskonzeption des Deutschen Olympische Komitees für Reiter (DOKR) (vgl. 2019) ergänzt. Anschließend werden die Rahmenbedingungen und die Anforderungen im Wettkampf an die zuvor definierten leistungsrelevanten Merkmale der Sprungbewegung (Springtechnik) zusammengefasst. Um das Verständnis und die Terminologie über die Körpersegmente des Pferdes und den biomechanischen Zusammenhang zur Bewegung sicherstellen zu können, werden die Besonderheiten des Bewegungsapparates des Pferdes in Bezug zur Körperhaltung und Bewegung ergänzt. So ergibt sich eine aussichtsreiche Grundlage über die Merkmale der Springtechnik und die körperliche Beanspruchung im Springreiten, bevor im Anschluss die Frage nach der Objektivierung und Bewertung der Sprungbewegung über die Erkenntnisse aus dem Humansport und der wissenschaftlichen Forschung im Springreiten theoretisch weiterbearbeitet wird.

2.1 Bewegungsbeschreibung von Pferd und Reiter am Sprung

Clayton (1989) teilte die Sprungbewegung in fünf Phasen ein und unterscheidet dabei den Anlauf, den Absprung, den Flug, die Landung und das Weitergaloppieren. Der Anlauf besteht dabei aus zyklischen Galoppsprüngen, die rückwärtig zum Sprung hin (... , A3, A2, A1) gezählt werden (vgl. S. 341ff.). Abbildung 1 (modifiziert nach FN 2012, S. 79) veranschaulicht die Springbewegung und Phaseneinteilung von Reiter und Pferd.

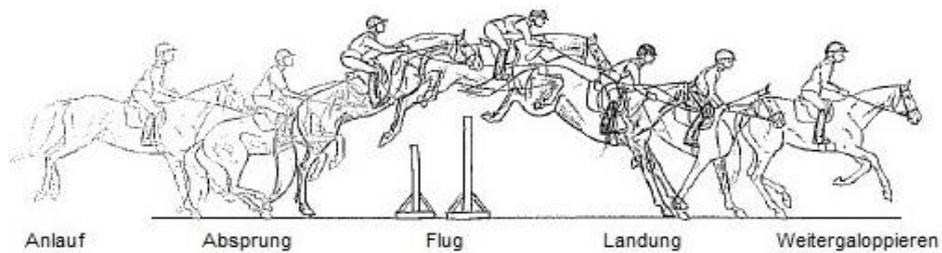


Abbildung 1: Die Bewegungsphasen der Springbewegung von Reiter und Pferd
(modifiziert nach FN 2012, S. 79)

Ein einzelner Galoppsprung ist über die Bodenkontakte der vier Hufe des Pferdes definiert. Zu Beginn wird der erste Hinterhuf aufgesetzt (1. Takt). Anschließend kommt es zum gemeinsamen Bodenkontakt des zweiten Hinterhufes mit dessen diagonalen Vorderhufes (2. Takt). Nach dem Verlassen des Bodens des ersten Hinterhufes kommt es schließlich zum Auffüßen dessen diagonalen Vorderhufes (3. Takt). Nach dem Verlassen des zuvor als diagonal aufgesetzten Beinpaares, bestehend aus dem zweiten Hinterhuf und dem ersten Vorderhuf, verlässt auch der zuletzt aufgesetzte Vorderhuf den Boden. Im Anschluss befindet sich das Pferd in einer Schwebephase ohne Bodenkontakt. Damit kann der Galopp als eine Dreitakt-Bewegung mit sechs Phasen beschrieben werden. Je nachdem welches Beinpaar räumlich weiter nach vorne greift, kann der Galopp in einen Links- und einen Rechtsgalopp unterschieden werden (vgl. FN 2012, S. 121ff.). Der letzte Galoppsprung (A1) vor dem Hindernis ist deutlich verkürzt (vgl. van Weeren 2014 S. 338). Die zur Überwindung des Hindernisses notwendige Bewegung des Pferdes besteht aus der Absprungaktion (TO) der Hinterbeine, dem Flug (AIR) und der Landung (LA) der Vorderbeine und bildet mit den Bodenkontakten der vier Hufe ebenfalls einen eigenständigen Galoppsprung (engl. *jumping stride*). Preuschoft et al. (1987) beschreiben diesen Galoppsprung über dem Hindernis als eine Abwandlung eines normalen Galoppsprungs mit einer vergrößerten Absprungphase beider Hinterbeine und mit einer zweiten Schwebephase durch den Flug, bevor die Vorderbeine zum Landen aufgesetzt werden. Der Dreitakt an sich und die sechs Phasen in diesem Galoppsprung sind zueinander verschoben (vgl. S. 67). Nach der Landephase durch die Vorderbeine galoppiert das Pferd mit dem beginnenden Aufsetzen der Hinterbeine weiter zum nächsten Hindernis. Die zyklischen Galoppsprünge des Weitergaloppierens (engl. *move off* (MO)) im Auslauf werden vom Hindernis aus (MO1, MO2, MO3, ...) vorwärts gezählt (vgl. Clayton 1989, S. 341ff.).

Preuschoft untersuchte über Filmaufnahmen bereits in den 70er und 80er Jahren die Springbewegung von Sportpferden am Bundesstützpunkt in Warendorf und veröffentlichte die Ergebnisse in verschiedenen Arbeiten (vgl. Preuschoft & Fritz 1976; Preuschoft et al. 1987; Preuschoft & Hüllenkluge 1987). Seinen Beobachtungen zufolge verkürzt das Pferd den A1 deutlich und senkt den Körper währenddessen ab. Der Kopf und Hals wird von den Pferden in der Absprungvorbereitung als

Ausgleichsbewegung zur VH abgesenkt (vgl. Preuschoft & Hüllen-Kluge 1987, S. 132f.). Das Aufsetzen der beiden Hinterbeine zum Absprung weit nach vorne unter den Körper unterstützt die rückwärtige Rotation, die bereits von den Vorderbeinen im A1 zuvor eingeleitet wird (vgl. Preuschoft et al. 1987, S. 79ff.). Etwas moderner beschreibt Stammer (2016) die Bewegungen in der Absprungphase als kräftiges Katapultsystem aus den Pferdebeinen in zwei Phasen. Zunächst befördern die Vorderbeine den Pferderumpf im A1 in eine aufgerichtete Absprungposition, während die Hinterbeine dann in der eigentlichen Absprungaktion das ganze Pferd nach vorne oben über das Hindernis katapultieren (vgl. S. 116f.). Im weiteren Sprungverlauf durchläuft das Zentrum des Pferdekörpers einen parabelförmigen Flug aus der Absprungposition heraus (vgl. Preuschoft et al. 1987, S. 78f.). Im Idealfall ist diese in Höhe und Weite an die Form des Hindernisses angepasst, um so wenig Zeit wie möglich am Hindernis zu verlieren. Um eine Berührung mit der Hindernisstange zu vermeiden, winkelt das Pferd dabei zusätzlich die Beine dicht an den Körper heran (vgl. FN 2012, S. 123f.). Zur Landephase hin wird der Hals angehoben und die Vorderbeine weit nach vorne gestreckt (vgl. Preuschoft & Hüllen-Kluge 1987, S. 132ff.), um die LA nacheinander in einer Schrittfolge abzufangen und die Energie auf die Wirbelsäule und den Rumpf zu übertragen (vgl. Kleve 2010, S. 82f.). Damit ist das direkte Weitergaloppieren nach dem Landen für das Pferd möglich. Neben der konstanten Bewegungsabfolge werden individuelle Ausprägungen, wie bspw. in der Fußfolge oder der Anlaufgeschwindigkeit, sowie der Absprungposition deutlich von den Autoren bei den Beobachtungen der Kaderpferde hervorgehoben (vgl. Preuschoft & Fritz 1976; Preuschoft et al. 1987; Preuschoft & Hüllen-Kluge 1987).

Die angestrebten Ausbildungsziele eines jungen Springpferdes werden von der Deutschen Richtervereinigung e.V. (DRV) reitsportspezifisch mit den Begriffen „Technik“, „Vorsicht“, „Einstellung“ und „Vermögen“ benannt (vgl. FN & DRV 2018, S. 5f.). Umgangssprachlich als Springmanier bezeichnet wird die Springtechnik mit einem rhythmischen Galopp zu einer angepassten Absprungdistanz (Taxieren) und einer dem Hindernis entsprechenden Flugkurve bezeichnet (vgl. FN 2012, S. 251f.). Zusätzlich soll das Pferd mit dem geschmeidigen „Hergeben“ des Rückens, als ein Aufwölben, bei einer aus dem Widerrist heraus gedehnten Halsposition (Bascule) mit gut angewinkelten Vorder- und Hinterbeinen (vgl. FN 2010, S. 115f.) sein Vermögen und seine Vorsicht als Springpferd zeigen, um eine Berührung des Hindernisses zu vermeiden (Beintechnik). Die Hüfte sollte dabei eher geöffnet bleiben, als dass die Hinterbeine zu weit nach vorne unter den Bauch gezogen werden (vgl. FN 2012, S. 251f.; FN 2010, S. 123). Auf die Absprung- oder Landeposition wird in der Fachliteratur nicht weiter eingegangen. Die „Zielvorstellung ist eine flüssige, rhythmische, harmonische und vertrauensvolle Absolvierung des Parcours mit einem aufmerksamen und losgelassen springenden Pferd (...)“ (FN 2012, S. 219ff.).

Der Reiter wirkt mit seinen reiterlichen Hilfen, als Gewicht-, Schenkel- und Zügelhilfen, differenziert auf die Bewegung des Pferdes ein und reguliert den Weg und die Geschwindigkeit. Zusätzlich beeinflusst der Reiter die Körperhaltung des Pferdes und versucht sich und sein Pferd stets ausbalanciert und im Gleichgewicht zu behalten (vgl. Preuschhof & Hüllen-Kluge 1987, S. 134; DOKR 2019, S. 41). In der Vorbereitungs- bzw. Anreitphase hat der Reiter das technische Ziel und die Aufgabe den Weg, das Tempo und den Rhythmus als Gleichmaß der Galoppsprünge den Fähigkeiten seines Pferdes entsprechend optimal anzulegen, um seinen Sportpartner in eine geeignete Absprungdistanz und eine daraus resultierende und angepasste Flugkurve entsprechend dem bevorstehenden Hindernis reiten zu können (vgl. FN 2012, S. 176f.). Am Sprung selbst geht der Reiter mit seinem Oberkörper nach vorne mit der Sprungbewegung des Pferdes mit, indem er sein Hüftgelenk beugt. Dabei verlässt das Gesäß den Sattel und gibt den Pferderücken für die Bewegung frei. Die Reiterhand gibt in Richtung Pferdemaul nach ohne dabei die Verbindung zum Pferdemaul völlig aufzugeben. Das ausbalancierte Mitgehen des Reiters in der Flugbewegung ermöglicht dem Pferd einen effizienten Bewegungsablauf (vgl. Powers & Harrison 2004; FN 2010, S. 157ff.; DOKR 2019, S. 61ff.). Die Landung wird vom Reiter über das Knie- und Sprunggelenk im Steigbügel abgefedert. Der Reiter richtet sich im Oberkörper auf. Im Anschluss werden Weg, Tempo und Rhythmus möglichst schnell wiederhergestellt (vgl. FN 2012, S. 175ff.), um gute Voraussetzungen für das nächste Hindernis zu schaffen. Eine detaillierte Darstellung der Anforderungen an den Reiter sind der DOKR Rahmentrainingskonzeption zu entnehmen (vgl. DOKR 2019).

Für die Beurteilung der Springtechnik des Pferdes bleiben die Merkmale des rhythmischen Anlaufes und der Absprungdistanz, die ökonomisch in Höhe und Weite an das Hindernis angepasste Flugkurve, die Bewegung des Rumpf- und Halssegments als das Basculieren, sowie die kleinsten Segmentwinkel der Extremitäten als die Beintechnik im Flug. Viele reitspezifische Begriffe, wie Springmanier, Rittigkeit und Durchlässigkeit, sowie die unklare Definition bestimmter Ausbildungs- und Bewertungskriterien unterstreichen die Notwendigkeit einer umfassenden theoretischen und empirischen Arbeit zur objektiven Darstellung der Springbewegung.

2.2 Rahmenbedingungen und Anforderungen im Wettkampf

Für jede Springprüfung wird ein neuer Parcours entworfen und aufgebaut. Die Linienführung und die Gesamtlänge, die Auswahl, Anzahl, Anordnung und Dimension der Hindernisse sind nach den Anforderungen der ausgeschriebenen Prüfungsklasse gestaltet (vgl. FN 2013; DOKR 2019). Der zyklische Galopp im Springparcours ist die wettkampftypische Gangart. Die vorgegebene Geschwindigkeit zur Ermittlung der erlaubten Zeit liegt in Abhängigkeit des Schwierigkeitsgrades bei durchschnittlich 350 bis 400 m/min (vgl. FN 2013, S. 128f.; DOKR 2019, S. 95f.). Das im Parcours

absolvierte Galopptempo fällt in einen moderaten Intensitätsbereich für Pferde (vgl. Clayton & Barlow 1991, S. 155). Wer länger unterwegs ist als es die erlaubte Zeit für den Parcours zulässt, bekommt Zeitfehler. Diese werden im Anschluss auf die Springfehler aus dem Parcours addiert. Abgeworfene Hindernisstangen, Verweigerungen des Pferdes oder das Einschlagen einer falschen Parcourslinie als „Verreiten“ führen zu solchen Hindernisfehlern. In der Regel gewinnt der schnellste fehlerfreie Ritt. Auf internationalen Championaten wird zusätzlich die Bewegungsgeschwindigkeit des Springpferdes über das Prüfungsformat „Zeitspringen“ hervorgehoben. Hierbei werden die Hindernisfehler in Strafsekunden auf die benötigte Zeit im Springparcours um- und angerechnet, sodass es auf Grund der gemessenen Parcourszeit zu sehr kleinen Abstufungen der Fehlerpunkte in der endgültigen Rangierung kommen kann (vgl. FN 2013, S. 132). Die Anzahl von Strafpunkten in der ersten Wertungsprüfung ist die Grundlage für den weiteren Championatsverlauf. So entscheidet am Ende oft weniger als ein Hindernisfehler über die Vergabe von Mannschafts- und Einzelmedaillen.

Neben dem Zeitdruck erhöhen aber vor allem die verschiedenen Hindernisse den Schwierigkeitsgrad im Wettkampf. Die einzelnen Sprünge können in Hochsprünge, Hoch-Weit-Sprünge und Weitsprünge unterteilt werden (vgl. FN 2012, S. 146ff.). Der Steilsprung bildet mit einem Element einen wettkampftypischen Hochsprung. Zu den Hoch-Weitsprüngen zählen der Oxer mit zwei Elementen und die Trippelbarre mit mindestens drei stufenförmig angeordneten Elementen. Der wettkampftypische Weitsprung ist der Wassergraben. Neben der Höhe nimmt die Bedeutung der Weite für die eingezeichnete Flugkurve zu. Pollmann-Schweckhorst (2002) beschreibt die optimale Flugkurve mit dem Scheitelpunkt am Steilsprung über der Stange, am Oxer zwischen den beiden Elementen und an der Trippelbarre über dem letzten Element (vgl. S. 78). Beim Wassergaben sollte diese in der Mitte liegen. Abbildung 2 (modifiziert nach FN 2012, S. 151f.) bildet die wettkampftypischen Sprünge und die entsprechend optimal angepasste Flugkurve ab. Die FEI legt die Regularien für die Hindernisdimensionen in internationalen Wettkämpfen fest. Die Höhe der Hindernisse kann im Spitzensport bis zu 1,65 m und die Weite bei Hoch-Weit-Sprüngen bis zu 2,00 m (Oxer) und 2,20 m (Trippelbarre) groß ausfallen. Dazu kommt ein Weitsprung (Wassergraben) mit einer maximalen Breite von 4,50 m.

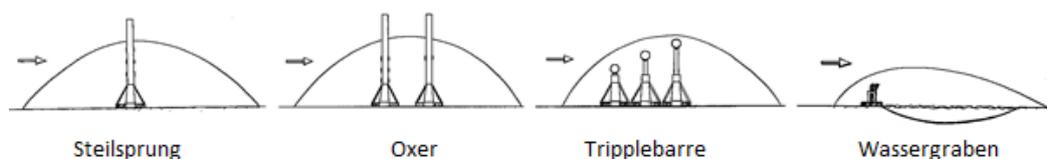


Abbildung 2: Die unterschiedlichen Sprungtypen im Wettkampf
(modifiziert nach FN 2012, S. 151f.)

Im Spitzensport fordern bis zu 14 Hindernisse mit insgesamt bis zu 17 Sprüngen (vgl. FEI 2018, S. 5ff.; DOKR 2019, S. 95f.) in verschiedenen Formaten und Anordnungen die Leistungsfähigkeit der Pferde über eine Parcourslänge von bis zu 700 m. Enge Wendungen oder längere Galoppstrecken, Distanzen zwischen zwei Hindernissen mit vorgegebenen drei bis sechs Galoppsprüngen oder zweifache und dreifache Kombinationen mit nur einem oder zwei Galoppsprüngen zwischen den Sprüngen (vgl. FN 2010, S. 169ff.) erhöhen die Anforderungen für eine fehlerfreie Überwindung.

Das zunächst moderate Galoppieren des Springpferdes zwischen den Hindernissen wird vor allem durch diese schnellkräftige und azyklische Sprungbewegung alle 4 bis 5 Sek. intensiviert (vgl. Clayton 1996, S. 265), sodass die Herzfrequenz im Parcoursverlauf deutlich über die Anforderungen des an sich moderaten Galopptempos um die 400 m/min ansteigt (vgl. Harris et al. 2014, S. 18; van Weeren 2014, S. 342f.; Bazzano et al. 2016, S. 193ff.; Léguillette et al. 2020 S. 3; Kirsch et al. 2022). Die maximale Herzfrequenz bei Springpferden in einem schweren Parcours liegt bei über 200 S/min (vgl. Barrey & Valette 1993, S. 93). Die im Anschluss an den Parcours gemessenen Laktatwerte im Blut fallen erhöht aus und kennzeichnen die Beteiligung der glykolytischen Stoffwechsellage unter teils anaeroben Bedingungen in der Energiegewinnung für die arbeitende Muskulatur im Parcoursverlauf (vgl. Art et al. 1990, S. 78; Lekeux et al. 1991, S. 386; Barrey & Valette 1993, S. 93; Bazzano et al. 2016, S. 193; Kirsch et al. 2022). Art et al. (1990), Lekeux et al. (1991), Roberts et al. (2014), Assenza et al. (2015) und Arfuso et al. (2021) untersuchen die physiologische Beanspruchung der Pferde im Springparcours etwas genauer und erheben weitere Biomarkern, wie bspw. Glucose-, Cortisol, Hämoglobin- und Hämatokritwerte, sowie die Aktivität diverser Enzyme, wie die Creatinkinase oder die Laktatdehydrogenase. Der Zeitpunkt und die Stelle der Blutentnahme, der Ausbildungs- und Trainingszustand der Versuchsgruppen und auch die vorausgehende Belastung der Pferde unterscheiden sich deutlich, sodass ein Vergleich der Werte im Detail vernachlässigt werden kann.

Clayton (1991) fasst die konditionellen Anforderungen an ein Springpferd mit den Bereichen Kraft, Ausdauer, sowie Beweglichkeit und Elastizität als leistungsrelevant und zum Schutz vor Verletzungen zusammen (vgl. S. 342). Das Training zur Vorbereitung eines Wettkampfes sollte in jedem Fall den physiologischen Charakter der Wettkampfanforderungen abbilden und die notwendigen physiologischen Ressourcen systematisch über die Anpassungsprozesse im Training aufbauen (vgl. Lekeux et al. 1991, S. 385; Clayton 1991, S. 343; Barrey & Valette 1993, S. 96), sodass eine frühzeitige Ermüdung der Pferde verhindert werden kann. Eine gute Ermüdungswiderstandsfähigkeit, sowie eine schnellere Regeneration zwischen den Sprüngen, den Umläufen und den einzelnen Wettkampftagen wird neben einer ökonomischen Sprungtechnik auch über die aerobe Kapazität und Leistungsfähigkeit gefördert (vgl. Clayton 1991, S. 342f.; Kirsch et al. 2022). Rodrigues et al. zeigen bereits 2014 durch Seriensprünge auf, dass das wiederholte Springen zu einer verringerten Sprungeffizienz führt.

Für die Springtechnik bedeuten die wiederholte Abfrage der Bewegungstechnik an unterschiedlichen Hindernissen eine entsprechende notwendige Bewegungsstabilität in der Bewegungsausführung. Zusätzlich fordern die unterschiedlichen Hindernisarten und -folgen genügend Flexibilität in der Bewegungsausführung, um diese aus verschiedenen Ausgangslagen durch den vorherigen Parcoursabschnitt angepasst abrufen zu können. Neben der Optimierung der individuellen Bewegungsfertigkeiten am Sprung gilt es für den Reiter das Pferd an den verschiedenen Einzelhindernistypen aus der vorgegeben Parcoursführung in eine entsprechend optimale Absprungposition zu bringen (vgl. FN 2010, S. 155ff.) und dem Pferd gute Voraussetzungen für den Sprungablauf mit guter Bewegungsqualität und Technik zu ermöglichen. Die technische Einwirkung des Reiters liegt im Schwerpunkt auf der situationsabhängigen Wahl von Weg und Geschwindigkeit. Hindernisfolgen unterbinden teilweise einen optimalen Anritt. Je besser die Leistungsfähigkeit des Springpferdes ist, desto stabiler bleibt die Bewegungsausführung über die wiederholte Anforderung an den verschiedenen Hindernissen hinweg erhalten und desto flexibler können Veränderungen durch die Parcoursführung in der Bewegung ausfallen. Außerdem kann im Wettkampf die Schnelligkeit in der Grundgaloppade zwischen den Hindernissen bis zum Ende koordiniert aufrechterhalten werden.

2.3 Der ungewöhnliche Athlet: der Bewegungsapparat des Pferdes

Das Ziel einer objektiven Bewegungsbeschreibung macht die Darstellung des Bewegungsapparates und die Bezeichnung der einzelnen Körpersegmente des Pferdes notwendig. Der Grundbauplan des Bewegungsapparates des Pferdes entspricht dem eines Wirbeltieres und unterscheidet sich bis auf einzelne Anpassungen im Grundsatz kaum vom Menschen. Abbildung 3 (modifiziert nach Neue Züricher Zeitung/ cke 2014) stellt die Körpersegmente von Mensch und Pferd vergleichend dar.

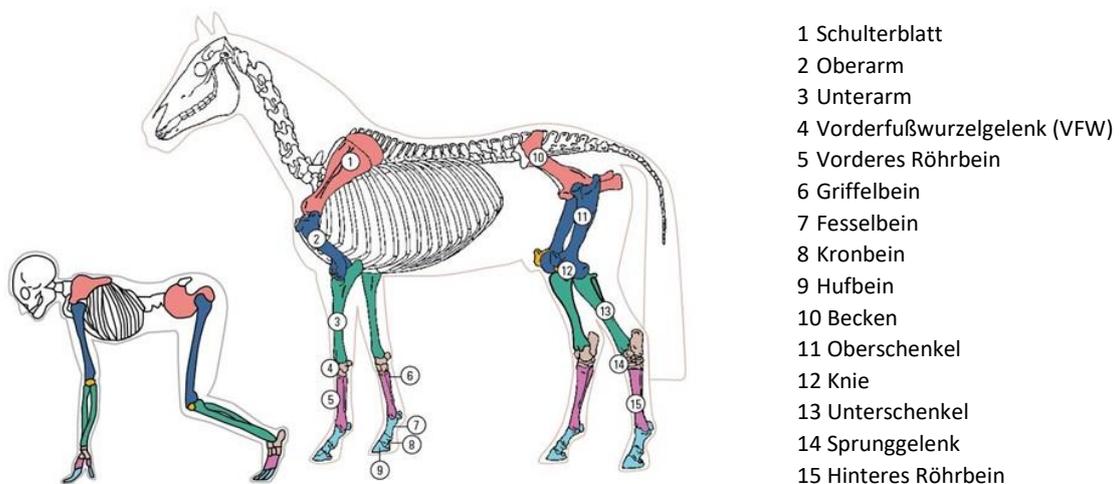


Abbildung 3: Das Skelett von Mensch und Pferd im Vergleich
 (modifiziert nach Neue Züricher Zeitung/ cke 2014)

Beide Säugetiere haben sich evolutionsbedingt an den jeweiligen Lebensraum angepasst. Durch die Art der Fortbewegung ergeben sich biomechanische Unterschiede in der Körperhaltung und Statik. Der Mensch, als Jäger und Sammler, bewegt sich im aufrechten Gang auf zwei Beinen (Bipede). Das Pferd, als Steppen- und Lauftier, bewegt sich dagegen auf vier Beinen (Quadrupede) mit einer ausgeprägten Körpersprache fort. Der Körperschwerpunkt (KSP) des Pferdes liegt im Körper im Verhältnis etwas niedriger als beim Menschen und durch die Massenverteilung der Körpersegmente etwas näher an den Vorderbeinen. Das Pferd ist entsprechend seiner Konstitution standfester als der Mensch und darauf ausgelegt sich über viele Stunden in der Steppe fortzubewegen. Der Körperbau des Pferdes wird mit Begriff Exterieur bezeichnet. Als Zehengänger hat sich die jeweilige Mittelzehe des Pferdes zu einem festen Huf ausgebildet (Unpaarhufer). Neben den seitlich angelegten Augen und den beweglichen Ohrmuscheln für den Rundumblick hat sich auch der Verdauungstrakt auf das Leben als Flucht- und Wandertier in der Steppe ausgerichtet.

Für die Bewegung des Pferdes als Reittier ist die Körperhaltung und vor allem die Rückentätigkeit für die langfristige Gesunderhaltung von großer Bedeutung. Die Rumpfstatik des Pferdes wird durch die aktive Arbeit der Muskulatur mit Hilfe der passiven Strukturen durch Knochen und Bänder aufrechterhalten (vgl. Wieland et al. 2018, S.63f.). Ein komplexes Gebilde aus Wirbeln, Bandscheiben, Bändern und Gelenken bildet die starke Wirbelsäule als Brücke zwischen der Vorhand (VH) und der Hinterhand (HH) und trägt das Gewicht der Verdauungsorgane und des Reiters im Sattel auf dem Rücken. Die Vorderbeine sind nicht wie beim Menschen durch das Schlüsselbein auf knöcherner Ebene mit dem Rumpf verbunden. Die Verbindung besteht ausschließlich über muskuläre Schlingen und Bindegewebsstrukturen am Schulterblatt (vgl. Higgins 2017, S. 13; von Bismarck 2019, S. 131f.). Die Energieübertragung auf die Wirbelsäule und den Rumpf geschieht über ein muskuläres Gleiten des Schulterblattes, das über den Bug mit dem Oberarm verbunden ist (vgl. Kleve 2010, S. 82f.). „Die Vorderbeine dienen vor allem zum Tragen des Gewichts und tragen zur Balance in Wendungen und zum Abbremsen bei“ (vgl. Higgins 2017, S. 13). Die Beweglichkeit und der Spielraum der einzelnen Gliedmaßen der VH ist vom muskulären Zustand des Schultergürtels, des vorderen Rumpfes und des Halses abhängig (vgl. von Bismarck 2019, S.131ff.). Das Buggelenk des Pferdes weist deutlich weniger Freiheitsgrade auf als es dem humanen Schultergelenk gelingen kann.

Die Hinterbeine des Pferdes sind wie beim Menschen über das Becken und das Kreuzdarmbein knöchern mit dem Rumpf verbunden. Dabei bestimmt die Segmentlänge und die Winkelung zwischen den Gliedmaßen und dem Becken über die Funktionalität der Kraftübertragung und die Beweglichkeit (vgl. Higgins 2017, S. 13). Den Antrieb erzeugt das Pferd aus seinen kräftigen Hinterbeinen mit den großen Knochen und Gelenken, die über das Kreuzdarmbeingelenk auf die (Lenden-) Wirbelsäule in die Vorwärtsbewegung übertragen wird (vgl. von Bismarck 2019, S. 137, S. 203).

Im Inneren der Wirbelkörper schützt die Wirbelsäule, wie beim Menschen das Rückenmark, welches die Peripherie des Bewegungsapparates neuronal steuert. Dorn- und Querfortsätze bieten Ansatzflächen für viele Muskeln und Bänder und führen zusätzlich zu mehr Stabilität im Rumpf (vgl. Higgins 2017, S. 11). Die lange knöcherne Struktur der Wirbelsäule besteht aus Hals- (7), Brust- (18), Lenden- (6), Kreuz- (5) und Schweifwirbeln (15 – 21). Die einzelnen Bereiche der Wirbelsäule sind durch die unterschiedliche Form der Wirbelkörper und der Fortsätze wie beim Menschen verschieden stabil und beweglich (vgl. Mülling et al. 2013, S. 8f.). Von der Seite betrachtet hat der Pferdehals eine nach oben gerichtete Wölbung, die Brustwirbelsäule ist mit ihren langen Dornfortsätzen im vorderen Teil (Widerrist) konkav gewölbt, während die bewegliche Lendenwirbelsäule und das Kreuzbein eher konvex gebogen sind (vgl. Kleve 2010, S. 48f.). Der Hals des Pferdes ist mit seiner S-Form der beweglichste Abschnitt. Die Wirbelkörper haben große Gelenkflächen und sind in der kettenartigen Anordnung in alle Richtungen flexibel wie ein Baggerarm (vgl. Kleve 2010, S. 58ff.). Der Thorax wird von der Brustwirbelsäule, den Rippen und dem Brustbein gebildet, die als Konstrukt zum Schutz der inneren Organe fest und stabil zwischen den beiden Vorderbeinen liegen und entsprechend ihrer Funktion mit nur wenig Bewegungsmöglichkeiten ausgestattet sind (vgl. Kleve 2010, S. 66ff.). Die anschließenden leicht konvex in Reihe gebogenen Lendenwirbel erlauben wieder etwas mehr Bewegung (vgl. Higgins 2017, S. 30) vor dem Übergang zu den ineinander verschmolzenen Kreuzwirbeln als Verbindung zu den hinteren Extremitäten. Die anschließenden Schweifwirbel nehmen nach distal hin in ihrer Größe ab und in ihrer Beweglichkeit zu.

Die Extremitäten des Pferdes stützen als Säulen die zuvor beschriebene Brückenkonstruktion des Rumpfes. Van Weeren et al. (2010) haben in einer Übersichtsarbeit die Funktionalität des Rückens als Bewegungszentrum zusammengefasst (vgl. S. 393ff.). Die gute und funktionale Körperhaltung des Reitpferdes ist, wie auch beim Menschen, entscheidend für seine Gesunderhaltung. Unter dem Sattel trägt die Rumpfstruktur des Pferdes zusätzlich über das eigene Körpergewicht hinaus das Gewicht des Reiters. Die Rumpfmuskulatur kann grob in die „Streckerkette“ auf der Oberseite der Wirbelsäule und die „BeugerKette“ auf der Unterseite der Halswirbelsäule, über das Brustbein zur Unterseite des Beckens aufgeteilt werden (vgl. Higgins 2017, S. 18f.). Über das Nackenband ist die Halsbewegung durch die Dornfortsätze der Wirbelsäule an die Rückentätigkeit gebunden. Die ventrale Kette ist über die umgekehrten Dornfortsätze im hinteren Teil der Wirbelsäule ebenfalls für die Rückentätigkeit verantwortlich. Ein Aufwölben des Rückens als funktionale Kyphose ist demnach beim Reiten über die gedehnte Halshaltung und die aktivierte Bauch- bzw. Beckenmuskulatur durch die aktive HH möglich (vgl. Kleve 2010, S. 48ff.). „Je weiter die Hinterbeine unter den Rumpf kommen, desto besser können sie eine gute Rückenhaltung unterstützen“ (vgl. Higgins 2017 S. 38). Eine gut herangeschlossene und tragende HH fördert demnach die freie Beweglichkeit der Schulter und damit das für die VH

entlastende nach „bergauf“ Gehen des Pferdes (vgl. Wieland et al. 2018, S. 198ff.). Stammer (2016) beschreibt diesen Vorgang vielmehr damit, dass der Reiter das „Pferd in positive [Körper-]Spannung bringen“ soll. Das muskuläre Anheben des Brustkorbes nach oben entgegen der nach unten wirkenden Schwerkraft (vgl. S. 33ff.) bildet dabei die Grundlage der Rückentätigkeit. Die strukturelle Verknüpfung der Extremitäten zur Bewegung der Oberlinie, bestehend aus der Bewegung des Hals- und Rumpfssegments des Pferdes, bedingt sich, sodass eine gute Rumpfmuskulatur die freie Beweglichkeit der Extremitäten mit sich bringt. Andersherum trägt die Mobilität der Extremitäten zur optimalen Arbeit der „tragenden“ Rumpfmuskulatur entgegen der Schwerkraft bei.

Für die korrekte und gesunde Ausführung der Springbewegung sollte das Pferd also aus einem dynamischen und losgelassenen Bewegungsfluss in der Lage sein den Absprung energetisch zu taxieren und einen harmonischen und den Dimensionen des Hindernisses angepassten Bewegungsablauf am Sprung zu generieren. Der schnellkräftige Absprung aus der HH und auch die zuvor von den Bodenkontakten der VH eingeleiteten Rumpfrotation, verlangen genügend Kraft, Mobilität und Beweglichkeit in den Extremitäten. Die Dehnfähigkeit der Hals- und Rückenmuskulatur in Beugung und Streckung stehen wiederum in funktionaler Verbindung zur Beweglichkeit der Vorder- und Hintergliedmaßen. Die Technikmerkmale des Basculierens und der Beintechnik hängen demnach zusammen. In der LA wirken innerhalb der Springbewegung die größten, exzentrischen Kräfte auf den Bewegungsapparat des Pferdes. Die Energie wird durch die Schrittstellung über nur ein Vorderbein kompensiert und in den weiteren Galopp durch das Gleiten des Schulterblattes innerhalb der muskulären Führung des Beines zum Rumpf umgelenkt. Ein funktionaler und kräftig trainierter Schultergürtel als „Stoßdämpfer“ hat im Bezug zur langfristigen Gesunderhaltung des Springpferdes eine Schlüsselfunktion. Das tägliche Gymnastizieren beider Körperhälften des Springpferdes zur Förderung der Losgelassenheit und Kräftigung der gesunden Körperhaltung als Reittier ist unabhängig des spezifischen Springtrainings als Grundlage zu verstehen, um der mechanischen Belastung bei der Überwindung eines Hindernisses gewachsen zu sein. Die technischen Merkmale sind nicht nur als optische Qualitätsmerkmale anzustreben, sie gehen, basierend auf den anatomischen und biomechanischen Gegebenheiten des Bewegungsapparates, mit der langfristigen Gesunderhaltung des Springpferdes einher. Entsprechend kann die Ausbildung und das Training der guten Springtechnik über einen rhythmischen Anlauf, einer passenden Absprungdistanz hin zu einer optimalen Flugkurve, Bascule und Beintechnik als Präventionsmaßnahmen des Pferdes gesehen werden.

3 Perspektivwechsel: Biomechanische Analysen im Humansport

Neben der Darstellung der Besonderheiten des Pferdesports und der sportspezifischen Anforderungen der Disziplin Springen zuvor wird im kommenden Abschnitt die Bewegung und das biomechanische Leistungsdiagnostikkonzept einer humanen Sportart für einen konstruktiven *Blick über den Tellerrand* vorgestellt. Auf Grund des ähnlichen Bewegungsablaufes mit einem geraden Anlauf und einer gradlinigen Sprungausführung mit relativ geringen Rotationsanteile um die Körperlängs- und Tiefenachse wird der Weitsprung für einen sportartübergreifenden Vergleich ausgewählt. In diesem Kapitel werden die leistungsdiagnostischen Ziele und die damit in Verbindung stehenden Messmethoden des humanen Weitsprungs für einen Transfer in den Pferdesport zusammengefasst. Durch den deutlichen Unterschied der Landeposition des Weitspringers zum Springpferd, welches mit der Landung den Auslauf im Galoppieren generiert, wird der Blick zusätzlich auf die humane Landung und die Landebelastungen der unteren Extremitäten in den Sportsportarten gelenkt. Vor allem im Volleyball zeigen sich, trotz fehlendem Gegnerkontakt viele Verletzungsmuster der unteren Extremitäten, die auf die Belastung der Sprungbewegungen im Spielverlauf zurückzuführen sind.

Idealerweise lassen sich trotz der unterschiedlichen anthropometrischen Merkmale der Athleten Inhalte für die Zielstellungen im Pferdesport ableiten. Diese Inhalte werden anschließend mit den theoretischen Grundlagen und dem wissenschaftlichen Forschungsstand der equinen Sprungbewegung genutzt, um die Kenntnisse über die Messverfahren und die bereits verwendeten Bewegungsparameter, sowie deren inhaltliche Zusammenhänge aus dem Humansport und dem Reitsport für die eigene Untersuchungsplanung im empirischen Teil der Arbeit zu verknüpfen.

3.1 Ziele der biomechanischen Leistungsdiagnostik im Weitsprung

Die biomechanische Aufgabe im humanen Weitsprung liegt in der Umwandlung der horizontalen Geschwindigkeit aus dem Anlauf in eine optimale vertikale Absprunggeschwindigkeit zu generieren, um die resultierende Sprungweite zu maximieren (vgl. Coh et al. 1997, S. 47). Hay entwickelte bereits in den 80ern ein kinematisches Modell der Bewegung des Weitsprungs. Die Gliederung in die Struktureinheiten Anlauf, Absprung, Flug und Landung bildet dabei die Basis der detaillierten Bewegungsbeschreibung und lässt sich mit der strukturellen Einteilung von Clayton (1989) sehr gut vergleichen. Im Anlauf des Weitspringers spielt die Gesamtlänge zur Beschleunigung und Entwicklung der Geschwindigkeit, die Schrittlänge und Schrittfrequenz, sowie die Präzision im Übergang zum Absprung eine entscheidende Rolle für die Sprungweite (vgl. Hay 1986, S. 416ff.). Die Absprungaktion

dient der vertikalen Beschleunigung des zuvor abgesenkten KSPs. Die Absprunggeschwindigkeit und der Absprungwinkel bestimmen die anschließende Flugkurve (vgl. Coh et al. 1997, S. 47). Linthorne (2010) greift die Stembewegung über das in einem letzten verkürzten Schritt, weit vor dem Körper und mit einem entgegengesetzten Beschleunigungsanteil zum Körper aufgesetzte Sprungbein auf und beschreibt das Schwenken des KSP über diese Stützstelle des Bodenkontaktes als die Erzeugung des vertikalen Impulses im Absprung. Die präzise Platzierung des Sprungbeines zum Absprungbalken in Distanz, Wirkungswinkel der Geschwindigkeit am KSP und der Beinwinkel als Stemmposition ist dabei leistungsrelevant (vgl. Linthorne 2010, S. 343). Die Körperhaltung und der Kniewinkel des Schwungbeines unterstützen den Transformationsprozess. Die abschließende Absprungposition ist definiert durch die KSP-Höhe, den vertikalen und horizontalen Anteil der Absprunggeschwindigkeit und der Richtung durch den Absprungwinkel der resultierenden Absprunggeschwindigkeit (vgl. Hay, 1986, S. 416ff.). Im Flug werden verschiedene technische Bewegungsausführung zur Maximierung der Sprungweite praktiziert (vgl. Huber 2012, S. 1). Flug und Landung haben einen deutlich geringeren Einfluss auf die Sprungleistung (vgl. Coh et al. 1997, S. 47) und unterscheiden sich deutlich von der Sprungbewegung des Pferdes. Während die sportliche Aufgabenstellung des Weitspringers nach der Landung in der Sandgrube zunächst beendet ist, galoppiert das Pferd nach der Landung auf den Vorderbeinen im Auslauf weiter und befindet sich unmittelbar auf dem Weg zum nächsten Hindernis. Abbildung 4 (modifiziert nach Huber, 2012 S.24, S. 44) skizziert die beschriebene Stemm-, Absprung-, Flug- und Landeposition, die leistungsrelevanten Parameter der Absprungposition, sowie die theoretische Flugbahn des KSP des Weitspringers.

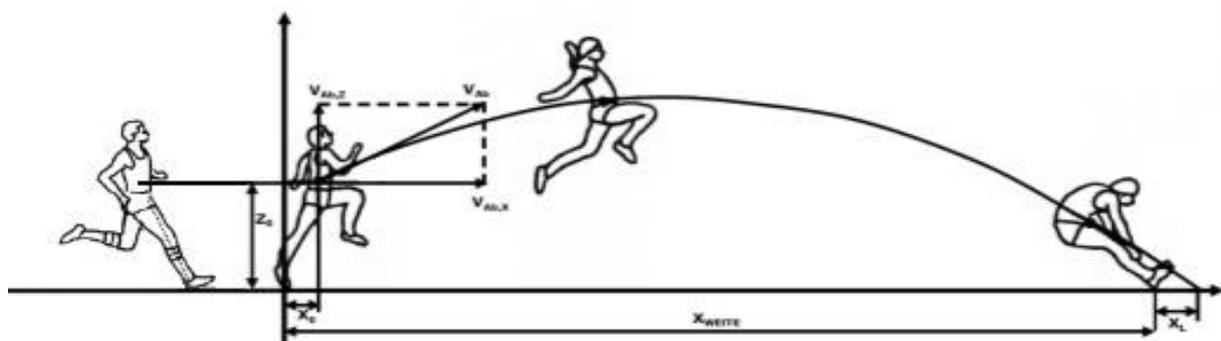


Abbildung 4: Die Stemm-, Absprung-, Flug- und Landeposition im humanen Weitsprung (modifiziert nach Huber, 2012 S.24, S. 44)

In vielen wissenschaftlichen Untersuchungen wird der Zusammenhang der einzelnen Parameter auf die Maximierung der Sprungweite (Leistungsrelevanz) untersucht, um die Optimierung der individuellen Technik und damit den sportlichen Erfolg vorantreiben zu können. Hay (1995) und Coh et al. (1997) beschreiben als größten Einflussfaktor auf die Sprungweite die Anlaufgeschwindigkeit. Umso höher diese bis zum Absprung hin generiert werden kann, desto länger und weiter ist die

Flugphase und damit die Sprungweite. Lees et al. (1994) heben zusätzlich die zuvor stattfindende KSP-Absenkung zum Absprung hin als leistungsrelevantes Kriterium hervor. Auf Grund der Minimierung der negativ wirkenden Gravitation am KSP und dem durch die Absenkung verlängerten Beschleunigungsweg des KSP im eigentlichen Absprung kann eine höhere Absprunggeschwindigkeit vom Athleten generiert werden. Durch den kleineren Kniewinkel des Stützbeines kann die Muskelkraft zusätzlich über einen größeren Arbeitsweg wirken und vergrößert dadurch den vertikalen Impuls auf den KSP im Absprung (vgl. S. 62). Huber (2012) fasst das technische Hauptziel im Weitsprung durch die Generierung einer maximalen Absprunggeschwindigkeit bei einem optimalen Absprungwinkel zusammen. „Dazu müssen vor allem die Anfangsposition, die Stemmposition und die Abflugposition, sowie die horizontalen Brems- und die vertikalen Beschleunigungskraftstöße optimiert werden“ (S. 2). Hay et al. (1986), Koh & Hay (1990), sowie Müller und Brüggemann (1998, zitiert nach Huber 2012, S. 8ff.), Nixdorf und Brüggemann (1990) und Graham und Lees (2005) kommen zu den gleichen Ergebnissen: die Präzision im Übergang vom Anlauf zum Absprung bei stabil und optimal ausgeführter Absprungtechnik ist leistungsentscheidend (vgl. Coh et al., 1997, S. 47f.).

3.2 Messmethoden im humanen Weitsprung

Huber (2012) befasst sich mit den biomechanischen Messverfahren zur Erhebung der zuvor beschriebenen Bewegungsparameter zu leistungsdiagnostischen Analysen im Training. Dabei spielt nicht nur die sportpraktische Technikanalyse der Sprungbewegung und die Zusammenhänge der Parameter für Trainer und Athlet eine Rolle, sondern auch eine Abbildung der Bewegungsstabilität und Wiederholbarkeit in der technischen Ausführung der Athleten bei mehreren Sprüngen. Die Entwicklung der Anlaufgeschwindigkeit wird durch Doppellichtschranken in den Bereichen von 11,0 bis 6,0 m und von 6,0 bis 1,0 m zum Absprungbereich hin gemessen. Eine Kraftmessplatte (*Kistler Instrumente GmbH, Sindelfingen*), unter dem ursprünglichen Tartanbelag positioniert, zeichnet in der Absprungaktion die dynamischen Werte der Bodenreaktionskräfte der Athleten auf (Dynamometrie). Horizontale und vertikale Kraftstöße, horizontale und vertikale Brems- und Beschleunigungsanteile, sowie Bodenkontaktzeiten und Geschwindigkeitsveränderungen werden für jeden Versuch in den Schlüsselpositionen berechnet. Zusätzlich lässt sich der Umlenkpunkt im Absprung zeitlich erfassen. Mit vier Kameras (100 Hz) wird die Bewegung der Körpersegmente beider Körperseiten zusätzlich optisch erfasst (*Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim*) und kinematisch ausgewertet (Kinemetrie). Dabei wird der KSP des Weitspringers berechnet und im Anlauf und Absprung auf die Höhe, die vertikalen und horizontalen Geschwindigkeitsanteile und den Wirkungswinkel zur Bewegungsebene hin untersucht. Zusätzlich werden der Fußaufsatz des Sprungbeines, die Körperhaltung und der Kniewinkel des Schwungbeins analysiert (vgl. Huber 2012, S. 35f.).

Die verschiedenen Analysekomponenten werden in Form eines Messplatztrainings in einer Trainingseinheit angewendet. Inter- und intraindividuelle Vergleiche, sowie statistische Auswertungen ergeben verschiedene Sprungmuster und –strategien der Athleten, sowie Rückschlüsse auf die Bewegungsstabilität und den Trainingseffekt innerhalb der Saison (vgl. Huber 2012, S. 27).

3.3 Bedeutung der Landebelastungen in den Sportsportarten

Die Landeposition des Weitspringers in der Sandgrube unterscheidet sich deutlich von der Landung des Springpferdes nach einem Hindernis. Die Landung fordert eine Umlenkung der Landebelastung in das weitere Galoppieren im Auslauf. Der Auslauf kann im Parcoursverlauf dem Anritt zum nächsten Hindernis entsprechen. Ob Sprungwürfe, Kopfbälle oder Schmetterschläge - in verschiedenen Sportsportarten werden Sprungbewegungen zur Erfüllung der sportlichen Aufgabe genutzt. Die Spieler müssen kontrolliert auf den Füßen landen, um dem weiteren Spielverlauf unmittelbar folgen zu können. Nach van Husen (2005) führt eine hohe Wiederholungszahl von solchen Sprungbewegungen in den Sportsportarten durch die hohe Belastung der Landung zu einem höheren Risiko von akuten Verletzungen und ferner zu Überlastungsschäden der unteren Extremitäten (vgl. S. 5ff.). Murray et al. (2006) stellen in der Auswertung von orthopädischen Verletzungen fest, dass auch Sportpferde sehr häufig an Verletzungen der unteren Extremitäten leiden. Vor allem der Sehnenapparat an den Vorderbeinen ist durch die wiederholende Sprung- und vor allem der Landebelastung bei Springpferden besonders gefährdet (vgl. Meershoek et al. 2001a, 2001b; Murray 2006; Reutter 2014).

Die Aufgabe der Landungen ist [es], den Landeimpuls abzufangen. (...) Durch einen entsprechenden Muskeleinsatz kann die Bewegung (...) kontrolliert werden. Dabei erfahren die einzelnen Körperstrukturen wie Knochen und Knorpel eine Druckbelastung bzw. Sehnen und Muskeln eine Zugbelastung und sind somit einer bestimmten Beanspruchung ausgesetzt (vgl. van Husen 2005, S. 11). Als mechanische Belastung beschreiben Ballreich und Baumann (1988) den äußeren Reiz, der zu biologischen Reaktionen (Beanspruchung) in den organischen Strukturen führt (vgl. S. 44ff.). Damit ist die Quantifizierung der Landebelastung zur Steuerung der Beanspruchung ein wichtiger Baustein für das Training der Springpferde. Van Husen (2005) stellt den Maximalwert, die Belastungsdauer und die Wiederholungsrate als Merkmale heraus. Einflussfaktoren sind die Sprunghöhe, die Landetechnik und damit in Verbindung stehend die Landegeschwindigkeit und Landehärte (Kniewinkel), die Dämpfung des Sportschuhs und die Bodenbeschaffenheiten, sowie die Ermüdung des Athleten (vgl. S. 14ff.). Die verwendeten Messverfahren belaufen sich, wie in der technischen Analyse des Absprungs im Weitsprung, auf die kinematische Analyse durch bildgebende Verfahren, wie bspw. die Mo Cap Analyse, und auf die kinetischen Analysen der Bodenreaktionskräfte

3.4 Erkenntnisse für das Springreiten

Wenngleich die Zielstellung nicht die Maximierung der Sprungweite ist, so lassen sich dennoch viele Aspekte der biomechanischen Leistungsdiagnostik aus dem Humansport für das Springreiten ableiten. Das Springpferd muss, wie auch der Weitspringer, die horizontale Geschwindigkeit aus dem Anlauf über eine passende Absprungaktion in eine entsprechende Absprunggeschwindigkeit umwandeln, um der parabelartigen Flugkurve des KSPs genügend Höhe und Weite für das bevorstehende Hindernis geben zu können. Der Anlauf des Pferdes soll rhythmisch und ohne Geschwindigkeitsverlust in einer geeigneten Absprungdistanz münden. Auch der Weitspringer muss seinen Anlauf optimal zum Brett hin entwickeln und taxieren, um am Ende keine kostbaren Zentimeter zu verschenken oder gar einen Fehlversuch zu riskieren. Dabei spielt die Maximierung der Anlaufgeschwindigkeit für das Springpferd eine untergeordnete Rolle, sofern die horizontale Anlaufgeschwindigkeit ausreichend groß für das bevorstehende Hindernis ist. Der letzte verkürzte Schritt der Weitspringer zeigt sich auch bei den Springpferden mit einem verkürzten A1. Das weit vorne aufgesetzte Sprungbein und die Stembewegung über die Stützstelle findet beim Pferd über die beiden Sprungbeine der HH statt. Für die Ausführung sind die Bodenkontakte der VH im A1 von großer Bedeutung. Sie leiten die rückwärtige Rumpfrotation ein und ermöglichen das Aufsetzen der HH weit vorne unter dem Körper. Durch die Rotation des Pferderumpfs in der Absprungaktion zu einer aufgerichteten Absprungposition wird der KSP des Pferdes erhöht und vertikal beschleunigt. Demnach sollte auch im Springreiten die Stemm- und Absprungposition analog zu den wissenschaftlichen Erkenntnissen aus dem Weitsprung auf ihre Bedeutung für die Leistung untersucht werden. Die Flugkurve und –weite des Pferdes sollen dann nicht maximiert werden, sondern so ökonomisch angepasst sein, dass eine Überwindung des Hindernisses ohne eine Berührung der Hindernisstange möglich ist. Die Bewegung der vorderen und hinteren Extremitäten ist, wie auch die Bewegung des Hals- und Rumpfsegments, für die Technikmerkmale Beintechnik und Bascule analytisch zu ergänzen und auf ihre Leistungsrelevanz im Springreiten zu untersuchen. Die Landeposition des Pferdes unterscheidet sich deutlich. Die Landebelastung muss für die Steuerung der Trainingsbelastung ebenfalls quantifiziert werden.

Die Objektivierung der Sprungbewegung der Pferde könnte analog zum humanen Weitsprung in Form eines festen Messplatzes am Bundesstützpunkt geplant werden. Ein *Motion Capture Verfahren* (MoCap) mit Kameras kann für die kinematische Untersuchung der Bewegung der Körpersegmente und mit einem geeigneten Modell auch die des KSPs genutzt werden. Eine Darstellung des gesamten Pferdekörpers ermöglicht die angestrebte, objektive Ableitung der technischen Bewegungsmerkmale. Auch Kraftmessplatten sind, sofern sie technisch für das Gewicht der Pferde ausgelegt sind, in Absprung und Landung denkbar. Auf die Abbildung der Geschwindigkeitsentwicklung im An- und Auslauf über die Verwendung von Lichtschranken kann im Reitsport zunächst verzichtet werden.

4 Wissenschaftliche Studien zur Sprungbewegung des Pferdes

Als Grundlage für die Planung der eigenen Untersuchungen ist, neben den theoretischen Grundlagen der Sportart und der Darstellung eines wissenschaftlich langjährig gewachsenen Beispiels aus dem Humansport, auch die Darstellung des aktuellen Forschungsstandes im Pferdesport selbst ein wichtiger Baustein. Die Erfahrungen mit den bereits praktisch eingesetzten Messverfahren und die bisher wissenschaftlich aufbereiteten Bewegungsparameter zur objektiven Analyse der Springbewegung von Pferden werden anhand einer Literaturrecherche mit den Schlagworten „Bewegungsanalyse“ (engl. *movement* oder *motion analysis*), „Biomechanik“ (engl. *biomechanic*), „Kinematik“ (engl. *kinematic*) und „Kinetik“ (engl. *kinetic*) von Spring- (engl. *show jumping horses*) und Vielseitigkeitspferden (engl. *eventing horses*) online in den gängigen Datenbanken in Deutsch und Englisch durchgeführt. Dabei werden nur die Arbeiten berücksichtigt, die sich inhaltlich mit gerittenen Pferden unter dem Sattel auseinandersetzen. Untersuchungen im Freispringen ohne reiterliche Einwirkung werden auf Grund der fehlenden Vergleichbarkeit nicht berücksichtigt (vgl. Powers & Harrison 2000; Santamaria et al. 2004; Lewczuk et al. 2006, 2007, 2008, 2017). Um Zufälligkeiten auszuschließen, werden zusätzlich nur solche Arbeiten in die Auswertung involviert, die mindestens zehn Pferde mit je einem Springversuch oder vier Pferde mit mindestens zwei Springversuchen beinhalten. Um eine grundlegende Idee von den verwendeten Bewegungsparametern zu erhalten, muss das Messobjekt ein einzelner Sprung sein. Technische Aufbauten, die den Anlauf vor dem Hindernis unmittelbar beeinflussen, werden in der Literaturübersicht nicht beachtet. Der ausgewählte Hindernistyp und seine Dimensionen, die Rahmenbedingung der Untersuchung, die Messmethodik und die Fragestellung der Autoren bilden kein Auswahlkriterium.

Unter den ausgewählten Studien sind zahlreiche Untersuchungen unter Wettkampfbedingungen zu finden. Entsprechend liegen den Ergebnissen homogene und zufällige Probandengruppen (Leistungsklasse, Qualifikationsmodus, etc.) in der gleichen Ausgangssituation zu Grunde. Die meist auf schwerem internationalen Niveau ausgewählten Wettkämpfe lassen durch die Voraussetzungen der Teilnahme auf viel Erfahrung von Reiter und Pferd schließen. Der Fokus der Probanden liegt in diesen Untersuchungen allerdings nicht auf der technischen Bewegungsaufgabe an sich, sondern auf dem Wettkampfgeschehen mit entsprechendem Zeitdruck. Leach et al. (1984) führten bspw. ihre Untersuchung zur Kinematik von Springpferden während eines schweren internationalen Springens in Kanada durch. Deuel und Park (1991), Clayton et al. (1995) und Colborne et al. (1995) nutzten jeweils die Olympischen Spiele 1988 in Seoul und 1992 in Barcelona. Van den Bogert et al. (1994) wählten die Weltmeisterschaften 1990 in Stockholm aus. Lütteken (2001) untersuchte in Aachen 1999 die Teilnehmer in einem schweren Springen mit Pferdewechsel. Stinner (2014) und Hernlund et al. (2010,

2013) suchten jeweils Prüfungen auf einem großen internationalen Turnier aus, um ihre Fragestellungen zu bearbeiten. Powers (2002) entschied sich für ein internationales Mächtigkeitsspringen in Dublin. Hierbei handelt es sich um eine spezielle Wettkampfform ohne Zeitdruck, in welcher der Teilnehmer gewinnt, der im *KO-Modus* Runde für Runde den höher werdenden Sprung fehlerfrei überwindet. Dagegen gibt es Ergebnisberichte aus verschiedenen Trainingssituationen (vgl. Clayton & Barlow 1989, 1991; Merkens et al. 1991; Schamhardt et al. 1993; Barrey & Galloux 1997; Galloux & Barrey 1997; Falaturi et al. 2001; Meershoek et al. 2001a, 2001b; Dutto et al. 2004; Moghaddam und Khosravi 2007). Neben dem fehlenden Zeitdruck liegt der Fokus in diesen Untersuchungen auf der gestellten Bewegungsaufgabe. Zusätzlich sind Messwiederholungen für die Auswertung an einem Hindernis oder vergleichend an unterschiedlichen Hindernissen möglich.

Von einem Ranking der Ergebnisse wird auf Grund der Vielfältigkeit der Parameter, der verwendeten Hindernisse, Messmethoden und Probanden an dieser Stelle abgesehen. Nicht in allen Artikeln ist das Alter, das Geschlecht, das Gewicht und die Größe der Pferde angegeben. Durch die Hindernisdimensionen können jedoch Rückschlüsse auf die Erfahrungen und den Ausbildungsstand der Pferde gezogen werden. Auch der Erfahrungsschatz, Größe und Gewicht der Reiter wird in vielen Arbeiten nicht angegeben und daher im weiteren Verlauf vernachlässigt.

Die folgende Darstellung der Ergebnisse dient zur Übersicht der bereits angewandten und verwendeten Messmethoden und den von den Autoren als untersuchungsrelevant geltenden Parameter der Sprungbewegung. Hier werden die aus den unterschiedlichen Messmethoden entstehenden Parameter systematisch in den Bewegungsphasen Anlauf, Absprung, Flug, Landung und Weitergaloppieren vorgestellt. Die aus dem humanen Weitsprung bekannten Parameter der Anlaufgeschwindigkeit, der Bodenkontaktzeiten, der Bodenreaktionskräfte und der KSP-Position im Absprung, sowie die einzelne Positionierung von verschiedenen Körpersegmente finden sich in einzelnen Untersuchungen wieder. Wenige Autoren konnten darüber hinaus durch den Vergleich von fehlerfreien Ritten mit fehlerbehafteten Versuchen verschiedene Parameter auf ihre direkte Leistungsrelevanz untersuchen. Diese Ergebnisse schließen sich zusammengefasst an.

Die theoretischen Erkenntnisse, der Einblick in den humanen Weitsprung und die Abbildung des aktuellen Forschungsstandes der Wissenschaft im Pferdesport werden für die Planung der eigenen Bewegungsanalysen von Springpferden genutzt. Mit den folgenden Ergebnissen des wissenschaftlichen Forschungsstands von Bewegungsanalysen im Springreiten neigt sich die Literaturarbeit als Grundlage für den empirischen Teil der Arbeit dem Ende zu.

4.1 Die verwendeten Messverfahren

Die im Pferdesport bereits verwendeten Messverfahren der einzelnen Untersuchungen aus den Forschungsergebnissen im Springreiten lassen sich systematisch in drei Kategorien aufteilen, die entsprechend inhaltlich zur Darstellung von unterschiedlichen Aspekten der Sprungbewegung führen. Es können, wie im Weitsprung, methodische Ansätze aus (1) kinetischen und (2) kinematischen Messverfahren unterschieden werden. In der Arbeit mit Pferden hat sich auch ein (3) sensorbasierter Ansatz über die Verwendung von Inertialsensoren an Körpersegmenten als weitere Kategorie ergeben. Die kleinen und robusten Sensoren bietet einen vielversprechenden Ansatz für Bewegungsanalysen im praktischen Feld des Reitsports (vgl. Clayton & Schamhardt 2013) und werden als eine mögliche Alternative zu den bildgebenden Verfahren auch in vielen wissenschaftlichen Untersuchungen zur Ganganalyse im Humansport diskutiert (vgl. u.a. Mayagoitia et al. 2002; Giansanti et al. 2003; Sabatini 2011; Hamacher et al. 2014; Seel et al. 2014; Chambers et al. 2015).

Alle drei Kategorien werden im Folgenden mit ihren Einsatz- und Darstellungsmöglichkeiten im Pferdesport vorgestellt und für den sportpraktischen Einsatz unter Feldbedingungen diskutiert.

4.1.1 Kinetische Messverfahren

Die Darstellung von dynamischen Bewegungen kann über die Wirkung von Kräften realisiert werden. Sowohl der Absprung als auch die Landebewegung im Sprung bieten sich für die Untersuchungen der Bodenreaktionskräfte an (vgl. Merkens et al. 1991; Schamhardt et al. 1993; Meershoek et al. 2001a, 2001b; Dutto et al. 2004). In den biomechanischen Untersuchungen im humanen Weitsprung werden feste Kraftmessplatten unter dem Tartanbelag genutzt, um die Bodenreaktionskräfte der Athleten im Absprung erfassen und optimieren zu können (vgl. Huber 2012). Auch im Reitsport ist die kinetische Darstellung der Bewegung leistungsrelevant. Die Beschaffenheit der Kraftmessplatte aus Metall und die sensible Elektronik im Inneren bergen allerdings Einschränkungen im Feldeinsatz mit Pferden. Auf Grund der Hufeisen und dem für die Pferde ungewohnten Untergrunds werden die Messplatten in den Untersuchungen mit Pferden meist mit Gummimatten oder Sand bedeckt (vgl. Clayton & Schamhardt 2013). Merkens et al. (1991), Schamhardt et al. (1993), Meershoek et al. (2001a, 2001b) und Dutto et al. (2004) verwenden in ihren Untersuchungen außerdem nur kleine und moderate Hindernisse bis zu einer Höhe von 1,20 m, die unmittelbar vor oder hinter der Kraftmessplatte aufgebaut werden. Kinetische Untersuchungen mit Kraftmessplatten an sehr hohen oder sehr weiten Hindernissen sind derzeit nicht bekannt. Wahrscheinlich sind die technischen Herausforderungen durch das Körpergewicht und der wirkenden Kräfte in der Bewegung sehr herausfordernd. Hinzu kommt ein nicht ganz zu vernachlässigendes Verletzungsrisiko durch den ungewohnten und harten Untergrund.

Gleiches gilt auch für den praktischen Teil in dieser Arbeit. Theoretisch denkbar wäre wie im humanen Weitsprung auch im Reitsport ein fester Einbau von Kraftmessplatten in die Unterkonstruktion einer der Reithallen am Bundesstützpunkt für wissenschaftliche und diagnostische Zwecke. Mit der Aufschüttung mit dem üblichen Hallenboden aus Sand wäre die Umgebung für die Pferde wie gewohnt und die Hindernisse könnten an den platzierten Kraftmessplatten ausgerichtet werden. Damit wäre die fest verankerte Messtechnik jedoch auch der täglichen Bodenpflege und Bewässerung des Hallenbodens ausgeliefert. Eine entsprechende Abdichtung und die Auswirkungen des Aufbaus auf die Messgenauigkeit sind messtechnisch herausfordernd und müssen vorab umfänglich wissenschaftlich überprüft und mit geeigneten Versuchspferden erprobt werden. Erst dann wäre ein sportpraktischer und wiederholbarer Einsatz mit Spitzenathleten denkbar.

Einen anderen kinetischen Ansatz bieten Roepstorff und Drevemo (1993) mit der Entwicklung eines Kraftmesssystems an und in den Hufeisen der Pferde. Chateau et al. (2009) bauen ein solches Hufeisen mit integrierten Kraftsensoren zur Messung der Bodenreaktionskräfte. Eingebettet in zwei Aluminiumplatten wird der Kraftaufnehmer mit dem Hufeisen am Huf fixiert und zeichnet die Wechselbeziehung des Hufs mit dem jeweiligen Untergrund auf (vgl. S. 336f.). Roland et al. (2005), Kai et al. (2000) und Robin et al. (2008, 2009, 2010) berichten von vielversprechenden Ergebnissen in verschiedenen Bewegungsaufgaben und auf unterschiedlichen Bodenbeschaffenheiten. Crevier-Denoix et al. (2014) berichten bereits von Landebelastungen von drei Pferden. Auch wenn dieser Ansatz zunächst einfacher und geeignet für den Feldeinsatz scheint (vgl. Clayton & Schamhardt 2013), so sind die Nachteile für eine routinemäßige Testung mit Sportpferden nicht unbedeutend. Die ungewohnte Höhe und das Gewicht des Beschlags verändern die Bewegung des Pferdes nachweislich (vgl. Murphy 2009). Zusätzlich wird ein Eingriff in die individuelle Beschlagsroutine der Athleten notwendig. Die speziellen Mess-Hufeisen müssten unmittelbar vor der Diagnostik durch einen Hufschmied angebracht werden. Neben der zurückhaltenden Akzeptanz von Reiter und Trainer kann das Risiko von möglichen Fehlbelastungen oder Verletzungen durch das Springen mit ungewohnt hohen und schweren Hufeisen nicht ausgeschlossen werden. Es müssten zunächst erst weitere Untersuchungen durchgeführt und Kenntnisse gewonnen werden, bevor ein solches Messverfahren an Kaderpferden eingesetzt werden kann.

4.1.2 Kinematische Messverfahren

Die kinematischen Bewegungsanalysen, wie sie auch von Huber (2012, S. 35f.) im Weitsprung routinemäßig eingesetzt werden, basieren auch im Pferdesport auf bildgebenden Verfahren (vgl. Leach et al. 1984; Clayton & Barlow 1989, 1991; Deuel & Park 1991; Van den Bogert et al. 1994; Clayton et al. 1995; Colborne et al. 1995; Galloux & Barrey 1997; Lütteken 2001; Powers 2002; Dutto et al. 2004;

Hernlund et al. 2010). Das Prinzip besteht in der Erfassung und Verfolgung von markierten Punkten über Kameras, die über die Zeit in einem kalibrierten Koordinatensystem als Position dargestellt werden. Im Anschluss ist die Berechnung diverser kinematischer Bewegungsparameter aus den Positionsdaten heraus in zwei oder drei Dimensionen möglich (vgl. Pfau 2011). Die relevanten Punkte werden entweder vorab auffällig und sichtbar markiert oder retropektiv im Filmmaterial manuell gekennzeichnet. Neue Systeme und entsprechende Kameras versprechen über reflektierende Marker auf der Haut auch ein automatisches Tracking. Neben der kinematischen Bewegungsdarstellung einzelner Segmente oder Gelenkstellungen aus benachbarten Segmentuntersuchungen sind auch Ganzkörpermodelle zur mathematischen Berechnung des KSP des Pferdes möglich, um Rückschlüsse auf die biomechanische Bewegungsausführung des gesamten Körpersystems zu erhalten (vgl. Buchner et al. 2000, 2003). Sprigings und Leach (1986), Kubo et al. (1992) und Buchner et al. (1997) haben ein solches Berechnungsmodell über die Zerlegung und Vermessung von Pferdekadavern in verschiedenen Segmenten entwickelt und für die Verwendung veröffentlicht.

Unabhängig der Markierungscharakteristik führt die Hautverschiebungen über dem Skelettpunkt zu Messungenauigkeiten (vgl. Fredricson, 1972; van Weeren et al. 1988, 1990b; van den Bogert et al. 1990). Die Ergebnisse der genannten Arbeiten zeigen, dass die Fehlerquote an den Extremitäten der Pferde von distal nach proximal zunimmt und an den markanten Stellen am Pferderumpf, wie bspw. am Schulterblatt oder am Hüftknochen, am größten ausfällt. Zusätzlich führen die notwendigen Feldbedingungen zu Schwierigkeiten in der weiteren praktischen Umsetzung. Das Messvolumen und Lichtverhältnisse, wie auch die Witterung sind für die notwendige Technologie herausfordernd. Hobbs et al. (2010) und Pfau (2011) fassen die Möglichkeiten und deren Nutzen für die klinische Praxis und Forschung in einem Review zusammen und beschreiben die erwähnten Schwierigkeiten. Am geeignetsten wären Laborbedingungen mit einfachem Hintergrund, künstlichem Licht und ohne Umwelteinflüsse. Alles ist in der routinemäßigen Arbeit mit Pferden nur eingeschränkt durchzuführen. Dennoch gelten MoCap Verfahren als der Goldstandard für Bewegungsanalysen im (Human-) Sport, da sie nicht-invasiv zufriedenstellende Ergebnisse einzelner Segmente oder gar des ganzen Körpers liefern können. Zusätzlich sind diese mit weiteren Messmethoden, wie bspw. der Kinetik, zu synchronisieren und dienen damit ganzheitlichen Modellierungsvorgänge von sportlichen Bewegungen (vgl. Meershoek et al 2001a, 2001b; Dutto et al. 2004; Huber 2012, S. 34ff.).

Für die Durchführung einer solch umfassenden Bewegungsanalyse mit Pferden bleiben nur „laborähnliche“ Feldbedingungen in Form einer geeigneten Reithalle mit kontrollierbaren Witterungs- und Lichtverhältnissen. Das Messvolumen und die reflektierenden Marker für ein automatisches Tracking müssen groß genug sein, um die Körpersegmente des Pferdes in den Bewegungsphasen der Sprungbewegung objektiv darstellen und biomechanisch auswerten zu können.

4.1.3 Inertiale Messverfahren

Der Ursprung dieses sensorbasierten Messverfahrens liegt in der Raumfahrt und basiert auf der inertialen und global-unabhängigen Navigation von Flugkörpern (vgl. Chatfield 1997). Die Verbauung von Beschleunigungssensoren und Gyroskopen ermöglicht die Aufzeichnung der linearen Beschleunigung und über die doppelte Integration die Positionsveränderung, sowie der Winkelgeschwindigkeit und über die einfache Integration die Lagewinkel eines objektbezogenen Bezugssystems, wie bspw. des Flugkörpers. Der Beschleunigungssensor basiert dabei auf der Messung von Spannungsveränderungen über die verschiebbare Positionsanordnung einer seismischen Masse auf einer Achse nach dem physikalischen Prinzip der Massenträgheit (vgl. Glück 2005; Korvink & Paul 2006). Vergleichbar ist die Funktionsweise des Gyroskops. Durch das Prinzip der Drehimpulserhaltung wird die oszillierende Bewegung auf den Sensor über die wirkende Corioliskraft als Spannungsänderung im inneren des Kreiselinstruments quantifiziert (vgl. Korvink & Paul 2006). Ein triaxialer Aufbau mit drei Beschleunigungssensoren und drei Gyroskopen ermöglicht in orthogonaler Anordnung der Sensorachsen die Bewegungsaufzeichnung in drei Dimensionen mit sechs Freiheitsgraden. Das Koordinatensystem ist dabei lageabhängig und bewegt sich mit dem Objekt im Raum. Darüber hinaus sind weitere Bestandteile, wie bspw. Magnetfeldsensoren für die Orientierung für drei weitere Freiheitsgrade, Luftdrucksensoren (Barometer) für die Bestimmung der Höhe oder Satellitensysteme für die Positionsbestimmung für weitere Bewegungsinformationen möglich.

Im Bereich der humanen Bewegungsanalyse finden viele Autoren Interesse in der umweltunabhängig und deutlich einfacheren Verwendung der zunehmend kostengünstig werdenden Inertialsensoren (engl. „*Inertial Measurement Unit*“ (IMU)) zur Darstellung der Bewegung von Körpersegmenten im Feld (vgl. u.a. Mayagoitia et al. 2002; Giansanti et al. 2003; Luinge & Veltink 2005; Sabatini 2011; Seel et al. 2014; Chambers et al. 2015). Im Pferdesport überwiegt der bisherige wissenschaftliche Einsatz von IMUs in Bewegungsanalysen zur objektiven Diagnostik von Lahmheit und Gangasymmetrien ergänzend zum erfahrenen Auge des Tierarztes (u.a. Barrey et al. 1994; Barrey & Desbrosse 1996; Pfau et al. 2015; Church et al. 2009; McCracken et al. 2012; Keegan et al. 2012, 2013). Zur Sprungbewegung gibt es bisher nur wenige Arbeiten. Barrey und Galloux (1997) befestigen den Beschleunigungssensor am Rumpf des Pferdes, um Aufschluss über die sagittale Rumpfbeschleunigung nach dorsal und ventral zu erhalten (vgl. S.46). Falaturi et al. wählen eine Befestigung an den unteren Extremitäten auf der Höhe der Röhreibe, um die horizontale Beschleunigung und damit die Belastung der Pferdebeine zu untersuchen (vgl. 2001, S. 361). Hernlund et al. (2013) befestigen die IMU wiederum an den Hufen der Pferde, die im direkten Austausch mit dem Untergrund stehen und Aufschluss über den Aufprall auf die Landebelastung liefern kann (S. e28). Die Ergebnisse der drei verschiedenen Untersuchungen lassen sich nicht direkt vergleichen. Es besteht in der Regel allerdings eine deutliche Einigkeit der

Autoren über die einfache Handhabung und den vielversprechenden Einsatz mit vielen Möglichkeiten der Bewegungsanalysen im Pferdesport (u.a. Barrey & Galloux 1997; Nankevaris et al. 2008; Pfau et al. 2005; Burla et al. 2014; Morrison et al. 2015; Rhodin et al. 2017).

Dennoch werden die Validität und die Reliabilität der inertialen Messwerte der Inertialsensoren kritisch betrachtet. Diverse Forschungsgruppen haben sich aus diesem Grund bereits mit der Validierung verschiedener inertialer Messsysteme im Bereich der spezifischen Bewegungsanalyse an Pferden auseinandergesetzt. Tabelle 1 stellt die Ergebnisse der einzelnen Validierungsstudien im Pferdebereich dar. Dabei können insgesamt vier verschiedene Validierungsmethoden der unterschiedlichen Inertialsensoren kategorisiert werden, die bisher in den einzelnen Untersuchungen verwendet werden:

- (1) Optische MoCap Analyse zur Bewegungsdarstellung über Positionsdaten
- (2) Messungen von Bodenreaktionskräften durch Kraftmessplatten
- (3) Synchrone Messungen mit weiteren Inertialsensoren
- (4) Einschätzung von beobachtenden Tierärzten

Tabelle 1: Übersicht der Validierungsstudien von inertialen Messsensoren am Pferdkörper

Autoren	Jahr	Setup	Messverfahren	Methode	Validierungstechnik	Parameter	Bewertung
Weishaupt et al.	2001	21 Pferde Schritt/ Trab 20 Sek (LB)	Equimetrix (50 Hz) 2x 1D Acc Kopf 2x 1D Acc Kreuzbein	GA/ 1 & 2 & 4	Kistler Z17135 Kraftmessplatte (433 Hz) 3 Tierärzte	Vertikale Maximalkraft Vertikaler Impuls Symmetrie VH – HH/ diagonal Beschleunigung AP (Sym/ Reg) Beschleunigung ML (Sym/ Reg)	 „disappointing“
Leleu et al.	2002	3 Pferde Trab (F) gerade Linie ~20 Sek (40m) Sandboden	Equimetrix (100 Hz) 1x 3D Acc Brustbein	GA/ 1	Memocam C25 Sony (200 Hz) High-speed Kamera Markerposition komplette VH & HH	Trittdauer Trittfrequenz Stützdauer re./ li. Bremsphase re./ li. Antriebsdauer re./ li.	 „correlated perfectly“ „identical stride temporal variables“
Keegan et al.	2004	8 Pferde (n=24) Trab (LB) 30 Sek	Matushita (50 Hz) 1x Acc Kopf 1x Acc Kreuzbein Gyrostar (53 Hz) 1x Gyro VH re 1x Gyro HH re	LA/ 1	Vicon (120 Hz) Markerpos. am Kopf, Becken, VH re.	Lahmheit als Asymmetrie zw. der Kopf- und Beckenbewegung	 VH: „excellent“ HH: „good“
Pfau, Witte & Wilson	2005	1 Pferd (n=35) Schritt, Trab & Galopp (LB) 15 Sek	XSens 3D MT9 (250 Hz) am Widerrist (T4) 1D Acc (ADXL150) Huf VH li	GA/ 1	Qualysis 2x ProReflex (240 Hz) Markerposition 3D Stab mit 3 Markern	Horizontale Bewegung Vertikale Bewegung Mediolaterale Bewegung Roll-, Gier- und Nick-Winkel	 „cyclical movements with comparable accuracy“
Nankevaris, Hodgins & Marlin	2008	8 Pferde Schritt, Trab & Galopp (LB) 20 Sek	Pegasus Motion Sensor 1 3D Accelerometer Widerrist	GA/ 1	Qualysis 2x ProReflex (120 Hz) Marker HH li.	Schrittfrequenz im Schritt Trittfrequenz im Trab Sprungfrequenz im Galopp	 „differences < 1% „difference (...) increase with increasing stride frequency“
Warner, Koch & Pfau	2010	6 Ponies Trab (F) gerade Linie (18 m) 54 Tritte	XSens MTx (100 Hz) 6x IMU T6, T10, T13, L1, S3, li. Hüfthöcker	GA/ 1	Qualysis (100 Hz) 10x Oqus series 300/500 Markerposition je IMU & VH & HH li	Verschiebung mediolateral & dorsoventral T6; T10; T13, L1, S3 und li. Hüfthöcker	 „limits of agreement are (...) in range of ± 5mm“ „repeatable“

Autoren	Jahr	Setup	Messverfahren	Methode	Validierungstechnik	Parameter (Kürzel)	Bewertung
Keegan et al.	2011	236 Pferde Trab (F) gerade Linie	MMA7260QT Freescale Semico. 1D Acc (200 Hz) je Kopf & Kreuzbein Gyrostar ENC-03M (200 Hz) 1x Gyro VH re	LA/ 3	Gleiche Technik im Retest- verfahren	AP Kopfbewegung max/ min AP Beckenbeweg. max/ min Symmetrie Kopf Symmetrie Becken stride-by-stride-differences	☺ „repeatable“ „variability (...) HMA was greater than for (...) PMA“
Starke, Witte, May & Pfau	2012	10 Pferde Schritt/ Trab	XSense MTx (250 Hz) IMU Becken	GA/ 3	1D Acc am Huf	Genauigkeit Stützzeiten Präzision Trittfrequenz	☺ „robust“
Keegan et al.	2012	18 Pferde Trab (F) gerade Linie	MMA7260QT Freescale Semico. (200 Hz) 1D Acc Kopf	LA/ 2	Matushita Kraftmessplatte	Symmetrie links - rechts Vertik. Kopfbeweg. Vektorsumme Kopfhöhe min & max	☺ „adequate“
Olsen, Andersen & Pfau	2012	7 Pferde Schritt (F) Gerade Linie 25 m geführt	XSens MTx (200 Hz) Je IMU am Widerrist, L4, Kreuzbein, li & re Hüfthöcker	LA/ 1 & 2	Kistler 9287BA 8x Qualysis (200 Hz) 12x Oqus 300/500 Markerpos. Je IMU-Mitte + 2x am Huf	„Gait events“ Hufaufsatzgeschwindigkeit horizontal & vertikal Hufabdruckbeschleunigung horizontal & vertikal Lageveränderung (pitch) Hufpositionsveränderung	☺ „good accuracy and precision for detection of the gait events“
Pfau, Starke, Tröster & Roepstorff	2013	10 Pferde Trab (F) Zirkel, Gerade	XSens (100 Hz) 1 MTi-G IMU Kreuzbein	GA/ 3	XSens (100 Hz) 1 MTx Kopf, Widerrist, Hüfthöcker li & re	„hip hike“ vertikale Hüftbewegung min/ max & Symmetrie	☹ „not accurately“
Martin et al.	2014	1 Pferd (LB) Trab 15x Galopp 15x	n.a. 3x 3D IMU am T12, T6, L2	GA/ 1	n.a. Markerpos. je IMU	Verläufe Flexion-Extension Winkel zwischen den 3 IMU bzw 3 Markern	☺ „excellent“ „good“
Bathe et al.	2014	15 Pferde Trab (LB)	n.a. 3D IMU im Sattelgurt (Brustbein)	GA/ 1	Opto-electronic system Markerpos. Huf & IMU	Stützzeiten Zeitpunkt Aufsetzen Zeitpunkt Abdruck	☺ temporal strides ☹ amplitude data
Pfau et al.	2015	13 Pferde	XSens (100 Hz) 3D MTx Kopf 3D MTx Kreuzbein	LA/ 3	Equimetrix (100 Hz) 1D Acc Kopf 1D Acc Kreuzbein	AP Kopfbewegung max/ min AP Beckenbeweg. max/ min Symmetrie Kopf Symmetrie Becken stride-by-stride-differences -> Systeme im Vergleich	☺ „comparable magnitude“
Heim et al.	2016	33 Pferde Trab (F) gerade Linie 50m	XSens MTx (50 Hz) am Widerrist, T12, L3, Kreuzbein,S3 (5x)	GA/ 3	Gleiche IMU- Technik unter Bedingungen: I geführt II geritten	Bewegungsfreiheit dorsoventral & mediolateral	☺ repeatability: „[DV] strong to very strong“ „[ML] weak to a very strong“
Bell et al.	2016	21 Pferde Trab (F) gerade Linie wenige Tritte	Sato 1 Equine Dynamics 1D Acc (200 Hz) Stirn & Kreuzbein Gyro (200 Hz) VH li	LA/ 2	Matushita Kraftmessplatte	Symmetrie links - rechts AP Beckenbeweg. min/ max AP & CC Bodenreaktionskräfte	☺ „moderate“ „strongly“
Bragança et al.	2017	7 Pferde Schritt/ Trab (F)	Inertia Technology Promove-mini (200 Hz) 3D IMU je Bein (4x) 3D IMU Huf VH & HH rechts	GA/ 1 & 2	Qualysis (200 Hz) 6x ProReflex IMU Kistler Z4852C (200 Hz) Kraftmessplatte	Hufaufsatz Hufabdruck Stützdauer im Vergleich mit 4 verschiedenen IMU Algorithmen	☺ „can be used to determine temporal kinematic stride variables“ „accurate and fairly precise stride detection

F= i. Feld; LB = Laufband; GA = Ganganalyse; LA = Lahmheitsdiagnostik; Acc = Accelerometer; Gyro = Gyroskop; T = Brustwirbel; L = Lendenwirbel;
Bewertung ausgezeichnet bis angemessen: ☺; Bewertung nicht ausreichend: ☹

Die Übersichtstabelle der einzelnen Arbeiten im Bereich der Methodvalidierung von inertialen Messsystemen am Pferd zeigt die Unstimmigkeit der Autoren über die Messqualität der verwendeten Sensoren. Für die temporalen Parameter, wie Stützzeiten, Bewegungsfrequenzen, Schritt- oder Trittdauer und anteilige Beschleunigungs- und Abbremsvorgänge entlang der anatomischen Achsen ergeben über die Verwendung der relativen Beschleunigungswerte in den Bewegungsphasen

überwiegend positive Bewertungen (vgl. Leleu et al. 2002; Nankevaris et al. 2008; Starke et al. 2012; Bathe et al. 2014). Auch Symmetriebewertungen aus den relativen Beschleunigungswerten durch Links-Rechts-Vergleiche der Datenverläufe zur Detektion von Lahmheit werden ebenfalls sehr positiv von den Autoren in Aussicht gestellt (vgl. Keegan 2004; Keegan et al. 2011, 2012; Pfau et al. 2015; Heim et al. 2016; Bell et al. 2016). Die Bewertungen der Lage und der relativen Positionsveränderung von einzelnen Körpersegmente, wie bspw. den Kopf, den Widerrist oder das Becken der Pferde über die einfache und doppelte Integration der Winkelgeschwindigkeit und der Beschleunigungsdaten fallen bei den Untersuchungen in den zyklischen Gangarten überwiegend gut aus (vgl. Keegan et al. 2004, 2011, 2012; Pfau et al. 2005, 2013, 2015; Warner et al. 2005; Olsen et al. 2012; Heim et al. 2016; Bell et al. 2016).

Die vorgestellten Validierungsstudien beruhen jeweils auf nur wenigen Bewegungszyklen mit einer zurückgelegten Strecke von weniger als 60 m bzw. einer Messdauer von weniger als 45 Sekunden. Längere Messungen sind, wie im Humansport bereits gezeigt werden kann, nicht ohne Korrektur über eine angepasste Sensorfusion möglich (vgl. Mayagoitia et al. 2002; Roetenberg et al. 2005; Sabatini 2011; Bergamini et al. 2014; Hamacher et al. 2014; Pascuito et al., 2015; Marin et al. 2015; Sabatini et al. 2015). Wie die Arbeitsgruppe um Pfau 2005 bereits festgestellt hat, kommt es vor allem im Bereich der Bestimmung bei der anfänglichen Ausrichtung bzw. der Berechnung einer geeigneten Integrationskonstante als Ausgangslage für die mathematische Integration (*Strap-down* Integration) der Winkelgeschwindigkeitsdaten bereits zu Schwierigkeiten. Die Bestimmung der Position über die doppelte Integration der Beschleunigungswerte bereitet dann noch größere Schwierigkeiten (vgl. S. 2504ff.). Pascuito et al. (2015) fassen die technischen Schwierigkeiten für die korrekte Verwendung der IMU zusammen. So führen, neben einer notwendigen, stabilen und bekannten Ausgangslage (*Offset*) und ggf. Ausgangsposition, bereits kleine Abweichungen im Maßstab (*Skalierung*) und das Messrauschen (*Noise*), wie auch eine gewisse Instabilität (*Bias*) in der Messung über die Zeit zu großen Driftproblemen, die durch die Integration der Daten zu deutlichen Fehlwerten führen können (vgl. S. 23985). Hinzu kommt die korrekte Anordnung der orthogonalen Sensorachsen, die bei kostengünstigen Sensoren fehlerhaft sein kann (vgl. Moder 2011, S. 53ff.).

Ein Einsatz von Inertialsensoren im Pferdesport ist grundsätzlich für die Objektivierung der Sprungbewegung von Pferden als aussichtsreiche Möglichkeit zu betrachten, auch wenn in der Verwendung zunächst mit technischen Schwierigkeiten zu rechnen ist. Die Einsetzbarkeit der kleinen Sensoren ist mit der grundlegenden Idee des inertialen Navigationssystems grenzenlos, da das Messvolumen und Lichtverhältnisse keinen Einfluss auf die Messergebnisse nehmen. Die Berechnung und Interpretation der Winkel- und Positionsdaten muss allerdings auf Grund der Messgenauigkeit und der Eigenheiten der IMU in der spezifischen Anwendersituation sehr achtsam erfolgen. Um die Daten

entsprechend einer inertialen Sprunganalyse und Trainingssteuerung korrekt nutzbar machen zu können, muss die Robustheit und die Messgenauigkeit eines in Frage kommenden inertialen Messsystems und den verwendeten leistungsrelevanten Bewegungsparametern unbedingt wissenschaftlich überprüft und validiert werden. Ohne weitere Korrektur über die Sensorfusion (vgl. Moder 2011; Sabatini 2011; Bergamini et al. 2014; Pascuito et al. 2015) muss das Zeitintervall der zu untersuchenden Bewegungsausführung aus der zunächst bekannten Ausgangslage heraus so kurz wie möglich gehalten werden, um die Fehlerquote über die beschriebenen Drifteffekte zu minimieren und dann für spätere Untersuchungen bewerten zu können. Langfristig kann dann über die Implementierung einer spezifischen Sensorfusion (vgl. Moder 2011) genügend Stabilität für die IMU-Verwendung über einen längeren Zeitraum, wie bspw. für einen gesamten Parcours, generiert werden, sodass die Vorteile des sensorbasierten Ansatzes der Inertialsensoren in vollen Zügen für die Sportpraxis genutzt werden kann.

4.2 Die untersuchten Bewegungsparameter

Die Bewegungsparameter der einzelnen Untersuchungen aus dem Pferdesport werden unabhängig des verwendeten Messverfahrens systematische innerhalb der definierten Bewegungsphasen Anlauf, Absprung, Flug, Landung und Weitergaloppieren berichtet. Zur Übersicht wird in jeder Phase eine Tabelle der vorgestellten Parameter eingefügt, die neben den Werten die Messmethode und die Rahmenbedingungen der Untersuchung abbildet. Auf Grund der festgelegten Kriterien werden die Ergebnisse von Preuschoft et al. (1987), Preuschoft und Hüllen-Kluge (1987), Moghaddam und Khosravi (2007) und Stinner (2014) auf Grund der Probandenanzahl in diesem Review vernachlässigt.

4.2.1 Der Anlauf

Der Anlauf dient der Entwicklung der horizontalen Geschwindigkeit für die Absprungaktion. Clayton und Barlow (1991) untersuchen den Anlauf von vier erfahrenen Springpferden im Alter von sieben bis zwölf Jahren zu einem schweren Steilsprung mit einer Hindernishöhe von 1,55 m. Die vier Pferde werden vom gleichen Reiter in jeweils vier Versuchen vorgestellt ($n = 16$). Die Länge des vorletzten Galoppsprungs (A2) beträgt $4,07 \pm 0,19$ m, die Dauer liegt bei 555 ± 29 ms. Die Anlaufgeschwindigkeit beläuft sich auf $7,34 \pm 0,41$ m/s. A1 hat dann eine Länge von $2,39 \pm 0,39$ m und eine durchschnittliche Dauer von 382 ± 44 ms. Die horizontale Anlaufgeschwindigkeit ist im A1 mit $6,30 \pm 0,95$ m/s signifikant kürzer (vgl. S. 153). Falaturi et al. (2001) beschäftigen sich in ihrer Untersuchung mit fünf unterschiedlich erfahrenen Spring- und Vielseitigkeitspferde im selben Alter. Entsprechend des Ausbildungsstandes sind die Hindernisse als Steilsprünge mit einer Hindernishöhe von 1,00 bis 1,40 m aufgebaut. Das inertielle Messverfahren an den einzelnen Pferdebeinen ($n > 20$) zeigt, dass A3 bei allen

Steilsprüngen etwa 600 ms dauert und sich am wenigsten variabel zeigt. A2 dauert an den unterschiedlichen Steilsprüngen durchschnittlich 567 ms. A1 ist dann mit 397 ms deutlich verkürzt. Die Variationsbreite von A1 ist bei allen Hindernishöhen größer als es bei den anderen Galoppsprüngen im Anlauf der Fall ist. Die Galoppsprungdauer von A1 und A2 variiert trotz der unterschiedlichen Pferde und Hindernisdimensionen kaum (vgl. S. 363ff.), was für einen gleichbleibenden Rhythmus spricht. Weitere Untersuchungen zur Anlauffrequenz oder zum Rhythmus sind nicht bekannt.

Deuel und Park (1991) untersuchen 29 erfahrene Pferde in einer Wettkampfsituation an zwei unterschiedlichen Hoch-Weit-Sprüngen. Der letzte Galoppsprung A1 zeigt sich zu einem schweren, breiten Oxer (1,50 x 1,90 m; n = 29) mit einer Dauer von 330 ms und einer Länge von 2,55 m. Zu einem schmäleren Oxer (1,60 x 1,00 m; n = 27) sind es 350 ms in der Dauer und 2,74 m in der Länge. Die Anlaufgeschwindigkeit zeigt sich mit 7,8 m/s und 8,0 m/s im Vergleich zu den bisherigen Trainingsergebnissen erhöht (vgl. S. 159f.). Lütteken (2001) befasst sich ebenfalls mit sehr erfahrenen Pferden in einem internationalen Wettkampf. Seine Untersuchung umfasst einen Oxer (1,40 x 1,40 m) und einen vergleichbaren Steilsprung (1,40 m). Beide Hindernisse werden von den vier Pferden mit vier unterschiedlichen, ebenfalls sehr erfahrenen Reitern, gesprungen (n = 16). Die am Widerrist der Pferde gemessene Anlaufgeschwindigkeit liegt im A1 mit $5,85 \pm 0,35$ m/s zum Oxer höher als zum Steilsprung mit nur $5,60 \pm 0,41$ m/s (vgl. S. 55). Die Anreitgeschwindigkeit fällt an den etwas kleineren Hindernissen im Vergleich zu Clayton und Barlow (1991) und Deuel und Park (1991) deutlich geringer aus. Die fehlende Zeitwertung im Prüfungsformat und der kontrollierte Anritt mit den größtenteils unbekanntem Pferden in der Untersuchung von Lütteken (2001) könnten die sehr gering ausfallenden Anlaufgeschwindigkeiten in diesem speziellen Fall erklären.

Die Ergebnisse zeigen dennoch, dass die Anlaufgeschwindigkeit mit der Breite des Hindernisses tendenziell zunimmt. Clayton et al. (1995) untersuchten die Kinematik von 12 sehr erfahrenen und erfolgreichen Springpferden ($10,7 \pm 1,9$ Jahre) an einem schweren Weitsprung von 4,50 m Breite im Wettkampf. Genaue Angaben wurden bezüglich der einzelnen Galoppsprünge im Anlauf zwar nicht gemacht, dennoch beschreiben die Autoren den Anlauf als ungewöhnlich schnell (vgl. S. 168). Das sensorbasierte Messverfahren von Falaturi et al. (2001) zeigt den gleichen Effekt von Höhe und Weite auf die Beschleunigungen an den Pferdebeinen im Anlauf. Diese steigt mit der Höhe der Hindernisse weiter an und zeigt sich am Oxer tendenziell immer etwas größer als an einem vergleichbaren Steilsprung (vgl. S. 363ff.).

Tabelle 2 zeigt zur Übersicht die Ergebnisse der Anlaufphase. Im Fokus der Autoren steht, wie bereits aus dem humanen Weitsprung abgeleitet, die horizontale Anlaufgeschwindigkeit der Pferde an unterschiedlichen Hindernissen in Training und Wettkampf. Die Galopffrequenz und der Rhythmus des Anlaufens werden von den Autoren nicht weiter fokussiert.

Tabelle 2: Literaturübersicht über Untersuchungen zur Bewegungsphase Anlauf

Autoren	Sprung (m) Höhe x Weite	Länge (m)	Zeit (ms)	Vx (m/s)	Rahmenbedingungen
Clayton & Barlow (1991)	1,55	A2: 4,07 ± 0,19 A1: 2,39 ± 0,39	A2: 555 ± 29 A1: 382 ± 44	A2: 7,34 ± 0,41 A1: 6,30 ± 0,95	Training (n = 16) <i>Kinematisch</i>
Falaturi et al. (2001) ¹	1,00 1,20 1,40	-	A2: 564 A1: 391 A2: 564 A1: 406 A2: 574 A1: 394	-	Training (n > 20) <i>Inertial</i>
Lütteken (2001) ²	1,40 1,40 x 1,40	-	-	5,60 ± 0,41 5,85 ± 0,35	Wettkampf (n = 32) <i>Kinematisch</i>
Deuel & Park (1991)	1,50 x 1,90 1,60 x 1,00	A1: 2,55 A1: 2,74	A1: 330 A1: 350	A1: 7,8 A1: 8,0	Wettkampf (n = 56) <i>Kinematisch</i>

Horizontale Anlaufgeschwindigkeit (v_x); ¹ ohne SD angegeben; ² Messmethodik nicht genau definiert

Die Berichte von Clayton und Barlow (1991), Lütteken (2001), Falaturi et al. (2001), Deuel und Park (1991) und auch Clayton et al. (1995) deuten auf höhere Anlaufgeschwindigkeiten zu Weit- und Hoch-Weit-Sprüngen im Vergleich zu reinen Hochsprüngen hin. Falaturi et al. (2001) sind sich allerdings auch sicher, dass es im Anlauf individuelle Unterschiede gibt und nicht alle Pferde auf die Höhe oder Weite gleich reagieren (vgl. S. 364). Zusätzlich ist das Tempo im Anlauf auf Grund des Zeitdrucks im Wettkampf tendenziell höher als im Training. Tranquille et al. (2017) befassen sich mit der Aufwärmphase vor dem Wettkampf und stellen dort niedrigere Anlaufgeschwindigkeit fest als kurze Zeit später im Wettkampfparskurs. Clayton (1996) zeigt darüber hinaus einen weiteren Unterschied durch die Wettkampfarmt. Das Stechen um den Sieg fällt im Vergleich zum vorherigen Umlauf bei allen Teilnehmern kürzer aus (Umlauf: 80,8 s zu Stechen: 39,1 s) und wird von den Pferden dann mit einer höheren Durchschnittsgeschwindigkeit (Umlauf: 399 m/min zu Stechen: 445 m/min) für den entscheidenden Sieg absolviert (vgl. S.264ff.). Die Anlaufgeschwindigkeit im Training unterscheidet sich vom Wettkampf und fällt geringer aus.

A1, als der letzte Galoppsprung vor der Absprungaktion, zeigt sich im Vergleich zu den anderen Galoppsprüngen im Anlauf unabhängig der Sprungart in Dauer und Länge verkürzt. Ein Phänomen das Coh et al. (1997) auch im humanen Weitsprung in der unmittelbaren Absprungvorbereitung sehen. A1 unterscheidet sich vom normalen Galoppieren durch einen Viertakt in der Fußfolge. Der erste Bodenkontakt der VH im A1 (VH1) wird zeitlich verzögert nach dem zweiten Bodenkontakt der HH (HH2) aufgesetzt und verschiebt den eigentlichen Dreitakt des Galoppsprungs (vgl. Clayton & Barlow 1991, S. 153). Zwischen dem Abdruck der VH im A1 und dem anschließenden Aufsetzen der HH zum Abspringen gibt es auch keine Schwebephase (vgl. Falaturi et al. 2001, S. 363). Die Messungen der

Bodenreaktionskräfte von Schamhardt et al. (1993) an fünf unerfahrenen Pferden über einen Steilsprung von 0,80 m Höhe zeigen, dass der Bodenkontakt der VH im A1 bereits mit hohen vertikalen Kraftanteilen für die Aufrichtung und Rotation des Rumpfes verantwortlich sind (vgl. S. 675f.). Die Dauer der Stützphasen der VH ist dabei verlängert (vgl. S. 679). Der Abdruck der VH im A1 hat demnach für den Verlauf des anschließenden Absprungs eine entscheidende Rolle. Leach et al. (1984) beschreiben, dass die Pferde mit ihrem versetzten Abdruck der VH vom Boden im A1 den Rumpf aufrichten und damit das weit nach vorne unter den Körper setzen der HH zum eigentlichen Absprung erst ermöglichen (vgl. Leach et al. 1984, S. 890). Auch dieses Phänomen zeigt sich im Weitsprung durch das Aufsetzen des Sprungbeines weit vor dem Körper für die Stemmbewegung über die Stützstelle zur Beschleunigung des KSP in der Absprungaktion (vgl. Linthorne 2010, S. 343). Beim Pferd ist dafür die einleitende Rotation im A1 notwendig. Stammer beschreibt den von der VH angelegten Steigungswinkel des Rumpfs sogar als bestimmend für die anschließende Sprunghöhe in der Flugphase (vgl. 2016, S. 117). Mit den Ergebnissen wird die biomechanische Schlüsselfunktion des A1, als unmittelbare Absprungvorbereitung, für den Übergang vom Anlauf zum Absprung hin deutlich.

4.2.2 Der Absprung

Dutto et al. (2004) untersuchen fünf unerfahrene Pferde auf die Funktionalität des Abdrucks der HH an einem kleinen Steilsprung mit einer kleinen Hindernishöhe von 0,60 m. Die Auswertung der kinetischen und kinematischen Ergebnisse zeigen im ersten Teil das von Stammer (2013) angenommene Katapultprinzip der Hintergliedmaßen. In den ersten 40 % der Bodenkontaktzeit ist die Arbeit der Muskulatur überwiegend negativ und die horizontale Beschleunigung aus dem Anlauf wird exzentrisch über die Muskulatur des Pferdes abgebremst. Hüft-, Knie- und Sprunggelenk werden zunächst gebeugt. Das Fesselgelenk wird gestreckt. Während der anderen Hälfte der Stützphase generiert die Muskulatur der HH dann konzentrisch Kraft für die Absprungaktion. Der vertikale Anteil der Geschwindigkeit steigt drastisch an. Das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk werden gestreckt, das Fesselgelenk wird gebeugt (vgl. Dutto et al. 2004, S. 670ff.). Die Autoren beschreiben damit einen Dehnungs-Verkürzungszyklus in einem reaktiven Sprungverlauf, wie er auch im humanen Weitsprung mit den Anteilen an Brems- und Beschleunigungskräften von Huber (2012) gemessen wird.

Van den Bogert et al. (1994) kommen bei ihrer kinematischen Untersuchung zu den gleichen Ergebnissen im Rahmen der Weltmeisterschaften 1990. Die horizontalen und vertikalen Absprunggeschwindigkeiten der untersuchten 15 Spitzensportler an einem schweren Steilsprung (Hindernishöhe: 1,50 m) werden am berechneten KSP (nach Sprigings & Leach 1986) der Pferde bestimmt. Die horizontale Geschwindigkeit liegt im Durchschnitt bei 4,5 m/s zu Beginn der Absprungphase, sinkt im Verlauf auf 3,6 m/s und steigt anschließend auf 6,5 m/s bis zum Ende des

Bodenkontaktes der HH an. Der vertikale Anteil zeigt zunächst eine negative Beschleunigung von -1,0 m/s, der anschließend während der zweiten Hälfte des TO auf bis zu 4,0 m/s beschleunigt wird (vgl. van den Bogert et al. 1994, S. 84). Clayton und Barlow (1991) haben bei einem schweren Steilsprung mit einer Höhe von 1,55 m im Training an vier erfahrenen Pferden vergleichbare horizontale Geschwindigkeiten messen können. Der *jumping stride* zur Überwindung des Hindernisses wird von den Autoren mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von $5,93 \pm 0,11$ m/s bemessen (vgl. S. 153). Zur vertikalen Komponente wurden von den Autoren keine Angaben gemacht.

Powers (2002) nutzte eine internationale Springprüfung mit ansteigender, maximaler Hindernishöhe von über 2,00 m für ihre Untersuchung an sehr erfahrenen Springpferden im Wettkampf. Die horizontale Absprunggeschwindigkeit am KSP (berechnet nach Buchner et al. 1997) beträgt bei einer Hindernishöhe von 1,80 m $5,12 \pm 0,77$ m/s. Der vertikale Anteil liegt bei $3,29 \pm 0,77$ m/s. Die ansteigende Hindernishöhe auf 2,27 m ergibt keine Unterschiede bei der horizontalen Absprunggeschwindigkeit. Der vertikale Geschwindigkeitsanteil steigt dagegen und korreliert ($r = 0,45$, $p = 0,03$) mit der ansteigenden Hindernishöhe (vgl. S. 153ff.). Clayton et al. (1995) untersuchten im Gegensatz dazu 12 sehr erfahrene Springpferde im Wettkampf an einem schweren Weitsprung mit einer Breite von 4,5 m. Die horizontale Absprunggeschwindigkeit am KSP der Pferde (berechnet nach Sprigings & Leach 1986) beträgt $7,59 \pm 0,6$ m/s und fällt im Vergleich deutlich höher aus. Der vertikale Anteil der Absprunggeschwindigkeit zeigt sich mit $2,03 \pm 0,22$ m/s im Vergleich deutlich kleiner.

Die Ergebnisse von Clayton und Barlow (1991), van den Bogert et al. (1994), Clayton et al. (1995) und Powers (2002) verdeutlichen, dass mit der Höhe und der Breite des Hindernisses die Absprunggeschwindigkeit zunimmt. Je nach Hindernistyp und Dimension variiert die vertikale und horizontale Verteilung der Geschwindigkeitsanteile. Umso breiter das Hindernis ist, desto kleiner wird der vertikale Anteil und der horizontale Anteil nimmt durch die Anforderung der notwendigen Flugweite zu. Mit der Hindernishöhe steigt dagegen der vertikale Anteil der Absprunggeschwindigkeit an, während der horizontale Anteil immerhin nahezu unverändert bleibt.

Neben der Absprunggeschwindigkeit haben sich viele der wissenschaftlichen Forschungsgruppen mit den Bodenkontaktzeiten der HH im TO beschäftigt, die neben der Kraftfähigkeit für die Länge des Beschleunigungsweges des KSP zuständig ist und theoretisch von den technischen Fertigkeiten der Absprungbewegung und der Kraftfähigkeiten der Muskulatur und der zu beschleunigenden Masse abhängt. Clayton und Barlow (1991) berichten im Training von vier sehr erfahrenen Springpferden über einen 1,55 m hohen Steilsprung ($n = 16$) sehr ähnliche Stützzeiten der beiden Hinterbeine. HH1 liegt bei 197 ± 23 ms. HH2 stützt im Durchschnitt für 195 ± 21 ms (vgl. S. 153). Leach et al. (1984) beobachteten 17 Pferde im Wettkampf an zwei mittelschweren Hoch-Weit-Sprüngen. Die Dauer der Stützphase liegt mit 210 ± 24 ms von HH1 und 209 ± 27 ms von HH2 an einem moderaten Oxer (1,30 x 1,35 m), sowie

198 ± 23 ms von HH1 und 194 ± 18 ms von HH2 an einem schwereren Oxer (1,52 x 1,57 m) ebenfalls in einem ähnlichen Bereich. Die Ergebnisse an den Oxern unterscheiden sich auch statistisch nicht voneinander (vgl. S. 890). Deuel und Park (1991) berichten für HH1 von 195 ms und 196 ms und für HH2 von 183 ms und 177 ms an zwei unterschiedlichen Oxern (1,50 x 1,90 m & 1,60 x 1,00 m) im Wettkampf (vgl. S. 162). Die Hinterbeine der 15 Pferde bei van den Bogert et al. (1994) an einem schweren Steilsprung von 1,55 m Höhe im Wettkampf zeigen mit durchschnittlich 221 ± 19 ms etwas längere Bodenkontaktzeiten (vgl. S. 84). Eine Unterscheidung in zwei einzelne Bodenkontakte wird nicht vorgenommen. Vielmehr besteht die Annahme der Autoren darin, dass die etwas längere Stützdauer durch das versetzte Platzieren beider Hinterbeine zustande kommt. Die Ergebnisse deuten zunächst auf keine Unterschiede im Training und Wettkampf oder an den verschiedenen Hindernistypen und Dimensionen hin. Die Autoren gehen unterschiedlich mit der Platzierung der Hinterhufe um. Während van den Bogert et al. (1994) beide Hinterhufe zusammenfassen, unterscheiden die anderen Autoren die beiden Stützphasen einzelnen.

Neben der Dauer hat der Umgang mit den Bodenkontakten auch Auswirkungen auf die kinematische Bestimmung der Absprungdistanz der HH. Als Ausgangspunkt für die Flugkurve ist die Absprungdistanz zum Hindernis relevant für die fehlerfreie Sprungbewegung des Pferdes. Als Technikmerkmal liegt auch im sportpraktischen Training immer wieder der Fokus auf der Absprungdistanz. Van den Bogert et al. (1994) gehen davon aus, dass sich die Hufe der HH nicht signifikant während des Bodenkontaktes bewegen, sodass die Messung der Absprungdistanz einmalig als ausreichend gilt. An einem schweren Steilsprung (1,50 m Höhe) im Wettkampf liegt die Absprungdistanz der HH der 15 Springpferde bei 2,14 ± 0,18 m (vgl. van den Bogert et al. 1994, S. 84). In der Arbeit von Powers (2002) lässt sich die Absprungdistanz aus dem vorgestellten Abstand von HH2 zum KSP und von dort bis zur vorderen Hinderniskante berechnen. Bei einer deutlich anspruchsvolleren Hindernishöhe von 1,80 m beträgt die Absprungdistanz von HH2 durchschnittlich 2,05 m (n = 9), bei einer Höhe von 1,96 m (n = 9) sind es 2,11 m. In der dritten Runde (Hindernishöhe: 2,09 m) liegt die Distanz von HH2 bei 2,08 m (n = 7) und in der vierten Runde mit einer Hindernishöhe von 2,19 m sind es durchschnittlich nur noch 1,92 m bei den fünf Teilnehmern. In der letzten Runde bei einer Hindernishöhe von 2,27 m liegt die Absprungdistanz von HH2 bei den zwei verbleibenden Teilnehmern bei 2,25 m und 2,62 m (vgl. Powers 2002, S. 153), was die Individualität der Pferde deutlich zeigt. Es zeigen sich keine statistischen Zusammenhänge zwischen der Hindernishöhe und der Absprungdistanz von HH2 an sehr schweren bis maximalen Steilsprüngen im Wettkampf. Zu HH1 können keine Angabe gemacht werden.

Clayton und Barlow (1989) haben genau diesen Einfluss von der Hindernishöhe auf die Absprungdistanz an vier sehr erfahrenen Springpferden im Training untersucht. Gemessen wurde jeweils die Distanz der einzelnen Hinterhufe im Absprung zur Sprungbasis des Steilsprungs bzw. des

ersten Elements des Oxers mit steigenden Anforderungen in vier Versuchen (vgl. S. 181). Bei den Steilsprüngen mit einer Höhe von 1,10 m entstehen Absprungdistanzen von $1,67 \pm 0,24$ m für HH1 und $1,52 \pm 0,19$ m für HH2 im Durchschnitt. Bei einer Höhe von 1,25 m werden $1,71 \pm 0,18$ m für HH1 und $1,59 \pm 0,16$ m für HH2 berichtet. Mit einer Hindernishöhe von 1,40 m liegen die Absprungdistanzen schließlich bei $1,78 \pm 0,15$ m (HH1) und $1,66 \pm 0,21$ m (HH2). Am Oxe mit einer Höhe von 1,10 m liegt die Distanz von HH1 bei $1,61 \pm 0,19$ m und von HH2 bei $1,55 \pm 0,22$ m. Bei einer Oxerhöhe von 1,25 m werden für HH1 dann durchschnittlich $1,54 \pm 0,23$ m und für HH2 $1,47 \pm 0,23$ m berichtet. Bei einem 1,40 m hohen Oxe liegt der Absprung von HH1 $1,63 \pm 0,15$ m und von HH2 $1,51 \pm 0,18$ m weit vom Hindernis entfernt. Für die jeweilige Hindernisbreite der Oxer werden von den Autoren keine Angaben gemacht. Die Ergebnisse zeigen, dass es auch im leichten bis mittleren Anforderungsbereich keinen statistischen Zusammenhang zwischen der ansteigenden Hindernishöhe und der Absprungdistanz der Pferde gibt (vgl. Clayton & Barlow 1989, S. 182).

Lütteken (2001) untersuchte vier erfahrene Pferde jeweils unter vier erfolgreichen Reitern ($n = 16$) in einem alten Prüfungsformat mit Pferdewechsel. Die Absprungdistanz an einem in der Höhe vergleichbaren Hoch-Weit-Sprung (1,40 x 1,40 m), gemessen von der Hufspitze bis zur Grundlinie des ersten Elements, liegt für HH1 im Durchschnitt bei 2,31 m und für HH2 bei 2,02 m (vgl. S. 49). Im Vergleich zu Clayton und Barlow (1989) liegt der Absprung damit deutlich näher am Hindernis. In der Untersuchung von Leach et al. (1984) mit einem schweren (1,52 x 1,57 m) und einem mittelschweren (1,30 x 1,35 m) Oxe liegen die Distanzen der Hinterbeine für HH1 bei durchschnittlich $2,56 \pm 0,31$ m und $2,37 \pm 0,23$ m, sowie bei $2,39 \pm 0,32$ m und $2,28 \pm 0,22$ m für HH2 etwas weiter entfernt. Zur Anlaufgeschwindigkeit und zur Berechnung der Distanz werden von den Autoren keine weiteren Angaben gemacht (vgl. S. 890). Colborne et al. (1995) bestätigen mit ihren Ergebnissen dennoch die Annahme der tendenziell sinkenden Absprungdistanz bei steigender Hindernisweite. Die zwölf Spitzenpferde bei den Olympischen Spielen zeigen am Wassergraben eine kleine Absprungdistanz von $0,59 \pm 0,31$ m, gemessen vom Huf bis zum Beginn des Wassergrabens (vgl. S. 139). Damit zeigt sich am Weitsprung eine deutlich nähere Absprungdistanz im Vergleich zu den Ergebnissen an den ansteigenden Steilsprüngen im maximalen Bereich (vgl. Powers 2002). In wie weit der jeweilige Absprung als optimal zu bezeichnen ist, wie es die Fachliteratur fordert, bleibt zu diesem Zeitpunkt unbeantwortet. Die Streuung der Ergebnisse zeigt das hohe Maß der Individualität. Jedes Pferd eignet sich auf Grund seiner anatomischen Gegebenheiten und seiner technischen Bewegungsausführung einen eigenen Absprung an. Festzuhalten bleibt, dass die Absprungdistanz bei ansteigender Breite des Hindernisses tendenziell dichter an das Hindernis platziert wird, so wie es Pollmann-Schweckhorst (2002) mit der angepassten Konstruktion der Flugkurve an das Hindernisformat theoretisch beschrieben hat.

Der Umgang mit der räumlichen und zeitlichen Dimension der beiden Bodenkontakte der HH im TO wird von den Autoren unterschiedlich eingeschätzt. Van den Bogert et al. (1994) sind der Meinung, dass die beiden Hinterbeine nahezu symmetrisch im Absprung arbeiten ohne dass es zu einer klaren Zuordnung eines führenden Beines kommt (vgl. S. 81). Deshalb beschreiben sie die Absprungdistanz mit nur einem Bodenkontakt und nur einer Absprungdistanz. Leach et al. (1984) gehen ebenfalls von einem symmetrischen Absprung aus, geben jedoch die Distanzen für die beiden Hinterbeine dennoch einzeln an. Diese Ergebnisse zeigen einen sichtbaren räumlichen Abstand zwischen den beiden Hufen, der als Schrittlänge zwischen den Bodenkontakten definiert werden kann (S. 890). Deuel und Park (1991) und Lütteken (2001) haben genau diese Schrittlänge der HH im Absprung als Parameter erfasst. Zu einem schweren und breiten Oxer von 1,50 x 1,90 m liegt die Schrittlänge bei etwa 25 cm und bei einem hohen und etwas schmälern Oxer von 1,60 x 1,00 m liegt diese bei 18 cm (vgl. Deuel & Park 1991, S. 161). Lütteken (2001) gibt die mittlere Schrittlänge der vier Pferde mit Reiterwechsel (n = 16) mit 8,5 cm, 32 cm, 35 cm und 44 cm an einem mittelschweren Oxer an und zeigt damit auch die Individualität der Springpferde (vgl. S. 49), wie sie bereits von Falaturi et al. (2001) angenommen wird. Damit bezieht sich die optimale Absprungdistanz auch auf das Individuum Pferd. Die Fußfolge des Galopps und die Schrittstellung der beiden Bodenkontakte mit der Einteilung in einen ersten und einen zweiten Bodenkontakt sprechen auch für einen zeitlichen Unterschied zwischen den beiden Stützphasen, sodass die Bodenkontakte im TO in räumlicher und zeitlicher Anordnung getrennt analysiert werden sollten. Ob sich hierbei Absprungmuster, Angewohnheiten oder Präferenzen als individuelle Absprungstrategie nachweisen lassen, bleibt zunächst offen. Festzuhalten gilt es, dass die Hinterbeine in weiteren Untersuchungen einzeln zu betrachten sind.

Powers (2002) ist sich durch die Untersuchung an maximalen Steilsprüngen sicher, dass unabhängig von der Platzierung der HH bei steigender Hindernishöhe der Rumpf des Pferdes vermehrt aufgerichtet wird. Die Variabilität der Absprungposition sinkt mit steigender Hindernishöhe (vgl. S. 155). Die vertikale Absprunggeschwindigkeit, die KSP-Höhe und -Distanz, sowie der Abstand der HH zum KSP-Lot korrelieren signifikant und mit mittlerer Effektstärke mit der Hindernishöhe in den einzelnen Umläufen, obwohl es sich durch das KO-System um eine immer kleiner werdende Probandenzahl handelt. Die KSP-Höhe in den Absprungpositionen reicht in den verschiedenen Durchgängen des Mächtigkeitsspringens von $1,90 \pm ,05$ m bis $2,01 \pm ,05$ (vgl. Powers 2002, S. 153). Clayton et al. (1995) veröffentlichen Ergebnisse von Messungen an einem Wassergraben (Breite: 4,50 m). Die KSP-Höhe der 12 Springpferde fällt im Vergleich mit nur $1,36 \pm 0,08$ m deutlich niedriger aus (vgl. S. 167f.). Die Autoren berechnen zusätzlich den Wirkungswinkel der Bewegungsgeschwindigkeit am KSP als Absprungwinkel des Pferdes zur Bewegungsebene. Der liegt an einem Wassergraben mit einer Breite von 4,5 m bei $15,1 \pm 2,2$ ° und korreliert mit der vertikalen Absprunggeschwindigkeit (vgl. S. 138).

Der KSP des Pferdes wird während der Absprungaktion der HH erhöht. Die vertikalen und horizontalen Komponenten der Absprunggeschwindigkeit unterscheiden sich in ihrer Zusammensetzung bei den verschiedenen Sprungtypen. Mit ansteigender Hindernishöhe wächst der vertikale Anteil an, während der horizontale Anteil nahezu unverändert bleibt. Mit steigender Hindernisweite steigt wiederum der horizontale Anteil der Absprunggeschwindigkeit an. Für die beiden Bodenkontakte eignet sich auf Grund der Ergebnisse eine isolierte Betrachtung in räumlicher und zeitlicher Dimension. Während die Bodenkontaktzeiten tendenziell keinen Zusammenhang zu den Hindernisdimensionen zeigen, sinkt die Absprungdistanz mit steigender Hindernisweite. Vor allem im Bereich der räumlichen Anordnung zeigen sich deutliche Unterschiede zwischen den Individuen. Tabelle 3 fasst die vorgestellten Ergebnisse der Absprungphase zur Übersicht zusammen.

Tabelle 3: Literaturübersicht über Untersuchungen zur Bewegungsphase Absprung

Autoren	Sprung (m) Höhe x Weite	d HH1 TO (m)	d HH2 TO (m)	Stützzeit HH1 (ms)	Stützzeit HH2 (ms)	Vy TO (m/s)	Vx TO (m/s)	KSP-Höhe (m)	Rahmen- bedingungen
Clayton & Barlow (1991)	1,55	-	-	197 ± 23	195 ± 21	-	5,93 ± 0,11	-	Training (n = 16) <i>kinematisch</i>
Clayton & Barlow (1989)	1,10 1,25 1,40 1,10 x n.a. 1,25 x n.a. 1,40 x n.a.	1,67 ± ,24 1,71 ± ,18 1,78 ± ,15 1,61 ± ,19 1,54 ± ,23 1,63 ± ,15	1,52 ± ,19 1,59 ± ,16 1,66 ± ,21 1,55 ± ,22 1,47 ± ,23 1,51 ± ,18	-	-	-	-	-	Training (n = 96) <i>kinematisch</i>
Van den Bogert et al. (1994) ²	1,50	-	2,14 ± ,18	-	221 ± 19	4,0	6,5	-	Wettkampf (n = 15) <i>kinematisch</i>
Powers (2002) ^{1,3}	1,80 1,96 2,09 2,19 2,27	- - - - -	2,05 2,11 2,08 1,92 2,25 / 2,62	- - - - -	- - - - -	3,29 ± ,77 3,46 ± ,46 3,71 ± ,37 3,91 ± ,30 2,88/ 3,47	5,12 ± ,77 5,95 ± ,48 5,71 ± ,52 5,08 ± ,37 4,69/ 5,58	1,92 ± ,06 1,90 ± ,05 1,97 ± ,04 2,01 ± ,05 1,98/ 2,04	Wettkampf (n = 32) <i>kinematisch</i>
Leach et al. (1984)	1,30 x 1,35 1,52 x 1,57	2,56 ± ,31 2,37 ± ,23	2,39 ± ,32 2,28 ± ,22	210 ± 24 198 ± 23	209 ± 27 194 ± 18	-	-	-	Wettkampf (n = 17) <i>kinematisch</i>
Lütteken (2001) ¹	1,40 x 1,40	2,31	2,02	-	-	-	-	-	Wettkampf (n = 16) <i>kinematisch</i>
Deuel & Park ⁴ (1991)	1,50 x 1,90 1,60 x 1,00	-	-	195 190	196 183	-	-	-	Wettkampf (n = 56) <i>kinematisch</i>
Colborne et al. (1995)	4.5	-	,59 ± ,31	-	-	-	-	-	Wettkampf (n = 12) <i>kinematisch</i>
Clayton et al (1995) ²	4.5	-	-	-	-	2,03 ± ,22	7,59 ± ,60	1,36 ± ,08	Wettkampf (n = 12) <i>kinematisch</i>

Distanz (d); Vertikale Absprunggeschwindigkeit (v_y); Horizontale Absprunggeschwindigkeit (v_x); ¹ aus den Ergebnissen der Autoren berechnet; ² KSP berechnet nach dem Modell von Spriggs & Leach (1986); ³ KSP berechnet nach dem Modell von Buchner et al. (1997); ⁴ ohne SD angegeben; n.a. = unbekannt.

Einen anderen methodischen Ansatz zur Darstellung der Leistungsfähigkeit von Springpferden wählen Barrey und Galloux (1997), Falaturi et al. (2001) und Hernlund et al. (2013). Barrey und Galloux untersuchen acht erfahrene Springpferde mit Hilfe von Beschleunigungssensoren am Pferderumpf bei der Überwindung von 14 unterschiedlichen Hindernissen. Entlang der KTA der Pferde ergeben sich durchschnittliche dorsoventrale Maximalbeschleunigungen von 1,27 g an den Steilsprüngen (Höhe: 1,15 -1,30 m), 1,48 g an den Oxern (1,15 -1,30 x 1,10 – 1,45 m) und sogar 1,74 g am Wassergraben, zu dessen Weite keine weiteren Angaben von den Autoren gemacht werden. Mit den Ergebnissen wird deutlich, dass für die erfolgreiche Überwindung eines weiten Hindernisses (Oxer und Wassergraben) auch eine vermehrte Sagittalbeschleunigung für die Flugkurve notwendig ist (vgl. Barry & Galloux 1997, S. 48). Hernlund et al. (2013) stellen mit den gemessenen Hufbeschleunigungen vergleichbare Ergebnisse vor. Die maximalen Beschleunigungen fallen beim Anritt und beim Absprung zu einem Oxer höher aus als zu den Steilsprüngen (vgl. S. e30). Falaturi et al. (2001) beschreiben die Beschleunigungsspitzen an den Röhrbeinen an den ausgewählten Oxern ebenfalls erhöht. Es lassen sich laut den Untersuchungsergebnissen jedoch keine statistischen Zusammenhänge zu den Sprungtypen oder Dimensionen der Hindernisse festhalten (vgl. S. 364). Allerdings betonen die Autoren die deutlich höheren Belastungsspitzen an den Hindernissen im Vergleich zum normalen Galopp und den Galoppsprüngen im Anlauf. Die gemessenen Werte an der VH im A1 sind bereits mit 18 - 25 g deutlich erhöht. Die maximalen Beschleunigungswerte an der HH im TO liegen dann bei über 40 g. Einzelfälle zeigen sogar Werte über 80 g (vgl. S. 364), was im Zusammenhang mit dem Belastungsmanagement und der Gesunderhaltung der Spitzenpferde zu beachten bleibt.

Die inertialen Ergebnisse der Autoren unterstreichen die Bedeutung des Bodenkontaktes der VH in der Absprungvorbereitung, da die Beschleunigungsspitzen bereits hier an den Hufen, den Röhrbeinen und am Rumpf im Vergleich zum normalen Galoppieren der Pferde deutlich größer ausfallen. Mit dem Abdruck der VH wird der Absprung eingeleitet. Der entscheidende Kraftstoß im TO kommt laut den Autoren dann aus dem Abdruck der HH. Barrey und Galloux (1997) fassen die Absprungdistanz, die Impulse aus VH und HH und die Aufrichtung des Pferdekörpers in der Sagittalebene als leistungsrelevante Faktoren des erfolgreichen Absprungs zusammen (vgl. S. 45). Damit stimmen die inertialen Ergebnisse mit den zuvor vorgestellten kinematischen Untersuchungen überein.

Die Komponenten Absprungdistanz, -winkel und die Verteilung der Absprunggeschwindigkeit sind für die resultierende Flugkurve von großer biomechanischer Bedeutung. Jedes Hindernis fordert mit seinen Dimensionen eine andere Flugkurve, die möglichst ökonomisch an das Hindernis angepasst sein soll. Entsprechend müssen die Komponenten abgestimmt werden. Damit decken sich die Ergebnisse der Wissenschaft mit den Ausbildungszielen von Springpferden in der Fachliteratur und dem humanen Weitsprung mit dem leistungsentscheidenden, präzisen Übergang vom Anlauf in den Absprung ist

4.2.3 Die Flugphase

Die parabelartige Flugkurve sollte so angelegt sein, dass genügend Platz für alle Körpersegmente ohne Kontakt mit der Hindernisstange besteht. Im Idealfall liegt der Scheitelpunkt mittig über dem Hindernis. Clayton und Barlow (1989) resultieren in ihrer Untersuchung, dass mit der Hindernishöhe auch die Sprungweite des Pferdes ansteigt. Die vier sehr erfahrenen Springpferde vergrößern ihre Sprungweite von $3,02 \pm 0,36$ m bei einer Hindernishöhe von 1,10 m auf $3,34 \pm 0,20$ m bei einer Hindernishöhe von 1,25 m und schließlich auf $3,68 \pm 0,29$ m bei einer Hindernishöhe von 1,40 m. Mit ansteigender Hindernisbreite steigt die Sprungweite der Pferde zusätzlich an. Bei einem Hoch-Weit-Sprung mit einer Höhe von 1,10 m liegt die Sprungweite im Durchschnitt bei $3,76 \pm 0,34$ m, bei einer Höhe von 1,25 m sind es $3,91 \pm 0,37$ m und bei einer Höhe von 1,40 m liegt die gemessene Sprungweite schließlich bei deutlich erweiterten $4,43 \pm 0,22$ m (vgl. S. 182). Colborne et al. (1995) konnten bei einem sehr breiten Wassergraben mit einer Hindernisweite von 4,50 m eine Sprungweite von $5,79 \pm 0,36$ m berichten (vgl. S. 139). Die Ergebnisse zeigen, dass die Sprungweite der Pferde nicht nur mit der Hindernisbreite, sondern auch mit der Hindernishöhe ansteigt.

Falaturi et al. (2001) stellen bei ihren Versuchspferden mit Beschleunigungssensoren an den Pferdebeinen passend dazu eine ansteigende Sprungdauer bei höher werdenden Hindernissen fest. Mit einer Sprungdauer von etwa 877 ms bei einem Steilsprung mit einer Höhe von 1,00 m steigt die Sprungdauer auf 946 ms bei einer Höhe von 1,25 m. 1004 ms beträgt die Sprungdauer im Durchschnitt schließlich bei einem Steilsprung mit einer Höhe von 1,40 m (vgl. S. 364). Mit ansteigender Höhe und Weite des Hindernisses verlängert sich also auch die Sprungdauer im Training. Leach et al. (1984) kommen bei ihrer Untersuchung im Wettkampf zu anderen Ergebnissen. Zwei unterschiedliche Hoch-Weit-Sprünge ergeben eine durchschnittliche Sprungweite von $4,89 \pm 0,61$ m (Oxer: 1,52 x 1,57 m) und $4,61 \pm 0,35$ m (Oxer 1,30 x 1,35 m). Im Vergleich zu den Ergebnissen von Clayton und Barlow (1989) fällt die Sprungweite der Pferde durch die ausgeprägten Hindernisdimensionen in Höhe und Weite im Wettkampf sogar noch weiter aus. Angaben zur Sprunghöhe werden von den Autoren nicht gemacht. Die Sprungdauer zeigt sich bei den beiden unterschiedlichen Oxern im Wettkampf entgegen der bisherigen Annahme. Mit 531 ± 30 ms am schwereren Oxer (1,52 x 1,57 m) ist die Dauer hier im Gegensatz zum etwas leichteren Oxer (1,30 x 1,35 m) mit einer Sprungdauer von 539 ± 41 nicht wie angenommen erhöht (vgl. Leach et al. 1984, S. 889f). Die Ergebnisse von Leach et al. (1984) zeigen damit, dass die Sprungdauer im Vergleich zu Falaturi et al. (2001) nicht nur auf die Hindernisdimensionen zurückzuführen ist. Zur weiteren Aufklärung wäre die Anlauf- und Absprunggeschwindigkeit, sowie die Sprunghöhe zur Beurteilung der angelegten Flugkurve als Einflussgröße interessant. Die tatsächliche Sprunghöhe wurde bisher in keiner Untersuchung berücksichtigt. Die vorgestellten Ergebnisse sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4: Literaturübersicht über Untersuchungen zur Bewegungsphase Flugphase

Autoren	Sprung (m) Höhe x Weite	Sprungweite (m)	Flugdauer (ms)	Rahmenbedingungen
Falaturi et al. (2001) ¹	1,00 1,25 1,40	-	877 946 1004	Training (n > 20) <i>Inertial</i>
Clayton & Barlow (1989)	1,10 1,25 1,40 1,10 x n.a. 1,25 x n.a. 1,40 x n.a.	3,02 ± ,36 3,34 ± ,20 3,68 ± ,29 3,76 ± ,34 3,91 ± ,37 4,43 ± ,22	-	Training (n = 96) <i>Kinematisch</i>
Leach et al. (1984)	1,30 x 1,35 1,52 x 1,57	4,61 ± ,35 4,89 ± ,61	539 ± 41 531 ± 30	Wettkampf (n = 17) <i>Kinematisch</i>
Colborne et al. (1995)	4,5	5,79 ± ,36	-	Wettkampf (n = 12) <i>Kinematisch</i>

¹ ohne SD angegeben

Das Ziel muss es sein eine hohe Bewegungsgeschwindigkeit über die Flugphase zu erhalten. Im Flug bleibt die Gesamtenergie bei den Versuchspferden dann bei $722 \pm 125 \text{ kg}\cdot\text{m}^2/\text{s}$ nahezu konstant. Galloux und Barrey (1997) sind der Meinung, dass etwa 50 - 70 % des Rumpfssegments und dessen Bewegung für die kinetische Energie im Flug verantwortlich ist. Der Hals-Kopf-Anteil liegt bei einer Beteiligung von immerhin 20 %. Die HH hat wiederum einen Anteil von 25 %. Die Beteiligung der VH liegt bei 5 % (vgl. S. 43). Im Scheitelpunkt der Flugkurve über dem Hindernis leiten alle Körpersegmente die Vorwärtsrotation des Rumpfes für die LA ein (vgl. Galloux & Barrey 1997, S. 43). Van den Bogert et al. (1994) berichten, dass der optimale Scheitelpunkt bei nur etwa 25 - 60 % der Springversuche getroffen wird. In den anderen Fällen ist der Scheitelpunkt zur optimalen Hindernislinie verschoben (vgl. S. 84). Eine ganzheitliche Darstellung der Flugkurve ist demnach zielführend und trägt zur Aufklärung der Springleistung und im Falle eines Fehlers bei. Entsprechend der Ergebnisse von Galloux und Barrey ist aber auch der Einfluss der Körperhaltung des Rumpf- und Halssegments (Bascule), sowie die Beintechnik durch die Bewegung und Positionierung der Extremitäten entscheidend für die biomechanische Gestaltung der Flugphase.

Dem Technikmerkmal der Bascule liegen in der Literatur unterschiedliche Beschreibungen der Rücken- und Halstätigkeit des Pferdes zu Grunde. Higgins (2017) geht von einer Rundung des Rückens bei gesenktem Hals nach dem Absprung der HH und einer Streckung der Wirbelsäule mit der Streckung der Vordergliedmaßen zur Landung aus (vgl. S. 156). Die Arbeitsgruppe um Lewczuk versucht das Technikmerkmal der Bascule über die Silhouette des Pferdes mit den Positionen des Kopfes, des Widerristes und der Kruppe zu evaluieren. Die Bascule des Pferdes wird als Position durch die höchste Widerristposition im Verhältnis zur tieferen Kopf- und Kruppenposition vom Pferd im Flug definiert (vgl. Lewczuk et al. 2006; Lewczuk 2007; Lewczuk 2008; Lewczuk 2017). Auch van Weeren (2014)

terminiert das Basculieren als Bewegungsmerkmal in der Flugphase über dem Hindernis und beschreibt es mit einer Krümmung der Wirbelsäule (vgl. S.339). Stammer (2016) bezeichnet das Basculieren dagegen nicht als eine Beugung der Wirbelsäule im engeren Sinn. Er meint vielmehr „die Bewegung des Brustkorbes zwischen den Schulterblättern nach oben“ in der Absprungvorbereitung. Mit der Streckung der HH streckt sich dann auch die Wirbelsäule und bleibt im Flug in „ihrer gestreckten Position bis zur Landung fixiert“ (vgl. S. 120). Eine einheitliche Definition des Technikmerkmals Bascule ist zu diesem Zeitpunkt nicht vorhanden und sollte im empirischen Teil dieser Arbeit zielführend untersucht werden.

Auch die Beintechnik sollte als Bestandteil einer umfassenden Untersuchung der Sprungbewegung gelten. Obwohl die Extremitäten des Springpferdes die Körperteile sind, die die Berührung der Hindernisstange am ehesten auslösen, gibt es keine Untersuchung zu den Segmentwinkeln von Springpferden in der Flugphase. Auch dieses Technikmerkmal sollte in einer umfassenden Bewegungsanalyse ergänzt werden. Beide Technikmerkmale unterscheiden sich deutlich vom Humansport und lassen keine wissenschaftlichen Ableitungen zu.

Eine ökonomische Flugkurve besteht durch die kleinstmögliche Flugkurve, die trotz aller Nähe zur Stange eine für alle Körpersegmente berührungsfreie Überwindung des Hindernisses ermöglicht. Gelingen kann das durch eine gute und präzise Transformation der horizontalen Anlaufgeschwindigkeit als Ausgangslage in eine gute Absprunggeschwindigkeit mit ausreichendem vertikalen Anteil. Eine gute Körperhaltung im Flug kann die Erhaltung der Bewegungsenergie positiv beeinflussen und die Flugdauer verkürzen. Eine kürzere Sprungdauer ist in Anbetracht des Wettkampfziels und der Dichte an der Spitze unbedingt anzustreben.

4.2.4 Die Landung

Die reitspezifische Landung des Pferdes unterscheidet sich deutlich von der Landung des Athleten im humanen Weitsprung. Wie in den Spielsportarten folgt auf die Landung eine weitere Aktion. Die Landung der Vorderbeine komplettiert mit den beiden zeitlich versetzten Bodenkontakten in einer deutlichen Schrittstellung den *jumping stride* zu einem eigenen Galoppsprung. Schamhardt et al. (1993) stellen durch die Messung der Bodenreaktionskräfte nach einem Steilsprung mit einer Höhe von 0,80 m an fünf unerfahrenen Pferden fest, dass die Landung von VH1 grundsätzlich durch das Abbremsen der vertikalen Komponenten der Sprungbewegung die höheren Belastungen aushalten muss. VH2 generiert im Anschluss über den Bodenkontakt Antrieb für das Weitergaloppieren im Auslauf nach dem Hindernis (vgl. S. 676). Die Autoren sind der Meinung, dass die Belastung dabei von der technischen Bewegungsausführung des Pferdes am Sprung abhängig ist und bis auf das doppelte des Körpergewichts des Pferdes ansteigen kann (vgl. 675). Meershoek et al. (2001a, 2001b) berichten

ebenfalls von ihren gemessenen Bodenreaktionskräften. In diesem Fall sind die sechs Springpferde und ihre Reiter wettkämpferfahren und die Anforderungen der Steilsprünge steigen von 0,80 m über 1,00 m zu 1,20 m in der Höhe an. Die Ergebnisse zeigen wie auch bei Schamhardt et al. (1993), dass VH1 die Vorwärtsbewegung des Körpers innerhalb der ersten 60 % der Stützphase abbremst, um dann den Körper anschließend wieder nach vorne zu beschleunigen. VH2 sorgt unmittelbar nach dem Aufsetzen direkt für einen deutlichen Antrieb nach vorne (vgl. 2001b, S. 412f.). VH1 wird dazu nahezu vertikal aufgesetzt, während VH2 so platziert wird, dass der Huf vor dem Ellenbogengelenk nach vorne geschoben werden kann (vgl. 2001a, S. 6). Crevier-Denoix et al. (2014) bestätigen die Ergebnisse mit den kinetischen Hufeisen.

Meershoek et al. berichten aus ihren kinetischen Untersuchungen der Landebelastung, dass VH2 mit 218 ± 22 ms im Durchschnitt etwas länger am Boden verweilt als VH1 mit 171 ± 13 ms. Die Bodenkontaktzeiten der Vorderbeine variieren zwischen den verschiedenen Hindernishöhen der Untersuchung von 0,80 bis 1,20 m nicht (vgl. 2001a, S. 6). Die Stützzeiten der VH von Clayton und Barlow werden an einem Steilsprung mit einer Höhe von 1,55 m mit 140 ± 15 ms und 176 ± 11 ms kürzer angegeben (vgl. S. 155). Leach et al. (1984) veröffentlichen vergleichbare Ergebnisse im Wettkampf ($n = 17$) an zwei unterschiedlichen Hoch-Weit-Sprüngen. Mit 140 ± 17 ms und 167 ± 9 ms für VH1 und VH2 am schweren Oxer (1,52 x 1,57 m) und mit 149 ± 17 ms für VH1 und 176 ± 19 ms für VH2 an einem mittelschweren Oxer (1,30 x 1,35 m) fallen auch diese Werte kürzer aus (vgl. S. 890). Deuel und Park (1991) berichten aus einer weiteren Untersuchung an zwei verschiedenen Hoch-Weit-Sprüngen im Wettkampf ($n = 56$) und messen vergleichbare Stützzeiten von 152 ms und 181 ms für VH1 und VH2 nach einem breiten Oxer (1,50 x 1,90 m) und 151 ms für VH1 und 183 ms für VH2 an einem etwas schmälere Oxer (1,60 x 1,00 m). Es zeigen sich keine statistischen Unterschiede auf Grund der Hindernisbreite (vgl. S.162).

Die Ergebnisse zeigen insgesamt, dass die zum Abbremsen notwendige Bodenkontaktzeit von VH1 kürzer ausfällt als die zum Antrieb von VH2. Die Ergebnisse lassen tendenziell auf eine kürzer werdende Stützzeit nach höheren Hindernissen schließen, wobei auch die Anlaufgeschwindigkeiten einen Einfluss auf diesen Trend haben können. Die Anlaufgeschwindigkeit wurde nicht von allen Autoren angegeben, sodass eine Analyse des Zusammenhanges nicht weiterführend durchgeführt werden kann. Nicht auszuschließen bleibt jedoch auch, dass die Kraftfähigkeit und die Körpermasse der Pferde einen Einfluss auf die Bodenkontaktzeiten in der Landung haben. Zusätzlich ist die technische Ausführung nicht nur für die Belastung ein mögliches Kriterium, sondern führt gegebenenfalls auch zu Unterschieden in den Stützzeiten der VH in der Landung.

Ein Vergleich der Landedistanzen der VH, gemessen von der Sprungmitte bis zur Hufposition, in der Untersuchung an zwei Hoch-Weit-Sprüngen ($n = 17$) von Leach et al. (1984) im Wettkampf zeigen eine

tendenziell entferntere Landung nach dem Oxer mit den größeren Dimensionen. Die Werte betragen $2,35 \pm 0,23$ m für VH1 und $2,94 \pm 0,28$ m für VH2 beim mittelschweren Oxer (1,30 x 1,35 m). Beim schweren Oxer (1,52 x 1,57 m) sind es durchschnittlich $2,45 \pm 0,36$ m für VH1 und $3,06 \pm 0,42$ m für VH2 (vgl. S. 889). Die Untersuchung mit ansteigenden Hindernisdimensionen von Clayton und Barlow (1989) von den vier sehr erfahrenen Springpferden ($n = 96$) im Training zeigen ebenfalls, dass die Distanzen der Vorderbeine, gemessen an der Sprungbasis des Steilsprungs und am zweiten Element des Oxers, mit der Höhe der Hindernisse statistisch signifikant ansteigen. Bei einem Steilsprung von 1,10 m Höhe liegt die Landedistanz von VH1 bei $1,59 \pm 0,20$ m und von VH2 bei $2,37 \pm 0,20$ m. Bei einem Steilsprung mit einer Hindernishöhe von 1,25 m Höhe sind es durchschnittliche $1,85 \pm 0,11$ m für VH1 und $2,60 \pm 0,15$ m für VH2. Bei einem Steilsprung von 1,40 m Höhe liegt die Landedistanz bei $2,13 \pm 0,22$ m für VH1 und für VH2 bei $2,82 \pm 0,24$ m. Die Distanzen an den Hoch-Weit-Sprüngen fallen etwas geringer aus. Bei einer Hindernishöhe von 1,10 m sind es durchschnittliche $1,21 \pm 0,19$ m für VH1 und $1,90 \pm 0,19$ m für VH2. Bei einem mittleren Oxer mit einer Höhe von 1,25 m liegen die Distanzen der VH bei $1,36 \pm 0,15$ m und $2,02 \pm 0,16$ m. Bei einem Oxer mit einer Hindernishöhe von 1,40 m sind es schließlich $1,60 \pm 0,16$ m für VH1 und $2,23 \pm 0,22$ m für VH2 im Durchschnitt. Einen statistischen Effekt durch den Sprungtyp ergibt sich nur bei der Positionierung des ersten Vorderbeines (VH1). Für die Platzierung von VH2 können keine Zusammenhänge festgestellt werden (vgl. S. 182f.). Im Vergleich zur Arbeit von Leach et al. (1984) fallen die Ergebnisse von Clayton und Barlow (1989) deutlich geringer aus. Mit der Bemessung von der Sprungmitte beinhalten die Ergebnisse die Hälfte der Sprungbreite. Angepasst sind die Ergebnisse von Leach et al. (1984) mit 1,68 m und 2,27 m bzw. 1,67 m und 2,28 m wiederum vergleichbar. Die vorhandene Schrittstellung zeigt sich eindeutig in der Landedistanz. Im Vergleich zwischen den Hindernisarten wird die Landung nach einem Hoch-Weit-Sprung dichter platziert. Diese Ergebnisse entsprechen der technischen Anforderung der optimalen Flugkurve (vgl. Pollmann-Schweckhorst 2002, S.78). Die Sprunghöhe und die Platzierung des Scheitelpunktes im Verhältnis zum Hindernis ist für eine abschließende Bewertung zusätzlich hilfreich.

Clayton und Barlow (1991) stellen in ihren kinematischen Untersuchungen der Körpersegmente der vorderen Extremitäten während der Landung nach einem schweren Steilsprung mit einer Hindernishöhe von 1,55 m Unterschiede beim Aufsetzen der beiden Vorderbeine in der Landung fest ($n = 96$). Mit etwa 89° im Fesselgelenk von VH1 landet dieses bei den vier Versuchspferden deutlich gestreckter als das Fesselgelenk von VH2 mit nur etwa 68° (vgl. S. 155). Hernlund et al. (2010) untersuchen die Hufgeschwindigkeit mit Inertialsensoren. VH1 landet mit weniger Aufprallgeschwindigkeit und in einem spitzeren Winkel als es im Anschluss bei VH2 der Fall ist (vgl. S. 465). Unterschiede durch die verschiedenen Hindernisarten oder unterschiedliche Beschaffenheit des Untergrunds können in dieser Untersuchung nicht berichtet werden.

Clayton et al. (1995) führen ihre Untersuchung an einem Wassergraben von 4,50 m Breite bei den Olympischen Spiele (n = 12) durch. Die KSP-Höhe in der Landung ist mit $1,35 \pm 0,12$ m (vgl. S. 168) mit der im Absprung vergleichbar (vgl. S. 167f.). Es stehen keine weiteren Ergebnisse der Landeposition an anderen Sprungtypen zur Verfügung. Mit der Annahme, dass die KSP-Höhe in der Landung vergleichbar mit dem Absprung ist, würde die Landung über die angelegte und angepasste Flugkurve nach einem Hochsprung in einer steileren Landeposition mit einer höheren KSP-Positionierung münden als bei einem Hoch-Weit- oder gar Weitsprung der Fall ist. Die Annahme kann durch die fehlenden Untersuchungsergebnisse zu diesem Zeitpunkt nicht überprüft werden.

Tabelle 5 gibt einen Überblick über die kinematischen Ergebnisse in der Landephase nach dem Hindernis. Die Landung des Pferdes ist kaum Bestandteil wissenschaftlicher Arbeiten im Pferdesport. Die wenigen Ergebnisse unterstreichen das empirische Vorhaben dieser Arbeit. Die KSP-Höhe, die Verteilung und der Wirkungswinkel der Landegeschwindigkeit, wie auch die Rumpflage des Pferdes wären für die Beurteilung der Landeposition im Vergleich zur Absprungposition hilfreich. Kinetische Informationen zur Landebelastung sind auch bei höheren Hindernissen hilfreich, um Trainingsreize und Intensitäten entsprechend bewerten zu können. Zusätzlich wäre mit den Erkenntnissen auch ein Ansatz der methodischen Reduktion der Belastungsfaktoren möglich.

Tabelle 5: Literaturübersicht über Untersuchungen zur Bewegungsphase Landung

Autoren	Sprung (m) Höhe x Weite	D VH1 LA (m)	D VH2 LA (m)	Stützzeit VH1 LA (ms)	Stützzeit VH2 LA (ms)	KSP-Höhe LA (m)	Rahmen- bedingungen
Meershoek et al. (2001a)	1,00	-	-	171 ± 13	218 ± 22	-	Training (n = 30) <i>kinetisch</i>
Clayton & Barlow (1991)	1,55 m	-	-	140 ± 15	176 ± 11	-	Training (n = 16) <i>kinematisch</i>
Clayton & Barlow (1989)	1,10 1,25 1,40 1,10 x n.a. 1,25 x n.a. 1,40 x n.a.	1,59 ± ,20 1,85 ± ,11 2,13 ± ,22 1,21 ± ,19 1,36 ± ,15 1,60 ± ,16	2,37 ± ,20 2,60 ± ,15 2,82 ± ,24 1,90 ± ,19 2,02 ± ,16 2,23 ± ,22	-	-	-	Training (n = 96) <i>kinematisch</i>
Deuel & Park ¹ (1991)	1,50 x 1,90 1,60 x 1,00	-	-	152 151	181 183	-	Wettkampf (n = 56) <i>kinematisch</i>
Leach et al. ³ (1984)	1,30 x 1,35 1,52 x 1,57	2,35 ± ,23 2,45 ± ,36	2,94 ± ,28 3,06 ± ,42	149 ± 17 140 ± 17	176 ± 19 167 ± 9	-	Wettkampf (n = 17) <i>kinematisch</i>
Clayton et al (1995) ²	4,5	-	-	-	-	1,35 ± 0,12	Wettkampf (n = 12) <i>kinematisch</i>

Distanz (D); ¹ ohne SD angegeben; ² KSP nach Buchner et al. (1997); ³ Messmethode inkl. ½ Oxerbreite

Neben der Objektivierung sollte weiterführend an der Belastungsanalyse in der Landung gearbeitet werden. Meershoek et al. (2001b) stellen mit ihren Messungen der Bodenreaktionskräfte fest, dass mit ansteigenden Anforderungen über die Hindernisdimensionen die Belastung auf die vorderen Extremitäten zunimmt. Mit ansteigender Hindernishöhe von 0,80 m zu 1,20 m werden bereits größere Gelenkwinkel, höhere Bodenreaktions-, sowie Muskel- und Sehnenkräfte in der Landung beobachtet. Das gesamte Bewegungsbild der Landung bleibt dabei stets unverändert (vgl. S. 8).

Hernlund et al. (2010) analysieren mit dem Einfluss des Untergrunds im Springparcours einen weiteren wichtigen Aspekt. Als Untergrund wird zwischen Sandboden und Rasen unterschieden. Durch die Art des Untergrunds können von den Autoren keine Unterschiede berichtet werden (vgl. S. 465). In einer weiteren Untersuchung zeigen Hernlund et al. (2013), dass bei nassem Sand-Textil-Gemisch (n = 62) im Vergleich zu einem Sand-Textil-Gemisch mit weniger Wassergehalt (n = 21) statistisch signifikant kleinere Beschleunigungsspitzen in der Landung auftreten. Die höchsten Beschleunigungsspitzen an den Vorderhufen zeigen sich bei einem Untergrund aus einem Sand-Holz-Gemisch (n = 71) (S. e30f.).

Den vorgestellten Ergebnissen zufolge ist der Hufaufsatz von VH1 durch die Stemmbewegung über den Bodenkontakt verantwortlich für die Rücktransformation der vertikalen Geschwindigkeit in die Horizontale. Der Bewegungsapparat ist in dieser Phase höheren Belastungen ausgesetzt. VH2 sorgt dann bereits für die Einleitung und den Antrieb für den weiteren Galopp im Auslauf. Schamhardt et al. (1993) sind sich sicher, dass die Belastung der VH in der LA die Belastung des Absprungs übersteigt (vgl. S. 679). Die exzentrische Muskelarbeit in der Landung ist durch die hohe Belastung auf den Bewegungsapparat für die Gesunderhaltung der Sportpferde relevant. Über die Hindernishöhe und die technische Ausführung können die Belastungsspitzen im Trainingsprozess variiert werden. Neben der Art und der Dimension des Hindernisses spielen auch die Beschaffenheit des Untergrunds für die Beurteilung der Belastungsintensität in Absprung und vor allem in der Landung eine bedeutende Rolle. Ob Rasen oder unterschiedliche Sandgemische, auch der Pflegezustand und der Wassergehalt des gleichen Untergrunds können zu Unterschieden in der Belastung auf den Bewegungsapparat der Springpferde führen.

4.2.5 Das Weitergaloppieren

Das Weitergaloppieren des Springpferdes spielt vor allem im Parcours eine bedeutende Rolle, da nach dem Hindernis nach wenigen Sekunden der technische Anritt auf ein nächstes Hindernis folgt. In zweifachen oder dreifachen Kombinationen ist nur Platz für ein oder zwei Galoppsprünge zwischen den einzelnen Sprüngen. Somit kann das Weitergaloppieren nach dem Hindernis direkt der Absprungvorbereitung des nächsten Hindernisses entsprechen. In technischen Distanzen sind es drei bis sechs Galoppsprünge, die zur Vorbereitung genutzt werden können. Nach Schamhardt et al. (1993)

ist die Aufgabe des ersten Bodenkontaktes (HH1) im ersten Galoppsprung nach der Landung (MO1) die Wiederherstellung der Grundgaloppade. Stabilisation und Antrieb nach vorne werden mittels Bodenreaktionskräften nachgewiesen. Der zweite Bodenkontakt der HH (HH2) gleicht dann vertikal und horizontal bereits einem normalen Bodenkontakt im zyklischen Galopp und ist unabhängig von der vorherigen Sprungbewegung (vgl. S. 676). Die Hufpositionen im MO1 werden auch von Clayton und Barlow (1991) an verschiedenen Hindernissen überprüft. Mit ansteigender Höhe werden HH2 und anschließend VH1, sowie VH2 weiter vom Hindernis entfernt aufgesetzt. Der Galoppsprung wird wie die Flugkurve zuvor größer. Der Sprungtyp beeinflusst nur die Positionierung von HH2. Die Schrittlänge der HH wird zur Stabilisation nach einem Hoch-Weit-Sprung etwas verkürzt (vgl. S. 182).

Falaturi et al. (2001) stellen bei ihren fünf Versuchspferden mittels Beschleunigungssensoren im Training mit höher werdenden Steilsprüngen keine Veränderung der Galoppsprungdauer des MO1 fest. Bei einer Höhe von 1,00 m und 1,20 m fällt die Dauer im Durchschnitt 601 ms und 598 ms aus. Bei einer Hindernishöhe von 1,40 m liegt diese dann bei 597 ms. Zu den Hoch-Weit-Sprüngen werden im Vergleich keine Angaben von den Autoren gemacht (vgl. S. 364f.). Die an den Röhrbeinen der Pferde gemessenen Beschleunigungen liegen im MO1 an der VH bei 6,8 – 6,9 g und der HH bei 7,2 - 8,0 g, die im Vergleich zu Absprung und Landung deutlich kleiner ausfallen (vgl. S. 364). Clayton und Barlow (1991) messen die Galoppsprungdauer von MO1 mit einem kinematischen Messverfahren über Videoaufnahmen nach einem schweren Steilsprung mit einer Hindernishöhe von 1,55m. Sie ist bei den sehr erfahrenen Springpferden ($n = 16$) 519 ± 38 ms lang. Die Galoppsprunglänge beträgt im Durchschnitt $3,35 \pm 0,28$ m. Die horizontale Geschwindigkeit des MO1 liegt bei $6,46 \pm ,28$ m/s. Die Ergebnisse sind den Autoren zufolge vergleichbar zu einem normalen Galoppsprung (vgl. S. 155).

Im MO1 kann zusätzlich, wie bereits im A1, eine veränderte Fußfolge zu einem Viertakt beobachtet werden (vgl. Clayton & Barlow, 1991, S. 155). Deuel und Park konnten an zwei Hoch-Weit-Sprüngen mit den Maßen 1,50 x 1,90 m und 1,60 x 1,00 m ähnliche Ergebnisse im Wettkampf feststellen. Mit 520 ms am breiteren Oxer und 480 ms am höheren Oxer ist die Galoppsprungdauer vergleichbar zu den Ergebnissen von Clayton und Barlow (1991). Im Vergleich zu bei Falaturi et al. (2001) sind diese wiederum erhöht. Die Galoppsprunglänge mit 3,90 m und 3,81 m im Durchschnitt und die horizontale Geschwindigkeit mit 7,6 m/s und 7,9 m/s fallen bei Deuel und Park im Vergleich zu den Trainingsergebnissen von Clayton und Barlow (1991) höher aus (vgl. 1991, S. 161f.), was sich durch die höhere Bewegungsgeschwindigkeit im Wettkampf erklären lässt. Andererseits hat die Sprungweite am Hoch-Weitsprung und der höhere horizontale Geschwindigkeitsanteil ebenfalls Einfluss auf MO1. Die Autoren sind sich sicher, dass bereits der zweite Galoppsprung (MO2) nach dem Hindernis in Unabhängigkeit zum vorherigen Hindernis steht. Weder die ansteigende Hindernishöhe noch die Hindernisart hat Einfluss auf die Bodenkontakte der Pferde im MO2 (vgl. Clayton & Barlow 1991, S.

182). Falaturi et al. (2001) stellen für die Dauer von MO2 mit durchschnittlichen 616 ms bei einer Hindernishöhe von 1,00 m und 617 ms bei einer Höhe von 1,20 m, sowie 626 ms nach der Überwindung eines 1,40 m hohen Steilsprungs keine nennenswerten Unterschiede bei den fünf Pferden im Training fest. Außerdem zeigt auch MO3 im Anschluss unveränderte Ergebnisse (vgl. 364). Die vorherige Springleistung und Hindernisdimension haben demnach keinen Einfluss mehr auf den zweiten und dritten Galoppsprung nach der Landung. Tabelle 6 stellt die Ergebnisse des Weitergaloppierens dar.

Tabelle 6: Literaturübersicht über Untersuchungen zur Bewegungsphase Weitergaloppieren

Autoren	Sprung (m) Höhe x Weite	Länge (m)	Dauer (ms)	Vx MO (m/s)	Rahmen- bedingungen
Clayton & Barlow (1991) ²	1,55	MO1: 3,35 ± ,28	MO1: 519 ± 38	6,46 ± ,28	Training (n=16) <i>kinematisch</i>
Falaturi et al. (2001) ¹	1,00 1,20 1,40	-	MO1: 601 MO2: 616 MO1: 598 MO2: 617 MO1: 597 MO2: 626	-	Training (n > 20) <i>Inertial</i>
Deuel & Park (1991) ¹	1,50 x 1,90 1,60 x 1,00	MO1: 3,90 MO1: 3,81	MO1: 520 MO1: 480	MO1: 7,6 MO1: 7,9	Wettkampf (n=29) <i>kinematisch</i>

Horizontale Geschwindigkeit (v_x); ¹ ohne SD angegeben; ² KSP nach Buchner et al. (1997)

Für die Parcoursgestaltung bedeutet das zusammenfassend, dass die Leistungen in Kombinationen an den Folgehindernissen von den Gegebenheiten und Bedingungen des ersten Hindernisses abhängig sind. Neben der Hindernishöhe und -breite ist die Sprunghöhe und -weite der Flugkurve des Einsprungs in die Kombination zu beachten, um den Anritt des zweiten Sprungs optimal gestalten zu können. Im Falle von Distanzen ist die Bedeutung der vorherigen Springleistung eher zu vernachlässigen und vergleichbar mit dem normalen Galopp. Dennoch muss der Reiter in der Lage sein sich und sein Pferd nach dem Hindernis schnell genug durch Weg, Tempo und Rhythmus in eine optimale Ausgangssituation für das nächste Hindernis zu bringen. Die Objektivierung der Geschwindigkeit und des Rhythmus über die Galoppfrequenz im Auslauf sind damit leistungsrelevant und zielführend.

4.3 Untersuchungen von Sprungversuchen mit Hindernisfehlern

Einige der bisher vorgestellten Autoren haben sich auch dem Vergleich von fehlerfreien Sprungversuchen und solchen mit Hindernisfehlern gewidmet. Resultierend lässt sich eine entsprechende Leistungsrelevanz der Bewegungsparameter ableiten. Clayton et al. (1995) stellen zunächst in der Untersuchung von 18 sehr erfahrenen Springpferden bei der Überwindung eines sehr

breiten Wassergrabens (4,50 m) Unterschiede in der Verteilung der Absprunggeschwindigkeit fest. Die Absprunggeschwindigkeit am KSP der fehlerfreien Teilnehmer ($n = 12$) liegt in horizontaler Richtung bei $7,59 \pm 0,6$ m/s. Der vertikale Anteil beträgt $2,03 \pm 0,22$ m/s. Die Teilnehmer mit nicht ausreichender Sprungweite für eine fehlerfreie Überwindung des Wassergrabens ($n = 6$) haben mit $7,48 \pm 0,11$ m/s zwar vergleichbare horizontale Anteile aus dem Anlauf mitgebracht, der vertikale Anteil der Absprunggeschwindigkeit beträgt im Durchschnitt aber nur $1,56 \pm 0,24$ m/s und ist damit statistisch signifikant kleiner. Der aus der Verteilung resultierende Absprungwinkel liegt bei den Teilnehmern ohne Fehler bei $15,1 \pm 2,2$ °. Bei den Teilnehmern mit Hindernisfehlern ist dieser mit durchschnittlichen $12,2 \pm 1,8$ ° ebenfalls signifikant kleiner (vgl. S. 168). Powers (2002) kommt nach der Untersuchung an maximalen Steilsprüngen ($> 1,80$ m) im Wettkampf ebenfalls zu dem Schluss, dass die Pferde, die auf Grund von Fehlern in einem Durchgang ausscheiden mussten, eine für die Überwindung der sehr hohen Hindernisse ebenfalls zu niedrige Absprunggeschwindigkeit hatten (vgl. S. 155). Die Teilnehmer mit Hindernisfehler hatten durch eine weniger aufgerichtete Rumpfposition eine kleinere KSP-Höhe im Absprung oder waren mit ihrer Absprungdistanz zu dicht am Hindernis (vgl. S. 155), sodass eine fehlerfreie Überwindung für die sehr erfahrenen Springpferde nicht mehr möglich war. Auch Barrey und Galloux (1997) kommen zu dem Ergebnis, dass ein Springfehler immer dann zustande kommt, wenn der vertikale Beschleunigungsimpuls der HH in der Absprungbewegung nicht ausreichend ist. Bei ihrer Untersuchung zeigte sich bei den Fehlversuchen ein schlechteres Verhältnis zwischen den maximalen Beschleunigungswerten der VH im A1 und der HH im TO am Pferderumpf nach dorsal. Die guten Springpferde und die fehlerfreien Versuche gehen mit einem kleineren Verhältniswert zwischen den nach dorsal angelegten Beschleunigungsspitzen einher (vgl. S. 49).

Die wenigen Ergebnisse der Fehleranalysen zeigen, dass die Zusammensetzung der einzelnen Komponenten der Absprunghase entscheidend für die erfolgreiche Überwindung eines Hindernisses ist. Der Anlauf muss nicht nur präzise in eine gute Absprunggeschwindigkeit überführt werden. Zielführend muss der Anlauf auch über die Körperrotation durch den Kraftstoß aus den Vorderbeinen in einer optimal angelegten Absprungposition enden, die in ihrer Distanz und ihrer Aufrichtung der geforderten Flugkurve entspricht. Der dynamische Absprung aus der HH zur Erhöhung und Beschleunigung des KSP muss dann der geforderten Hindernisdimensionen entsprechend ausreichend groß sein. Resultierend kann die Flugkurve hoch und weit genug angelegt werden, um eine Berührung mit dem Hindernis und dem damit verbundenen Fehlerrisiko zu minimieren. Mit ansteigendem Schwierigkeitsgrad wird die Präzision des optimalen Bewegungsablaufes in der Absprungvorbereitung und der Absprungaktion selbst gefordert. Kompensationen und Ausgleichsbewegungen kosten Zeit und führen zu einer frühzeitigen Ausschöpfung der physiologischen Ressourcen. Für die Untersuchungen ist die objektive Darstellung der Absprunghase unbedingt notwendig.

4.4 Zusammenfassung: der Forschungsstand zur Sprungbewegung von Pferden

Es existieren bereits zahlreiche wissenschaftliche Arbeiten, die sich mit der Bewegung des Springpferdes bei der Überwindung von verschiedenen Hindernisarten unter dem Sattel beschäftigen. Viele der Ergebnisse stimmen mit den wissenschaftlichen Ansätzen und den Erkenntnissen aus dem Humansport überein, wenngleich sich die Zielstellung der Springbewegung des zweibeinigen Weitspringers von der des vierbeinigen Springpferdes unterscheidet.

Für einen optimalen Sprungverlauf muss das Springpferd den Ergebnissen aus der Fachliteratur und Forschung zu Folge der angemessene und rhythmische Anlauf zu Beginn der Absprungphase am Ende in einer entsprechend angepassten Absprunghöhe münden. Die VH leitet die aufrichtende Rumpfrotation um die Körperbreitenachse bereits im verkürzten A1 vor der Absprungaktion ein und erhöht damit den KSP des Pferdes. Die HH generiert in der Absprungphase über die Muskelarbeit einen dynamischen Kraftstoß für die vertikale Beschleunigung des KSP. Gleiches wird in den Untersuchungen der Autoren im Humansport berichtet, wobei die VH mit dem Schwungbein und die HH mit dem Sprungbein des Weitspringers zu vergleichen ist. Die HH wird für die Absprungaktion weit vorne unter dem Körper platziert, sodass wie beim Weitspringer eine Stembewegung in der Absprungphase über diese Stützstelle die Transformation der horizontalen Anlaufgeschwindigkeit in die anschließende Absprunggeschwindigkeit am erhöhten KSP mit dem leistungsrelevanten vertikalen Anteil der Geschwindigkeit und dem Wirkungswinkel erbringt. Für die Absprunghöhe spielt die Distanz der Bodenkontakte zum Hindernis, der Aufrichtungswinkel des Rumpfes mit der entsprechenden KSP-Erhöhung und die Verteilung der Absprunggeschwindigkeit in vertikaler und horizontaler Richtung eine entscheidende Rolle für die resultierende parabelartige Flugkurve des Bewegungszentrums. Je nach Hindernisart muss die geforderte Flugkurve im Sinne der Ökonomie unterschiedlich hoch oder weit ausfallen, um so wenig Zeit wie möglich zu verlieren. Der humane Weitspringer hat dagegen stets das Ziel seine Sprungweite zu maximieren und zu stabilisieren. Das Springpferd braucht neben der Stabilität in der Sprungbewegung zusätzlich Bewegungsvermögen, um diese an die Hindernisform und die Bedingungen im Parcoursverlauf anpassen zu können.

Den Bewegungsfluss unterstützen kann der elastische Rumpf und der Hals des Pferdes, auch wenn die Definition des Basculierens noch nicht eindeutig aufgeklärt werden kann. Dazu kommt im Springreiten die Beintechnik. Um das Hindernis nicht zu berühren, werden die Beine so dicht wie möglich an den Rumpf gebeugt. Die Bewegung des Pferdes innerhalb der Flugphase unterscheidet sich wie auch das Landen deutlich vom humanen Weitsprung. Im Springreiten kommt die Bewegung im Bereich der LA auf den vorderen Extremitäten nicht zum Ende. Durch die Vorwärtsrotation des Pferderumpfes zur LA hin ergibt sich beim Aufsetzen der Vorderbeine in zeitlich versetzter Schrittstellung ebenfalls eine

Landedistanz der einzelnen Vorderhufe, ein Landewinkel, sowie eine Verteilung der wirkenden Landegeschwindigkeit in vertikaler und horizontaler Richtung. Mit einer Art Rücktransformation der Bewegungsgeschwindigkeit stabilisiert das Pferd den Auslauf nach dem Hindernis im Galopp. Die Landung an sich zählt zu den größten Belastungen in den organischen Strukturen des Bewegungsapparates, die mit den Anforderungen des Hindernisses in Höhe und Weite ansteigt. Aus diesem Grund sollte die Ausprägung der Landeposition für eine Belastungsanalyse zur langfristigen Gesunderhaltung der Sportpferde wie in den Sportspielarten berücksichtigt werden.

Hindernisfehler im Springreiten gehen wissenschaftlichen Untersuchungen zufolge, wie eine zu kleine Sprungweite im Weitsprung, mit einer zu geringen vertikalen Absprunggeschwindigkeit einher. Dabei kann bereits die Anlaufgeschwindigkeit zu gering ausgefallen sein oder der Kraftstoß der HH im Absprung führt zu einem zu kleinen vertikalen Geschwindigkeitsanteil. Beide Aspekte führen zu einem zu flach angelegten Absprung. Selbst bei Weitsprüngen ist eine gewisse Höhe in der Flugkurve für die notwendige Weite entscheidend. Je höher das Hindernis wird, desto aufgerichteter ist die Absprungposition mit der erhöhten KSP-Position und desto größer muss der vertikale Anteil der Absprunggeschwindigkeit für eine fehlerfreie Überwindung des Hindernisses sein. Mit der Breite des Hindernisses wird der Absprung näher an die Basis des Hindernisses platziert. Durch die geforderte Sprung- und Flugweite wird entsprechend bereits die Anlaufgeschwindigkeit erhöht. Zusätzlich nimmt der horizontale Anteil der Absprunggeschwindigkeit im deutlich flacheren Absprungwinkel zu. Mit den zunehmenden Dimensionen des Hindernisses in Höhe oder Breite verlängert sich auch die Dauer der Flugphase, wobei eine höhere Anlauf- und entsprechend höhere Bewegungsgeschwindigkeit, wie bspw. im Wettkampf, zu weniger „Zeitverlust“ im Flug führt. Ähnlich verhält es sich mit einer ökonomisch angepassten Flugkurve, die in Höhe und Weite optimal an die Hindernisdimensionen angelegt ist. Da die Landephase aus dem Anritt, dem Absprung und der angelegten Flugkurve resultiert, hat der Reiter mit entsprechender Kenntnis durchaus die Möglichkeit die Intensität der Belastung entsprechend der gewünschten Trainingsanpassung zu beeinflussen und individuell für seinen Trainingspartner zu steuern. Dabei ist die Hindernishöhe und -weite, die Landeposition aus der angelegten Flugkurve, sowie die Beschaffenheit des Untergrunds relevant.

Die wissenschaftlichen Ergebnisse decken sich mit den optischen Beurteilungskriterien und der Bewegungsbeschreibung des Spitzenfachverbands und der Fachliteratur, die zu Beginn des theoretischen Teils als Grundlage gesichtet wurden. Demnach zeigt sich ein gutes Springpferd dynamisch, mühelos und ökonomisch im Sprungablauf. Der Anlauf und der Absprung, wie auch die Flugkurve sind dem bevorstehenden Hindernis angepasst und der schnellkräftigen Anforderung im Absprung ist das Pferd bis zum Ende des Parcours gewachsen. Die Ausführung des Basculierens und der Beintechnik fordert ausreichend Losgelassenheit und Elastizität des Pferdekörpers und ermöglicht

am Ende eine optimale und energetische Ausführung der Sprungbewegung in einer ökonomisch an das Hindernis angepassten Flugkurve. Die technischen Merkmale zur Beurteilung der Springpferde fördern und fordern die Funktionalität des Bewegungsapparates und tragen über ein systematisches Training zur langfristigen Gesunderhaltung der Pferde bei.

Die objektive Darstellung der Technikmerkmale rhythmischer Anlauf, optimaler Absprung, angepasste Flugkurve, Bascule und Beintechnik ist für die Beurteilung der Springleistung und des Trainingsverlaufes durchaus hilfreich, um den subjektiven Eindruck von Reiter und Trainer langfristig zu unterstützen. Zielführend werden die bereits verwendeten Messmethoden in den eigenen Untersuchungen empirisch auf ihre Einsatzmöglichkeiten im Trainingsprozess von Springpferden im Hochleistungssport am Olympiastützpunkt in Warendorf überprüft. Aufwand und Nutzen, sowie die limitierenden Faktoren werden für eine Aufstellung der Vor- und Nachteile und eine abschließende Bewertung des Messverfahrens genutzt. Die resultierenden Parameter zur Objektivierung der Bewegung einer jeden Messmethode werden auf ihre Aussagekraft oder Rückschlussmöglichkeit zu den Technikmerkmalen des Anlafrhythmus und der Anlaufgeschwindigkeit, der Absprungposition und Absprunggeschwindigkeit, der Höhe und Weite der angelegten Flugkurve, der Landeposition und –geschwindigkeit, sowie dem Rhythmus und der Geschwindigkeit im weiteren Galopp des Auslaufes überprüft. Hinzu kommt die objektive Darstellung der Beintechnik und des Rumpf- und Halssegments für die Bewegungsbeschreibung der Bascule. Abschließend kann mit den Ergebnissen und den sportpraktischen Erfahrungen eine Beurteilung der objektiven Möglichkeiten einer Bewegungsanalyse im Springreiten erfolgen.

5 Eigene Bewegungsanalysen von Sportpferden im Springtraining

Die Weltspitze im Springreiten rückt zunehmend dichter zusammen. Immer mehr Nationen schaffen es in die vordersten Reihen im Kampf um Medaillen. Verletzungsbedingte Ausfälle und der Abverkauf von Spitzenpferden ins Ausland macht die Ausgangslage für das deutsche Team nicht immer leichter und die Leistung der Top-Paare liegt nah beisammen. Die technisch anspruchsvollen Parcours im internationalen Wettkampf fordern absolute Präzision und Schnelligkeit. Sieg und Niederlage werden oft nur noch durch Nuancen voneinander getrennt. Für die grundlegende Entwicklung einer biomechanischen Analyse der Sprungbewegung zur Optimierung des individuellen Techniktrainings ist zunächst die objektive Darstellung der Bewegung mit einem geeigneten Messverfahren unter Feldbedingungen im Training notwendig. Zusätzlich müssen die leistungsrelevanten Merkmale der Springtechnik als solche identifiziert werden. In diesem Kapitel werden nun die eigenen empirischen Untersuchungen mit Sportpferden am Olympiastützpunkt in Warendorf mit der Unterstützung der wissenschaftlichen Mitarbeiter des Sportinstituts der Justus-Liebig-Universität Gießen geplant.

Angelehnt an die theoretischen Kenntnisse aus der equinen Literatur und den Anleihen aus dem Blick in den humanen Weitsprung wird für die ganzheitliche Darstellung der Sprungbewegung das kinematische Messverfahren in Form einer MoCap Analyse (Goldstandard) genutzt. Der kinetische Ansatz mittels Kraftmessplatten in Absprung und Landung oder auch die Kraftmessung über speziell entwickelte Hufeisen werden auf Grund des Eingriffs in das individuelle Management der Sportpferde, des technischen Aufwands im Vorfeld und des damit in Verbindung stehenden Verletzungsrisikos nicht in Betracht gezogen. Als weitere aussichtsreiche Variante wird der messmethodische Ansatz mittels Inertialsensoren am Pferdekörper ausgewählt und auf die Einsetzbarkeit unter den sportspezifischen Rahmenbedingungen in Form einer inertialen Sprunganalyse überprüft. Um Eindrücke mit dem sensorbasierten Messverfahren sammeln zu können, wird zunächst ein IMU am Pferderumpf als Bewegungszentrum in der Nähe des KSPs verwendet.

Neben der praktischen Erprobung der beiden Messmethoden im Feld ist die Auswertung der Parameter zu objektiven Darstellung der Springtechnik inhaltlich von großer Bedeutung. Dabei werden auf Grundlage der theoretischen Kenntnisse alle mit der Sprungleistung in Verbindung stehenden Bewegungsparameter mit beiden Messmethoden deskriptiv untersucht und auf den Einfluss der Individualität und des Leistungsstandes der Pferde analysiert. Durch die synchrone Verwendung beider Messsysteme in den gleichen Bewegungsabläufen lässt sich im Anschluss mit den Ergebnissen ein Methodenvergleich zur Validierung der sensorbasierten Ergebnisse mit dem MoCap Verfahren als Referenzsystem anschließen, wie es viele Autoren für den Einsatz der IMUs empfehlen.

Im folgenden Kapitel wird die Zielstellung und der Untersuchungsgegenstand, sowie der resultierend geplante Messablauf der drei Untersuchungsbestandteile kinematische Sprunganalyse via MoCap (A), sensorbasierte Sprunganalyse via IMU (B) und der Methodenvergleich zur Validierung der verwendeten Inertialsensoren (C) vorgestellt. Zusätzlich werden die Versuchspferde als Probanden und die statistischen Analyseverfahren der deskriptiv angelegten Datenauswertung in diesem Kapitel für beide Analyseverfahren übergreifend beschrieben.

In den anschließenden Kapiteln werden die drei Untersuchungsbestandteile berichtet. Hierbei wird das methodische Vorgehen und die Erhebung der methodenabhängigen Bewegungsparameter detailliert beschrieben, bevor der jeweilige Ergebnisbericht und die Diskussion jeder Komponente anschließen. Die Ergebnisse des empirischen Teils werden als Erkenntnisgewinn im Gesamten zusammengefasst und in einen Ausblick für die Sportpraxis überführt.

5.1 Zielstellung und Untersuchungsgegenstand

Gegenstand der Untersuchung ist die objektive Darstellung und Analyse der Sprungbewegung von Sportpferden. Unter Feldbedingungen werden die beiden aussichtsreichen Messmethoden auf ihre sportpraktische Einsetzbarkeit überprüft. Die Auswahl fällt zur ganzheitlichen Bewegungsdarstellung (Goldstandard) auf ein MoCap Verfahren der Firma Vicon (*Vicon Motion Systems Ltd UK*) und auf ein sensorbasiertes Messverfahren durch den inertialen Messsattelgurt der Firma FourSense (Münster). Der kinetische Ansatz wird auf Grund des Verletzungsrisikos und des technischen Aufwands verworfen. Neben der Methodenerprobung steht die Operationalisierung der Technikmerkmale der Sprungbewegung im Vordergrund. Die ganzheitliche Darstellung über das MoCap Verfahren ermöglicht die Abbildung aller als relevant zu erachtenden Parameter. Die Fachliteratur fordert einen rhythmischen Anlauf und einen geeigneten Absprung, eine angepasste Flugkurve und eine gute Beintechnik, sowie das Basculieren der Pferde. Bewegungsanalysen von Hindernisfehlern im Springreiten stellen mit ihren Ergebnissen die Distanz der HH, die KSP-Höhe und die KSP-Geschwindigkeit, sowie den Wirkungswinkel im Absprung als leistungsrelevante Merkmale fest. Aus dem humanen Weitsprung lässt sich neben den genannten Komponenten der Absprungposition (TO2) auch die Stemmposition (TO1) zu Beginn der Absprungaktion als Ergebnis des Übergangs zwischen dem Anlauf bis hin zum A1 und dem Absprung für die Sprungleistung herausstellen. Zusätzlich zeigen vor allem die kinetischen Ergebnisse, dass die Landeposition (LA1) als weitere biomechanische Schlüsselpositionen im Kontext der Belastungsanalyse und Verletzungsprophylaxe analysiert werden sollte. So füllen sich die Technikategorien mit objektiven Parametern, die aussichtsreich für eine Leistungsbewertung sind. Das Weitergaloppieren im Auslauf wird durch das limitierende Messvolumen und der Belanglosigkeit an einem Einzelhindernis zunächst vernachlässigt.

Dem ganzheitlichen Analyseansatz durch das MoCap Verfahren steht der sensorbasierte Ansatz am Pferderumpf gegenüber. Auf Grund der fehlenden Erkenntnisse in diesem Bereich ergibt sich die inertielle Parametrisierung aus verschiedenen Pilotstudien im Labor (vgl. Fercher et al. 2016; Zaremski 2017) und im Feld (vgl. Barrey & Galloux 1997; Fercher et al. 2016; Fercher 2017). Dabei wird auf Grund der Eigenheit des Messverfahrens die Rumpfkineamtik des Pferdes über Inertialevents als markante Bewegungsereignisse, die zeitliche Entwicklung der Events (Dynamik) und die temporale Phasenstruktur der Bewegung, sowie die weiterberechnete Veränderungsrate der translatorischen und rotatorischen Rumpfkineamtik abgeleitet und dargestellt. Der Vergleich der inertialen Sprunganalyse zu den kinematischen Ergebnissen aus dem MoCap Verfahren ist, neben der Validierung, auch einer Einordnung und Diskussion der inertialen Parameter dienlich.

Die Bestandteile der Untersuchung sind explorativ charakterisiert und zielen zunächst auf die Darstellung der Bewegungsstabilität verschiedener Springpferde in der wiederholten Bewegungsausführung an einem gleichbleibenden Einzelhindernis ab. Für die Abbildung des individuellen Einflusses werden die Probanden mit unterschiedlichen individuellen Merkmalen wie das Alter, der Körpergröße und das Körpergewicht, das Geschlecht und der Ausbildungsstand ausgewählt.

5.2 Untersuchungsplan

Um die Praxistauglichkeit der Methoden eingehend zu prüfen, wird die Untersuchung unter Feldbedingungen in den normalen Trainingsprozess einer Trainingsgruppe gemischten Stichprobe von leistungsambitionierten Springpferden integriert. Die Auswahl der Pferde wird den Reitern überlassen. Das notwendige Material und die Messtechnologie dürfen für eine aussagekräftige Analyse den geforderten Bewegungsablauf von Pferd und Reiter nicht verändern. Die ausgewählten Messmethoden werden zeitgleich unter den gleichen Bedingungen an den gleichen Pferden der Trainingsgruppe eingesetzt. Die Pferde werden neben den reflektierenden Markern auf den Körpersegmenten über den Sattelgurt mit dem IMU am Rumpf ausgestattet.

Das MoCap Verfahren schränkt die Untersuchung durch das limitierende Messvolumen auf ein Einzelhindernis mit der Absprungvorbereitung (A1) und der Landung (LA) nach dem Hindernis ein. An- und Auslauf werden vernachlässigt. Es werden insgesamt 12 fehlerfreie Wiederholungen pro Versuchspferd für die Auswertung aufgezeichnet, dabei erfolgt der Anritt im Wechsel von der linken und der rechten Seite. In der Hälfte der Versuche wird durch eine rhythmusgebende Gymnastikreihe der Anlauf standardisiert (vgl. FN 2010, S 136ff.), während in der anderen Hälfte der Versuche der Anlauf im wettkampftypischen Galopp vom Reiter optimal und flüssig für sein Pferd ausgewählt wird. Die Geschwindigkeit spielt bei der Absolvierung eines moderaten Einzelhindernisses keine große Rolle und wird aus diesem Grund nicht gesondert als solche erfasst.

Die Auswertung und der Ergebnisbericht der beiden Messverfahren erfolgen nach der synchronen Datenerfassung getrennt voneinander in Form einer kinematischen und einer inertialen Sprunganalyse. Hierbei werden deskriptiv alle als leistungsrelevant geltenden Bewegungsparameter im intra- und interindividuellen Vergleich berichtet. Die Ergebnisse werden statistisch auf die Art des Anreitens, auf die individuellen Merkmale der Pferde und die Leistungsrelevanz untersucht.

Auf Grund der bisherigen Erkenntnisse aus der Literatur ist in einem letzten Schritt für die Beurteilung des Inertialmessverfahren eine Validierung notwendig, um Aussagekraft und Messqualität des sensorbasierten Messsystems einschätzen zu können. Diese wird als Methodenvergleich mit dem zeitgleich eingesetzten MoCap Verfahren (Referenzsystem) realisiert. Die Ausgangslage wird vor jedem Sprungversuch neu bestimmt, sodass sich das Zeitintervall der Inertialmessung über den Anlauf zu einem Einzelhindernis auf ein Minimum reduziert. Die zweifache Bewegungsanalyse im Feld ermöglichen ein umfassendes Fazit für die Einsatzmöglichkeiten in der Sportpraxis.

5.3 Messablauf und Aufbau

Die Reihenfolge der Pferde im Versuchsablauf ist zufällig an die Tagespläne der Pferde gebunden. Die Versuchspferde werden nacheinander in der Reithalle von ihren Reitern vorgestellt. Dazu werden die Positionen der Marker zunächst mit wasserlöslicher Farbe gekennzeichnet und anschließend mit den reflektierenden Infrarot-Markern beklebt. So lässt sich der Marker nach einem Verlust wieder exakt anbringen. Zusätzlich wird jedes Pferd mit dem inertialen Messsattelgurt an seinem eigenen Sattel ausgestattet. Das Aufwärmen der Pferde wird vom jeweiligen Reiter individuell für das Pferd gestaltet und auch die Pausengestaltung zwischen den Springversuchen wird dem Reiter überlassen. Vor jedem Versuch wird die Vollständigkeit der Marker überprüft und bei Bedarf korrigiert. Nach Beendigung der Trainingseinheit werden die konstitutionellen Eigenschaften von Pferd und Reiter bemessen. Das Wiegen des Körpergewichts des Pferdes erfolgt mit der Ausrüstung. Das Gewicht des Reiters wird nicht berücksichtigt. Anschließend wird das Pferd abgesattelt und die Marker und die Farbe am Pferdekörper und der Ausrüstung entfernt.

Für die Untersuchung wird ein mittelschwerer Steilsprung mit einer Höhe von 1,30 m und einer 15 cm entfernten Stange als visuelle Absprunghilfe (umgangssprachlich „Fuß“) für die jüngeren Pferde ausgewählt und in der Mitte einer Reithalle (80 x 20 m) platziert. Das Hindernismaterial ist üblich und den Pferden vom täglichen Training bekannt. Von insgesamt 14 Kameras werden je fünf auf der linken und fünf auf der rechten Seite wie ein Korridor in verschiedenen Höhen platziert. Der Ein- und Ausritt wird dabei großzügig ausgespart, um die Pferde im Bewegungsablauf bei der Überwindung des Hindernisses nicht zu stören. Für eine verbesserte Sichtbarkeit der Marker werden vier weitere Kameras an der Hallendecke installiert. Abbildung 5 stellt den Messaufbau in der Reithalle dar.

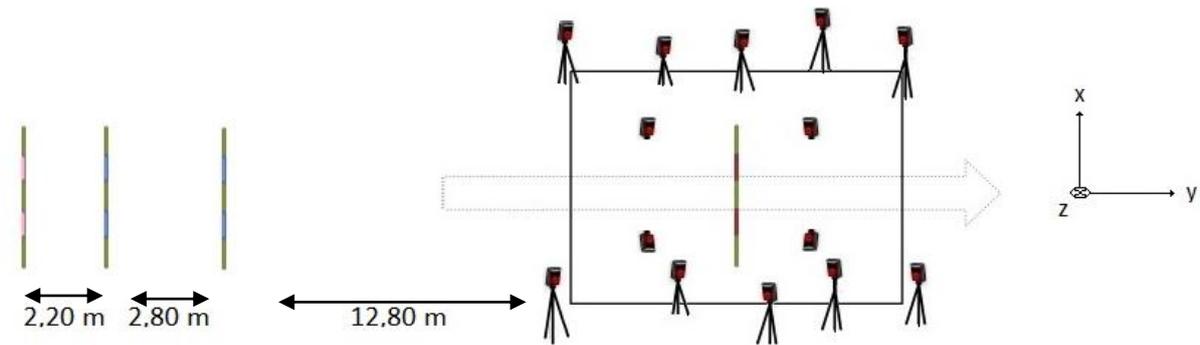


Abbildung 5: Der Messaufbau im MoCap Verfahren

Die Kalibrierung des entstehenden Messvolumens (12 x 4 x 4 m) wird innerhalb der Untersuchung auf Grund der wechselnden Lichtverhältnisse im Tagesverlauf mehrfach wiederholt. Der Anritt erfolgt im Wechsel aus einer Links- und einer Rechtswendung. Im Falle eines Hindernisfehlers oder einer Verweigerung des Pferdes wird der Versuch wiederholt. Für eine Standardisierung von Anlauf und Absprung wird bei den ersten sechs Versuchen eine rhythmusgebende Gymnastikreihe im Bereich des Anlaufs aufgebaut (vgl. FN 2010, S 136ff.). Sie besteht aus einer vorgelegten Stange (Abstand: 2,20 m) und einem „In-Out“ (Abstand: 2,80 m), die aus dem Trab geradewegs angeritten wird. Anschließend geht es dann mit drei Galoppsprüngen (Abstand: 12,80 m) auf gerader Linie für alle Pferde im gleichen Abstand zum beschriebenen Hindernis in der Mitte des Messvolumens.

Die anderen sechs Versuche erfolgen aus dem wettkampftypischen Galopp. Die Gymnastikreihe befindet sich außerhalb des Messvolumens. Es werden lediglich die Effekte der beiden Anreitbedingungen auf die Bewegungsparameter in den 12 Sprungversuchen am Einzelhindernis untersucht. Beim Wechsel der Anreitbedingungen werden die Stangen aus den abgemessenen Hindernisständen der Gymnastikreihe entnommen. Der Anlauf wird in Rhythmus, Tempo und Frequenz für einen optimalen Sprungablauf vom Reiter für das jeweilige Pferd ausgewählt. Auf Grund des Erfahrungsschatzes kann die optimale Einwirkung des Reiters angenommen werden.

5.5 Probanden

Die Untersuchung wird in eine normale Trainingseinheit Springen in der Reithalle der Bundeswehrsportschule in Warendorf eingegliedert. Die Pferde werden im Versuchsverlauf von einer Tierärztin bezüglich ihres Gesundheitsstatus begutachtet. Im Falle einer gesundheitlichen Auffälligkeit, die die Bewegung des Pferdes einschränken oder gegen die Belastung eines Springtrainings sprechen könnte, werden diese Pferde von der Untersuchungsdurchführung ausgeschlossen. Für die Untersuchung werden insgesamt sieben Springpferde in einer Trainingseinheit von ihrem täglichen und vertrauten Reiter vorgestellt, die ihrem Alter entsprechend regelmäßig trainiert und

leistungsorientiert auf Wettkämpfen geritten werden. Tabelle 7 stellt die sieben Springpferde vor. Der Leistungsstand der Pferde wird über die erfolgreiche Teilnahme in einer nationalen Wettkampfkategorie definiert. Erfolgreich bedeutet eine registrierte Platzierung im ersten Drittel des Teilnehmerfeldes an einem Wettkampf der entsprechenden Klasse in den letzten 3 Jahren. Da im Wettkampf neben der reinen Hindernishöhe vor allem die reittechnischen Anforderungen in der Parcoursführung und Hindernisabfolge ansteigen ist eine einfache Rangfolge nicht zweckmäßig. Die Skalierung der Ausbildung wird aus diesem Grund ordinal von 0 (E = Hindernishöhe ca. 0,85 m) bis 8 (S**** = Hindernishöhe bis 155 cm) festgelegt (vgl. FN 2013, S. 132). Die Zwischenstufen 0 für E wie *Einsteiger*, 1 für A wie *Anfänger*, 2 für L wie *Leicht*, 3 und 4 für M* bzw. M** für *Mittel* und 5 bis 8 für S* bis S**** für *Schwer*. Die ausgewählte Trainingsgruppe bildet das Leistungsspektrum von Stufe 2 bis 6 über die Wettkampfklassen L (115 cm) bis S** (145cm) ab. Die fünf Reiter (2 weiblich, 3 männlich) sind im Jahr 2015 Mitglieder in der leistungssportlichen Förderung des DOKR als sogenannter *Perspektivkader Springen* und im internationalen Springsattel bis zur schweren Klasse erfolgreich. Entsprechend kann die optimale Einwirkung auf das Pferd für die Bewegungsaufgabe erwartet werden.

Tabelle 7: Individuelle Merkmale der sieben Versuchspferde

	Geschlecht	Größe	Gewicht	Leistungsstand	Reiter
Pferd A	Stute	173 cm	565 kg	L (2)	I
Pferd B	Stute	173 cm	596 kg	M* (3)	II
Pferd C	Wallach	164 cm	555 kg	M** (4)	III
Pferd D	Stute	174 cm	578 kg	M** (4)	IV
Pferd E	Wallach	162 cm	506 kg	S* (5)	II
Pferd F	Wallach	176 cm	617 kg	S* (5)	V
Pferd G	Stute	166 cm	548 kg	S** (6)	III

Die Springpferde entsprechen mit ihren anatomischen Gegebenheiten den Empfehlungen von Buchner et al. (1997) und eignen sich zur Berechnung des KSP mit diesem Modell. Die Auswahl der Pferde wird von den Reitern selbst auf Grundlage der Kenntnisse über den bevorstehenden Messablauf durchgeführt. Die Kombinationen aus Reiter und Pferd sind sich selbst, dem Untersuchungsort und dem verwendeten Hindernismaterial in der Reithalle vertraut. Es werden nach einer Gewöhnungsphase und dem individuellen Warm-up der Pferde keine besonderen Reaktionen auf die Marker am Körper oder das technische Equipment in der Reithalle innerhalb des Untersuchungsverlaufes erwartet. Der Versuchsablauf wird in eine normale Trainingseinheit integriert.

5.6 Statistische Analysen

Die Auswertung der kinematischen und inertialen Bewegungsparameter hat zunächst einen explorativen Charakter und wird für die Ergebnisreihen beider Messverfahren identisch durchgeführt. Die Darstellung erfolgt mit dem Mittelwert und der Standardabweichung für die Versuche jedes einzelnen Pferdes und der aller auswertbaren Versuche von allen Pferden. Durch die Varianzen ergeben sich bereits erste Eindrücke der intraindividuellen Bewegungsstabilität über die einzelnen Versuche hinweg und der interindividuellen Vielfalt der Bewegungsausführung zwischen den verschiedenen Springpferden. Um die Wirkung der beiden nominal skalierten Faktoren „Pferd“ und „Art des Anreitens“ auf die metrischen Messdaten zu überprüfen, wird eine zweifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA, $\alpha = 0,05$) mit den beiden Faktoren *Pferd* und *Anritt* durchgeführt. Als statistische Voraussetzung werden die Varianzhomogenität (Levene-Test, $p > 0,05$) und die Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test, $p > 0,05$) überprüft (vgl. Backhaus et al. 2011, S. 166 ff.). Der Wirkungsgrad der Faktoren, sowie mögliche Wechselwirkungen werden im signifikanten Falle durch das Eta-Quadrat (η^2) in ihrer Effektstärke ausgedrückt. Die Interpretation von η^2 erfolgt nach Cohen (1988) mit Werten $> 0,01$ als eine kleine, $> 0,06$ als eine mittlere und $> 0,14$ als eine große Effektstärke.

Bei signifikanten Wirkungsunterschieden innerhalb des Faktors Pferd ($p > 0,05$) wird zur weiteren Analyse der Ergebnisse ein post-hoc Test zur Aufklärung nach *Tukey's Honest Significant Differences* (HSD) verwendet ($\alpha = 0,05$) (vgl. Janssen & Laatz 2013, S. 346). Zusätzlich werden die Zusammenhänge der Mittelwerte der einzelnen Pferde und der Variablen *Exterieur* und *Ausbildung* untersucht, um die individuelle Parameterausprägung aufzuklären. Das Exterieur wird dabei durch die intervallskalierten Merkmale der Körpergröße (in cm) und des Körpergewichts (in kg) der Pferde mit *Pearson's* Korrelationskoeffizienten r ($\alpha = 0,05$) bestimmt. Der Ausbildungsstand wird über die höchste Klasse der erfolgreichen Wettkampfteilnahme des Pferdes auf einem nationalen Turnier ausgedrückt. Die Skalierung der Ausbildung wird aus diesem Grund ordinal von 0 (E = Hindernishöhe bis 0,85 m) bis 8 (S**** = Hindernishöhe bis 155 cm) festgelegt. Der Zusammenhang zum Ausbildungsstand, der repräsentativ für den technischen Leistungsstand und das Trainingslevel der Pferde steht, wird mit dem Rangkorrelationskoeffizienten r_{SP} nach *Spearman* ($\alpha = 0,05$) bewertet (vgl. Janssen & Laatz 2013, S. 266f.). Die Effektstärke der Korrelationen wird nach Cohen (1988) mit Werten $< 0,3$ als kleine, mit Werten $< 0,5$ als mittlere und Werten $> 0,5$ als stark interpretiert. Um die Sprungbewegung von Sportpferden weiterführend analysieren zu können, werden zuletzt Mittelwertkorrelationen der Parameter pro Pferd übergreifend in den Kategorien durchgeführt, um weitere biomechanische Zusammenhänge, Trends und Erkenntnisse in den Ergebnissen für die Sportpraxis berichten zu können. Die Durchführung der statistischen Analysen erfolgt in der Software SPSS (Statistical Package for the Social Sciences; Version 23 Advanced) und JASP (2019 Version 0.11.1, JASP Team, Niederlande).

6 Untersuchung A: Kinematische Sprunganalyse (MoCap)

Teil A der Untersuchung ist die kinematische Sprunganalyse basierend auf dem MoCap Verfahren (Vicon). Für die Auswertung wird zunächst das methodische Vorgehen und die kinematische Parametrisierung im Detail vorgestellt, bevor sich der Ergebnisbericht anschließt. Für die Auswertung ergeben sich auf Grund der für die Auswertung notwendigen Körpersegmente vier verschiedene Auswertekategorien: der räumlichen und zeitlichen Anordnung der Bodenkontakte als Distanzen zum Hindernis und Stützzeiten der einzelnen Pferdehufe (1), der KSP-Verlauf des Pferdes (2), die Rumpf- und Halsbewegung des Pferdes als das Basculieren (3) und die Segmentwinkel der vorderen und hinteren Extremitäten des Pferdes als die Beintechnik in der Flugphase (4). Abgerundet wird dieser Untersuchungsteil durch die Methoden- und Ergebnisdiskussion.

6.1 Methode

Für das 3D MoCap Verfahren wird das *Vicon MX3-System* aus dem bewegungswissenschaftlichen Labor der Justus-Liebig-Universität Gießen im Feldeinsatz verwendet. Es umfasst insgesamt 14 Kameras, die in der ausgewählten Reithalle platziert werden. Die Frequenz der Aufnahmen beträgt 100 Hz. Mit dem entstehenden Messvolumen von etwa 12 m Länge, 4 m Breite und etwa 4 m Höhe können die Bewegungsphasen A1, TO, AIR und LA an einem Einzelhindernis abgebildet werden. Auf mehrere Galoppsprünge im Anlauf und das Weitergaloppieren nach dem Hindernis im Auslauf muss auf Grund des limitierten Messvolumens verzichtet werden. Die reflektierenden Marker (\emptyset 25 mm) werden, wie von Clayton und Schamhardt (2013) beschrieben, mit doppelseitigem Klebe- und Gewebepband am Fell und an der Ausrüstung fixiert (vgl. S. 57ff.). Für die Darstellung der vier Technikmerkmale wird das Markerset von Buchner et al. (1997) in einer modifizierten Form verwendet. Für die Abbildung des Basculierens ist neben der Rumpflänge auch die Rumpfhöhe notwendig. Damit die Bewegung des Brustkorbs auswertbar ist, wird ein weiterer, gut sichtbarer Marker am tiefsten Punkt der abdominalen Linie (Bauch) hinter dem Satteltgurt ergänzt. Auf Grund der mangelhaften Sichtbarkeit durch den Sandboden und das Langhaar wird zusätzlich auf die Darstellung der vier Hufsegmente und dem Schweifsegment verzichtet. Durch den geringen Masseanteil der genannten Körpersegmente im Verhältnis zum restlichen Pferdekörper (vgl. Buchner et al. 1997, S. 655) bleiben die berechneten KSP-Ergebnisse in ihrer Aussagekraft verwendbar. Abbildung 6 (modifiziert nach Kleven 2011, S. 31) skizziert auf der nächsten Seite die einzelnen Markerpositionen auf der rechten Körperseite des Pferdes. Gemeinsam mit einer Tierärztin werden die zugehörigen anatomischen Landmarken palpirt und mit wasserlöslicher Farbe markiert, sodass eine erneute Positionierung des Markers nach einem Verlust exakt durchgeführt werden kann. Die linke Körperseite wird identisch markiert.

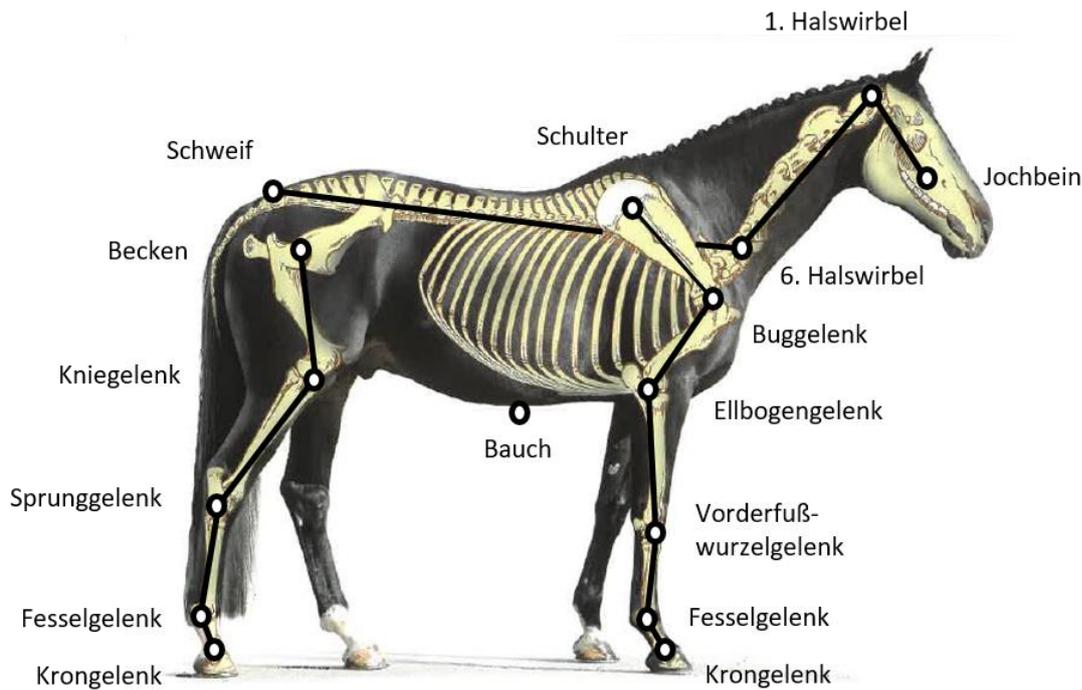


Abbildung 6: Die verwendeten Markerpositionen auf der rechten Körperseite des Pferdes (modifiziert nach Kleven 2011, S. 31)

Die Kalibrierung des kamerabasierten Messvolumens wird mit der Vicon „Active Wand“ durchgeführt, um die Positionen der selbstreflektierenden Infrarot-Markern über die Bewegungszeit innerhalb des Messvolumens maßstabsgetreu berechnen zu können. Das entstehende Koordinatensystem ist ein fest ausgerichtetes, rechtshändiges, kartesisches Koordinatensystem mit drei Dimensionen, das entsprechend des Weltkoordinatensystems (WKS) entlang des Untergrunds (Hallenboden aus Sand) und der Bewegungsrichtung am Hindernis ausgerichtet wird. Die Längsachse entlang der Bewegungsrichtung orthogonal zum Sprung entspricht der y-Achse. Die x-Achse bildet entlang des Hindernisses die Querachse dazu. Die z-Achse bleibt als vertikale Hochachse. In der Mitte der Reithalle befindet sich in der Mitte des kalibrierten Messvolumens das ebenfalls mit Markern gekennzeichnete Hindernis. Über vier Marker an den Außenseiten der Sprungständer ergibt sich von knapp über dem Boden bis zur obersten Hindernisstange, die von den Pferden überquert wird, die Position des Hindernisses als Ebene im WKS. Abbildung 5 (auf Seite 54) skizziert den Messaufbau der Kameras und das entstehende Koordinatensystem in Vicon ab.

Die Bearbeitung der Kameraaufnahmen wird mit der Software Vicon Nexus 1.8.5 durchgeführt. Die Zuordnung der einzelnen Marker am Pferdekörper werden ab dem ersten vollständigen Frame im Messvolumen manuell den anatomischen Landmarken zugeordnet, entsprechend benannt und automatisch verfolgt. Vor allem an den distalen Extremitäten wird die Zuordnung durch die größer werdenden Bewegungsamplituden der Gelenke manuell überprüft und ggf. korrigiert. Die

implementierte Software-Funktion „*gap fill in*“ korrigiert kleine Lücken in Form einer geschätzten Positionsberechnung, die im Anschluss noch einmal optisch auf die Plausibilität überprüft wird. Um das Messrauschen zu korrigieren, werden die Daten mit einem Tiefpassfilter 2. Ordnung (Frequenzbereich 10 Hz) bearbeitet. Sehr große Lücken und Unstimmigkeiten der anatomischen Anordnung führen zum Ausschluss des Markers aus dem weiteren Auswertungsprozess. Der Export der Positionsdaten erfolgt für die weitere Bearbeitung in einer *c3d*-Datei. Die Weiterverarbeitung erfolgt kategorisch mit der Software Matlab (R2012b, Mathworks, Natick, MA, USA).

Für die Auswertung wird die Berechnung der einzelnen kinematischen Bewegungsmarker im Anschluss detailliert beschrieben, bevor der Ergebnisbericht dann systematisch in den Kategorien der räumlichen und zeitlichen Anordnung der Bodenkontakte, der Verlauf des KSP, das Basculieren und die Beintechnik erfolgt, um alle auswertbaren Sprungversuche der sieben Pferde mit den jeweils notwendigen Körpersegmenten und Markern nutzen zu können.

6.2 Die kinematischen Bewegungsparameter

Durch die objektive Darstellung der Marker ist die Bewegung aller Körpersegmente des Springpferdes möglich. Somit können alle kinematischen Parameter der Sprungbewegung des Pferdekörpers innerhalb des Messvolumens bestimmt werden. Analog zum humanen Weitsprung können Bodenkontaktzeiten, Absprung- und Landedistanzen, die Verteilung der Absprunggeschwindigkeit und der Wirkungswinkel am KSP, die Höhe und Weite der KSP-Flugkurve, aber auch bestimmte Winkel der Körperhaltung der Springpferde analysiert werden. Nach den Erkenntnissen aus dem Weitsprung werden zusätzlich die biomechanischen Schlüsselpositionen der Stemm- (TO1), Absprung- (TO2) und Landeposition (LA1) dargestellt (vgl. Huber 2012). Abbildung 7 (modifiziert nach FN, 2012, S. 79; Huber 2012) veranschaulicht diese Schlüsselpositionen in der Sprungbewegung des Pferdes. TO1 ist definiert als der Beginn der Absprungphase TO durch das Aufsetzen von HH1 nach dem letzten vollständigen Galoppsprung A1 des Anlaufes. TO2 wird durch das Verlassen von HH2 am Ende des TO terminiert und kennzeichnet den Übergang von der Absprung- zur Flugphase. LA1 wird durch das Aufsetzen von VH1 zu Beginn der Landphase gekennzeichnet und beendet die vorherige Flugphase.

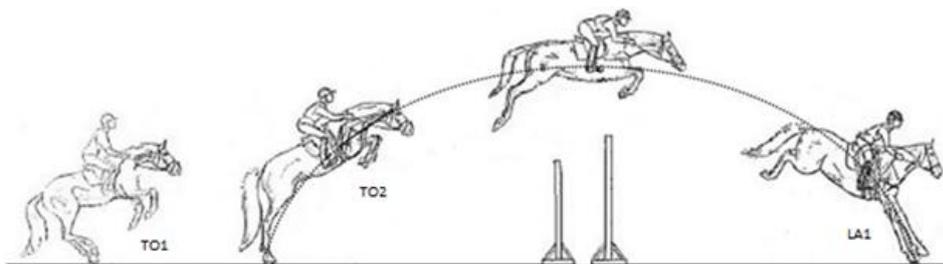


Abbildung 7: Die Stemm- (TO1), Absprung- (TO2) und Landeposition (LA1) in der Springbewegung (modifiziert nach FN, 2012, S. 79; Huber 2012)

Eine Flugposition, wie sie in der Mitte der Abbildung skizziert ist, wird auf Grund des dynamischen Bewegungsablaufes zwischen TO2 und LA1 bei einem Hindernis von mittlerer Höhe nicht erwartet. Die Aufrichtung des Pferderumpfs in der Absprungvorbereitung und die Einleitung des Landens nach dem Scheitelpunkt der Flugkurve liegen zeitlich dicht zusammen. Noch vor der endgültigen Flugposition der HH werden die Vorderbeine wieder zur Landung gestreckt. Entsprechend fällt auch der Zeitpunkt zur Beurteilung der Beintechnik der Vorder- und Hintergliedmaßen unterschiedlich aus.

Die kinematischen Parameter werden in den vier Auswertekategorien entsprechend der inhaltlich benötigten Marker bearbeitet: (1) Die räumliche und zeitliche Anordnung der Bodenkontakte, (2) die KSP-Bahn des Pferdes, (3) das Basculierens und (4) die Beintechnik. Tabelle 28 auf Seite 226 stellt die kinematischen Bewegungsparameter zur Übersicht im Anhang dar.

Die räumliche und zeitliche Anordnung der Bodenkontakte

Für die Darstellung der Bodenkontakte stehen die vier Marker an den Krongelenken der Pferdebeine am oberen Rand des festen Hufes zur Verfügung. Während des Bodenkontaktes nimmt der jeweilige Marker durch die Stützphase die tiefste Position entlang der vertikalen z-Achse ein und verweilt über die Dauer der Stützphase in dieser Position. Da durch die Aufnahme Frequenz von 100 Hz das Aufsetzen und Verlassen des Hufes nicht ganz genau detektiert werden kann, wird das entstehende Plateau der Markerposition zur Berechnung der Bodenkontaktzeit verwendet und um eine Standardabweichung zu Beginn und am Ende verlängert.

Die Stützzeiten (t) werden als Dauer des Positionsplateaus über die Frameanzahl erfasst und über die zeitliche Abfolge als VH1 und VH2 im A1, HH1 und HH2 im TO, sowie VH1 und VH2 in der LA zugeordnet ($t_{A1\ VH1}$, $t_{A1\ VH2}$, $t_{TO\ HH1}$, $t_{TO\ HH2}$, $t_{LA\ VH1}$ & $t_{LA\ VH2}$). Der zeitliche Versatz zwischen dem Aufsetzen des jeweiligen Beinpaars der VH in A1 und LA, sowie der HH im TO entspricht der zeitlichen Differenz zwischen dem Aufsetzen der Hufe ($t_{Diff\ A1}$, $t_{Diff\ TO}$ & $t_{Diff\ LA}$). Befinden sich in einer Bewegungsphase beide Hufe der VH bzw. HH gleichzeitig am Boden, so ergibt sich überlappend die Dauer des entstehenden Flächenmittelpunktes ($t_{MP\ TO}$ & $t_{MP\ LA}$) zwischen den beiden Bodenkontakten. Die Dauer der Bewegungsphasen (t_{TO} , t_{AIR} & t_{LA}) lässt sich über die Fußfolge der Bodenkontakte entsprechend der Definition der einzelnen Bewegungsphasen ableiten. A1 endet mit dem Aufsetzen von HH1 und kennzeichnet den Beginn des TO. Mit dem Verlassen von HH2 wird das Ende des TO bestimmt und der Beginn der Flugphase AIR markiert. Das Ende der Flugphase ergibt sich durch den beginnenden Bodenkontakt von VH1 nach dem Hindernis. LA endet nach dem Verlassen des Bodens von VH2 mit der Einleitung des anschließenden MO durch den ersten Kontakt der HH. Für die Berechnung der Phasendauer des A1 und MO1 reicht das geplante Messvolumen nicht aus. Neben der Abgrenzung der Bewegungsphasen ergeben sich auch die genauen Zeitpunkte für TO1, TO2 und LA1.

Durch die Positionsdaten kann die räumliche Anordnung der Hufe zueinander und als Distanz zum Hindernis dargestellt werden. Für den optimalen Vergleich werden die Sprungversuche durch eine Rotationsmatrix im 2D Lotfußpunktverfahren mit dem Hindernis auf der y-Achse ausrichtend korrigiert. Orthogonal zur Hindernisebene wird dann die räumliche Distanz (d) innerhalb der Stützphase zum Hindernis berechnet. Die Zuordnung des ersten Bodenkontaktes erfolgt über die jeweils größere Distanz im A1, TO und der kleineren Distanz in der LA ($d_{A1\text{ VH}1}$, $d_{A1\text{ VH}2}$, $d_{\text{TO HH}1}$, $d_{\text{TO HH}2}$, $d_{\text{LA VH}1}$ & $d_{\text{LA VH}2}$). Zwischen den jeweiligen Bodenkontakten ergeben sich die horizontale Schrittlänge ($d_{A1\text{ Länge}}$, $d_{\text{TO Länge}}$ & $d_{\text{LA Länge}}$) und die seitliche Schrittbreite ($d_{A1\text{ Breite}}$, $d_{\text{TO Breite}}$ & $d_{\text{LA Breite}}$), welche die Berechnung einer Bodenkontaktfläche über das Produkt aus der Schrittlänge und der Schrittbreite in Absprung (A_{TO}) und Landung (A_{LA}), sowie die Distanz der Flächenmittelpunkte ($d_{\text{MP TO}}$ & $d_{\text{MP LA}}$), unabhängig der Schrittlänge und –breite, ermöglichen. Daraus ergibt sich auch eine unabhängige Sprungweite (d_{jump}). Durch die Rotationsmatrix im 2D Lotfußpunktverfahren ergibt sich zusätzlich das Maß der seitlichen Abweichung von der optimalen Flugkurve in einem Winkel (β_{Richtung}) und der Richtung nach links oder rechts. Über diese Auswertekategorie können die Bodenkontaktzeiten der unterschiedlichen Pferde objektiviert und die Absprung- und die Landedistanz ermittelt werden. Auswirkungen der Positionierung der VH im A1 können ebenfalls auf die als leistungsrelevant geltende Absprungdistanz der HH und die Eigenschaften der Flugkurve analysiert werden.

Der Körperschwerpunkt des Pferdes

Der Verlauf des KSP des Pferdes wird durch das Modell von Buchner et al. (1997) berechnet. Hierfür sind alle Marker notwendig. Der KSP-Verlauf lässt die Überprüfung einer KSP-Absenkung mit der tiefsten Position ($h_{\text{KSP min}}$) und der Distanz dieser zum Hindernis ($d_{\text{KSP min}}$) zu. Auch die KSP-Position, mit Höhe und Distanz, im TO1 ($h_{\text{KSP TO1}}$ & $d_{\text{KSP TO1}}$), im TO2 ($h_{\text{KSP TO2}}$ & $d_{\text{KSP TO2}}$) und LA1 ($h_{\text{KSP LA1}}$ & $d_{\text{KSP LA1}}$) kann dem berechneten Verlauf für Vergleiche entnommen werden. Zusätzlich werden die Geschwindigkeitsanteile am KSP nach vertikal (y) und horizontal (z) im TO1 ($v_{y\text{ KSP TO1}}$ & $v_{z\text{ KSP TO1}}$), im TO2 ($v_{y\text{ KSP TO2}}$ & $v_{z\text{ KSP TO2}}$) und in der LA1 ($v_{y\text{ KSP LA1}}$ & $v_{z\text{ KSP LA1}}$) berechnet. Durch den Vektor der resultierenden Geschwindigkeit in der in Sprungrichtung verlaufenden Horizontalachse (y-Achse) ergibt sich in TO2 und LA1 der Absprung- und Landewinkel ($\beta_{\text{KSP TO}}$ & $\beta_{\text{KSP LA}}$) als Wirkungswinkel. Neben der maximalen KSP-Höhe ($h_{\text{KSP max}}$) als Scheitelpunkt der Flugkurve werden zusätzlich der vertikale ($h_{\uparrow\text{ KSP max}}$) und der horizontale ($h_{\leftrightarrow\text{ KSP max}}$) Abstand des Punktes zum Hindernis bestimmt, um die Lage der Flugkurve über dem Hindernis abzubilden. Ergänzt wird bei einer Abweichung des Scheitelpunktes über dem Hindernis der tatsächliche vertikale Abstand des KSP über dem Hindernis ($h_{\uparrow\text{ KSP Diff}}$) bestimmt. Über die KSP-Distanz in TO2 und LA1 wird auch die Flugweite des KSPs ($d_{\text{KSP max}}$) berechnet. Die Ergebnisse ermöglichen einen umfassenden Vergleich der Sprungstabilität der verschiedenen Sportpferde.

Die Rücken- und Halsbewegung (Bascule)

Das Basculieren zeigt sich in den einzelnen Literaturquellen unterschiedlich terminiert und definiert. Auf der Basis funktionaler und anatomischer Überlegung wird ein vereinfachtes Modell entwickelt, um die Bewegung des Rumpf- und Halssegmentes in der Absprungvorbereitung, der Absprungaktion und der Flugkurve objektiv im Feldversuch erfassen und beschreiben zu können. Für die Darstellung der Rumpf- und Halsbewegung sind die Marker am Schweif, am 1. und 6. Halswirbel auf der linken und rechten Körperseite notwendig. Zwischen den beiden Körperseiten wird jeweils die Körpermitte (M_{HW1} , M_{HW2} & $M_{Schweif}$) für die Beurteilung der Segmentbewegung berechnet. Die Länge des Rumpfs ($L_{R-länge}$) ergibt sich über die Segmentlänge durch die Verbindungsgerade von M_{HW6} und $M_{Schweif}$. Über die Längenveränderung lassen sich Rückschlüsse auf die Beugung als verkürzende Krümmung oder die Streckung durch eine zunehmende Länge des Rumpf- oder Halssegments ziehen, da die Brustwirbelsäule durch den Rippenbogen des Brustkorbs und das Kreuzbein durch die knöcherne Wirbelverschmelzung relativ unbeweglich ist. Die genaue Darstellung der Wirbelsäulenabschnitte, wie bei van Weeren (2006), ist präziser. Allerdings schränken Sattel und Reiter die Sichtbarkeit der Marker ein. Auch ist die Hautverschiebung an den ausgewählten anatomischen Landmarken weniger ausgeprägt (vgl. Van Weeren et al. 1988, 1990a, 1990b; Van den Bogert et al. 1990; Bergh et al. 2014).

Die Bewegung des Brustkorbes zwischen den Vorderbeinen wird durch die Veränderung der Rumpfhöhe ($L_{R-höhe}$) beschrieben. Diese entsteht durch die rechtwinklige Verbindung der Rumpflänge zum Bauchmarker. Die Halslänge (L_{Hals}) ist die Segmentlänge der Verbindungslinie zwischen dem Marker M_{HW1} und M_{HW6} . Der Halswinkel (β_{Hals}) entsteht zwischen der modellierten Rumpf- und Halslänge in der Körpermitte. Abbildung 8 (modifiziert nach Kleven 2011, S. 31) veranschaulicht das Modell. Die Parameter werden mit ihren Maximalwerten und den relativen Werten dazu in den Schlüsselpositionen dargestellt. Zusätzlich wird jeweils die Veränderung (Δ) als Bewegungsamplitude in TO und AIR ermittelt.

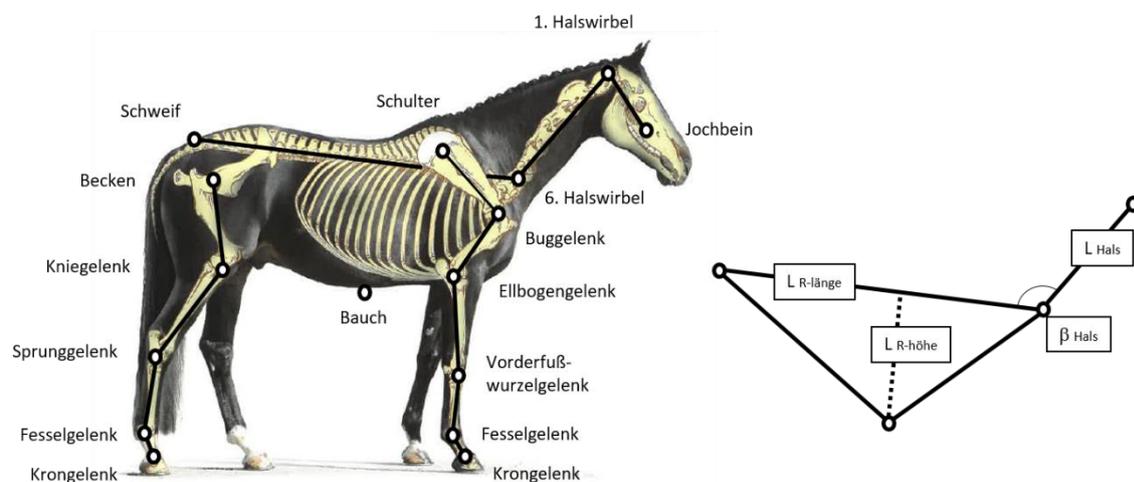


Abbildung 8: Das Körpermodell zur Berechnung der Bascule (modifiziert nach Kleven 2011, S. 31)

Die kleinsten Segmentwinkel der Pferdebeine (Beintechnik)

Das Markermodell von Buchner et al. (1997) ergibt für Winkelberechnungen im Bug-, Ellenbogen- (EB), Vorderfußwurzel- (VFW) und Fesselgelenk der Vorderbeine, sowie im Knie-, Sprung- (SG) und Fesselgelenk für die Hinterbeine der Pferde. Die Berechnungen der Segmentwinkel basieren auf dem Vektorprodukt der beteiligten Segmentlinien in 3D. Abbildung 9 (modifiziert nach Kleven 2011, S. 31) veranschaulicht die Beinwinkel auf der rechten Körperseite des Pferdes. Die Beurteilung der Beintechnik erfolgt über einen Links-Rechts-Vergleich der kleinsten Segmentwinkel im Flug.

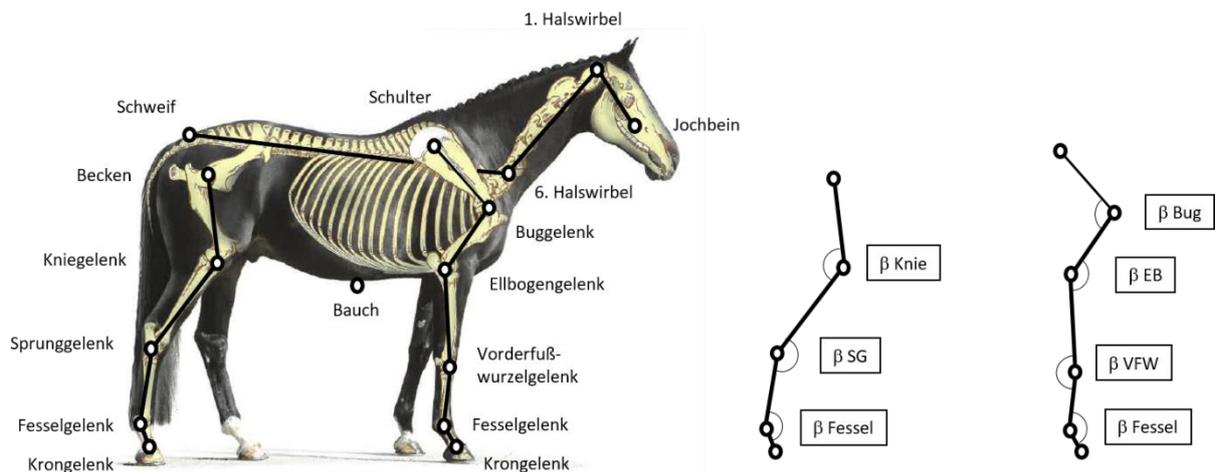


Abbildung 9: Die Segmentwinkel der Vorder- und Hinterbeine (modifiziert nach Kleven 2011, S. 31)

6.3 Ergebnisse

Der Ergebnisbericht wird systematisch entsprechend der vorgestellten Auswerteprozedur gegliedert. Die räumliche und zeitliche Anordnung der Bodenkontakte (Hufe), der Verlauf des KSPs des Pferdes, das Basculieren und die Beintechnik der Vorder- und Hinterbeine im Flug werden nacheinander berichtet, wobei die Ergebnisse in Form von Abbildungen anschaulich dokumentiert und beschrieben werden. Eine Tabelle dokumentiert den intra- und interindividuellen Vergleich mit den Mittelwerten und Standardabweichungen. Zusammenhänge der Parameter werden über Korrelationsergebnisse zum Exterieur und Ausbildungsstand ergänzt.

6.3.1 Die räumliche und zeitliche Anordnung der Bodenkontakte

Für die Auswertungen der Bodenkontakte werden alle Versuche verwendet, die die notwendigen Marker am Kronrand beider Vorder- bzw. Hinterbeine vollständig in den Bewegungsphasen A1, TO und LA beinhalten. Für eine bessere Vergleichbarkeit wird in der zeitlichen Reihenfolge jeweils zwischen dem ersten und dem zweiten Bodenkontakt des Beinpaars durchgeführt. Abbildung 10 stellt die Hufpositionen der Pferde dar. Der schwarze Balken in der Mitte skizziert die Position des Hindernisses.

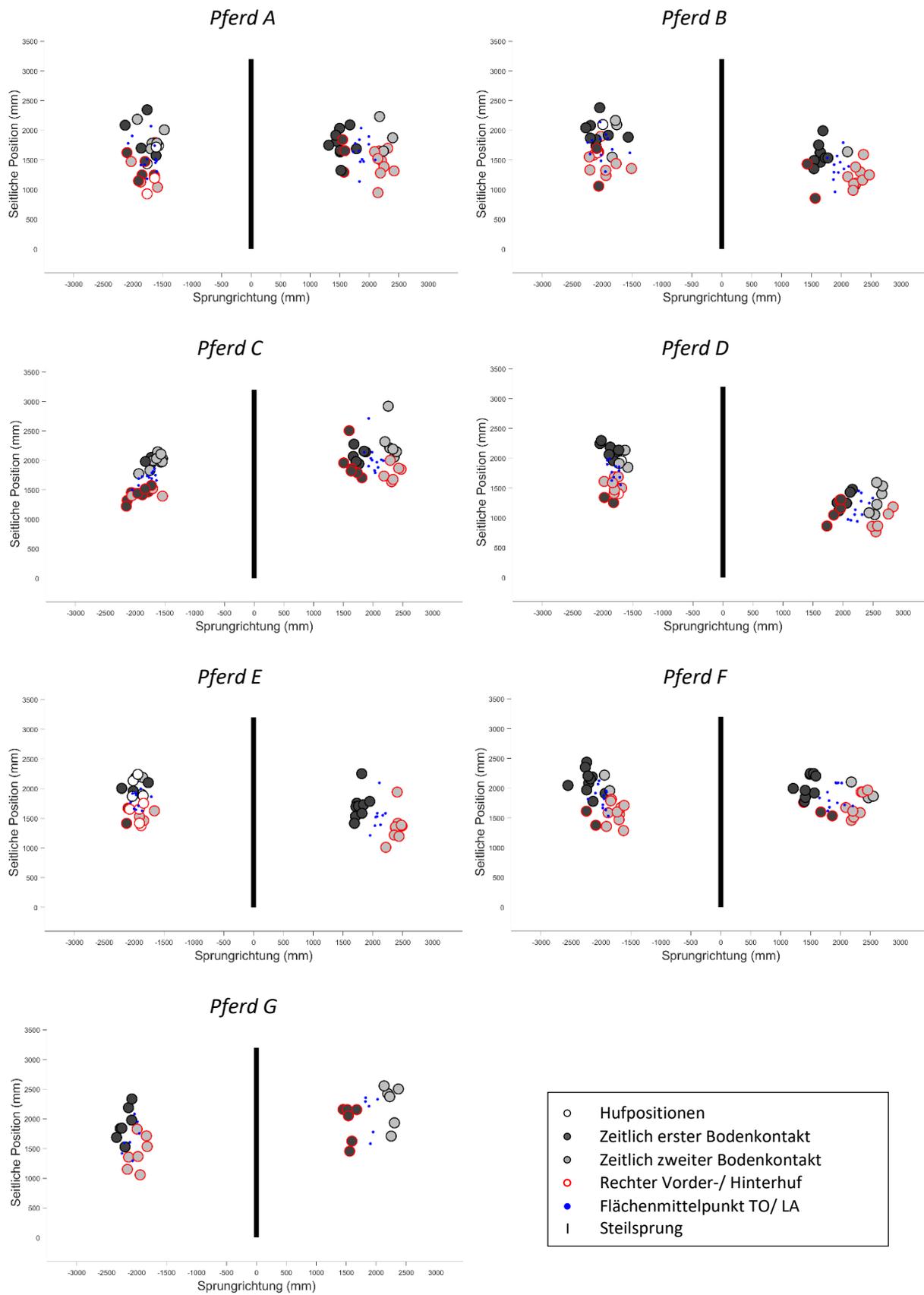


Abbildung 10: Die zeitliche und räumliche Anordnung der Hufpositionen in Absprung und Landung

Die Abbildungen beinhaltet neben der räumlichen Komponente der Bodenkontakte durch das Farbschema der Punkte auch die zeitliche Reihenfolge. Ein dunkelgrau ausgefüllter Punkt markiert die Position des zeitlich als erstplatzierten Bodenkontakts. Ein hellgrauer Punkt bildet dagegen die Position des zeitlich gesehenen zweiten Bodenkontakts ab. Ein roter Rahmen kennzeichnet zusätzlich das rechte Vorder- bzw. Hinterbein. Ist der rote Punkt bspw. dunkelgrau ausgefüllt, handelt es sich bei diesem Versuch um die Fußfolge des Linksgalopps, in der das linke Beinpaar den zweiten Bodenkontakt bildet und theoretisch räumlich weiter nach vorne greift. Bei einer hellgrauen Füllung mit rotem Rand liegt eine Fußfolge im Rechtsgalopp vor. Diese Definition zeigt sich in den Ergebnissen nicht immer einheitlich, da es innerhalb der ausgewerteten Versuche zu räumlichen und zeitlichen Verschiebungen in der Fußfolge kommt. Die Art des Galopps kann demnach auf Grund der zeitlichen oder räumlichen Anordnung unterschiedlich ausfallen. Sind die Punkte im TO weiß ausgefüllt, werden die beiden Hinterbeine zeitgleich aufgesetzt. Es kann in diesem Fall aber dennoch über die räumliche Anordnung eine Fußfolge identifiziert werden. Ebenso kann es zeitlich zu einem Versatz im Aufsetzen der beiden Hufe kommen, die räumlich aber nahezu parallel nebeneinander stattfinden. Abbildung 10 basiert zunächst ausschließlich auf der zeitlichen Einordnung der einzelnen Bodenkontakte. Die kleinen blauen Punkte bilden den räumlichen MP der aus der Schrittlänge und –breite entstehenden Flächen zwischen den beiden zueinander gehörenden Bodenkontakten in TO und LA.

Bei der Betrachtung der einzelnen Abbildungen zeigen sich pferdespezifische Muster in der Platzierung der einzelnen Hufe, die für eine individuelle Anordnung in TO und LA sprechen. Während Pferd C und G über dem Hindernis immer sichtlich nach links ausweichen, bevorzugen Pferd B und D ein Ausweichen zur rechten Seite. Pferd A und F springen dagegen gerade über das Hindernis. Auch die Wahl der Galoppart unterscheidet sich bei den sechs Pferden. Pferd G springt stets im Rechtsgalopp ab, landet dann in allen auswertbaren Versuchen im Linksgalopp. Pferd E landet dagegen immer im Rechtsgalopp. Ob es sich um eine Angewohnheit des Pferdes oder vielleicht des Reiters oder gar um ein Kompensationsmechanismus von gesundheitlichem Ursprung handelt, kann an dieser Stelle nicht weiter differenziert werden. Theoretisch zeigt die entstehende Punktwolke der blauen Flächenmittelpunkte die Präzision der Pferde in Absprung oder Landung unabhängig der variablen Galoppart, Fußfolge, Schrittlänge oder auch Schrittbreite. Im Absprung scheint Pferd D und Pferd E sehr präzise, während Pferd C mit einem Ausreißer sehr gleichmäßig verteilt landet.

Zur besseren Übersicht werden die Ergebnisse der Bodenkontakte im weiteren Verlauf des Ergebnisberichtes in räumlicher und zeitlicher Perspektive getrennt voneinander dargestellt. In der Literatur wird A1 eine Schlüsselfunktion in der Absprungvorbereitung zugeschrieben. Um das Bewegungsbild zu vervollständigen, werden die Bodenkontakte der VH im A1 ebenfalls berücksichtigt.

Die räumliche Anordnung der Bodenkontakte

Die in Abbildung 10 dargestellten Positionen der Bodenkontakte der HH im TO und der VH in der LA werden in der statistischen Auswertung um die Positionen der VH in der Absprungvorbereitung A1 ergänzt. Tabelle 8 gibt auf der nächsten Seite einen Überblick über die Hufpositionen als räumliche Dimension. Tabelle 9 stellt schließlich die aus den Mittelpunkten in TO und LA berechnete Sprungweite, sowie dem Grad der Abweichung und der Richtung dar. Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche zur Differenzierung der Unterschiede zwischen den Pferden nach *Tukey HSD* ($\alpha = 0,05$) sind durch Buchstaben in den Ergebnissen ergänzt. Die signifikanten Korrelationskoeffizienten r nach *Pearson* für das Exterieur und der Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} nach *Spearman* für die Ausbildung zu den Mittelwerten der Pferde sind der Tabelle durch entsprechende Symbole zu entnehmen.

Die Varianzanalyse der einzelnen Hufpositionen zeigt statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Pferden (ANOVA Pferd, $p < 0,001$). Eine Ausnahme bildet die Schrittbreite der beiden Vorderhufe in der LA ($F(6, 66) = 1,608$, $p = 0,159$), die unabhängig bei allen Pferden etwas kleiner ausfällt als die deutlich individueller ausfallende Schrittbreite der VH im A1 und der HH im TO. Die Effektstärke η^2 des Faktors Pferd fällt bei allen anderen Bewegungsparametern mit Werten zwischen 0,281 und 0,627 groß aus. Die Individualität der Pferde hat den Ergebnissen zu Folge einen großen Einfluss auf die Streubreite der Hufpositionen. Die Art des Anritts zeigt sich dagegen ohne statistische Auswirkungen in den Bodenkontaktdistanzen (ANOVA Anritt, $p > 0,05$) und es ergeben sich keine statistischen Interaktionseffekte zwischen den beiden Faktoren ($p > 0,05$).

Für die Bodenkontakte der VH im A1 sind insgesamt 72 Versuche auswertbar. Die Distanz des ersten Bodenkontaktes der VH zum Hindernis im A1 ($d_{A1\text{ VH}1}$) liegt im Durchschnitt der sieben Pferde bei $270,88 \pm 31,22$ cm. In deutlicher Schrittstellung ist die Distanz von VH2 zum Hindernis ($d_{A1\text{ VH}2}$) verkürzt und liegt bei $197,82 \pm 23,34$ cm. Die daraus resultierende Schrittlänge zwischen den beiden Bodenkontakten ($d_{A1\text{ Länge}}$) beträgt $73,05 \pm 15,28$ cm. Die Schrittbreite ($d_{A1\text{ Breite}}$) liegt im Durchschnitt bei $35,89 \pm 7,08$ cm. Die entstehende Absprungsfläche zwischen den beiden Bodenkontakten der VH im A1 ($A_{A1\text{ VH}}$) beträgt $2595,60 \pm 677,10$ cm². Die Distanz des entstehenden Mittelpunkts der Absprungsflächen ($d_{MP\text{ A}1\text{ VH}}$) variiert deutlich und ist im Durchschnitt $234,35 \pm 26,48$ cm weit vom Hindernis entfernt. Im A1 kann in 39 Versuchen die Fußfolge des Rechtsgalopps und in 33 Versuchen die Fußfolge des Linksgalopps beobachtet werden. Im Vergleich zur gewählten Richtung aus dem Anritt wechseln die Pferde in 26 Versuchen (36 %) die Galoppart im A1, wobei 12 Mal von der Fußfolge des Rechtsgalopps nach links und 14 Mal vom Linksgalopp nach rechts gewechselt wird. Dieses Phänomen kann bei allen Pferden beobachtet werden und zeigt sich vermehrt aus der vorgegebenen Gymnastikreihe im Anlauf. Nur Pferd A und C wechseln je einmal die ursprünglich gewählte Galoppart im wettkampfspezifischen Galopp. Der darauffolgende Sprungablauf unterscheidet sich nicht.

Tabelle 8: Die räumliche Anordnung der Bodenkontakte

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Pferd G 7-j. S 548 kg 166 cm S**	Gesamt
A1	L 6 / R 6 (n = 12)	L 6 / R 4 (n = 10)	L 7 / R 5 (n = 12)	L 3 / R 8 (n = 11)	L 3 / R 6 (n = 9)	L 4 / R 8 (n = 12)	L 4 / R 2 (n = 6)	L 33 / R 39 (n = 72)
d A1 VH1 * ($\eta^2 = 0,357$)	249,35 ^b ± 30,79	258,32 ^b ± 30,65	261,82 ^b ± 29,19	264,28 ^b ± 24,55	273,58 ^{ab} ± 9,53	305,73 ^a ± 19,77	291,28 ^{ab} ± 28,81	270,88 ± 31,22
d A1 VH2 * ($\eta^2 = 0,511$)	172,74 ^{bc} ± 23,56	196,21 ^{ab} ± 18,45	192,78 ^{ab} ± 17,22	183,52 ^{bc} ± 13,24	215,15 ^a ± 8,98	217,92 ^a ± 12,59	220,74 ^a ± 16,00	197,82 ± 23,34
d A1 Länge § ($\eta^2 = 0,432$)	76,61 ^{abc} ± 11,78	62,11 ^{cd} ± 13,96	69,04 ^{bcd} ± 15,20	80,77 ^{ab} ± 12,49	58,43 ^d ± 6,09	87,81 ^a ± 9,53	70,54 ^{abcd} ± 15,02	73,06 ± 15,28
d A1 Breite ($\eta^2 = 0,398$)	41,16 ^a ± 4,06	31,65 ^b ± 4,22	41,90 ^a ± 4,57	35,64 ^{ab} ± 9,74	33,87 ^{ab} ± 3,16	29,86 ^b ± 6,55	35,96 ^{ab} ± 3,66	35,89 ± 7,08
d MP A1 VH * ($\eta^2 = 0,409$)	211,04 ^c ± 26,77	227,27 ^{bc} ± 24,31	227,30 ^{bc} ± 22,73	223,90 ^{bc} ± 18,70	244,37 ^{ab} ± 8,74	261,83 ^a ± 15,87	256,01 ^{ab} ± 22,06	234,35 ± 26,48
A A1 VH ($\eta^2 = 0,400$)	3133,95 ^a ± 454,92	1930,77 ^{bc} ± 353,14	2863,46 ^a ± 559,16	2826,60 ^a ± 774,02	1970,90 ^{bc} ± 192,34	2609,93 ^{ab} ± 574,78	2576,09 ^{abc} ± 765,45	2595,60 ± 677,11
TO	L 7 / R 3 P 2 (n = 12)	L 4 / R 7 P 1 (n = 12)	L 10 / R 2 P 0 (n = 12)	L 6 / R 5 P 0 (n = 11)	L 8 / R 2 P 0 (n = 10)	L 2 / R 10 P 0 (n = 12)	L 0 / R 7 P 0 (n = 7)	L 37 / R 36 P 3 (n = 76)
d TO HH1 ($\eta^2 = 0,479$)	180,61 ^d ± 17,54	205,30 ^{abc} ± 18,08	191,85 ^{cd} ± 15,85	186,11 ^d ± 13,52	201,60 ^{bcd} ± 12,81	220,13 ^a ± 14,31	219,19 ^{ab} ± 9,81	199,63 ± 20,36
d TO HH2 ($\eta^2 = 0,366$)	169,96 ^{bc} ± 16,47	192,35 ^a ± 20,91	166,12 ^c ± 12,74	175,67 ^{bc} ± 7,96	186,32 ^{ab} ± 8,32	177,22 ^{bc} ± 11,48	197,93 ^a ± 12,95	179,59 ± 16,96
d TO Länge * ($\eta^2 = 0,496$)	10,65 ^c ± 9,85	13,07 ^{bc} ± 10,44	25,73 ^b ± 11,71	14,89 ^{bc} ± 9,34	15,28 ^{bc} ± 8,60	42,91 ^a ± 17,51	21,26 ^{bc} ± 7,84	20,71 ± 15,43
d TO Breite ($\eta^2 = 0,538$)	54,31 ^a ± 2,84	49,35 ^b ± 2,33	55,49 ^a ± 2,60	57,10 ^a ± 2,05	49,08 ^b ± 2,30	53,94 ^a ± 4,98	48,55 ^b ± 3,00	52,84 ± 4,29
d MP TO HH ($\eta^2 = 0,421$)	175,29 ^b ± 16,28	198,82 ^a ± 18,81	178,98 ^b ± 13,13	180,89 ^b ± 8,38	193,96 ^{ab} ± 9,91	198,67 ^a ± 9,57	208,56 ^a ± 10,80	189,61 ± 16,88
A TO HH * ($\eta^2 = 0,528$)	580,88 ^c ± 530,62	631,84 ^c ± 489,01	1424,59 ^b ± 628,51	858,61 ^{bc} ± 550,89	748,93 ^{bc} ± 422,36	2263,67 ^a ± 822,36	1020,31 ^{bc} ± 351,48	1090,63 ± 801,52
LA	L 3 / R 9 (n = 12)	L 2 / R 9 (n = 11)	L 6 / R 6 (n = 12)	L 6 / R 5 (n = 11)	L 0 / R 9 (n = 9)	L 3 / R 9 (n = 12)	L 6 / R 0 (n = 6)	L 25 / R 48 (n = 73)
d LA VH1 ($\eta^2 = 0,627$)	153,22 ^d ± 11,83	162,32 ^{cd} ± 9,79	170,51 ^{bc} ± 10,73	194,01 ^a ± 13,82	178,09 ^{ab} ± 8,24	150,25 ^d ± 16,49	155,56 ^{cd} ± 7,64	166,35 ± 18,79
d LA VH2 ($\eta^2 = 0,582$)	222,76 ^c ± 10,18	225,83 ^{bc} ± 11,13	231,79 ^{bc} ± 8,64	259,73 ^a ± 11,67	239,55 ^b ± 8,03	231,15 ^{bc} ± 13,79	224,70 ^{bc} ± 8,39	233,89 ± 15,81
d LA Länge ($\eta^2 = 0,554$)	69,54 ^b ± 7,18	63,52 ^{bc} ± 6,59	61,28 ^c ± 5,90	65,72 ^{bc} ± 7,68	61,47 ^c ± 5,61	80,90 ^a ± 5,50	69,14 ^{bc} ± 4,29	67,54 ± 9,03
d LA Breite	32,90 ± 6,73	33,50 ± 7,08	33,44 ± 4,15	28,55 ± 7,88	35,75 ± 3,41	30,99 ± 3,64	31,67 ± 5,34	32,36 ± 5,91
d MP LA VH ($\eta^2 = 0,613$)	187,99 ^c ± 10,43	194,08 ^c ± 9,95	201,15 ^{bc} ± 9,29	226,87 ^a ± 12,20	208,82 ^b ± 7,64	190,70 ^c ± 14,95	190,13 ^c ± 7,73	200,12 ± 16,77
A LA VH ($\eta^2 = 0,281$)	2250,70 ^{ab} ± 321,14	2108,73 ^{bc} ± 430,28	2060,36 ^{bc} ± 401,45	1828,16 ^c ± 346,36	2186,58 ^{abc} ± 174,34	2500,69 ^a ± 287,50	2174,56 ^{abc} ± 262,15	2161,28 ± 378,46

Alle Distanzen (d) in cm orthogonal zum Sprung in der Absprungvorbereitung (A1), Absprung- (TO) oder Landephase (LA); Auswertbare Versuchsanzahl (n); Flächen (A) in cm² aus der Schrittlänge & -breite berechnet; Fußfolge im Linksgalopp (L), Rechtsgalopp (R) oder Parallel (P); Angaben zu den Springpferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Ausbildungsstand L, M*, M**, S*, S**; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d} ^e signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$); # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{sp} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Für den Absprung der HH zum TO sind durch die vollständige Anzahl der Marker insgesamt 76 Versuche auswertbar. Bei den sieben Pferde liegt die Absprungdistanz zum Hindernis von HH1 ($d_{TO\ HH1}$) im Durchschnitt bei $199,63 \pm 20,36$ cm. Damit liegt die Absprungdistanz von HH1 im TO sehr dicht an der vorherigen Position von VH2 im A1. HH2 liegt dann, als zweiter Bodenkontakt, mit einer durchschnittlichen Absprungdistanz ($d_{TO\ HH2}$) von $179,59 \pm 16,96$ cm dichter am Hindernis. Die mittlere Schrittlänge zwischen den beiden Bodenkontakten der HH im TO ($d_{TO\ Länge}$) ist $20,71 \pm 15,43$ cm groß. Die Schrittbreite ($d_{TO\ Breite}$) zeigt sich bei den sieben Springpferden mit $52,84 \pm 4,29$ cm nur wenig variabel. Dennoch fällt die Effektstärke durch den Faktor Pferd mit $\eta^2 = 0,538$ statistisch sehr groß aus. Die berechnete Absprungfläche ($A_{TO\ HH}$) liegt bei einem Durchschnittswert von $1090,63 \pm 801,52$ cm². Der entstehende Flächenmittelpunkt ($d_{MP\ TO\ HH}$) liegt im Durchschnitt $189,61 \pm 16,88$ cm vom Hindernis entfernt. Durch die räumliche Anordnung ergibt sich für den Absprung in 37 Fällen (48,7 %) die Fußfolge des Linksgalopps, während 36 Versuche (47,4 %) einen Rechtsgalopp aufweisen. In den drei übrigen Versuchen (3,9 %) findet der TO durch eine sehr kleine Schrittlänge von weniger als 5 cm mit räumlich nahezu parallel positionierten Hinterhufen statt. Obwohl die Verteilung der Galoppart im TO sehr gleichmäßig erscheint, gibt es innerhalb der Pferde deutliche Präferenzen. Pferd G springt in allen Versuchen aus dem Rechtsgalopp ab, bei Pferd F sind es 10 von 12 Versuche im Rechtsgalopp. Pferd C springt dagegen in 10 von 12 Fällen im Linksgalopp ab und auch Pferd E präferiert mit 8 von 10 Fällen den Linksgalopp. Pferd A, B und D zeigen ausgeglichene Ergebnisse in der Galoppverteilung.

In der Landung gibt es ebenfalls Präferenzen, die in keinerlei Zusammenhang zur Galoppart des TO steht. Pferd G wechselt bspw. in allen Versuchen vom Rechtsgalopp im TO zum Linksgalopp in der LA. Pferd C landet ausgeglichen verteilt, während der TO zuvor deutlich öfter im Linksgalopp erfolgte. Auch Pferd A und E wechseln häufig die Galoppart über dem Sprung, während Pferd D und F die Galoppart über dem Hindernis stets erhalten. Für die LA lassen sich insgesamt 73 vollständige Versuche auswerten. 48 Versuche (65,8 %) zeigen eine LA in der Fußfolge des Rechtsgalopps. 25 Mal (34,2 %) wählen die Pferde dagegen den Linksgalopp in der Landung. Ausgenommen der Schrittbreite gibt es bei den Hufpositionen in der LA deutliche Unterschiede zwischen den Pferden, die für ein individuelles Bewegungsmuster sprechen. Die Distanz von VH1 zum Hindernis ($d_{LA\ VH1}$) beträgt $166,35 \pm 18,79$ cm im Durchschnitt. Bei VH2 ist der Abstand zum Hindernis ($d_{LA\ VH2}$) mit $233,89 \pm 15,81$ cm deutlich größer. Die Schrittlänge ($d_{LA\ Länge}$) beträgt im Mittel $67,54 \pm 9,03$ cm, während die Schrittbreite ($d_{LA\ Breite}$) bei $32,26 \pm 5,91$ cm liegt. Die entstehende Landefläche ($A_{LA\ VH}$) ergibt mit $2161,28 \pm 378,46$ cm² im Durchschnitt eine fast doppelt so große Fläche als es zuvor im TO der Fall war. Der Flächenmittelpunkt der LA ($d_{MP\ LA\ VH}$) liegt bei den sieben Pferden $200,12 \pm 16,77$ cm hinter dem Hindernis. Im Vergleich zum TO landen die Vorderbeine der Pferde etwas weiter vom Hindernis entfernt. Die Individualität der Pferde ist mit $\eta^2 = 0,613$ auch in der Landung stark ausgeprägt.

Über die Flächenmittelpunkte von MP_{TO} zu MP_{LA} kann unabhängig der individuellen Schrittlänge die Sprungweite der Flugkurve der Pferde bestimmt werden. Bei den 70 auswertbaren Versuchen, in welchen der TO und die LA vollständig auswertbar sind, liegt die durchschnittliche Sprungweite (d_{jump}) bei $390,71 \pm 24,11$ cm. Hierbei ergibt sich eine seitliche Abweichung (β) von $4,6 \pm 3,2$ ° zur horizontal angelegten Sprungrichtung. 38 Sprünge (54,3 %) zeigen eine Abweichung nach rechts (R) und 32 Sprünge (45,7 %) zeigen eine Abweichung nach links (L). Tabelle 9 stellt die Ergebnisse dar.

Tabelle 9: Die resultierende Sprungweite und seitliche Abweichung durch die Hufpositionen

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Pferd G 7-j. S 548 kg 166 cm S**	Gesamt
	L 8 / R 4 (n = 12)	L 0 / R 11 (n = 11)	L 12 / R 0 (n = 12)	L 0 / R 11 (n = 11)	L 1 / R 6 (n = 7)	L 6 / R 6 (n = 12)	L 5 / R 0 (n = 5)	L 32 / R 38 (n = 70)
d_{jump} ($\eta^2 = 0,411$)	364,14^c ± 23,35	392,80^{ab} ± 23,58	382,11^{bc} ± 17,52	412,61^a ± 14,24	403,46^{ab} ± 9,03	389,61^b ± 19,65	407,05^{ab} ± 17,50	390,71 ± 24,11
β Abweichung ($\eta^2 = 0,475$)	2,99^b ± 2,65	5,16^b ± 2,18	4,89^b ± 3,34	8,69^a ± 1,67	3,09^b ± 1,37	1,70^c ± 1,18	6,57^{ab} ± 3,50	4,60 ± 3,20

Sprungweite (d_{jump}) zwischen MP_{TO} und MP_{LA} berechnet mit der seitlichen Abweichung als Winkel (β) in Grad und der Richtung nach links (L) oder rechts (R); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$); # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Pferd D, aber auch Pferd B, E und G springen am weitesten über den ausgewählten Steilsprung. Pferd A, als das unerfahrenste Pferd, springt am wenigsten weit. Pferd C und G weichen bei allen Sprüngen zur linken Seite aus. Pferd B und D weichen dagegen immer nach rechts aus. Die kleinste seitliche Abweichung zeigt das sehr erfahrene Pferd F mit $1,70 \pm 1,18$ ° und einer gleichmäßigen Verteilung nach links und rechts. Damit absolviert dieses Pferd das Hindernis nahezu symmetrisch und die Beanspruchung des Bewegungsapparates ist durch die wechselnde VH1-Position ausgeglichener. Pferd D und Pferd G zeigen mit Durchschnittswerten von $8,69 \pm 1,67$ ° und $6,57 \pm 3,50$ ° sehr große seitliche Abweichungen. Dabei weichen die Pferde stets zur gleichen Richtung aus, sodass deutliche Unterschiede in der Belastung des Bewegungsapparates durch die asymmetrische Landung der VH zu erwarten sind. Abbildung 10 (vgl. S. 65) zeigt die individuellen Ausprägungen der Bodenkontakte. Ein stabiler Sprungablauf geht mit einer kleinen blauen Punktwolke und kleineren Varianzen einher.

Um die Unterschiede zwischen den Pferden aufklären zu können, wird der Zusammenhang der räumlichen Anordnung der Bodenkontakte mit den Merkmalen des Exterieurs und der Ausbildung statistisch untersucht. Das Exterieur ist durch die Körpergröße und das Körpergewicht der Pferde charakterisiert und steht in keinem statistisch signifikanten Zusammenhang ($p < 0,05$) mit den

einzelnen Hufpositionen der VH im A1. Das Körpergewicht des Pferdes korreliert allerdings signifikant mit der Schrittlänge im A1 ($d_{A1 \text{ Länge}}: r = 0,793, p = 0,034$) und auch die Körpergröße des Pferdes führt tendenziell zu einer größeren Schrittlänge im A1 ($d_{A1 \text{ Länge}}: r = 0,682, p = 0,091$). Im TO stehen die einzelnen Hufpositionen der HH, die Schrittlänge und die Absprungsfläche wieder in keinem statistischen Zusammenhang mit den Merkmalen des Exterieurs der Pferde ($p > 0,05$). Die einzelnen Hufpositionen werden auch in der LA nicht von der Körpergröße und -gewicht ($p > 0,05$) beeinflusst. Innerhalb der LA wirkt sich jedoch das Körpergewicht ($r = 0,722, p = 0,067$) und auch die Körpergröße ($r = 0,689, p = 0,087$) trendmäßig auf die Schrittlänge zwischen den beiden Vorderhufen aus. Die Unterschiede der einzelnen Hufpositionen zwischen den Pferden können nicht mit der Körpergröße und dem Körpergewicht aufgeklärt werden. Lediglich die Schrittlänge der VH zeigt eine Abhängigkeit. Mit ansteigendem Körpergewicht und -größe fällt die Distanz zwischen den Vorderhufen als Schrittlänge im A1 und in der LA größer aus.

Die Ausbildung der Pferde hat in der kleinen Stichprobe einen größeren Einfluss auf die Hufpositionen. Im A1 bedingt der Ausbildungsstand signifikant und mit großer Effektstärke die Positionierung der VH ($d_{A1 \text{ VH1}}: r_{SP} = 0,818, p = 0,024$; $d_{A1 \text{ VH2}}: r_{SP} = 0,873, p = 0,010$) und des entstehenden Flächenmittelpunkts der VH ($d_{MP \text{ VH A1}}: r_{SP} = 0,818, p = 0,024$). Die Positionierung von A1 fällt demnach größer aus. Die beiden Hufpositionen der HH im TO korrelieren, wie auch der resultierende Flächenmittelpunkt der berechneten Absprungsfläche, als Trend mit dem Ausbildungslevel der Springpferde ($d_{TO \text{ HH1}}: r_{SP} = 0,691, p = 0,086$; $d_{TO \text{ HH2}}: r_{SP} = 0,527, p = 0,224$; $d_{MP \text{ TO}}: r_{SP} = 0,618, p = 0,139$). Die Schrittlänge zeigt sich bei den besser ausgebildeten Pferden signifikant größer ($d_{TO \text{ Länge}}: r_{SP} = 0,800, p = 0,031$) als bei den anderen Pferden. Die noch weniger weit ausgebildeten Pferde galoppieren im Anlauf weiter an das Hindernis heran und platzieren die VH im A1 und die HH im TO dichter an das Hindernis. Die Schrittstellung im TO fällt bei den besseren Pferden mit der größeren Absprungsdistanz ebenfalls größer aus. Die kleinere Varianz der Positionierung von HH1 zeigt zusätzlich eine größere Stabilität. Die Landung der VH steht in keinem statistischen Zusammenhang mit dem Ausbildungsstand der Pferde ($p > 0,05$). Die Sprungweite (d_{jump}) korreliert mit $r_{SP} = 0,600$ ($p > 0,05$) nicht signifikant mit dem Ausbildungsstand der Pferde. Der Trend geht zu einer größeren Sprungweite.

Die zeitliche Anordnung der Bodenkontakte

In 64 Fällen können beide Bodenkontakte der Vorderhufe im A1 ausgewertet werden. 30 Mal (46,9 %) zeigt sich die zeitliche Abfolge gemäß einem Linksgalopp mit dem rechten Vorderbein beginnend und 34 Mal (53,1 %) ist ein Rechtsgalopp mit dem linken Vorderbein beginnend zu beobachten. Tabelle 10 stellt zur Übersicht die Bodenkontaktzeiten dar. Tabelle 11 zeigt anschließend die über die Bodenkontakte berechnete Dauer der einzelnen Bewegungsphasen.

Die unterschiedlichen Anreitbedingungen zeigen in der durchgeführten Varianzanalyse keine Interaktionseffekte zum Faktor Pferd ($p > 0,05$) und führen zu keinen Unterschieden in den gemessenen Bodenkontaktzeiten (ANOVA Anritt, $p > 0,05$). Die Individualität der Springpferde (ANOVA Pferd, $p < 0,001$) zeigt sich signifikant und prägt auch die Stützzeiten der Bodenkontakte statistisch. Die Effektstärke (η^2) des Faktors Pferd fällt mit Werten von 0,507 bis 0,754 sehr groß aus.

Tabelle 10: Die zeitliche Anordnung der Bodenkontakte

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Pferd G 7-j. S 548 kg 166 cm S**	Gesamt
A1	L 6 / R 6 (n = 12)	L 5 / R 3 (n = 8)	L 7 / R 5 (n = 12)	L 2 / R 4 (n = 6)	L 3 / R 6 (n = 9)	L 4 / R 8 (n = 12)	L 3 / R 2 (n = 5)	L 30 / R 34 (n = 64)
t_{A1 VH1} ($\eta^2 = 0,754$)	213^a ± 13	190^{bc} ± 11	161^e ± 12	176^{cde} ± 13	163^{de} ± 15	208^{ab} ± 11	190^{bcd} ± 10	187 ± 24
t_{A1 VH2} ($\eta^2 = 0,567$)	187^a ± 22	155^b ± 11	146^b ± 11	173^{ab} ± 14	154^b ± 12	195^a ± 22	178^{ab} ± 21	170 ± 25
t_{Diff A1 #} ($\eta^2 = 0,507$)	118^a ± 18	84^b ± 16	89^b ± 17	107^{ab} ± 19	76^b ± 17	130^a ± 15	102^{ab} ± 45	102 ± 27
TO	L 4 / R 5 P 3 (n = 12)	L 3 / R 8 P 1 (n = 12)	L 9 / R 3 P 0 (n = 12)	L 3 / R 7 P 1 (n = 11)	L 2 / R 3 P 5 (n = 10)	L 2 / R 10 P 0 (n = 12)	L 0 / R 7 P 0 (n = 7)	L 23 / R 43 P 10 (n = 76)
t_{TO HH1 #} ($\eta^2 = 0,626$)	235^a ± 12	209^c ± 14	188^d ± 11	212^{bc} ± 11	194^{cd} ± 15	227^{ab} ± 15	201^{cd} ± 12	210 ± 21
t_{TO HH2} ($\eta^2 = 0,604$)	237^a ± 17	201^{bcd} ± 12	185^{cd} ± 20	204^{bc} ± 8	212^b ± 18	212^b ± 11	179^d ± 12	206 ± 23
t_{MP TO} ($\eta^2 = 0,622$)	220^a ± 14	191^b ± 14	157^d ± 18	194^b ± 14	183^{bc} ± 18	170^{cd} ± 19	171^{bcd} ± 15	184 ± 25
t_{Diff TO} ($\eta^2 = 0,519$)	14^b ± 13	18^b ± 10	28^b ± 20	16^b ± 12	11^b ± 13	57^a ± 21	30^b ± 12	20 ± 21
LA	L 3 / R 9 (n = 12)	L 2 / R 9 (n = 11)	L 3 / R 6 (n = 9)	L 6 / R 4 (n = 10)	L 0 / R 9 (n = 9)	L 3 / R 9 (n = 12)	L 6 / R 0 (n = 6)	L 23 / R 46 (n = 69)
t_{LA VH1} ($\eta^2 = 0,714$)	198^a ± 23	152^c ± 8	147^{cd} ± 11	145^{cd} ± 5	129^d ± 12	173^b ± 18	165^{bc} ± 14	160 ± 26
t_{LA VH2} ($\eta^2 = 0,554$)	216^a ± 20	194^b ± 7	176^c ± 19	195^b ± 14	183^{bc} ± 10	215^a ± 12	200^{ab} ± 9	198 ± 20
t_{MP LA} ($\eta^2 = 0,580$)	133^a ± 17	106^b ± 10	98^b ± 14	100^b ± 8	93^b ± 9	95^b ± 13	102^b ± 8	105 ± 18
t_{Diff LA} ($\eta^2 = 0,512$)	65^{ab} ± 17	46^{cd} ± 11	49^{bcd} ± 20	45^{cd} ± 7	36^d ± 9	78^a ± 20	62^{abc} ± 10	55 ± 20

Alle Bodenkontaktzeiten (t) in ms in der Absprungvorbereitung (A1), Absprung- (TO) oder Landephase (LA); Versuchszahl (n); Differenzen (Diff) zwischen den Bodenkontakten; Links- (L), Rechtsgalopp (R) oder parallel (P); Überlappung der Stützzeiten als Dauer des entstehenden Mittelpunkts zwischen beiden Stützphasen (t_{MP}); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Ausbildung; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d e} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$); # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Tabelle 11: Die Dauer der Bewegungsphasen am Sprung

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Pferd G 7-j. S 548 kg 166 cm S**	Gesamt
t_{TO} ($\eta^2 = 0,578$)	303^b ± 17 (n = 12)	301^b ± 22 (n = 12)	295^{bc} ± 22 (n = 12)	273^{cd} ± 8 (n = 11)	290^{bcd} ± 9 (n = 10)	331^a ± 20 (n = 12)	263^d ± 14 (n = 7)	296 ± 26 (n = 76)
t_{AIR} ($\eta^2 = 0,733$)	416^b ± 16 (n = 12)	436^{ab} ± 33 (n = 11)	438^{ab} ± 20 (n = 12)	455^a ± 17 (n = 11)	453^{ab} ± 14 (n = 7)	343^c ± 37 (n = 12)	472^a ± 10 (n = 5)	425 ± 46 (n = 70)
t_{LA} ($\eta^2 = 0,674$)	281^a ± 19 (n = 12)	240^b ± 13 (n = 11)	224^b ± 34 (n = 9)	240^b ± 13 (n = 10)	219^b ± 14 (n = 9)	293^a ± 25 (n = 12)	262^a ± 17 (n = 6)	254 ± 34 (n = 69)
t_{jump} ($\eta^2 = 0,332$)	999^a ± 19 (n = 12)	977^{abc} ± 28 (n = 11)	960^c ± 34 (n = 9)	965^c ± 21 (n = 10)	962^{bc} ± 13 (n = 7)	968^{bc} ± 18 (n = 12)	994^{ab} ± 33 (n = 5)	975 ± 27 (n = 66)

Phasendauer (t) in ms in der Absprung- (TO), Flug- (AIR) und Landephase (LA), sowie der gesamte Sprungdauer (jump); Versuchszahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Leistungsstand; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d e} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$); # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Während VH1 187 ± 24 ms am Boden verweilt, ist die Stützzeit von VH2 mit 170 ± 25 ms bei allen Pferden im A1 durchschnittlich kürzer. Die Zeitdifferenz zwischen den beiden Anfangszeitpunkten der VH ($t_{Diff A1}$) liegt bei 102 ± 27 ms und kennzeichnet die Schrittstellung der VH im A1. In 76 Versuche ergibt sich eine Bodenkontaktzeit von 210 ± 21 ms für HH1 und von 206 ± 23 ms für HH2. Die Zeitdifferenz ($t_{Diff TO}$) zwischen dem Aufsetzen der Hinterhufe liegt bei 20 ± 21 ms. In 23 Fällen (30,3 %) zeigt sich durch die Zeitdifferenz eine Abfolge im Linksgalopp. 43 Mal (56,6 %) kann dagegen ein Rechtsalopp im TO beobachtet werden. In 10 Versuchen (13,1 %) lässt sich keine Zeitdifferenz messen. Die beiden Hinterhufe werden zeitgleich aufgesetzt. Die Überlappung der beiden Stützzeiten ($t_{MP TO}$) ist 184 ± 25 ms lang. Die benötigte Absprungzeit (t_{TO}), berechnet vom Aufsetzen von HH1 bis zum Verlassen von HH2, beträgt bei den Versuchspferden 296 ± 26 ms. Die Flugzeit (t_{AIR}), berechnet vom Verlassen des Bodens von HH2 bis zum Aufsetzen von VH1 zur LA, dauert im Durchschnitt 425 ± 46 ms. 23 der 69 Landungen (33,3 %) ergeben eine zeitliche Abfolge des Linksgalopps, während in 46 Fällen (66,6 %) ein Rechtsgalopp detektiert werden kann. VH1 verweilt mit 160 ± 26 ms immer deutlich kürzer am Boden als VH2 mit 198 ± 20 ms im Anschluss und zeigt damit eine umgekehrte Anordnung als im A1. Die Zeitdifferenz des Aufsetzens der Vorderhufe zur LA ($t_{Diff LA}$) ist mit 55 ± 20 ms nur etwa halb so lang wie im A1. Die überlappende Stützzeit ($t_{MP LA}$) liegt im A1 bei 105 ± 18 ms. Die Dauer von LA kann nicht berechnet werden, da das Aufsetzen des ersten Hinterbeines zum MO1 als Phasenende fehlt. Für einen intraindividuellen Vergleich wird jedoch die Bodenkontaktzeit von VH2 mit der Zeitdifferenz zu VH1 innerhalb der Landung für t_{LA} aufsummiert. Der Wert liegt im Durchschnitt bei 254 ± 34 ms und ermöglicht die Berechnung der Gesamtdauer des Galoppsprungs über das Hindernis, bestehend aus der Dauer t_{TO} , t_{AIR} und t_{LA} . Diese ist in den 69 Sprungversuchen 975 ± 27 ms im Durchschnitt lang.

Die individuelle Ausprägung der Bodenkontaktzeiten zeigt sich durch die großen Effektstärken des Faktors Pferd. Auf Grund der Ergebnisse grenzen sich vor allem die Pferde A und F mit längeren Stützzeiten von den anderen Pferden ab. Pferd C und G zeigen die kürzesten Bodenkontaktzeiten der HH im TO. Pferd D und G verweilen im A1 im Vergleich nur mit VH2 länger am Boden und sind damit statistisch mit den Pferden A und F vergleichbar. Pferd C und E zeigen dagegen deutlich kürzere Bodenkontaktzeiten bei VH1 und VH2. Im TO fällt vor allem Pferd A mit deutlich verlängerten Kontaktzeiten der HH, aber auch der überlappenden Stützzeit des entstehenden MP auf. Vor allem HH2 unterscheidet sich signifikant von den anderen Pferden mit 237 ± 17 ms im Durchschnitt und ist im Vergleich zu den zugehörigen Stützzeiten von HH1 mit 235 ± 12 ms etwas länger. Bei den anderen Pferden fällt diese kürzer aus als $t_{TO\ HH2}$. Mit 188 ± 11 ms und 185 ± 20 ms fallen die Stützzeiten von Pferd C im TO nahezu gleich lang aus, haben aber eine deutliche Zeitdifferenz. Pferd 4 unterscheidet sich mit einer Zeitdifferenz von 57 ± 21 ms signifikant von den anderen Pferden. Pferd G benötigt mit insgesamt 263 ± 14 ms am wenigsten Zeit für die Absprungphase. In der Flugphase sind Pferd D und G im Vergleich langsam. Pferd B, C und E grenzen sich zwar nicht signifikant davon ab, die Flugzeiten fallen dennoch tendenziell kürzer aus. Die kürzeste Flugzeit hat Pferd F mit 343 ± 37 ms. Im Bereich der Landung zeigen alle Pferde verlängerte Bodenkontaktzeiten von VH2 im Vergleich zu VH1. Die größte Zeitdifferenz zwischen VH1 und VH2 zeigt wieder Pferd F mit 78 ± 20 ms. Die schnellste Schrittfolge in der LA zeigt Pferd E mit 36 ± 9 ms. Die kürzesten Stützzeiten in der LA zeigt Pferd C mit 147 ± 11 ms und 176 ± 19 ms. Pferd A, als das unerfahrenste Pferd, verhält sich in Bezug auf die Bodenkontaktzeiten ähnlich zum TO und zeigt mit 198 ± 23 ms für VH1 und 216 ± 20 ms für VH2 die längsten Stützzeiten. Lediglich $t_{LA\ VH2}$ von Pferd F und G sind jeweils ähnlich lang. Deren $t_{LA\ VH1}$ fallen statistisch allerdings wieder deutlich kürzer aus und bringen damit die überlappende Stützzeit der VH in einen vergleichbaren Bereich zu den anderen Pferden. Die gesamte Dauer über dem Hindernis, bestehend aus TO, AIR und LA ist bei Pferd A mit 999 ± 19 ms am längsten. Pferd C und E zeigen den schnellsten Sprungablauf mit 960 ± 34 ms und 962 ± 13 ms und verlieren am wenigsten Zeit.

Die Bodenkontaktzeiten sind kaum statistisch von der Anthropometrie der einzelnen Pferde abhängig. Die Körpergröße hat einen signifikanten Einfluss auf die zeitliche Differenz zwischen den Bodenkontakten der VH im A1 ($r = 0,814$, $p = 0,026$) und auf die Dauer des Bodenkontaktes von HH1 im TO ($r = 0,803$, $p = 0,030$). Trends zeigen sich durch die Körpergröße in der Dauer der Stützzeit von VH1 im A1 ($r = 0,696$, $p = 0,083$) und von VH2 beim Landen ($r = 0,637$, $p = 0,124$). Das Gewicht hat keinen statistischen Effekt ($p > 0,05$), zeigt sich aber ebenfalls als Trend zu längeren Stützzeiten und größeren Zeitdifferenzen der VH im A1 ($t_{A1\ VH1}$: $r = 0,601$, $p = 0,153$; $t_{Diff\ A1}$: $r = 0,728$, $p = 0,064$), der HH im anschließenden TO ($t_{TO\ HH1}$: $r = 0,564$, $p = 0,187$; $t_{Diff\ TO}$: $r = 0,637$, $p = 0,124$) und der VH in der LA nach dem Hindernis ($t_{Diff\ LA}$: $r = 0,565$, $p = 0,186$). Mit ansteigenden Merkmalen des Exterieurs

werden die Stützzeiten länger und die zeitliche Differenz über weiter werdende Schrittlängen größer. Damit wird auch die jeweilige Phasendauer beeinflusst. Die Absprungdauer (t_{TO} : $r = 0,592$, $p = 0,161$) steigt über die verlängerten Stützzeiten mit dem Körpergewicht der Pferde an. Auch die entstehende Landezeit wird durch das Exterieur der Versuchspferde (Gewicht: $r = 0,608$, $p = 0,147$; Größe: $r = 0,663$, $p = 0,105$) tendenziell länger. Die Flugdauer verkürzt sich mit der Größe ($r = -0,561$, $p = 0,190$) und dem Gewicht ($r = -0,665$, $p = 0,103$) der Pferde tendenziell. Auf die gesamte Sprungdauer wirkt sich letztlich statistisch dann nur die Körpergröße aus. Mit $r = 0,708$ zeigt sich ein Trend ($p = 0,075$) zu einer größeren Dauer durch die längeren Stützzeiten und den größeren zeitlichen Differenzen beim Aufsetzen der Hufe zueinander bei den größeren Springpferden. Die verkürzte Flugdauer wird durch die längeren Körpersegmente und der höheren Körperposition in Absprung und Landung nicht ganz ausgeglichen.

Die Unterschiede der Bodenkontaktzeiten der einzelnen Pferde werden weiterführend auf die Zusammenhänge zum Ausbildungsstand statistisch überprüft. Für die Parameter im A1 können keine statistischen Zusammenhänge ($p > 0,05$) und auch keine Trends festgestellt werden. Die Phasendauer des TO zeigt ebenfalls keine Beziehung zum Ausbildungsstand ($p > 0,05$). Allerdings wird durch einen Trend in den Ergebnissen die Dauer der überlappenden Stützzeit der HH im TO ($t_{MP TO}$) mit $r_{SP} = -0,669$ ($p = 0,100$) eher verkürzt. Die Beschleunigungszeit durch den zeitgleichen Abdruck der HH ist bei den besseren Pferden tendenziell kürzer, da bereits mehr Kraft aus der HH generiert werden kann. Gleiches zeigt sich in der LA. Die überlappende Stützzeit der VH ist mit $r_{SP} = -0,669$ ($p = 0,100$) tendenziell kürzer bei den Pferden mit dem höheren Trainingslevel. Die einzelnen Stützzeiten in TO und LA zeigen jedoch keine Verbindung zum Ausbildungsstand ($p > 0,05$). Auf Grund der Varianzen der einzelnen Parameter im Vergleich kann auf keine stabilere Bewegungsausführung der Pferde geschlossen werden.

Zusammenfassung der Ergebnisse der Bodenkontakte

Die Ergebnisse der Bodenkontakte zeigen in der kleinen Stichprobe die Individualität der Pferde in den Distanzen und Stützphasen, sowie der Fußfolge im A1, TO und der LA. Die Unterschiede zwischen den Pferden lassen sich nur in Teilen durch die Merkmale des Exterieurs und des Ausbildungsstandes aufklären. Mit steigender Körpergröße und zunehmendem Gewicht verlängern sich die Stützzeiten der VH und HH, sowie die Schrittlänge und die zeitliche Differenz zwischen den jeweiligen Beinpaaren etwas. Entsprechend verlängert sich darüber auch die Dauer der Absprung- und Landephase, sowie die gesamte Sprungdauer. Die Körpergröße zeigt sich am deutlichsten in der Schrittlänge, was sich durch die Anatomie erklären lässt. Die Distanzen der Bodenkontakte zum Hindernis sind unabhängig der Körpermerkmale Größe und Gewicht. Durch eine ausgeprägte Körpergröße verkürzt sich durch die längeren Körpersegmente und der damit in Verbindung stehenden höheren Position in Absprung und Landung die Flugzeit.

Das Ausbildungslevel der Pferde wirkt sich vor allem auf die räumliche Anordnung der Bodenkontakte aus. Die Distanzen der VH im A1 und der HH im TO, sowie den entstehenden Mittelpunkten fallen mit steigendem Ausbildungsniveau größer aus. Die Schrittlänge im TO wächst ebenfalls an. Zusätzlich werden die überlappenden Stützzeiten der HH zur Beschleunigung im TO und der VH in der LA zur Umlenkung der Bewegungsgeschwindigkeit in den weiteren Galopp etwas kürzer. Die besseren Pferde tendieren zu einer größeren Absprungdistanz und einer etwas größeren Sprungweite. Die Sprungdauer fällt dabei aber nicht länger aus.

6.3.2 Der Verlauf des Körperschwerpunktes des Pferdes

Der Verlauf des KSPs lässt sich über das vollständige Markersset in 31 Versuchen auswerten. Von Pferd C und G steht kein vollständiger Sprungversuch zur Verfügung. Abbildung 11 stellt auf der nächsten Seite den Verlauf der KSP-Positionen der auswertbaren Versuche der anderen fünf Pferde dar. Für die Synchronisation in den Abbildungen wird die KSP-Position direkt über dem Hindernis genutzt. Das Hindernis ist jeweils als schwarzer Balken eingezeichnet. Die gestrichelte Linie kennzeichnet die Position der maximalen KSP-Höhe ($h_{KSP\ max}$) als Scheitelpunkt der Flugkurve, der in den meisten Fällen etwas hinter dem Hindernis platziert wird. Wie im Humansport lässt sich eine Absenkung des KSP ($h_{KSP\ min}$) zur Verlängerung des Beschleunigungsweges des KSP in der Absprungvorbereitung beobachten. Ob diese KSP-Absenkung beim Pferd im Vergleich zu einem anderen Galoppsprung des Anlaufes oder des normalen Galoppierens ausgeprägter ist, kann auf Grund des geringen Messvolumens und fehlender Vergleichsuntersuchungen in der Literatur nicht beurteilt werden. Tabelle 12 gibt die Ergebnisse der KSP-Absenkung in der Absprungvorbereitung und die vertikale Distanz des KSP zur Hindernisstange direkt über dem Hindernis ($d_{KSP\ \uparrow\ Diff.\ SP}$) wieder. Zusätzlich ist die maximale KSP-Höhe ($h_{KSP\ max}$) als Scheitelpunkt und Höhe der Flugkurve, sowie die horizontale ($d_{KSP\ max\ \leftrightarrow\ SP}$) und vertikale ($d_{KSP\ max\ \uparrow\ SP}$) Distanz dieses Scheitelpunkts zur Hindernisstange angegeben. Die maximale KSP-Distanz ($d_{KSP\ max}$) ist die Flugweite des KSP von TO2 bis LA1.

Die kleinste KSP-Höhe im A1 liegt bei $118,65 \pm 5,04$ cm. Der horizontale Abstand der tiefsten KSP-Position zum Hindernis beträgt $323,51 \pm 32,60$ cm und unterscheidet sich zwischen den Pferden nicht signifikant. Unmittelbar über dem Hindernis besteht, von der obersten Stange zum jeweils berechneten KSP, ein vertikaler Abstand ($d_{KSP\ \uparrow\ Diff}$) von $55,96 \pm 4,22$ cm. Die maximale KSP-Höhe liegt bei $185,79 \pm 4,21$ cm Abstand zum Boden. Damit hat der Scheitelpunkt einen theoretischen Abstand zur obersten Hindernisstange von $57,20 \pm 4,52$ cm in vertikaler Richtung ($d_{KSP\ max\ \uparrow\ Diff}$) und in horizontaler Richtung ($d_{KSP\ max\ \leftrightarrow\ Diff}$) von $20,69 \pm 13,76$ cm. Die berechnete Flugweite des KSP von der Absprung- bis zur Landeposition beträgt $206,61 \pm 27,15$ cm.

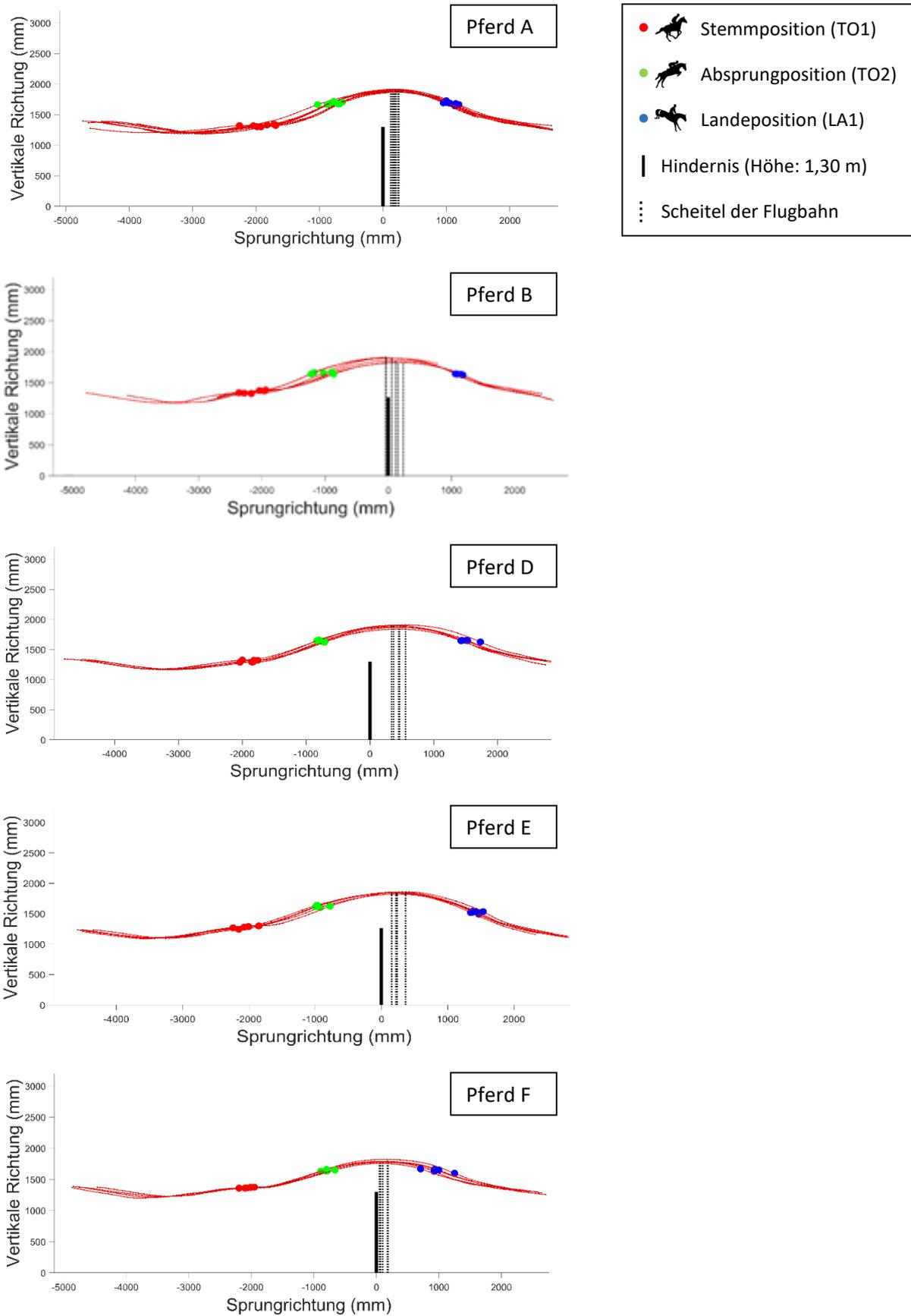


Abbildung 11: Der Verlauf der Körperschwerpunkte der Pferde in der Absprungvorbereitung, dem Absprung, Flug und der Landung

Tabelle 12: Der Verlauf des Körperschwerpunkts des Pferdes zum Hindernis

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Gesamt
A1	(n = 8)	(n = 6)	(n = 6)	(n = 5)	(n = 5)	(n = 30)
h KSP min ($\eta^2 = 0,755$)	119,97^b ± 1,11	123,05^a ± 4,87	117,26^b ± 1,30	109,73^c ± 0,53	121,84^{ab} ± 1,35	118,65 ± 5,04
d KSP min	320,67 ± 30,87	296,08 ± 38,32	316,50 ± 28,76	343,44 ± 12,85	349,45 ± 21,10	323,51 ± 32,60
AIR	(n = 8)	(n = 6)	(n = 6)	(n = 6)	(n = 5)	(n = 31)
d KSP ↓ Diff ($\eta^2 = 0,724$)	58,08^a ± 1,79	59,38^a ± 3,76	55,43^a ± 2,47	57,00^a ± 1,13	48,54^b ± 2,32	55,96 ± 4,22
h KSP max ($\eta^2 = 0,686$)	188,58^a ± 1,78	187,02^a ± 3,75	188,11^a ± 2,57	184,56^a ± 1,35	178,55^b ± 2,42	185,79 ± 4,21
d KSP max ↔ Diff ($\eta^2 = 0,729$)	18,43^c ± 4,29	8,28^c ± 10,84	42,00^a ± 8,59	22,57^b ± 7,71	11,39^c ± 6,20	20,69 ± 13,76
d KSP max ↓ Diff ($\eta^2 = 0,728$)	58,69^a ± 1,78	60,45^a ± 3,75	58,23^a ± 2,60	58,04^a ± 1,35	48,67^b ± 2,42	57,20 ± 4,52
LA	(n = 8)	(n = 4)	(n = 6)	(n = 6)	(n = 5)	(n = 29)
d KSP max ($\eta^2 = 0,690$)	184,72^a ± 20,04	212,82^{a b} ± 13,10	227,17^{b c} ± 13,39	235,77^{b c} ± 5,92	172,59^a ± 27,38	206,61 ± 27,15

KSP-Höhe (h) und Distanz (d) in cm in der Absprungvorbereitung (A1), der Flug- (AIR) und Landephase (LA); Tiefste (min) und größte (max) KSP-Position; Vertikaler Abstand (↓) entlang der z-Achse, Horizontaler Abstand (↔) entlang der y-Achse; Abstand (Diff) zum Hindernis; Versuchsanzahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$); # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Neben der KSP-Position ergeben sich weitere leistungsrelevante Ergebnisse. Abbildung 12 zeigt beispielhaft den horizontalen und vertikalen Geschwindigkeitsanteil, sowie die resultierende Bahngeschwindigkeit des KSP. Zusätzlich kann der Wirkungswinkel zwischen dem Vektor der Bahngeschwindigkeit und der Horizontalachse entlang der Bewegungsrichtung (Y-Achse) berechnet werden. Die biomechanischen Schlüsselpositionen sind mit farbigen Strichen markiert, wobei rot für TO1, grün für TO2 und blau für LA1 steht.

Im A1 kommt es zu einem Zuwachs der vertikalen Geschwindigkeit, der sich negativ auf die resultierende Geschwindigkeit des KSP auswirkt. Im TO führt der kräftige Impuls der HH über den verlängerten Beschleunigungsweg durch die KSP-Absenkung zuvor zu einem deutlichen Zuwachs der vertikalen Geschwindigkeit, die zum TO2 hin ihren Maximalwert erreicht. Im Flug nimmt der Vertikalanteil linear ab, während der Horizontalanteil nahezu unverändert bleibt. Die resultierende Bahngeschwindigkeit des KSP bleibt nach einem kurzen Absacken zu Beginn über die Erdanziehung und den Luftwiderstand nach dem Scheitelpunkt im Flug konstant. Die horizontale und die resultierende KSP-Geschwindigkeit werden im Verlauf der LA abgebremst.

Das Verhalten des Wirkungswinkels ist geprägt durch die Veränderung des vertikalen Geschwindigkeitsanteils in den einzelnen Bewegungsphasen. Auch wenn die Aufrichtung im A1 bereits die Absprungrichtung einleitet, kommt es durch den kräftigen Abdruck der HH im TO zu einer weiteren Steigerung und Feinjustierung des Wirkungswinkels der Absprunggeschwindigkeit, die unmittelbar vor dem TO den Maximalwert erreicht. In der Flugphase kehrt sich der Winkelverlauf schließlich um und bleibt bis zum Aufsetzen von VH1 negativ, bevor er mit dem Landen in den positiven Wirkungsbereich zurückkehrt.

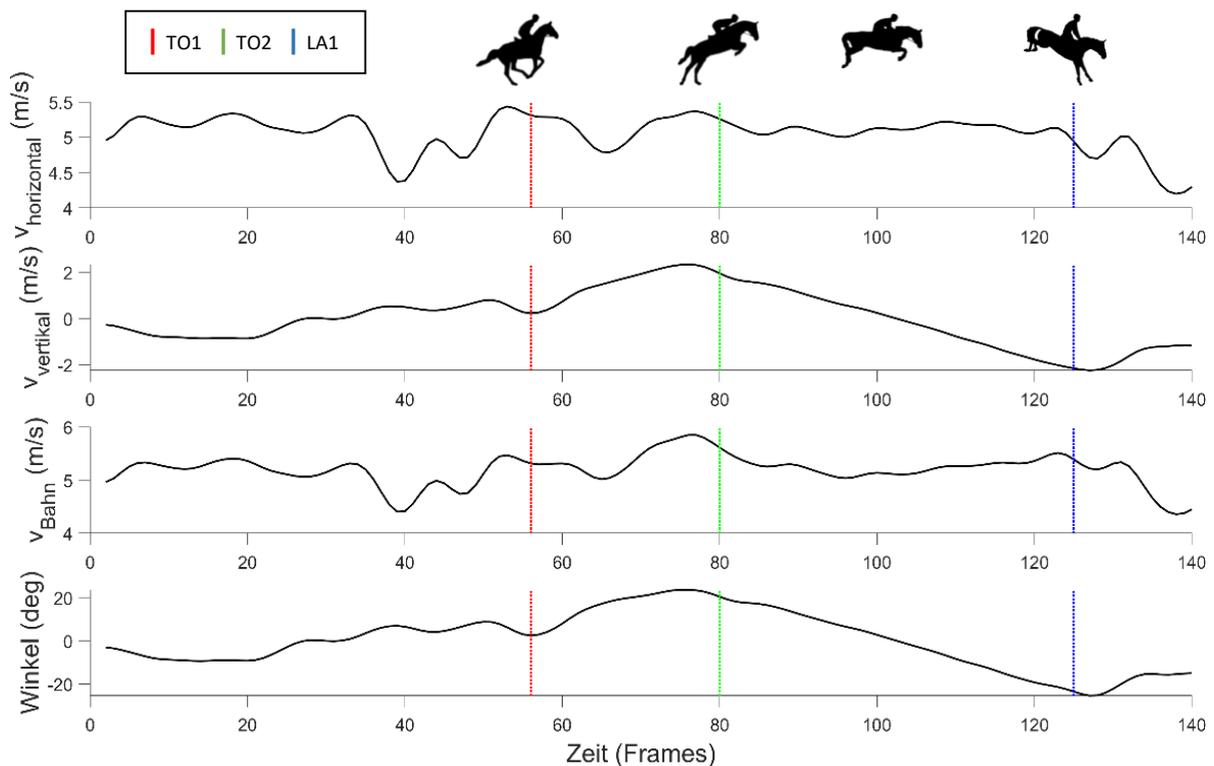


Abbildung 12: Der Geschwindigkeits- und Winkelverlauf am Körperschwerpunkt des Pferdes

In den auswertbaren Versuchen ergibt sich im TO1 eine KSP-Höhe von $132,34 \pm 3,49$ cm im Durchschnitt. Die horizontale Distanz zum Hindernis liegt bei $199,56 \pm 17,59$ cm. Die Geschwindigkeit des KSP liegt im TO1 nach horizontal bei $5,20 \pm 0,32$ m/s und in vertikaler Richtung bei $0,20 \pm 0,15$ m/s. Der durchschnittliche Wirkungswinkel des resultierenden Geschwindigkeitsvektors zur Bewegungsrichtung zeigt sich mit $2,21 \pm 1,59$ °. Im Verlauf der Absprungaktion erhöht sich dieser zu einem Absprungwinkel von $20,69 \pm 2,64$ °. Die KSP-Erhöhung zeigt sich im TO2 mit $165,08 \pm 2,76$ cm. Die horizontale Distanz des KSP zum Hindernis beträgt in TO2 $85,54 \pm 13,98$ cm. Die Absprunggeschwindigkeit liegt in horizontaler Richtung bei durchschnittlich $5,06 \pm 0,38$ m/s. Der vertikale Anteil ist auf $1,91 \pm 0,23$ m/s im TO2 angewachsen. Mit der resultierenden Bahngeschwindigkeit zeigt sich nach einem Zuwachs im TO ein kleiner Verlust über die Flugphase zur

LA hin. Im TO1 beträgt die resultierende Geschwindigkeit am KSP in den 31 auswertbaren Versuchen $5,20 \pm 0,32$ m/s, was in etwa 310 m/min entspricht. Durch die Stembewegung in der Absprungphase wird der vertikale Anteil der Geschwindigkeit durch die Transformation der Anlaufgeschwindigkeit erhöht. Die resultierende Geschwindigkeit im TO2 liegt schließlich bei $5,41 \pm 0,37$ m/s (325 m/min). In LA1 liegt die resultierende Bahngeschwindigkeit des KSPs der Springpferde bei durchschnittlichen $5,20 \pm 0,33$ m/s. Durch den Bodenkontakt von VH1 zur Transformation der Vertikalgeschwindigkeit in die horizontale Bewegungsrichtung des weiteren Galopps sinkt diese in der Landephase dann deutlich ab. Der vertikale Anteil der KSP-Geschwindigkeit ist im Durchschnitt bei $-2,17 \pm 0,24$ m/s. Der horizontale Anteil beträgt $4,72 \pm 0,33$ m/s in der Landeposition. Mit $-24,69 \pm 2,68$ ° ist der Wirkungswinkel im Vergleich zum Absprung etwas steiler. Die KSP-Höhe beim beginnenden Landen von VH1 fällt mit $162,98 \pm 6,15$ cm etwas niedriger aus als die KSP-Höhe zuvor im TO2. Mit durchschnittlich $121,74 \pm 24,44$ cm ist die KSP-Position am Ende der Flugkurve weiter vom Hindernis entfernt als zuvor in der Absprungposition. Tabelle 13 stellt die Ergebnisse der einzelnen Parameter des KSP-Verlaufs in den Schlüsselpositionen auf der nächsten Seite als Überblick dar.

Die beiden Arten des Anreitens (ANOVA Anritt, $p > 0,05$) führen zu keinen signifikanten Unterschieden in den Ergebnissen. Eine Ausnahme bildet die KSP-Höhe in LA1 ($p = 0,042$) mit einer moderaten Effektgröße von $\eta^2 = 0,018$. Im Durchschnitt fällt die KSP-Höhe aus der „Gymnastikreihe“ ($n = 16$) mit $161,66 \pm 6,66$ cm etwas kleiner aus als aus dem normalen Galopp mit $164,60 \pm 5,27$ cm im Durchschnitt ($n = 13$). Die Pferde landen aus dem Galopp mit einem etwas höheren KSP. Es lassen sich statistisch keine Interaktionseffekte zwischen den beiden Faktoren (ANOVA Pferd x Anritt, $p > 0,05$) feststellen. Die Parameter stehen allerdings wieder in einer signifikanten und starken Beziehung zur Individualität des Pferdes (ANOVA Pferd, $p < 0,01$) und kennzeichnen den individuellen Charakter der zentralen Bewegung am Sprung. Die Effektstärke (η^2) liegt in einem Bereich von 0,285 bis 0,893 über alle Parameter hinweg in einem hohen Bereich. Vor allem die KSP-Höhe in TO1, TO2 und der LA1 fallen mit Werten über 0,75 sehr stark von der Individualität des Pferdes geprägt aus. Auch die Distanz der KSP-Höhe in der Landung ist mit $\eta^2 = 0,804$ sehr individuell. Eine Ausnahme bildet hiervon die Distanz der kleinsten KSP-Position ($d_{\text{KSP min}}$) in der KSP-Absenkung innerhalb der Absprungvorbereitung im A1. Diese ist nicht statistisch vom Faktor Pferd abhängig ($p > 0,05$). Für die Pferde C und G sind auf Grund von abfallenden Markern während des Sprungversuches keine vollständigen Versuche für die Auswertung des KSP-Verlaufes vorhanden.

Tabelle 13: Der Körperschwerpunkt des Pferdes in der Stemm-, Absprung- und Landeposition

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Gesamt
TO1	(n = 8)	(n = 6)	(n = 6)	(n = 6)	(n = 5)	(n = 31)
h _{TO1} § ($\eta^2 = 0,763$)	132,10^b ± 1,48	135,30^a ± 2,40	130,73^{bc} ± 1,79	127,76^c ± 1,91	136,59^a ± 0,69	132,34 ± 3,49
d _{TO1} ($\eta^2 = 0,312$)	189,42^b ± 20,24	212,29^a ± 17,46	188,29^b ± 11,02	205,48^{ab} ± 13,39	206,83^{ab} ± 9,17	199,56 ± 17,59
v_y _{TO1} * ($\eta^2 = 0,432$)	4,87^b ± 0,28	5,30^{ab} ± 0,30	5,26^{ab} ± 0,25	5,44^a ± 0,14	5,25^{ab} ± 0,29	5,20 ± 0,32
v_z _{TO1} ($\eta^2 = 0,473$)	0,18^{ab} ± 0,11	0,26^a ± 0,11	0,16^{ab} ± 0,08	0,37^a ± 0,14	0,03^b ± 0,11	0,20 ± 0,15
v _{TO1} * ($\eta^2 = 0,437$)	4,87^b ± 0,28	5,30^{ab} ± 0,30	5,26^{ab} ± 0,25	5,45^a ± 0,13	5,25^{ab} ± 0,29	5,20 ± 0,32
β _{TO1} ($\eta^2 = 0,442$)	2,06^{ab} ± 1,25	2,79^a ± 1,09	1,70^{ab} ± 0,80	3,91^a ± 1,51	0,35^b ± 1,25	2,21 ± 1,59
TO2	(n = 8)	(n = 6)	(n = 6)	(n = 6)	(n = 5)	(n = 31)
h _{TO2} ($\eta^2 = 0,738$)	168,62^a ± 1,87	165,35^b ± 1,35	163,95^{ab} ± 1,31	161,96^c ± 1,35	164,19^{ab} ± 1,28	165,08 ± 2,76
d _{TO2} ($\eta^2 = 0,466$)	79,48^b ± 12,34	100,80^a ± 15,79	76,06^b ± 4,90	93,45^{ab} ± 8,12	78,79^b ± 8,14	85,54 ± 13,98
v_y _{TO2} ($\eta^2 = 0,595$)	4,60^b ± 0,38	5,19^a ± 0,24	5,20^a ± 0,23	5,39^a ± 0,07	5,06^a ± 0,19	5,06 ± 0,38
v_z _{TO2} ($\eta^2 = 0,537$)	1,95^a ± 0,10	2,02^a ± 0,21	2,07^a ± 0,13	1,86^a ± 0,14	1,55^b ± 0,24	1,91 ± 0,23
v _{TO2} ($\eta^2 = 0,569$)	5,00^b ± 0,36	5,57^a ± 0,28	6,00^a ± 0,21	5,70^a ± 0,07	5,29^{ab} ± 0,23	5,41 ± 0,37
β _{TO2} * ($\eta^2 = 0,623$)	23,04^a ± 1,55	21,24^{ab} ± 1,57	21,73^{ab} ± 1,77	19,03^{bc} ± 1,42	17,00^c ± 2,10	20,69 ± 2,64
LA1	(n = 8)	(n = 4)	(n = 6)	(n = 6)	(n = 5)	(n = 29)
h _{LA1} # ($\eta^2 = 0,893$)	168,75^a ± 2,58	163,50^b ± 0,88	164,51^b ± 0,96	152,41^c ± 1,78	164,14^b ± 2,79	162,98 ± 6,15
d _{LA1} ($\eta^2 = 0,804$)	105,24^b ± 9,38	112,01^b ± 5,54	151,11^a ± 11,52	142,32^a ± 7,00	96,01^b ± 19,51	121,74 ± 24,44
v_y _{LA1} ($\eta^2 = 0,526$)	4,35^b ± 0,36	4,73^a ± 0,12	4,88^a ± 0,20	4,95^a ± 0,17	4,84^a ± 0,19	4,72 ± 0,33
v_z _{LA1} # § ($\eta^2 = 0,750$)	-2,14^b ± 0,09	-2,21^b ± 0,12	-2,13^b ± 0,11	-2,50^a ± 0,14	-1,82^c ± 0,18	-2,17 ± 0,24
v _{LA1} ($\eta^2 = 0,585$)	4,85^b ± 0,35	5,22^{ab} ± 0,08	5,33^a ± 0,17	5,54^a ± 0,14	5,17^{ab} ± 0,20	5,20 ± 0,33
β _{LA1} ($\eta^2 = 0,647$)	-26,25^a ± 1,53	-25,03^{ab} ± 1,63	-23,65^{bc} ± 1,59	-26,79^a ± 1,80	-20,63^c ± 1,78	-24,69 ± 2,68

Alle Höhen- (h) und Distanzangaben (d) in cm in der Stemm- (TO1), Absprung- (TO2) und Landeposition (LA1); horizontale (v_y) und vertikale (v_z) Richtungsangaben; Geschwindigkeiten (v) in m/s am KSP berechnet; Winkelangaben (β) der resultierenden Geschwindigkeit am KSP zur horizontalen Sprungrichtung in Grad; In der Stemmposition (TO1), der Absprungposition (TO2) und der Landeposition (LA1); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d e} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$); # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Die Exterieurmerkmale Körpergröße und Körpergewicht werden zur Aufklärung der individuellen Unterschiede zwischen den Pferden herangezogen. Die KSP-Absenkung im A1 bleibt zunächst ohne Einfluss ($p > 0,05$). Im TO1 steht die KSP-Höhe mit $r = 0,919$ in einer signifikanten Verbindung zum Körpergewicht ($p = 0,027$). Die Körpergröße zeigt sich nur als Trend auf die KSP-Höhe im Übergang vom A1 zum TO ($r = 0,779$, $p = 0,121$). Solche Trends zeigen sich auch bei der vertikalen Geschwindigkeit (Gewicht: $r = -0,811$, $p = 0,096$; Größe: $r = -0,876$, $p = 0,051$) und dem Wirkungswinkel (Gewicht: $r = -0,826$, $p = 0,085$; Größe: $r = -0,870$, $p = 0,055$) im TO1. Der horizontale Anteil und die resultierende Bewegungsgeschwindigkeit sind dagegen ohne statistische Effekte zu bewerten ($p > 0,05$). Je größer und schwerer das Pferd ist, desto höher ist die KSP-Position im TO1 und desto kleiner ist der vertikale Geschwindigkeitsanteil zu Beginn der Absprungphase. Auf den KSP im TO2 und über dem Hindernis in der Flugphase zeigen die Merkmale des Exterieurs der Pferde keinen weiteren Einfluss ($p > 0,05$). Mit der Schwerkraft über das Körpergewicht zeigt sich dagegen ein Zusammenhang in LA1. Der negative, vertikale Geschwindigkeitsanteil ist im Betrag signifikant kleiner bei schwereren ($r = 0,898$, $p = 0,038$) und größeren Pferden ($r = 0,929$, $p = 0,023$). Trends führen zudem zu einem flacheren Winkel in LA1 (Gewicht: $r = 0,756$, $p = 0,139$; Größe: $r = 0,648$, $p = 0,237$). LA1 hängt zusätzlich signifikant von der Körpergröße des Pferdes ab. Mit $r = 0,897$ ($p = 0,039$) führt eine höhere Widerristhöhe zu einer größeren KSP-Höhe und tendenziell zu einer größeren Landedistanz ($r = 0,551$, $p = 0,336$). Der horizontale Anteil der Landegeschwindigkeit ist unabhängig vom Exterieur ($p > 0,05$).

Der Ausbildungsstand der Pferde hat ebenfalls Einfluss auf den KSP-Verlauf der einzelnen Pferde. Obwohl die KSP-Absenkung ($h_{\text{KSP min}}$) im Ausmaß nicht vom Pferd beeinflusst wird ($p > 0,05$), beeinflusst der Ausbildungsstand tendenziell ($r_{\text{SP}} = 0,872$, $p = 0,054$) die horizontale Distanz der KSP-Absenkung zum Hindernis ($d_{\text{KSP min}}$). Die erfahreneren Pferde neigen dazu die kleinste KSP-Position weiter vom Hindernis entfernt einzunehmen. Im TO1 zeigen sich dann signifikante Zusammenhänge der horizontalen Geschwindigkeit ($r_{\text{SP}} = 0,975$) und der resultierenden Bahngeschwindigkeit ($r_{\text{SP}} = 0,975$) zum Ausbildungsstand ($p < 0,01$) der Pferde. Die weiter ausgebildeten Pferde nehmen aus dem Anlauf einen höheren horizontalen Geschwindigkeitsanteil mit in den TO. Der vertikale Anteil bleibt zu Beginn der Absprungphase ohne statistischen Effekte. Die Varianz der Ergebnisse zeigt im interindividuellen Vergleich zusätzlich eine zunehmend stabilere KSP-Distanz bei den besseren Pferden. Im TO2 zeigt sich das Ausbildungslevel als statistischer Trend ($p > 0,05$). Bei den besseren Pferden fallen die KSP-Höhe ($r_{\text{SP}} = -0,821$, $p = 0,089$) und die vertikale Absprunggeschwindigkeit ($r_{\text{SP}} = -0,667$, $p = 0,219$) tendenziell kleiner aus. Der Absprungwinkel wird signifikant kleiner ($r_{\text{SP}} = -0,975$, $p = 0,005$). Die besseren Pferde haben einen flacher angelegten Absprung mit etwas mehr Geschwindigkeit in Bewegungsrichtung. Vor allem der horizontale Geschwindigkeitsanteil, aber auch der resultierende Geschwindigkeitsvektor im Absprung wird über die kleiner werdenden Varianzen stabiler, wenn der Ausbildungsstand zunimmt.

Die vertikale Distanz des KSP zur Hindernisstange ($r_{SP} = -0,718$, $p = 0,172$), sowie die maximale KSP-Höhe als Scheitelpunkt in der Flugkurve ($r_{SP} = -0,667$, $p = 0,219$) fallen bei den erfahrenen Pferden tendenziell niedriger aus. Die KSP-Weite bleibt ohne Effekt ($p > 0,05$). In der LA zeigen die besseren Pferde, wie bereits im TO, höhere horizontale Geschwindigkeitswerte ($r_{SP} = 0,667$, $p = 0,219$) als Trend. Den Ergebnissen nach gelingt es den weiter ausgebildeten Pferden den höheren Horizontalanteil der Geschwindigkeit auch über den Flug zu erhalten. Die KSP-Höhe und die KSP-Distanz, der vertikale Anteil und die resultierende Bewegungsgeschwindigkeit, wie auch der Landewinkel bleiben dann ohne statistischen Einfluss der Ausbildung und müssen von anderen Faktoren abhängig sein ($p > 0,05$).

Zusammenfassung des KSP-Verlauf am Sprung

Wie im humanen Weitsprung senken auch die Springpferde den KSP in der Absprungvorbereitung ab. Anschließend wird er über die Bodenkontakte der VH im A1 und vor allem in der katapultartigen Absprungaktion der HH vertikal beschleunigt und deutlich erhöht. Mit dem vertikalen Geschwindigkeitsanteil wächst der Wirkungswinkel zum Absprungwinkel an. Der parabelartige Flug führt zu einem linearen Fall der Vertikalgeschwindigkeit und des Wirkungswinkels. Die horizontale Geschwindigkeit bleibt konstant. Die Bewegungsgeschwindigkeit wird durch die Landung abgebremst.

Im Bereich des KSP-Verlaufes führt ein ausgeprägtes Exterieur mit ansteigender Körpergröße und Körpergewicht zu höheren KSP-Positionen im TO1 und LA1. Zusätzlich hat sich gezeigt, dass diese Pferde im TO1 zu Beginn des TO einen kleineren Geschwindigkeitsanteil nach vertikal aufweisen. Damit fällt der Wirkungswinkel im Übergang von A1 in den TO flacher aus. TO2 und auch der Scheitelpunkt des KSP-Verlaufs in der Flugphase zeigen sich dagegen völlig unabhängig vom Exterieur der Pferde. Auf Grund der körperlichen Ausgangslage und der Segmentlängen landet das größere und schwerere Pferd nach einem moderaten Steilsprung mit einer Höhe von 1,30 m etwas flacher und weiter vom Hindernis entfernt mit einem signifikant kleineren vertikalen Anteil der Landegeschwindigkeit.

Die Pferde mit einem kleineren Ausbildungsstand gehen im A1 mit der KSP-Absenkung zur Absprungvorbereitung, wie auch mit der Absprungpositionierung tendenziell dichter an das Hindernis heran, auch wenn die kleinste KSP-Höhe zuvor vom Ausbildungsstand unabhängig bleibt. Der Vertikalanteil der Absprunggeschwindigkeit fällt tendenziell kleiner aus und auch die KSP-Höhe in der Absprungposition TO1 ist etwas niedriger. Die besseren Pferde zeigen durchweg einen höheren Horizontalanteil der Geschwindigkeit im gesamten Sprungverlauf, der insgesamt zu einer flacheren Flugkurve mit weniger Geschwindigkeitsverlust führt. Der Scheitel ist zusätzlich näher an der obersten Hindernisstange. Damit zeigt sich bei den besser ausgebildeten Pferden eine optimalere Flugkurve mit weniger Geschwindigkeitsverlust in der Bewegungsebene. Diese Pferde führen das Technikmerkmal einer ökonomischeren Flugkurve besser aus.

6.3.3 Das Basculieren des Springferdes

Das technische Merkmal der Bascule, als die Bewegung des Rumpfes und Halses des Pferdes innerhalb der Sprungbewegung, ist in der Literatur unterschiedlich terminiert und definiert. Abbildung 13 veranschaulicht in einer Bildreihe das verwendete Modell zur Bestimmung der Segmentbewegung von Rumpf und Hals beispielhaft an einem Sprungversuch von Pferd C. Über das Bewegungsmuster des Rumpf- und Halssegments wird das Basculieren der Probanden beschrieben.



Abbildung 13: Das Modell der Bascule in einer Bildreihe

Die Rumpf- ($L_{R\text{-länge}}$) und Halslänge (L_{Hals}), sowie der Halswinkel (β_{Hals}) zwischen den beiden Segmenten wird um die Rumpfhöhe ($L_{R\text{-höhe}}$) und den Rumpfwinkel (β_{Rumpf}) durch die orthogonale Verbindung des Bauchmarkers zur Rumpflänge ergänzt. Die Ergebnisse der 64 auswertbaren Versuche zeigen, dass die verkürzte Rumpflänge ($L_{R\text{-länge}}$) durch die Rumpfbeugung im A1 zur Absprungvorbereitung noch nahezu unverändert bleibt, während die Rumpfhöhe ($L_{R\text{-höhe}}$) zum Absprung hin deutlich abnimmt. Der Rumpf beginnt sich aus der gebeugten Ausgangssituation mit dem Aufsetzen von HH1 im TO bis zu seinem Maximum dann im Flug über die Längenzunahme der Verbindungslinie zu strecken. Die Halslänge beginnt sich noch vor dem TO durch eine Beugung der Halswirbelsäule zu verkürzen, während der Halswinkel zunächst unverändert bleibt. Erst im TO selbst vergrößert sich dieser deutlich durch eine tiefere Position des Kopfes, die unmittelbar nach dem TO zu Beginn der Flugphase den Maximalwert erreicht. Die im TO eingenommene, verkürzte Halslänge bleibt in der ersten Flughälfte eher konstant und nimmt erst zur LA hin langsam durch die Halsstreckung wieder zu. Mit dem Aufsetzen von VH1 zur LA1 verkürzt sich die Rumpflänge bei gleichbleibender Rumpfhöhe durch den Beginn der Landphase. Die inneren Organe werden durch die Schwerkraft gegen die Bauchwand gedrückt, sodass sich die Rumpfhöhe in der zweiten Flughälfte deutlich vergrößert. Der Hals wird ebenfalls zur LA hin angehoben und mit einem kleiner werdenden Halswinkel nach vorne oben gestreckt. Der Halswinkel verhält sich dabei umgekehrt zur Rumpfhöhe. Abbildung 14 stellt den beschriebenen Verlauf der Bewegungsparameter zur Analyse der Bascule im Sprungverlauf eines Sprungversuchs von Pferd E beispielhaft dar. Dieses Bewegungsmuster zeigt sich in allen ausgewerteten Springversuchen der sechs Pferde. Von Pferd G liegt auf Grund der schlechten Markerhaftung am Fell kein vollständiger Versuch für die Auswertung des Basculierens vor.

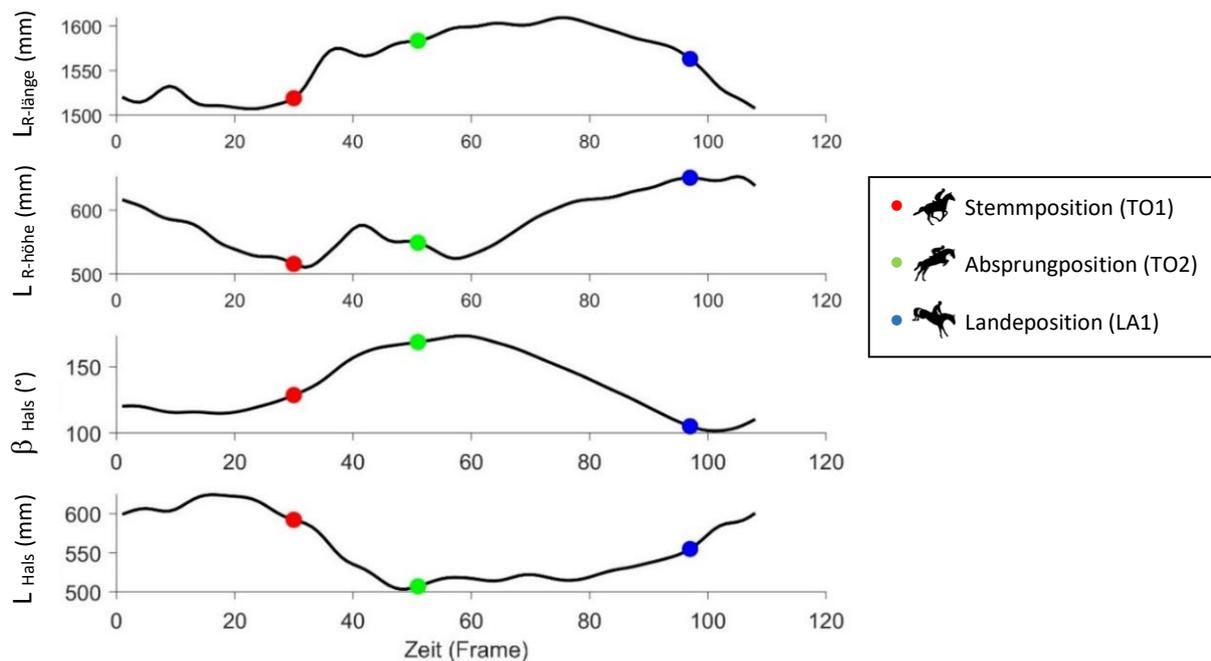


Abbildung 14: Die Parameter der Bascule im Sprungverlauf

Die Ergebnisse in Abbildung 14 sprechen für eine Rumpfbeugung in der Absprungvorbereitung mit anschließender Streckung im TO und Flug, wie es Stammer (2016) beschreibt. Auch das nach oben Ziehen des Brustkorbes zwischen die Schulterblätter im TO kann durch die Veränderung der Rumpfhöhe in den Ergebnissen bei allen sechs Pferden beobachtet werden. Ein Aufwölben des Rückens als Rumpfbeugung über dem Hindernis in der Flugphase, wie es van Weeren (2014), Higgins (2017) und Lewczuk (2007, 2008, 2017) beschreiben, kann in keinem der Sprungversuche ($n = 64$) beobachtet werden. Die von allen Autoren beschriebene tiefe Halsposition zeichnet sich im Verlauf des Absprungs bis hin zur beginnenden Flugphase dagegen ganz deutlich in allen Sprungversuchen der sechs Pferde ($n = 64$) ab. Die Beugung der Halswirbelsäule im TO führt gemeinsam mit der tiefen Halsposition zu einer Dehnung der oberen Halsmuskulatur. Auf Grund der sich im unteren Teil des Halssegments befindlichen Halswirbelsäule führt diese Bewegung optisch zu einem längeren Hals über dem Hindernis, obwohl sich der Hals in der Länge eigentlich krümmt und damit verkürzt.

Im Folgenden wird der Ergebnisbericht systematisch in drei Kategorien aufgearbeitet. Zunächst liegt der Fokus auf der (1) maximalen Ausprägung der einzelnen Parameter innerhalb des Sprungverlaufs. Anschließend wird die (2) relative Ausprägung, prozentual vom jeweiligen Maximalwert im Sprungverlauf, im TO1, TO2 und LA1 analysiert, bevor zuletzt (3) die Unterschiede der Bewegungsamplitude über die Veränderungsrate der Segmentlänge oder des Winkels zwischen den Pferden begutachtet wird. Jede Kategorie enthält eine Übersichtstabelle der vorgestellten Parameter im intra- und interindividuellen Vergleich.

Die maximale Ausprägung der Rumpf- und Halsbewegung im Sprungverlauf

Die maximale Halslänge ($L_{\text{Hals max}}$) ist bei den 64 auswertbaren Versuchen von sechs Springpferden $64,65 \pm 4,74$ cm lang und tritt in der Absprungvorbereitung auf. Die kleinste Halslänge ($L_{\text{Hals min}}$) findet zeitlich im TO statt und liegt bei den sechs Pferden bei $53,18 \pm 5,18$ cm im Durchschnitt. Die kleinste Rumpfhöhe zu Beginn des TO ($L_{\text{R-höhe min}}$) beträgt $52,79 \pm 1,84$ cm. Die maximale Rumpflänge in der Flugphase ($L_{\text{R-länge max}}$) ist $165,09 \pm 7,58$ cm lang. Zeitlich findet diese maximale Streckung nach etwa $34,93 \pm 16,55$ % der gesamten Flugdauer, also in der ersten Flughälfte, statt. Der größte Halswinkel und damit einhergehend die tiefste Halsposition ($\beta_{\text{Hals max}}$) findet unmittelbar nach dem TO in der Flugphase statt und beträgt im Durchschnitt $164,00 \pm 8,93$ °, während der kleinste Halswinkel ($\beta_{\text{Hals min}}$) durch die hohe Kopfposition nach der LA von VH1 bei nur noch $99,02 \pm 5,95$ ° liegt. Die größte Rumpfhöhe ($L_{\text{R-höhe max}}$), die ebenfalls in der LA auftritt, wird bei den sechs Pferden mit $65,78 \pm 1,37$ cm im Durchschnitt gemessen. Die beschriebenen Mittelwerte der maximalen und minimalen Segmentlängen und -winkel im Rumpf und Hals sind zur Übersicht in Tabelle 14 im inter- und intraindividuellen Vergleich dargestellt.

Tabelle 14: Die maximale Ausprägung der Rumpf- und Halsbewegung in der Sprungbewegung

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Gesamt
L_{R-länge max} § ($\eta^2 = 0,971$)	164,70^c ± 0,99 (n = 12)	166,88^b ± 1,15 (n = 12)	161,07^d ± 1,11 (n = 12)	160,59^d ± 1,93 (n = 11)	152,88^e ± 0,83 (n = 6)	179,12^a ± 1,63 (n = 11)	165,09 ± 7,58 (n = 64)
L_{R-höhe max} ($\eta^2 = 0,609$)	67,71^a ± 0,51 (n = 12)	65,34^{bc} ± 0,89 (n = 12)	65,61^b ± 0,53 (n = 12)	65,74^b ± 1,64 (n = 11)	65,92^b ± 0,46 (n = 5)	64,33^c ± 0,51 (n = 11)	65,78 ± 1,37 (n = 63)
L_{R-höhe min} * ($\eta^2 = 0,630$)	55,05^a ± 1,23 (n = 12)	53,35^b ± 0,83 (n = 12)	52,66^b ± 1,30 (n = 12)	52,34^b ± 0,926 (n = 11)	52,63^b ± 1,0 (n = 5)	50,35^c ± 1,47 (n = 11)	52,79 ± 1,84 (n = 63)
L_{Hals max} ($\eta^2 = 0,992$)	70,36^a ± 0,48 (n = 12)	66,74^c ± 0,66 (n = 12)	56,43^f ± 0,17 (n = 12)	62,75^e ± 0,43 (n = 11)	63,46^d ± 0,30 (n = 6)	67,68^b ± 0,43 (n = 11)	64,65 ± 4,74 (n = 64)
L_{Hals min} ($\eta^2 = 0,969$)	60,45^a ± 0,85 (n = 12)	56,13^b ± 1,16 (n = 12)	44,96^f ± 0,79 (n = 12)	50,67^e ± 1,07 (n = 11)	51,94^d ± 0,97 (n = 6)	54,17^c ± 0,76 (n = 11)	53,18 ± 5,18 (n = 64)
β_{Hals min} ($\eta^2 = 0,865$)	100,56^b ± 2,71 (n = 12)	93,00^d ± 2,58 (n = 12)	94,21^{cd} ± 1,49 (n = 12)	99,59^b ± 2,36 (n = 11)	97,67^{bc} ± 2,19 (n = 6)	109,35^a ± 2,09 (n = 11)	99,02 ± 5,95 (n = 64)
β_{Hals max} ($\eta^2 = 0,827$)	154,66^c ± 4,33 (n = 12)	156,88^c ± 3,17 (n = 12)	161,72^b ± 4,15 (n = 12)	175,57^a ± 3,84 (n = 11)	163,03^{ab} ± 1,61 (n = 6)	173,41^a ± 4,31 (n = 11)	164,00 ± 8,93 (n = 64)

Segmentlänge und -höhe (L) in cm und Winkel (β) in Grad; Kleinster (min) und größter (max) Werte; Versuchsanzahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d e} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden Tukey HSD ($\alpha = 0,05$); # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Die Individualität der Pferde (ANOVA Pferd, $p < 0,01$) lässt sich für alle Parameter signifikant nachweisen. Der Effekt der Individualität über den Faktor Pferd (η_2) ist mit Werten zwischen 0,609 und 0,992 groß. Der standardisierte Anritt durch die Gymnastikreihe im Anlauf hat im Gegensatz zum wettkampftypischen Galopp (ANOVA Anritt, $p > 0,05$) keine Auswirkungen. Zwischen den beiden Faktoren (ANOVA Pferd x Anritt, $p < 0,03$) zeigt sich in der kleinsten Ausprägung der Rumpfhöhe eine moderate Wechselwirkung ($L_{R\text{-tiefe min}}: \eta_2 = 0,091$). Der maximale Halswinkel unmittelbar nach dem TO ($\beta_{\text{Hals max}}: \eta_2 = 0,049$) ist ebenfalls mit mittlerer Effektstärke von den Interaktionen der beiden Faktoren beeinflusst. Die Rumpflänge bleibt dagegen statistisch ohne Einfluss ($p > 0,05$). Im Falle einer Standardisierung des Bewegungsablaufes durch die vorgeschaltete Gymnastikreihe in Rhythmus und Distanz würden die Parameter ein kleineres Streuungsmaß aufweisen, was sich in den ausgewerteten Daten nicht nachweisen lässt. Nach *Tukey* führen die Anreitbedingungen nicht zu intraindividuellen Veränderungen des Bewegungsablaufes ($p > 0,05$) bei den einzelnen Pferden, sondern zu weiteren interindividuellen Unterschieden zwischen den Untergruppierungen der einzelnen Pferde zueinander und der Anreitbedingungen. Aus diesem Grund sind diese Wechselwirkungseffekte für die Ergebnisse und den Transfer in die Sportpraxis nicht relevant.

Die individuelle Ausprägung in den einzelnen Parametern zeigt sich deutlich. Dennoch lässt sich die Varianz kaum durch das Exterieur der Pferde mit den Merkmalen der Körpergröße und dem Körpergewicht statistisch aufklären. Nur die maximale Ausprägung der Rückenlänge im Flug wird statistisch signifikant mit $r = 0,917$ ($p = 0,010$) vom Körpergewicht nicht aber von deren Körpergröße ($p > 0,05$) beeinflusst. Die maximale und minimale Ausprägung der Rumpfhöhe, sowie der Halslänge und dem Winkel zwischen dem Rumpf- und Halssegment im Sprungverlauf ist statistisch unabhängig von der Größe und dem Gewicht der Pferde ($p > 0,05$).

Der Ausbildungsstand der einzelnen Pferde wirkt sich mit einer Effektgröße von $r_{SP} = -0,971$ ($p = 0,001$) stark auf die kleinste Rumpfhöhe im TO aus. Damit zeigen die besseren Pferde über die kleinere Rumpfhöhe nach der Annahme von Stammer (2016) eine größere Ausprägung der Körperspannung im TO. Die maximale Rumpfhöhe in der LA bleibt, wie auch die maximale Rumpfstreckung im Flug ohne Einfluss des Ausbildungsniveaus ($p > 0,05$). Auch der kleinste und größte Halswinkel, sowie die Ausprägung der Halslänge zeigen sich ohne statistische Effekte des Leistungsstandes ($p > 0,05$). Ein Trend zeigt sich mit $r_{SP} = 0,736$ trotz der kleinen Probandenzahl in der Ausprägung des maximalen Halswinkels ($p = 0,096$) unmittelbar nach dem TO, der mit steigendem Ausbildungsniveau tendenziell größer ausfällt und den Eindruck der tieferen Halsposition bei besseren Pferden als Teil der Bascule bestätigt. Gemeinsam mit der kleineren Rumpfhöhe im TO ergibt sich eine bessere Ausprägung des Basculierens bei den Springpferden mit einem höheren Ausbildungsstand.

Die relative Ausprägung in der Stemm-, Absprung- und Landeposition

Zur Analyse des Basculierens als Bewegungsänderung über die Maximalausprägung hinaus werden die Segmentlängen und der Halswinkel mit ihren Ausprägungen in den Schlüsselpositionen TO1, TO2 und LA1 dargestellt. Für eine bessere Vergleichbarkeit werden die Ausprägungen der Segmentlängen und -winkel über den auftretenden Maximalwert des jeweiligen Sprungversuches prozentual relativiert. Tabelle 15 stellt die Ergebnisse der sechs Pferde im intra- und interindividuellen Vergleich zur Übersicht auf der nächsten Seite dar. Ergänzend veranschaulichen Symbole die statistischen Ergebnisse.

In der Stemmposition TO1 liegt die Rumpflänge bei $94,74 \pm 1,07$ % im Durchschnitt. Die Rumpfhöhe der sechs Pferde ist bei $80,23 \pm 2,16$ % des Maximalwerts. Die Halslänge beträgt $95,07 \pm 1,40$ %. Der Halswinkel liegt zu Beginn des TO bei $78,28 \pm 4,59$ %. Beim Verlassen des Bodens durch HH2 in der Absprungposition TO2 hat sich die Rumpflänge bereits auf $98,30 \pm 0,72$ % erhöht. Die Rumpfhöhe bleibt mit $82,88 \pm 3,56$ % nahezu unverändert. Die Halslänge hat sich durch die Beugung des Halses während der Absprungaktion auf $83,51 \pm 2,98$ % des Maximalwerts verkürzt. Das zu beobachtende Minimum der Halslänge liegt mit nur 45,31 ms unmittelbar vor bzw. nach TO2 am direkten Übergang des Absprungs zur Flugphase. Der Halswinkel ist zu diesem Zeitpunkt mit $99,02 \pm 0,93$ % sehr groß. Damit ist die Absprungphase TO durch eine deutliche Streckung des Pferderumpfs bei einer Beugung der Halswirbelsäule in einer tiefen Kopf-Halsposition gekennzeichnet. Diese Körperhaltung führt durch das Aufwölben des Halses zu der typischen, runden Silhouette des Springpferdes.

Die Landeposition LA1 ist durch die beginnende Rumpflängenverkürzung bei großer Rumpfhöhe charakterisiert. Der deutlich gestreckte Hals wird zur LA mit hoher Kopfposition getragen. Mit dem Beginn von LA durch das Aufsetzen von VH1 verkürzt sich die Rumpflänge bereits auf $96,33 \pm 1,10$ % des vorherigen Maximalwerts. Die Rumpfhöhe ist mit $98,95 \pm 1,65$ % zu diesem Zeitpunkt bereits wieder deutlich erweitert. Die maximale Rumpfhöhe findet durchschnittlich 27,66 ms nach LA1 noch während der einbeinigen Stützphase von VH1 statt. Die Halslänge liegt zu Beginn der LA in LA1 bei $88,55 \pm 2,57$ % des Maximums und steigt im Verlauf weiter an. Der Halswinkel sinkt durch den angehobenen Kopf auf $64,47 \pm 5,35$ % in LA1 und steigt im weiteren Verlauf der LA wieder an. Der kleinste Halswinkel tritt zeitlich mit 42,19 ms meist bereits vor LA1 auf.

Die Individualität der Pferde (ANOVA Pferd, $p < 0,05$) lässt sich für alle Parameter, ausgenommen der prozentualen Ausprägung der Rumpfhöhe zu Beginn der LA mit LA1 ($F(5, 57) = 0,999$, $p = 0,426$) statistisch signifikant nachweisen. Der Effekt des Faktors Pferd (η^2) ist mit Werten zwischen 0,233 und 0,837 in einem großen bis sehr großen Bereich. Der standardisierte Anritt durch die Gymnastikreihe im Anlauf hat im Gegensatz zum wettkampftypischen Galopp (ANOVA Anritt, $p > 0,05$) keine Auswirkungen.

Tabelle 15: Die relative Rumpf- und Halsbewegung in der Stemm-, Absprung- und Landeposition

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Gesamt
Stemmposition TO1 (in %)							
L R-länge TO1 ($\eta^2 = 0,608$)	95,45 ^{ab} ± 0,85 (n = 12)	95,12 ^{abc} ± 0,87 (n = 12)	94,88 ^{bc} ± 0,48 (n = 12)	94,30 ^c ± 0,32 (n = 11)	95,99 ^a ± 0,75 (n = 6)	93,18 ^d ± 0,85 (n = 11)	94,74 ± 1,10 (n = 64)
L R-höhe TO1 * ($\eta^2 = 0,234$)	80,95 ^a ± 1,66 (n = 11)	81,66 ^a ± 1,58 (n = 12)	80,27 ^a ± 2,14 (n = 12)	79,67 ^{ab} ± 2,48 (n = 11)	79,84 ^{ab} ± 1,25 (n = 5)	78,47 ^b ± 2,12 (n = 10)	80,23 ± 2,16 (n = 61)
L Hals TO1 ($\eta^2 = 0,233$)	95,59 ^a ± 0,68 (n = 12)	95,64 ^a ± 1,10 (n = 12)	94,51 ^{ab} ± 1,40 (n = 12)	95,76 ^a ± 0,55 (n = 11)	94,03 ^b ± 0,84 (n = 6)	94,38 ^{ab} ± 2,21 (n = 11)	95,07 ± 1,40 (n = 64)
β Hals TO1 ($\eta^2 = 0,837$)	83,24 ^a ± 1,98 (n = 12)	82,03 ^a ± 2,20 (n = 12)	79,21 ^b ± 2,07 (n = 12)	72,14 ^c ± 1,00 (n = 11)	78,57 ^b ± 1,32 (n = 6)	73,77 ^c ± 2,32 (n = 11)	78,28 ± 4,59 (n = 64)
Absprungposition TO2 (in %)							
L R-länge TO2 * ($\eta^2 = 0,627$)	97,78 ^c ± 0,42 (n = 12)	97,59 ^c ± 0,46 (n = 12)	99,00 ^a ± 0,21 (n = 12)	98,09 ^{bc} ± 0,48 (n = 11)	99,05 ^a ± 0,31 (n = 6)	98,66 ^{ab} ± 0,69 (n = 11)	98,30 ± 0,72 (n = 64)
L R-höhe TO2 ($\eta^2 = 0,582$)	85,16 ^a ± 3,28 (n = 12)	83,30 ^{abc} ± 2,29 (n = 12)	85,74 ^a ± 1,94 (n = 12)	82,55 ^{bc} ± 2,57 (n = 11)	81,56 ^c ± 1,12 (n = 5)	77,77 ^d ± 1,98 (n = 11)	82,88 ± 3,56 (n = 63)
L Hals TO2 ($\eta^2 = 0,761$)	86,92 ^a ± 1,02 (n = 12)	86,46 ^a ± 1,69 (n = 12)	80,92 ^c ± 1,54 (n = 12)	81,32 ^c ± 1,45 (n = 11)	83,75 ^b ± 1,11 (n = 6)	81,49 ^c ± 2,00 (n = 11)	83,51 ± 2,98 (n = 64)
β Hals TO2 ($\eta^2 = 0,517$)	99,15 ^{ab} ± 0,59 (n = 12)	99,32 ^{ab} ± 0,76 (n = 12)	98,69 ^b ± 0,98 (n = 12)	97,81 ^c ± 0,53 (n = 11)	99,82 ^a ± 0,32 (n = 6)	99,69 ^a ± 0,49 (n = 11)	99,02 ± 0,93 (n = 64)
Landeposition LA1 (in %)							
L R-länge LA1 # § ($\eta^2 = 0,603$)	96,60 ^a ± 0,32 (n = 12)	96,58 ^a ± 1,22 (n = 12)	95,07 ^b ± 0,57 (n = 12)	97,14 ^a ± 0,59 (n = 11)	94,95 ^b ± 0,44 (n = 6)	97,10 ^a ± 0,67 (n = 11)	96,33 ± 1,10 (n = 64)
L R-höhe LA1	98,72 ± 0,76 (n = 12)	98,92 ± 3,00 (n = 12)	99,05 ± 0,81 (n = 12)	98,24 ± 2,03 (n = 11)	99,12 ± 0,48 (n = 5)	99,76 ± 0,26 (n = 11)	98,95 ± 1,65 (n = 63)
L Hals LA1 ($\eta^2 = 0,347$)	89,47 ^a ± 1,32 (n = 12)	89,32 ^a ± 3,54 (n = 12)	88,86 ^a ± 0,62 (n = 12)	88,67 ^a ± 0,98 (n = 11)	90,05 ^a ± 2,59 (n = 6)	85,41 ^b ± 2,65 (n = 11)	88,55 ± 2,57 (n = 64)
β Hals LA1 ($\eta^2 = 0,711$)	70,71 ^a ± 1,63 (n = 12)	64,19 ^b ± 4,19 (n = 12)	59,80 ^c ± 1,48 (n = 12)	59,37 ^c ± 2,34 (n = 11)	62,57 ^{bc} ± 4,13 (n = 6)	69,20 ^a ± 3,66 (n = 11)	64,47 ± 5,35 (n = 64)

Segmentlänge (L) und -winkel (β) relativ zum auftretenden Extremwert in Prozent; Versuchsanzahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d e} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$); # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Für die Ausprägung des Basculierens in den Schlüsselpositionen ergeben sich Wechselwirkungen zwischen den beiden Faktoren (ANOVA Pferd x Anritt, $p < 0,03$) im Bereich der Rumpfhöhe, der Halslänge und des Halswinkels. Die Effektstärke ist in der prozentualen Ausprägung der maximalen Rumpfhöhe zu Beginn des Absprungs im TO1 ($L_{R-höhe TO1}$: $\eta^2 = 0,172$) und am Ende des Absprungs im TO2

($L_{R\text{-höhe TO2}}$: $\eta^2 = 0,102$) groß. So scheint die individuelle Rumpfspannung der Pferde durch die beiden Anreitbedingungen beeinflussbar zu sein. Es zeigen sich zusätzliche Interaktionseffekte in der relativen Halslänge ($L_{\text{Hals TO1}}$: $\eta^2 = 0,146$) im TO1 und ($L_{\text{Hals TO2}}$: $\eta^2 = 0,085$) im TO2 mit einem starken und mittleren Effekt. Die Rumpflänge bleibt dagegen statistisch ohne Einfluss ($p > 0,05$). Nach *Tukey* führen die Anreitbedingungen nicht zu intraindividuellen Veränderungen des Bewegungsablaufes ($p > 0,05$) bei den einzelnen Pferden, sondern zu Gruppenunterschieden der einzelnen Pferde zueinander und der Anreitbedingungen. Aus diesem Grund sind die Ergebnisse für die Sportpraxis nicht weiter relevant und werden vernachlässigt. Dennoch ist die Bewegungsamplitude des Rumpf- und Halssegments unter verschiedenen Ausgangssituationen weiterführend zu untersuchen. Vielleicht lässt sich anhand solcher Effekte eine zielführende Trainingsmöglichkeit des Basculierens bei Springpferden nachweisen.

Das Exterieur trägt nach der Relativierung nur zur Aufklärung der Rumpflänge in der Landephase bei. Mit $r = 0,986$ ($p < 0,001$) korreliert die Körpergröße signifikant mit der prozentualen Rumpflänge im LA1. Auch das Körpergewicht wirkt sich mit $r = 0,825$ ($p = 0,043$) statistisch signifikant auf diese Rumpflängenposition aus. Mit ansteigenden Merkmalen des Exterieurs nimmt die prozentuale Rumpfstreckung zu Beginn der LA zu. Alle anderen Ausprägungen des Rumpf- und des Halssegments stehen in keinem statistischen Zusammenhang mit dem Exterieur der Pferde ($p > 0,05$).

Der Ausbildungsstand wirkt sich auch auf die relative Rumpfhöhe und –länge im Absprung aus. In TO1 fällt die Rumpfhöhe bei den erfolgreicheren Pferden signifikant kleiner aus ($r_{SP} = -0,912$, $p = 0,011$), während in TO2 die Rumpflänge mit $r_{SP} = 0,853$ ($p = 0,031$) deutlich größer ausfällt als bei den anderen Pferden mit einem niedrigeren Trainingslevel. Die Körperspannung in der Absprungvorbereitung, wie auch die Streckung des Rumpfes während der Absprungphase bis hin zu TO2 wird entsprechend vom Leistungsstand der Pferde signifikant beeinflusst. Die weiteren Parameter stehen in keiner statistischen Beziehung zur Ausbildung der Pferde. Es zeigen sich lediglich Trends zu einer höheren Kopfposition im TO1 über einen kleineren Halswinkel ($r_{SP} = -0,736$, $p = 0,096$) und einer etwas weiter gebeugten Halswirbelsäule durch die kürzere Halslänge ($r_{SP} = -0,647$, $p = 0,165$). Die Rumpfhöhe im TO2 fällt bei den besseren Pferden tendenziell kleiner aus ($r_{SP} = -0,736$, $p = 0,096$) und der Halswinkel mit $r_{SP} = 0,500$ ($p = 0,312$) tendenziell größer bei den höher platzierten Pferden. Demnach sprechen die Ergebnisse für die Annahme, dass besser ausgebildete Pferde neben der kleineren Rumpfhöhe zu einer höheren Kopfposition bei einer kürzeren Halslänge in der Absprungvorbereitung tendieren. Zum TO hin strecken sich diese Pferde dann vermehrt im Rumpf, nehmen eine tiefe und gebeugte Halsposition ein und behalten dabei die Körperspannung über die verkürzte Rumpfhöhe bei. Damit basculieren diese Pferde vermehrt. In der LA1 zeigen sich keine Verbindungen zum Ausbildungsstand der Pferde. Hier sind andere Einflüsse für die individuelle Streuung der Ergebnisse verantwortlich.

Die Bewegungsamplitude des Basculierens im Sprungverlauf

Die Ergebnisse in den Schlüsselpositionen deuten auf ein unterschiedliches Verhalten der Pferde in der Bewegungsausführung hin. Für eine bessere Darstellung des Basculierens wird der Bewegungsumfang als relative Veränderungsrate in den einzelnen Bewegungsphasen oder bis hin zum Extremwert untersucht. Zur Beurteilung des Basculierens ist die Entwicklung der Rumpfstreckung vom TO1 bis zum Längenmaximum im Flug ($\Delta L_{R\text{-länge TO1-max}}$), sowie der Anteil der Rumpfstreckung in der Absprunghase ($\Delta L_{R\text{-länge TO1-TO2}}$) und in der ersten Flughälfte bis zum Maximalwert ($\Delta L_{R\text{-länge TO2-max}}$) praktisch relevant. Zusätzlich wird die Veränderungsrate des Halswinkels vom TO1 bis zum größten Wert ($\Delta \beta_{\text{Hals TO1-max}}$) und vom Maximalwert zum kleinsten Halswinkel in der Landung ($\Delta \beta_{\text{Hals max-min}}$) untersucht. Der Bewegungsumfang der Halswirbelsäule durch die Veränderung vom TO1 zur kleinsten Halslänge ($\Delta L_{H\text{-länge TO1-min}}$), wie auch die Veränderung der Körperspannung durch Veränderung der Rumpfhöhe vom TO1 bis hin zum Maximalwert in der LA ($L_{R\text{-höhe TO1-max}}$), werden miteinander verglichen. Tabelle 16 stellt die Mittelwerte der Bewegungsveränderungen vergleichend dar. Für eine bessere Vergleichbarkeit sind die Ergebnisse prozentual zum Maximalwert des Versuchs relativiert.

Tabelle 16: Die Längen- und Winkelveränderung zur Beschreibung des Basculierens der Pferde

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Gesamt
% Rumpflänge	(n = 12)	(n = 12)	(n = 12)	(n = 11)	(n = 6)	(n = 11)	(n = 64)
$\Delta L_{R\text{-länge TO1-max}}$ ($\eta^2 = 0,608$)	4,55^{cd} ± 0,85	4,88^{bcd} ± 0,87	5,12^{bc} ± 0,48	5,70^b ± 0,32	4,01^d ± 0,75	6,82^a ± 0,85	5,26 ± 1,10
$\Delta L_{R\text{-länge TO1-TO2}}$ ($\eta^2 = 0,650$)	2,33^c ± 0,99	2,47^c ± 0,69	4,13^b ± 0,51	3,79^b ± 0,40	3,06^{bc} ± 0,82	5,48^a ± 1,36	3,55 ± 1,39
$\Delta L_{R\text{-länge TO2-max}}$ [*] ($\eta^2 = 0,627$)	2,22^a ± 0,42	2,41^a ± 0,46	1,00^c ± 0,21	1,91^{ab} ± 0,48	0,95^c ± 0,31	1,34^{bc} ± 0,69	1,71 ± 0,72
% Rumpfhöhe	(n = 12)	(n = 12)	(n = 12)	(n = 11)	(n = 5)	(n = 11)	(n = 63)
$\Delta L_{R\text{-höhe TO1-max}}$ [*] ($\eta^2 = 0,255$)	18,70^b ± 2,00	18,34^b ± 1,58	19,73^{ab} ± 2,14	20,33^{ab} ± 2,48	20,16^{ab} ± 1,25	21,73^a ± 2,12	19,76 ± 2,27
% Halswinkel	(n = 12)	(n = 12)	(n = 12)	(n = 11)	(n = 6)	(n = 11)	(n = 64)
$\Delta \beta_{\text{Hals TO1-max}}$ ($\eta^2 = 0,837$)	16,77^c ± 1,98	17,97^{bc} ± 2,20	20,79^b ± 2,07	27,86^a ± 1,00	21,43^b ± 1,32	26,23^a ± 2,32	21,72 ± 4,59
$\Delta \beta_{\text{Hals max-min}}$ ($\eta^2 = 0,722$)	54,10^c ± 3,74	63,88^b ± 4,08	67,51^b ± 3,66	75,97^a ± 4,63	65,36^b ± 2,60	64,06^b ± 5,72	64,98 ± 7,88
% Halslänge	(n = 12)	(n = 12)	(n = 12)	(n = 11)	(n = 6)	(n = 11)	(n = 64)
$\Delta L_{H\text{-länge TO1-min}}$ ($\eta^2 = 0,626$)	-9,68^d ± 1,07	-11,53^{cd} ± 1,71	-14,83^a ± 1,15	-15,02^a ± 1,40	-12,19^{bc} ± 1,65	-14,34^{ab} ± 2,60	-12,94 ± 2,60

Segmentlänge (L) und Winkel (β) als relative Veränderungsrate (Δ) zum auftretenden Extremwert in Prozent; Kleinster (min) und größter (max) Wert; Wert der relativen Ausprägung in der Stemmposition (TO1) und Absprunghase (TO2); Versuchszahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$); # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Die Halslänge verkürzt sich vom TO1 bis zum kleinsten Wert, unmittelbar um TO2, durch die Beugung der Halswirbelsäule um $12,94 \pm 2,60$ %. Die prozentuale Veränderung der tiefer werdenden Halsposition liegt bei $21,72 \pm 4,59$ % ausgehend von TO1 bis zum größten Halswinkel. Diese tiefste Halsposition verändert sich bis zur höchsten Halsposition in der LA um insgesamt $64,98 \pm 7,88$ %. Die Rumpflänge verlängert sich durch die Rumpfstreckung vom TO1 bis zur maximalen Ausprägung im Flug um $5,26 \pm 1,10$ % im Durchschnitt. Dabei beträgt der Anteil von TO1 bis zu TO2 $3,55 \pm 1,39$ %. Der anschließende Anteil der Rumpfstreckung in der Flugphase von TO2 bis zum Maximalwert liegt dann bei $1,71 \pm 0,72$ %. Die Rumpfhöhe des Pferdes verlängert sich vom TO2 bis zum Maximalwert in der LA um durchschnittlich $19,76 \pm 2,27$ %. Die Werte der sechs Pferde unterscheiden sich teilweise sehr stark und deuten auf eine sehr individuelle Ausprägung der Bewegungsausführung hin.

Die Individualität der Pferde (ANOVA Pferd, $p < 0,01$) lässt sich für alle Parameter der Bewegungsveränderung ($p < 0,01$) signifikant nachweisen. Der Effekt des Faktors Pferd (η^2) ist mit Werten zwischen 0,255 und 0,837 groß. Der standardisierte Anritt durch die Gymnastikreihe im Anlauf (ANOVA Anritt, $p > 0,05$) hat keine Auswirkungen. Für das Basculieren ergeben sich zwischen den beiden Faktoren (ANOVA Pferd x Anritt, $p < 0,03$) Interaktionseffekte. Die Entwicklung der Rumpfhöhe vom TO1 bis zum Maximum hin ($\Delta L_{R\text{-höhe TO1-max}}: \eta^2 = 0,182$) und die Entwicklung vom größten zum kleinsten Halswinkel in der Flugphase ($\Delta \beta_{\text{Hals max-min}}: \eta^2 = 0,070$) werden von der Interaktion beider Faktoren beeinflusst. Nach *Tukey* führen die Anreitbedingungen nicht zu intraindividuellen Veränderungen des Bewegungsablaufes ($p > 0,05$) bei den einzelnen Pferden. Aus diesem Grund werden die Ergebnisse für die Sportpraxis vernachlässigt.

Beim Vergleich der Pferde untereinander zeigen sich keine Unterschiede im Bewegungsumfang, die in ihrer Varianz durch das Exterieur mit den Merkmalen Körpergröße und Körpergewicht aufgeklärt werden können. Trends zeigen sich bei den größeren ($r = 0,607$, $p = 0,201$) und schwereren Springpferden ($r = 0,773$, $p = 0,071$) in der Amplitude der Rumpfstreckung vom TO1 bis zum Maximalwert im Flug, die dann etwas größer ausfällt.

Das Ausbildungsniveau der Pferde beeinflusst die Veränderungsraten der Rumpfstreckung in der ersten Flughälfte bis Maximum ($p = 0,031$) signifikant und klärt mit $r_{SP} = -0,853$ die Ausprägung auf. Die Pferde mit einem höheren Ausbildungsstand strecken sich in der Flugphase weniger als die Pferde mit einem niedrigen Trainingslevel. Mit einer deutlichen Tendenz zeigt sich umgekehrt der Sachverhalt auch in der anteiligen Rumpfstreckung zwischen TO1 und TO2 ($r_{SP} = 0,736$, $p = 0,096$). Hier neigen die besseren Pferde tendenziell zu einem ausgeprägteren Anteil der Rumpfstreckung als die anderen, die sich dann in der Flugphase etwas deutlicher strecken. Die Amplitude der Rumpfhöhe ausgehend von TO1 bis hin zum Maximum in der LA wird mit $r_{SP} = 0,971$ ($p = 0,001$) ebenfalls signifikant vom Ausbildungsniveau

beeinflusst. Dieser Effekt weist eine größere Amplitude der Rumpfhöhenveränderung in der Sprungbewegung der weiter ausgebildeten Springpferde nach. Da der Maximalwert unabhängig vom Pferd bleibt, kann diese Korrelation nur auf die Verkleinerung der Rumpfhöhe in der Absprungvorbereitung zurückgeführt werden. Tendenzen zeigen sich auch in der Halsrotation zwischen TO1 und der tiefsten Halsposition im Flug bei den erfolgreicheren Pferden ($r_{SP} = 0,736$, $p = 0,095$). Die besseren Pferde tendieren dazu, sich im Rumpf bereits in der Absprungsphase bei guter Körperspannung durch die kleine Rumpfhöhe deutlicher zu strecken. Zusätzlich fällt die Ausprägung der Halsbewegung im Halswinkel tendenziell größer aus. Beide Bewegungsmerkmale beschreiben das Basculieren der Pferde.

Zusammenfassung der Ergebnisse des Basculierens

Die Bascule kann als die Bewegung des Hals- und Rumpfsegments mit dem verwendeten Modell dargestellt werden. Die Ergebnisse zeigen eine Rumpfbeugung bei hoher gestreckter Halsposition zu Beginn des TO im A1. Im TO streckt sich der Rumpf, während sich die Halslänge durch die Beugung der Halswirbelsäule verkürzt und eine tiefere Position einnimmt. Die dabei gedehnte Oberhalsmuskulatur lässt den Hals trotz der Krümmung der darunterliegenden Wirbelsäule durch die aufgewölbte Oberhalsmuskulatur optisch länger erscheinen. Im Flug bleibt die Halslänge nahezu unverändert, während der Kopf nach dem Scheitel der Flugkurve zur LA hin entgegen der Bewegung wieder angehoben wird. Der Rumpf krümmt sich nach dem Scheitelpunkt im Flug leicht und verbleibt bis zur LA hin in einer eher gestreckten Haltung. Die Krümmung der Wirbelsäule, als ein Teil des Basculierens, findet demnach nicht im Flug, sondern in der Absprungvorbereitung statt. Die Bewegung des Brustkorbs, als Verkürzung der Rumpfhöhe und Maß der Körperspannung, zeigt sich ebenfalls in der Absprungsaktion. Die tiefe und gedehnte Halsposition, als zweiter Teil des Basculierens, wird unmittelbar nach dem TO in der beginnenden Flugphase eingenommen, wobei sich die Halswirbelsäule während des TO verkürzt und erst mit der höheren Kopf-Hals-Haltung zur LA hin vom Pferd wieder verlängert wird.

Während sich das Exterieur mit den Aspekten der Körpergröße und des Körpergewichts des Pferdes in der maximalen Ausprägungen der Rumpflänge zeigt, kann in den Schlüsselpositionen und der Veränderungsrate auch nur im Bereich der relativen Rumpflänge ein statistischer Zusammenhang beobachtet werden. Größere und schwerere Pferde weisen eine größere Veränderungsrate der Rumpflänge im Sprungverlauf nach. Der Bewegungsumfang des Halses zur tiefsten Kopfposition nach dem Absprung und auch die Halslänge werden nicht durch das Gewicht und der damit verbundenen Masse und Länge des Halssegments beeinflusst. Auch die Rumpfhöhe, als Indiz der positiven Körperspannung, steht statistisch nicht mit dem Exterieur in Verbindung.

Der Ausbildungsstand wirkt sich dagegen deutlich auf das zuvor beschriebene Phänomen des Basculierens aus. Die weiter ausgebildeten Pferde der kleinen Versuchsgruppe nehmen bereits aus dem Anlauf im TO1 eine deutlich gebeugtere Körperposition ein, die im Verlauf des TO im Vergleich zu den weniger erfahrenen Pferden zu einer vermehrt gestreckten Rumpfposition im TO2 überführt wird. Die besseren Pferde zeigen signifikant kleinere Prozentwerte in der Rumpfhöhe im TO1 und Tendenzen im TO2. Die besseren Pferde zeigen auch eine größere Bewegungsamplitude mit einem kleineren Halswinkel im A1 und entsprechend einer größeren Amplitude bis nach dem TO. Die Halslänge zeigt sich, durch das Aufwölben des Halses, durch eine kürzere, gebeugte Position in der Absprungvorbereitung (TO1) tendenziell kleiner. Der Bewegungsumfang des Rumpfsegments und der tiefen Kopf-Hals-Haltung als Merkmale des Basculierens ist bei den besseren Pferden ausgeprägter.

6.3.4 Die Segmentwinkel der Vorder- und Hinterbeine des Pferdes

Die Beintechnik entsprechend der technischen Anforderungen an die Springpferde ist durch das gute und parallele Anwinkeln der Extremitäten im Flug bei der Überwindung des Hindernisses charakterisiert (vgl. FN 2012, S. 251; FN 2010, S. 123). Zur Objektivierung des Technikmerkmals werden die kleinsten Segmentwinkel der vorderen und hinteren Gliedmaßen in der Flugphase gemäß der Aufgabenstellung unabhängig der Fußfolge im Links-Rechts-Vergleich untersucht. Auf Grund der Markeranbringung an der äußeren Beinseite kann in 2D ein Verdrehen des Beines nicht ausgeschlossen werden, sodass sich über die Vektorberechnung in 3D der tatsächliche Winkel zwischen den Segmenten ergibt. Zur Bewegung des Hüftgelenks können auf Grund eines fehlenden Markers keine Aussagen getroffen werden. Abbildung 15 und 16 veranschaulichen den Verlauf der Segmentwinkel.



Abbildung 15: Die Bewegung der Vorderbeine bei der Überwindung eines Hindernisses



Abbildung 16: Die Bewegung der Hinterbeine bei der Überwindung eines Hindernisses

Abbildung 17 bildet die Winkelverläufe des Bug-, Ellenbogen-, Vorderfußwurzel- und Fesselgelenks der Vorderbeine und das Knie-, Sprung- und Fesselgelenk der Hinterbeine beispielhaft ab. A1 und TO finden jeweils im Rechtsgalopp statt. Entsprechend handelt es sich beim linken Vorder- bzw. Hinterbein um VH1 bzw. HH1. Das rechte Vorder- bzw. Hinterbein greift anschließend als zweiter Bodenkontakt jeweils weiter nach vorne (VH2 und HH2). Bei der LA handelt es sich in diesem Versuch um eine Fußfolge des Linksgalopps, entsprechend ist das rechte Vorderbein VH1 und das linke Vorderbein VH2.

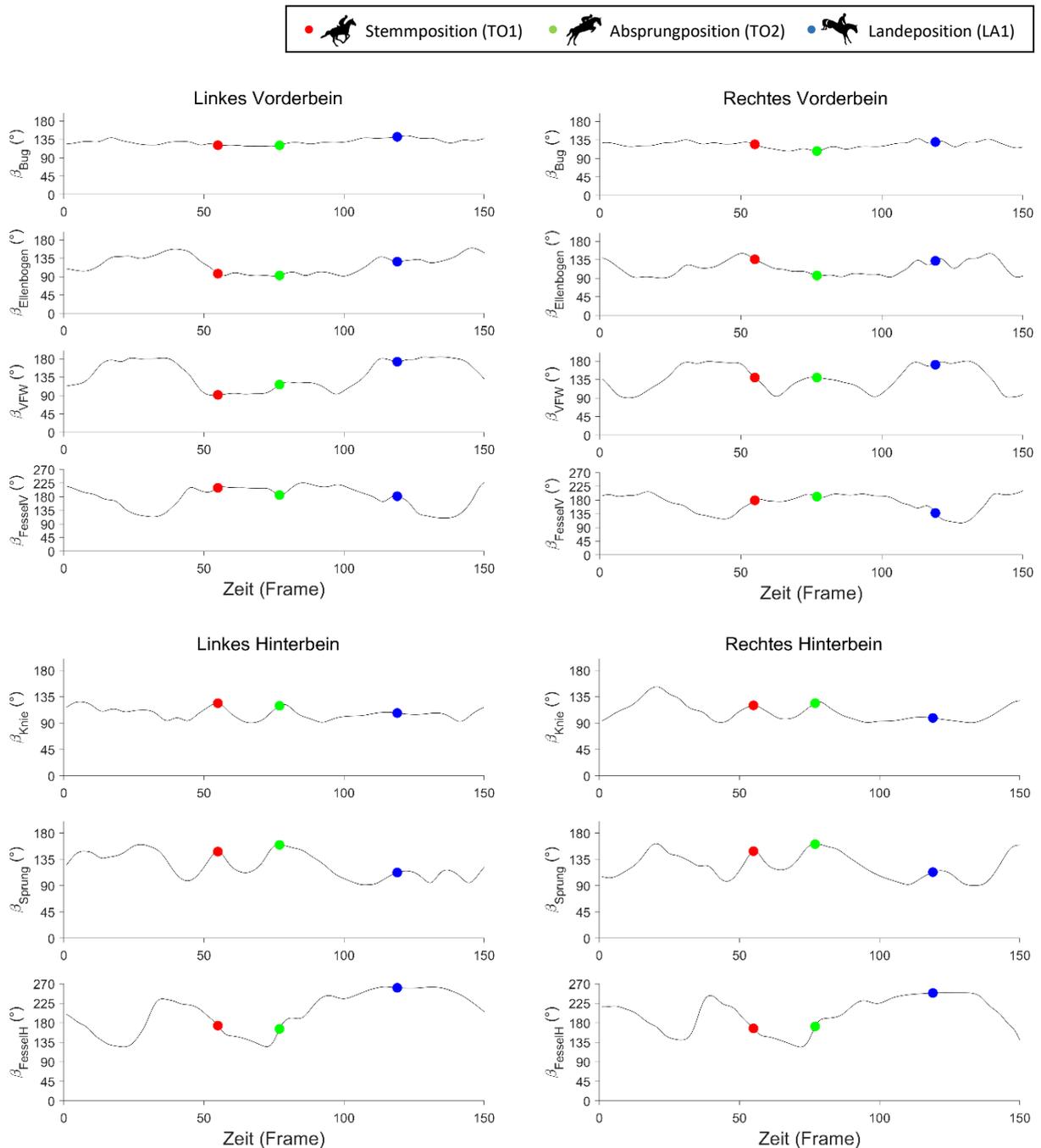


Abbildung 17: Die Winkelverläufe der Vorder- und Hintergliedmaßen in der Sprungbewegung

In Abbildung 17 zeigt sich mit distaler Richtung entlang der Vorderbeine die zunehmende Beweglichkeit und der steigende Bewegungsumfang zwischen den einzelnen Segmenten der Extremitäten. Das eher starre Buggelenk, als Verbindung zwischen Schulterblatt und Oberarm, hat im Sprungverlauf die kleinste Bewegungsamplitude. Während der Stützphase der VH im A1 verändert sich die Gelenkstellung im Bug- und Vorderfußwurzelgelenk kaum, während das Ellenbogen- und Fesselgelenk einen reaktiveren Charakter in den Winkelverläufen und der Bewegungsausführung zeigt. Unmittelbar vor dem Aufsetzen der HH zum TO verlassen die Vorderhufe nacheinander den Boden und werden mit deutlich kleiner werdenden Winkeln für den Flug an den Rumpf heran gebeugt. Durch die Schrittstellung im A1 hat VH1 einen zeitlichen Vorsprung in der Bewegungsausführung. Die Flugposition der VH ist bereits im Verlauf des TO eingenommen. Zur LA werden die Vorderbeine nach vorne ausgestreckt. Während der Stützphase in der LA zeigt sich kaum eine Winkelveränderung in den proximalen Gelenken, wie es das Bug- und Vorderfußwurzelgelenk der VH zeigen. Ein Abfedern der Masse und Geschwindigkeit in der LA auf VH1 ist nur minimal als Beugung in diesen Gelenken zu beobachten (Abb. 17 rechtes Vorderbein). Damit kann eine Energieumlenkung über die muskulär fixierte Stützstelle der VH beschrieben werden. Ein aktives Abfedern würde sich mit einem Dehnungs-Verkürzungszyklus durch die Beugung und Streckung in der VH zeigen. Neben dem Fesselgelenk zeigt das Ellenbogengelenk, wie bereits im A1, solch einen dynamischen Verlauf. Im Vergleich zur HH im TO fällt der Umfang aber deutlich kleiner aus.

Das Aufsetzen der HH unter den Körper fungiert, wie die Stemmbewegung beim Menschen, zur Translation der horizontalen Geschwindigkeit des Anlaufs in die Vertikale. Das zeitgleiche und synchrone Bewegen der Hintergliedmaßen in TO und Flug zeigt sich in Abbildung 18 deutlich. Im Verlauf des Bodenkontaktes werden die Hinterbeine gebeugt, bevor die Beschleunigung durch die Streckung der Gliedmaßen in der ausgerichteten Position zum katapultartigen Absprung führt. Im Vergleich von TO1 (rot) zur TO2 (grün) verändert sich die Position der HH in den einzelnen Gelenken kaum. Der dynamische TO wird durch die Beugung und Streckung zwischen den beiden Events sichtbar. Im Flug wird die HH dann unmittelbar nach dem Verlassen des Bodens deutlich gebeugt, um eine Berührung mit der Hindernisstange zu vermeiden. Das Kniegelenk wird dabei früher gebeugt als das Sprunggelenk. Auf Grund des verwendeten Modells lassen sich zur Hüfte keinerlei Angaben machen.

Die Segmentwinkel in der Flugphase zur Beurteilung der Beintechnik

Ein gutes Springpferd versucht mit einer guten Beintechnik im Flug die Gliedmaßen soweit wie möglich an den Rumpf anzuwinkeln. Umso weniger gut das gelingt, umso höher muss das Pferd springen, um einen Fehler durch ein Berühren der Hindernisstange zu vermeiden. Tabelle 17 stellt die kleinsten Segmentwinkel der VH und HH im Flug im Links-Rechts-Vergleich dar.

Tabelle 17: Die Segmentwinkel zur Beurteilung der Beintechnik im Flug

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Pferd G 7-j. S 548 kg 166 cm S**	Gesamt
VH links								
β Buggelenk ($\eta^2 = 0,901$)	105,78^c ± 3,16 (n = 10)	102,81^d ± 2,60 (n = 8)	n.a.	118,20^a ± 1,14 (n = 9)	98,97^e ± 0,69 (n = 7)	109,99^b ± 1,97 (n = 10)	n.a.	107,65 ± 6,81 (n = 44)
β Ellenbogen ($\eta^2 = 0,274$)	91,86^{ab} ± 0,25 (n = 10)	92,46^{ab} ± 0,51 (n = 8)	92,41^{ab} ± 1,69 (n = 11)	91,29^b ± 0,55 (n = 8)	91,35^{ab} ± 0,37 (n = 7)	92,51^a ± 0,58 (n = 12)	90,99^b ± 0,78 (n = 4)	91,98 ± 0,98 (n = 60)
β Vorderfußwurzel # § ($\eta^2 = 0,290$)	90,57^b ± 0,36 (n = 11)	90,72^{ab} ± 0,35 (n = 9)	91,06^a ± 0,23 (n = 11)	90,57^{ab} ± 0,31 (n = 10)	91,25^{ab} ± 0,40 (n = 7)	90,81^{ab} ± 0,60 (n = 6)	91,05^{ab} ± 0,38 (n = 5)	90,83 ± 0,43 (n = 59)
β Fesselgelenk ($\eta^2 = 0,648$)	204,65^c ± 2,26 (n = 12)	240,72^a ± 22,81 (n = 9)	208,09^c ± 2,31 (n = 12)	223,59^b ± 4,14 (n = 9)	220,56^{bc} ± 6,47 (n = 7)	208,03^c ± 2,14 (n = 12)	216,40^{bc} ± 1,17 (n = 5)	215,97 ± 14,65 (n = 66)
VH rechts								
β Buggelenk ($\eta^2 = 0,283$)	106,44^b ± 5,26 (n = 11)	114,03^a ± 4,57 (n = 7)	n.a.	107,43^b ± 2,05 (n = 11)	106,60^b ± 1,70 (n = 6)	109,01^{ab} ± 1,58 (n = 11)	n.a.	108,65 ± 6,81 (n = 44)
β Ellenbogen	91,69 ± 0,82 (n = 11)	91,48 ± 0,78 (n = 10)	91,37 ± 0,51 (n = 12)	91,80 ± 0,81 (n = 10)	90,96 ± 1,31 (n = 7)	91,22 ± 0,58 (n = 11)	n.a.	91,44 ± 0,74 (n = 61)
β Vorderfußwurzel	92,96 ± 0,43 (n = 12)	92,23 ± 1,46 (n = 10)	92,77 ± 0,69 (n = 11)	92,14 ± 0,92 (n = 10)	93,06 ± 0,95 (n = 7)	92,94 ± 1,56 (n = 12)	92,35 ± 0,77 (n = 5)	92,66 ± 1,08 (n = 67)
β Fesselgelenk ($\eta^2 = 0,806$)	204,85^b ± 3,22 (n = 12)	209,07^b ± 3,29 (n = 11)	225,82^a ± 3,57 (n = 12)	207,64^b ± 7,69 (n = 10)	202,35^b ± 1,19 (n = 7)	207,67^b ± 4,30 (n = 12)	227,40^a ± 4,04 (n = 5)	211,45 ± 9,70 (n = 69)
HH links								
β Kniegelenk	90,77 ± 0,40 (n = 12)	91,08 ± 0,55 (n = 11)	90,72 ± 0,60 (n = 12)	90,50 ± 0,39 (n = 8)	90,73 ± 0,62 (n = 7)	90,85 ± 0,53 (n = 12)	91,40 ± 0,40 (n = 4)	90,83 ± 0,54 (n = 66)
β Sprunggelenk ($\eta^2 = 0,788$)	93,40^b ± 2,45 (n = 12)	92,85^b ± 2,71 (n = 11)	107,95^a ± 6,53 (n = 12)	91,45^b ± 0,78 (n = 9)	94,02^b ± 0,47 (n = 7)	92,23^b ± 1,02 (n = 12)	92,50^b ± 0,42 (n = 4)	95,45 ± 6,68 (n = 67)
β Fesselgelenk ($\eta^2 = 0,751$)	246,24^c ± 4,66 (n = 12)	251,97^b ± 4,76 (n = 11)	242,73^c ± 4,45 (n = 12)	263,21^a ± 2,55 (n = 9)	252,00^b ± 2,50 (n = 7)	255,64^b ± 3,85 (n = 12)	239,97^d ± 6,02 (n = 5)	250,58 ± 8,09 (n = 68)
HH rechts								
β Kniegelenk # * ($\eta^2 = 0,290$)	90,57^b ± 0,36 (n = 11)	90,72^{ab} ± 0,35 (n = 9)	91,06^a ± 0,23 (n = 11)	90,57^{ab} ± 0,31 (n = 10)	91,25^{ab} ± 0,40 (n = 7)	90,81^{ab} ± 0,60 (n = 6)	91,05^{ab} ± 0,38 (n = 5)	90,83 ± 0,43 (n = 59)
β Sprunggelenk	97,11 ± 3,54 (n = 12)	97,19 ± 6,41 (n = 9)	96,06 ± 5,13 (n = 11)	95,75 ± 4,20 (n = 10)	93,36 ± 0,85 (n = 7)	99,31 ± 4,14 (n = 6)	92,24 ± 0,23 (n = 4)	96,14 ± 4,50 (n = 59)
β Fesselgelenk ($\eta^2 = 0,735$)	255,64^a ± 2,93 (n = 12)	247,20^{bc} ± 2,64 (n = 10)	242,14^d ± 3,89 (n = 12)	245,87^c ± 2,62 (n = 10)	256,13^a ± 2,48 (n = 7)	254,04^{ab} ± 5,69 (n = 6)	255,53^a ± 3,09 (n = 4)	249,89 ± 6,41 (n = 61)

Segmentwinkel (β) in Grad der Vorhand (VH) und Hinterhand (HH) als Wert in der Flugphase; Versuchsanzahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung gemäß LPO. ^a ^b ^c ^d ^e signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$); Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

In den Ergebnissen lassen sich keine signifikanten Effekte durch die Anreißbedingung nachweisen (ANOVA Anritt, $p > 0,05$). Es ergeben sich auch keine statistischen Interaktionen zwischen den Faktoren Anritt und Pferd (ANOVA Pferd x Anritt, $p > 0,05$). Die Individualität der Pferde lässt sich dagegen in der Beinführung in der Flugphase statistisch signifikant nachweisen (ANOVA Pferd, $p < 0,01$). Ausnahmen bilden die kleinsten Segmentwinkel im Ellenbogen und der Vorderfußwurzel des rechten Vorderbeines, sowie das Knie im linken und das Sprunggelenk im rechten Hinterbein ($p > 0,05$). Die Unterschiede zwischen den einzelnen Pferden variieren in den Ergebnissen stark. Die Effektstärke (η^2) reicht in der Beurteilung der Beintechnik von 0,290 bis 0,901.

Die Mittelwerte der Segmentwinkel entlang der vorderen und hinteren Extremitäten sind im Links-Rechts-Vergleich innerhalb der Beinpaare nahezu ausgeglichen. Die typische Silhouette der Vorderbeine zeigt sich mit $91,98 \pm 0,98^\circ$ im linken und $91,44 \pm 0,74^\circ$ im rechten Ellenbogen, sowie $90,83 \pm 0,43^\circ$ im linken und $92,66 \pm 1,08^\circ$ im rechten Vorderfußwurzelgelenk gleichmäßig und gut angewinkelt. Das Buggelenk zeigt sich mit einem kleinsten Segmentwinkel auf der linken Seite von $107,65 \pm 6,81^\circ$ und auf der rechten Körperseite von $108,65 \pm 6,81^\circ$. Die beiden Fesselgelenke der VH liegen linksseitig bei $215,97 \pm 14,65^\circ$ und $211,45 \pm 9,70^\circ$ auf der rechten Körperseite. Zwischen den Pferden gibt es kaum Unterschiede im Bereich der HH. Die beiden Kniegelenke sind durchschnittlich mit Winkeln von $90,83 \pm 0,54^\circ$ links und von $90,83 \pm 0,43^\circ$ rechts gut und ausgeglichen angewinkelt im Flug. Im linken Sprunggelenk liegt der kleinste Segmentwinkel der Pferde bei $95,45 \pm 6,68^\circ$ und auf der rechten Seite bei $96,14 \pm 4,50^\circ$. Das linke Fesselgelenk der HH zeigt sich mit $250,58 \pm 8,09^\circ$ und das rechte Fesselgelenk mit $249,89 \pm 6,41^\circ$. Damit sind auch die Hinterbeine gut und nahezu parallel in der Flugphase angewinkelt.

Trotz der nahezu ausgeglichenen Mittelwerte und der identischen Bewegungsaufgabe kommt es im Mittelwertvergleich der Pferde zu deutlichen Unterschieden. Während Pferd A und F vergleichbare Werte in den Bug- und Fesselgelenken der VH zeigen, beugt sich das rechte Buggelenk von Pferd D deutlich mehr als das linke. Bei Pferd B und E ist es umgekehrt. Hier beugt sich das linke Buggelenk vermehrt. Im Bereich der HH zeigen sich vor allem in der Haltung der Sprunggelenke zwischen den einzelnen Pferden deutliche Unterschiede. Pferd E und G zeigen im Links-Rechts-Vergleich gute Werte, während Pferd C das rechte Sprunggelenk deutlich mehr beugt als das linke. Pferd A, B und F beugen dagegen das linke Sprunggelenk etwas mehr.

Die Analyse der Segmentwinkel in den biomechanischen Schlüsselpositionen zeigen keine logischen Ergebnisse, die einer sportpraktischen Interpretation dienlich wären. Die zeitliche Zuordnung der Fußfolge zeigt sich in der Winkelveränderung. Das jeweils führende Bein geht in der Bewegung voran. Auf einen weiterführenden Bericht der einzelnen Ergebnisse wird an dieser Stelle verzichtet.

Zur Aufklärung der Unterschiede wird über die beiden Merkmale der Körpergröße und des Körpergewichts der Einfluss des Exterieurs der Pferde auf die Beintechnik im Flug überprüft. Das Gewicht mit $r = 0,836$ ($p = 0,019$) und die Größe mit $r = 0,773$ ($p = 0,042$) tragen zur individuellen Ausprägung der linken Vorderfußwurzel bei. Allerdings steht das rechte Vorderfußwurzelgelenk in keiner statistisch signifikanten Beziehung zur Körpergröße und Gewicht ($p > 0,05$). Der Winkel im Buggelenk (Größe: $r = 0,676$) und im Ellenbogen (Gewicht: $r = 0,565$) zeigen sich ebenfalls am linken Vorderbein mit Trends zum Exterieur ($p > 0,05$), während die Winkelung des rechten Vorderbeines auch hier keine statistische Verbindung zeigt. Die beiden Fesselgelenkwinkel im Flug sind unabhängig vom Exterieur ($p > 0,05$). Die Ergebnisse sprechen für eine tendenzielle Aufklärung der Beinführung des linken Vorderbeines, nicht aber für das rechte Vorderbein. Im Bereich der HH zeigt sich ein ähnlich konfuses Bild. Während das linke Kniegelenk in der kleinsten Position in der Flugphase in keinem statistischen Zusammenhang mit den Merkmalen des Exterieurs steht ($p > 0,05$), korreliert das rechte Knie mit $r = -0,798$ signifikant mit der Körpergröße der Springpferde ($p = 0,031$). Mit $r = -0,502$ ergibt sich ein weiterer Trend zum Körpergewicht ($p = 0,251$). Allerdings führt die Körpergröße im linken Sprunggelenk der HH zu einem tendenziell ($p > 0,05$) kleineren Winkel im Flug ($r = -0,536$), während das rechte Sprunggelenk tendenziell größer ($r = 0,661$) wird.

Der Ausbildungsstand der Pferde zeigt nur wenig Einfluss auf die Beintechnik im Flug. Das rechte Kniegelenk fällt mit $r_{SP} = 0,855$ ($p = 0,014$) signifikant kleiner aus, wenn sich das Pferd in einem fortgeschritteneren Ausbildungsstand befindet. Alle anderen Gelenkpositionen bleiben ohne Effekte.

Zusammenfassung der Beintechnik

Zusammenfassend sind die vorgestellten Ergebnisse der Segmentwinkel zur Beurteilung der Beintechnik der Versuchspferde noch nicht ausreichend gut, auch wenn sich erste Indizien zur Symmetriestimmung der Beinführung in der Flugphase ergeben. Die Segmentwinkel zur Beurteilung der Beintechnik der Pferde zeigen deskriptiv ausgeglichene Ergebnisse im Rechts-Links-Vergleich, wobei die Ausführung im Ellenbogen und der Vorderfußwurzel, sowie dem Kniegelenk mit kleinerem Streuungsmaß gleichmäßiger über die Versuche hinweg ausgeführt werden. In den Bug-, Sprung-, sowie den Fesselgelenken zeigen sich größere Varianzen in der kleinsten Positionierung. Die statistischen Ergebnisse lassen sich nicht mit dem Exterieur oder der Ausbildung der Pferde aufklären. Weitere Untersuchungen an einer deutlich größeren Probandengruppe sind für die Beurteilung der Beintechnik notwendig. Neben der symmetrischen Beinführung im Flug ist die Reaktionsschnelligkeit der Beintechnik als leistungsrelevant in der Fachliteratur beschrieben. Auf Grund der kontrovers ausfallenden Ergebnisse wird die Auswertung nicht weiterverfolgt. Weitere Untersuchungen sollten auch die Reaktionsschnelligkeit für die leistungsdiagnostische Ableitung der Beintechnik einbeziehen.

6.3.5 Die Bedeutung der beiden Anreitbedingungen

Durch den häufigen Wechsel der Fußfolge im Anritt ist eine Auswertung der Anreitrichtung nicht möglich. Die Gymnastikreihe im Anlauf soll die Rhythmus- und Distanzfindung von Reiter und Pferd unterstützen. Entsprechend wäre durch die wenige Anzahl an Galoppsprüngen zwischen Reihe und Messobjekt eine Standardisierung des Anlaufes und der Absprungdistanz, sowie resultierend des gesamten Sprungablaufs oder Teilen daraus möglich gewesen. Eine solche Standardisierung hätte sich in einer kleineren Streuung und Varianz der Parameter im intraindividuellen Vergleich gezeigt. Die Ergebnisse zeigen allerdings keine solche Standardisierungseffekte der Bewegung. Lediglich die kleinste KSP-Höhe ergibt statistisch signifikant ($p = 0,042$) niedrigere Werte aus der Gymnastikreihe ($161,66 \pm 6,66$ cm) als es die Versuche aus dem wettkampftypischen Galopp ($164,60 \pm 5,27$ cm) ergeben. Der KSP wird in der Absprungvorbereitung aus der Gymnastikreihe heraus weiter abgesenkt als bei den Sprungversuchen aus dem wettkampftypischen Galopp. Alle weiteren Parameter bleiben ohne statistische Effekte der beiden unterschiedlichen Arten der Anreitbedingung ($p > 0,05$).

Der deutlich stärker ausgeprägte Mechanismus in der Bewegungsausführung ist über den Faktor „Pferd“ in den vorgestellten Ergebnissen gegeben. Die Individualität der einzelnen Pferde führt signifikant zu den Unterschieden in den Parameterausprägungen. Zwischen den beiden Hauptfaktoren „Anritt“ und „Pferd“ ergeben sich im Bereich der Rumpf- und Halsbewegung zur Beurteilung der Bascule und bei den Segmentwinkeln in der Stemm- und Landeposition statistisch signifikante Interaktionseffekte. Diese führen allerdings bei weitergehenden Post-Hoc-Analysen nach *Tukey* nur zu Unterscheidungen der Untergruppen der Pferde und der Anreitbedingung. Diese weisen weder auf eine vermehrte Standardisierung der Bewegung hin, noch haben sie eine sportpraktische Relevanz. So bleibt letztendlich festzuhalten, dass es sich mit einer Reihe zur Unterstützung der Anlaufvorbereitung um eine mögliche Hilfestellung für den Reiter und für junge Pferde ohne Springerfahrung handeln könnte. Eine Standardisierung der Springbewegung an sich kann an dieser Stelle im Bereich von erfahrenen Reiter-Pferde-Kombinationen mit dem beschriebenen Aufbau nicht bestätigt werden.

6.3.6 Statistische Zusammenhänge zwischen den Technikmerkmalen

Die individuell geprägten Ergebnisse der einzelnen Kategorien der Bodenkontakte, des KSP-Verlaufs, der Rumpf- und Halsbewegung, sowie der Segmentwinkel der Vorder- und Hintergliedmaßen in der Flugphase werden im Folgenden in den einzelnen Bewegungsphasen zusammengefasst und statistisch miteinander verknüpft analysiert, um die Beziehungen einzelner Parameter der Springtechnik zueinander beschreiben zu können. Dabei liegt der Schwerpunkt des zusammenfassenden Berichtes auf den interkategorialen Mittelwertkorrelationen zwischen den Pferden nach *Pearson* ($r > 0,05$). Signifikante Ergebnisse und Trends werden in den Bewegungsphasen berichtet.

Der Anlauf

Im Anlauf vor dem Absprung senkt sich der KSP des Pferdes für die Absprungvorbereitung ab. Die Höhe der kleinsten KSP-Position hat dabei keine statistischen Auswirkungen auf die weitere Absprungvorbereitung und den Absprung selbst ($p > 0,05$). Allerdings werden der vertikale Geschwindigkeitsanteil des KSPs ($r = -0,968$; $r = 0,007$) und der Wirkungswinkel ($r = -0,959$, $p = 0,010$) in der Stemmposition zu Beginn der Absprungphase kleiner, wenn die KSP-Absenkung in größerer Distanz vom Hindernis entfernt stattfindet. Auch die Schrittlänge der VH im A1 fällt in diesem Fall länger aus ($r = 0,905$, $p = 0,034$), wenn die KSP-Absenkung weiter vom Hindernis entfernt ist.

Die Bodenkontakte der VH im letzten Galoppsprung des Anlaufes finden immer in einer deutlichen räumlichen und zeitlichen Schrittstellung statt. Statistisch hat die räumliche Platzierung und die Dauer der Stützphase keinen statistischen Zusammenhang ($p > 0,05$). Die räumliche Distanz von VH1 zum Hindernis hat einen starken Einfluss auf die Distanz von VH2 ($r = 0,858$, $p = 0,014$). Die Schrittlänge und –breite zwischen den beiden Hufpositionen der VH im A1, sowie die entstehende Fläche bleiben ohne Effekt der ursprünglichen Distanz von VH1 zum Hindernis ($p > 0,05$). Die Stützzeiten von VH1 und VH2 korrelieren zwar ebenfalls miteinander ($r = 0,850$, $p = 0,015$), sind allerdings völlig unabhängig der Positionen zum Hindernis ($p > 0,05$). Die zeitliche Differenz zwischen den beiden Bodenkontakten hängt mit $r = 0,946$ ($p = 0,001$) von der räumlichen Schrittlänge der VH im A1 ab.

Die Absprungphase

Zwischen den Pferden können räumliche und zeitliche Unterschiede in der Anordnung und Platzierung der beiden Bodenkontakte der HH für die Absprungaktion beobachtet werden. Die räumliche Positionierung von HH1 resultiert mit $r = 0,871$ ($p = 0,011$) aus der vorherigen Distanz von VH1 im A1. Weder die räumliche Platzierung von HH2, noch die entstehende Absprungsfläche im TO werden im Anschluss signifikant von der Distanz des führenden Hinterbeines HH1 im TO beeinflusst ($p > 0,05$). Die Schrittlänge der HH im TO verändert sich auf Grund der Distanz von HH1 zum Hindernis ebenfalls nicht ($p > 0,05$). Die Schrittlänge der HH im TO fällt allerdings immer dann kleiner aus, wenn das Pferd mit der Distanz von VH1 im A1 bereits näher an das Hindernis herangaloppiert ist ($r = 0,851$, $p = 0,015$). Damit ist der A1 bedeutend für die Absprungphase. Die Breite der Absprungsfläche fällt dann, wenn der Absprung näher am Hindernis platziert wird, ebenfalls kleiner aus ($r = -0,784$, $p = 0,037$). Mit der Absprungdistanz näher am Hindernis verkleinert sich die Absprungsfläche der Springpferde. Die Zeitdifferenz der HH im TO ist mit $r = 0,957$ ($p > 0,001$) statistisch auf die Schrittlänge zurückzuführen. Die Stützzeiten der HH zur Kraftentwicklung bleiben im TO unabhängig der räumlichen Dimensionen ($p > 0,05$) und auch die gesamte Absprungdauer ist bei den sieben Versuchspferden unabhängig der räumlichen und zeitlichen Anordnung der HH ($p > 0,05$).

Der KSP des Pferdes wird über den TO zur Absprungposition hin um etwa 30 cm erhöht. Die KSP-Höhe steigt tendenziell mit der Stützdauer des ersten Hinterhufs im TO an ($r = 0,819$, $p = 0,090$). Die Absprungposition resultiert in ihrer KSP-Distanz signifikant von der Platzierung des zweiten Hinterhufes im TO ($r = 0,929$, $p = 0,023$). Die Distanz von HH1 hat keinen Effekt ($p > 0,05$). Die Absprungaktion kann in eine vertikale und horizontale Komponente über die Bewegung des KSPs der Pferde zerlegt werden. Die resultierende Absprunggeschwindigkeit ist stark von der horizontalen Geschwindigkeit des KSP im TO1 ($r = 0,924$, $p = 0,025$) zu Beginn des Absprungs abhängig. Damit hat die Anlaufgeschwindigkeit einen erheblichen Einfluss auf die Absprunggeschwindigkeit. Fällt diese und auch die horizontale und resultierende Absprunggeschwindigkeit im TO2 groß aus, so zeigt sich die KSP-Höhe der Pferde im Absprung stets tiefer ($v_{TO2 \rightarrow}$: $r = -0,941$, $p = 0,017$). Auch die Stützzeiten der HH sind mit $r = -0,881$ (HH1: $p = 0,048$) und $r = -0,816$ (HH2: $p = 0,092$) kürzer, wenn der horizontale Geschwindigkeitsanteil in der Stemmposition zu Beginn des Absprungs groß genug ist. Reicht der Schwung aus dem Anlauf nicht aus, so wird der KSP über die Absprungaktion und längeren Stützzeiten der HH weiter beschleunigt und erhöht. Der vertikale Geschwindigkeitsanteil des KSP wächst, wie auch der Wirkungswinkel, über den TO drastisch an. Der vertikale Geschwindigkeitsanteil in der Absprungposition korreliert stark mit der Absprungsfläche der HH ($r = -0,945$, $p = 0,015$). Arbeiten die beiden Hinterbeine dicht beieinander und zeitgleich ($t_{MP TO}$: $r = 0,923$, $p = 0,026$) entsteht eine größere vertikale Absprunggeschwindigkeit. Der vertikale Anteil der Geschwindigkeit im TO2 hat dabei keinen statistischen Einfluss auf die resultierende Absprunggeschwindigkeit ($p > 0,05$), zeigt sich allerdings als Trend mit $r = 0,866$ ($p = 0,058$) im Absprungwinkel. Der Absprungwinkel wächst zusätzlich an, wenn die Distanz von HH1 ($r = -0,899$, $p = 0,038$) kleiner ausfällt und damit der gesamte Absprung näher an das Hindernis herangerückt wird.

Die Distanz von HH1 und die Bewegungsgeschwindigkeit des KSP resultieren aus der Absprungvorbereitung. HH1 bestimmt zusätzlich die KSP-Höhe im TO2. Die Positionierung von HH2 trägt dann zur Entwicklung der vertikalen Absprunggeschwindigkeit und dem Wirkungswinkel des KSPs bei und beeinflusst die KSP-Distanz im Absprung. Damit trägt die unterschiedliche Positionierung der HH für eine optimale Transformation des Anlaufes in eine angepasste Absprunggeschwindigkeit bei.

Weder die KSP-Höhe noch die Distanz zum Hindernis im TO2 zeigen bei den fünf Versuchspferden eine Verbindung zum Basculieren der Pferde ($p > 0,05$). Lediglich die Schrittlänge im Absprung beeinflusst die relative Veränderungsrate der Rumpfstreckung ($r = 0,884$, $p = 0,019$) und der Rumpfhöhe ($r = 0,742$, $p = 0,091$) positiv. Die Rumpfstreckung im TO, die sich vor allem bei den besseren Pferden zeigt, wird dabei stark von der Körperspannung der Pferde über die kleinste Rumpfhöhe zu Beginn des Absprungs beeinflusst ($r = -0,880$, $p = 0,021$). Die kleinste Rumpfhöhe korreliert auch mit der Veränderungsrate der Rumpfhöhe als Index für die Körperspannung ($r = -0,994$, $p > 0,001$) durch die Bewegung des

Brustkorbs. Ein höheres Maß an Körperspannung in der Stemmposition fördert die Rumpfstreckung im TO und steigert zusätzlich die Flugweite des KSP mit $r = 0,918$ ($p = 0,028$) signifikant. Die Höhe der Flugkurve bleibt unabhängig ($p > 0,05$). Die besseren Pferde zeigen genau diese Bewegungsform des Basculierens mit einem größeren Halswinkel nach dem Absprung. Die entstehende Flugkurve ist flacher und optimaler an das Hindernis angepasst.

Die Flugphase

Die parabelartige Flugkurve des KSP variiert individuell in Höhe und Weite. Die Sprunghöhe des KSP korreliert mit der vertikalen Absprunggeschwindigkeit ($r = 0,958$, $p = 0,010$) und dem Absprungwinkel ($r = 0,960$, $p = 0,009$). Die berechnete Sprungweite der Flächenmittelpunkte in Absprung und Landung steht dagegen in einer statistischen Verbindung zur horizontalen Absprunggeschwindigkeit ($r = 0,935$, $p = 0,020$). Der vertikale Geschwindigkeitsanteil und der Wirkungswinkel im TO sind für die Flugweite des KSPs statistisch nicht relevant ($p > 0,05$). Allerdings hat die KSP-Höhe im Absprung eine negative Auswirkung auf die Sprungweite der Bodenkontakte ($r = -0,894$, $p = 0,041$). Die Flugweite des KSPs und die Sprungweite der Bodenkontakte korrelieren statistisch nicht miteinander ($r = 0,732$, $p > 0,159$). Der KSP durchläuft demnach eine eigene Flugbahn, die unabhängig der Positionierung der Hufe in TO und LA über eine andere KSP-Positionierung in TO2 und LA1 angelegt ist.

Die Dauer der Flugphase vom TO2 bis zur Landeposition LA1 korreliert stark und negativ mit der vorherigen Absprungdauer ($r = -0,927$, $p = 0,003$). Umso kürzer der TO ist, umso länger wird die Flugphase. Tatsächlich zeigen die Ergebnisse aus der Absprungphase bereits, dass ein kurzer und parallel angelegter TO zu einer größeren vertikalen Absprunggeschwindigkeit führt, die im Umkehrschluss über die Höhe zu einer längeren Flugdauer führt. In den meisten Fällen ist die maximale Höhe des KSP, als der Scheitelpunkt der Flugkurve, bis zu 20 cm hinter dem Hindernis angelegt. Statistischen Zusammenhänge der horizontalen Differenz zur Hindernisstange zu anderen Bewegungsparametern bestehen in den Ergebnissen nicht. Der vertikale Abstand der KSP-Bahn unmittelbar über dem Hindernis liegt immer dann höher, wenn der vertikale Anteil der Absprunggeschwindigkeit im TO2 ($r = 0,933$, $p = 0,021$) und damit in Verbindung stehend die gesamte Flugkurve des KSP höher ($r = 0,920$, $p = 0,027$) angelegt ist. Die Sprungweite der Bodenkontakte und des KSPs steht in keiner Beziehung zum Abstand zur Hindernisstange ($p > 0,05$).

Die Landephase

Die Landung der VH findet zeitlich nacheinander und in einer deutlich ausgeprägten räumlichen Schrittstellung der Vorderbeine statt. Mit ansteigender Landedistanz von VH1 steigt erwartungsgemäß auch die Landedistanz von VH2 ($r = 0,905$, $p = 0,005$). Die Schrittlänge und die Schrittbreite, sowie die

Stützzeiten der beiden Vorderhufe in der LA sind ohne Effekt der einzelnen Landedistanzen zu bewerten ($p > 0,05$). Allerdings fällt die Landedistanz des KSP größer aus, wenn auch VH1 weiter vom Hindernis entfernt landet ($r = 0,979$, $p = 0,004$). Die Stützzeiten der VH in der LA korrelieren miteinander ($r = 0,849$, $p = 0,016$) sind jedoch unabhängig der räumlichen Anordnung ($p > 0,05$). Die Schrittlänge der VH ist abhängig von der Stützzeit von VH1 ($r = 0,841$, $p = 0,018$).

In der Landeposition zeigen sich die beiden Komponenten des Absprungs nach wie vor statistisch verbunden. Die resultierende Landegeschwindigkeit hängt mit $r = 0,922$ ($p = 0,026$) stark vom horizontalen Anteil ab. Beide ergeben sich aus dem Anlauf. Im TO1 lässt sich die resultierende KSP-Geschwindigkeit komplett über den horizontalen Anteil aufklären ($r = 1,000$, $p < 0,001$). Auch im TO2 macht ein Großteil der resultierenden Geschwindigkeit der horizontale Anteil aus ($r = 0,983$, $p = 0,003$). Die resultierende Bewegungsgeschwindigkeit des KSPs in der Landeposition korreliert signifikant mit der Bewegungsgeschwindigkeit im TO1 ($r = 0,900$, $p = 0,039$) und TO2 ($r = 0,967$, $p = 0,007$). Fällt diese resultierende Komponente in der Landeposition nun größer aus, so ist die KSP-Höhe in der Landeposition tiefer ($r = -0,880$, $p = 0,049$) und die Stützzeit von VH1 wird mit $r = -0,974$ ($p = 0,002$) statistisch kürzer. Der vertikale Anteil der Landegeschwindigkeit und der Landewinkel korrelieren mit $r = 0,884$ ($p = 0,047$). Fällt die vertikale Komponente größer aus, so wird die Schrittlänge in der Landung im Anschluss kleiner ($r = -0,911$, $p = 0,031$). Die maximale Rumpfstreckung beeinflusst den Betrag der vertikalen Landegeschwindigkeit ebenfalls ($r = -0,933$, $p = 0,021$). Die anteilige Veränderungsrate der Rumpfstreckung im TO beeinflusst mit $r = -0,909$ ($p = 0,032$) den Landewinkel negativ. Damit wirkt sich die Rumpfstreckung auf die Geschwindigkeitsverteilung in der Landung aus. Interessanterweise beeinflusst auch die seitliche Abweichung von der Sprunglinie die Landefläche. Wenn das Hindernis ohne seitliche Abweichung in der Flugweite des KSP übersprungen wird, kann die Landefläche kleiner ($r = -0,876$, $p = 0,010$) angelegt werden.

Die vorgestellten Ergebnisse zeigen die Bedeutung des Absprungs für die Sprungleistung im Springreiten, wie es bereits zahlreiche Autoren im humanen Weitsprung zeigen konnten. Die präzise Übertragung der Anlaufgeschwindigkeit in eine geeignete Absprungsposition für die daraus resultierende Flugkurve ist für das Springreiten entscheidend (Bewegungsstabilität). Dabei ist die Anpassung an die verschiedenen Hindernisse die Herausforderungen (Bewegungsflexibilität). Die Mittelwertkorrelation der Sprungversuche zeigt trotz der sehr kleinen Probandengruppe den deutlichen Zusammenhang zwischen den Bodenkontakten, des KSP-Verlaufs und dem Basculieren in der Absprungvorbereitung, dem Absprung selbst, der Flugkurve und der Landung. Weitere Untersuchungen an verschiedenen Hindernissen mit Spitzenpferden können dazu beitragen die Technikmerkmale weiterführend verstehen zu können und die biomechanischen Effekte für den Trainingsprozess nutzbar zu machen.

6.4 Diskussion

Die vorgestellte kinematische Sprunganalyse wird über ein MoCap Verfahren (Vicon) in einer Trainingsgruppe von leistungsambitionierten Springpferden durchgeführt. Insgesamt sieben Pferde mit unterschiedlichem Ausbildungsniveau werden von sehr erfahrenen Reitern unter den gleichen Bedingungen vorgestellt. Die Ergebnisse der 84 aufgezeichneten Sprungversuche im Feldversuch werden im folgenden Kapitel zusammengefasst und in den bestehenden Forschungsstand eingeordnet und diskutiert. Gemäß der Zielstellung werden die Bereiche Messmethodik und die Leistungsrelevanz der Ergebnisse getrennt voneinander dokumentiert.

6.4.1 Zur Eignung der Methode im Feldeinsatz mit Sportpferden

Das optische Trackingverfahren von markierten Körperpunkten über diverse Kamerapositionen im Raum ist im Humansport weit verbreitet und wird im humanen Spitzensport für biomechanische Bewegungsanalysen regelmäßig genutzt. Für den Reitsport gibt es durch das sehr große und wechselnde Messvolumen mit vielen Videokontrasten, die Witterung und die wechselnden Lichtverhältnisse in den lichtdurchfluteten Reithallen von Beginn an deutliche Einschränkungen für einen routinemäßigen Einsatz im Training. Hinzu kommen die natürlichen Instinkte der Pferde und die Sensibilität auf ihre Umwelt. Eine Bewegungsanalyse im Reiten fordert stets einen Feldcharakter.

Der Aufbau der zugrundeliegenden Untersuchungstechnik ergibt ein Messvolumen von 12 x 3 x 3 m, welches inhaltlich nur knapp für ein Einzelhindernis in Form eines Steilsprungs ausreicht. Für die Darstellung der Bewegung von Reiter und Pferd in 3D sind insgesamt 14 Kameras notwendig. Weitsprünge, Hindernisfolgen oder technische Parcoursausschnitte fordern ein deutlich größeres Messvolumen, das sich entgegen dem Humansport kaum auf kleinere Räumlichkeiten unter Laborbedingungen, wie bspw. durch ein Laufband, minimieren lassen. Um technisch anspruchsvollere Aufgabenstellungen der Sportart diagnostisch abbilden zu können, wäre eine Fläche von 20 x 20 m oder sogar 20 x 40 m mit der entsprechenden technischen Ausstattung notwendig. Auf Grund der hochwertigen und komplexen Technikinstallationen ist ein spontaner und mobiler Messaufbau nur schwierig umsetzbar. Eine feste Installation in Form eines Messplatztrainings wäre, gemäß der Arbeit von Huber (2012), an einem dafür geeigneten und zentralen Ort denkbarer, sowie zeiteinsparender in der Vorbereitung. Um den Umwelteinflüssen und dem Wetter zu entkommen, sollte ein solcher Ort in einer Reithalle angelegt werden, der zusätzlich eine Regulation der Lichtverhältnisse und der Sonneneinstrahlung im Tagesverlauf zulässt. So läuft das automatisierte Trackingverfahren im anschließenden Auswerteprozess weniger fehlerhaft durch Lichtstörungen ab und verkürzt die zunächst sehr aufwändige und zeitintensive Nacharbeitszeit deutlich.

Das manuelle Auswerten der Segmentmarker im Videobild, wie es die zahlreichen Untersuchungen unter Wettkampfbedingungen gezeigt haben (vgl. Leach et al. 1984, Deuel & Park 1994, van den Bogert et al. 1994, Clayton et al. 1995, Colborne, Lütteken 2001, Powers 2002), ist für einen leistungsdiagnostischen Ansatz in der Sportpraxis mit dem Wunsch nach einer direkten Auswertung nicht geeignet. Der Auswerteprozess ist bisher nicht ohne händische Korrektur möglich. Hier müssen Vorgehensweisen und Abläufe vereinfacht und automatisiert werden, um Reiter und Trainer durch ein direktes Feedback der Daten im Training miteinzubinden oder diagnostische Ansätze in Form eines Messplatztrainings verfolgen zu können. Der zeitliche Aufwand der Auswertung einer solchen Felduntersuchung ist zum jetzigen Zeitpunkt sehr hoch. Ein direktes Feedback ist nicht möglich und die Ausfallquote der einzelnen Versuche pro Pferd für einen Einsatz zur Leistungsdiagnostik zu groß. Die Kosten für die Anschaffung für den Einsatz im Reitsport müssen in einem guten Verhältnis zu den Mehrwerten und der Akzeptanz von Reitern und Trainern in der Sportpraxis stehen.

Wenngleich die Anbringung der Marker auf dem Fell der Pferde in der Vorbereitung gut funktioniert hat, so ist diese nicht unbedenklich und für einen routinemäßigen Einsatz über die Saison kritisch zu bewerten. Für ein 3D-Analyseformat sind kugel- oder halbkugelförmige Marker zur Positionsbestimmung aus verschiedenen Perspektiven im Raum notwendig. In der vorgestellten Untersuchung wird hauptsächlich mit Klebe- und Gewebepband (vgl. Clayton & Schamhardt 2013, S. 58) gearbeitet. Mit ansteigender Schweißproduktion und Feuchtigkeit im Fell kommt es sehr oft zu einem Verlust von einem oder gar mehreren Markern im Messverlauf. Resultierend sind nicht alle Versuche für die Berechnung des KSP oder einzelner Segmente brauchbar. Die Anbringung mit Sekundenkleber (vgl. Dutto et al 2004, S. 668; Galloux & Barrey 1997, S. 41) ist deutlich erfolgreicher, führt beim Abnehmen der Marker allerdings zu einem sichtbaren Fellverlust. Dieser Nebeneffekt spricht eindeutig gegen die Akzeptanz der Reiter bei häufigerem Einsatz. Hautirritationen konnten bei den sieben Versuchspferden zwar nicht beobachtet werden. Allerdings können diese auch nicht per se ausgeschlossen werden. Zur Steigerung der Akzeptanz und Sicherung eines regelmäßigen Einsatzes muss eine andere, fellschonende Befestigungsart der Marker gefunden werden. Praktisch etabliert haben sich für einfache kinematische 2D-Videoauswertungen mit kleineren Fragestellungen wasserlösliche Fingerfarben, ein automatisches Tracking ist damit jedoch ohne entsprechenden Algorithmus ausgeschlossen. Der moderne Ansatz der markerlosen Bewegungserfassung und -analyse über die Silhouette wird im Humansport bereits von mehreren Autoren untersucht (u.a. Hirschmann et al. 2016; Hinrichs 2016; Becker 2016; Frühschütz 2017). Für den Pferdesport wäre dieses Verfahren ein direkter Mehrertrag. Möglicherweise kann durch ein wachsendes Wissen über die leistungsrelevanten Technikaspekte und deren Zusammenhänge das Messvolumen, die Anzahl der Marker oder Perspektiven bei der leistungsdiagnostischen Bewegungsanalyse reduziert werden.

Das verwendete Markermodell zur Berechnung des KSPs der Pferde von Buchner et al. (1997) begründet die ausgewählten Skelettpunkte. Dieses Markerset eignet sich für die Untersuchung an Warmblut-Springpferden am besten, da die Berechnungsgrundlage des KSP-Modells auf vergleichbaren Warmblutpferdekadaver beruht. Die Berechnungsmodelle von Sprigings und Leach (1986) und Kubo et al. (1992) basieren dagegen auf Segmentberechnungen von zerlegten Vollblut-Kadavern. Van den Bogert (1989) nutzte wiederum Ponykadaver. Beide zeigen einen kleineren Anteil des Rumpfsegments an der Gesamtkörpermasse, was für die Berechnung des KSP von großer Bedeutung ist (vgl. Buchner et al. 1997, S. 656f.). Die in dieser Arbeit verwendeten Versuchspferde entsprechen mit ihrem Gewicht von 506 bis 617 kg den Vorgaben von Buchner et al. (1997).

Auch die vorgegebenen Skelettpositionen eignen sich für eine Markierung unter dem Sattel. Kubo et al. (1992, S. 150f.) platzieren den Marker für die Bestimmung des Kopfsegments an der Lippe des Pferdes. Neben der grundsätzlichen Schwierigkeit der Befestigung des Markers an der Lippe selbst, scheint diese Positionierung im Vergleich zum Jochbein, wie bei Buchner et al. (1997), das gerittene Pferd mit Trense deutlich mehr zu stören. Auch die Markierung des oberen Randes der Scapula ist durch die Sattellage eher schwierig umzusetzen. Zusätzlich liegen den Berechnungen in einem 26-Segmente-Modell für eine dreidimensionale Analyse von Buchner et al. (1997) insgesamt sechs Pferde zu Grunde, während Sprigings und Leach (1986) mit einem 19-Segmente-Modell und Kubo et al. (1992) mit einem 20-Segmente-Modell jeweils nur drei Pferdekadaver nutzen. Die Hufsegmente, wie auch der Schweif, sind durch die mangelnde Sichtbarkeit der Marker im Sand und im Langhaar für die Segmentlängenberechnung bei allen Modellen limitiert. Der Einfluss der fünf kleinen und leichten Segmente auf den Verlauf des Gesamt-KSPs wurde als nahezu unerheblich bewertet. Buchner et al. (1997) differenziert das Fessel- und das Hufsegment voneinander, sodass der Einfluss des fehlenden Hufsegments im Vergleich zu den anderen Modellen zusätzlich verringert wird. Außerdem wird das Schulter- und Oberarmsegment von den Buchner et al. (1997) ebenfalls getrennt berechnet. Dennoch zeigt der Verlauf der horizontalen Geschwindigkeit des KSPs in der Flugphase einen kleinen Fehler, der möglicherweise durch das fehlende Schweif- und die Hufsegmente zustande gekommen ist.

Unabhängig des Modells ist für die Interpretation der Ergebnisse als eine weitere Limitierung der Positionsberechnung die Hautverschiebung des Markers über die Skelettpunkte zu bedenken (vgl. Van Weeren et al 1988, 1990a, 1990b, 1992; Van den Bogert et al 1990; Clayton & Schamhardt 2012, Bergh et al. 2014). Die bisher entwickelten Korrekturmaßnahmen der Autoren sind jeweils an die vorgegebenen Bedingungen der Markerposition, der Gangart und der Bewegungsgeschwindigkeit gebunden. Die Hautverschiebung innerhalb der azyklischen Springbewegung wurden bisher nicht untersucht, sodass es keine Korrekturmöglichkeit für die einzelnen Positionen der verwendeten Marker in der Springbewegung vorhanden sind.

Die praktische Anwendung des MoCap Verfahrens im Feld zeigt, dass sich grundsätzlich die gesamten technischen Merkmale objektiv durch die Segmentdarstellung abbilden und auswerten lassen. Die Ergebnisse unterstreichen die Goldstandard-Bezeichnung der Bewegungsanalyse auch im Pferdesport, denn theoretisch kann jede Fragestellung wissenschaftlich umgesetzt und untersucht werden. Dennoch ist der Methodeneinsatz mit Pferden unter Feldbedingungen sehr aufwendig und vor allem die Markerbefestigung für routinemäßige Einsätze zu optimieren. Technische Hard- und Softwarelösungen, die die Datenerfassung und Auswertung automatisiert vereinfachen können, sind mit genügend Investitionsmöglichkeiten zu lösen. Wünschenswert ist eine schnelle und automatisierte Auswertung der Daten, um ein direktes Feedback im Verlauf des Techniktrainings (Messplatztraining) generieren zu können.

6.4.2 Die Leistungsrelevanz der Bewegungsparameter

Die Literaturarbeit zu Beginn und der umfangreiche Ergebnisbericht deuten auf die Vielzahl von Bewegungsparametern in der Sprungbewegung von Pferden hin. Viele kinematische Aspekte der Bewegung lassen sich mit einer MoCap Analyse objektiv auswerten. Für die Beurteilung der Springtechnik im Kontext der Leistungsoptimierung sollen es am Ende jedoch genau die Parameter sein, die für die Springleistung der Pferde im Parcours bedeutend sind. Ausgehend von den vereinzelt Fehleranalysen in der Literatur und durch den unterschiedlichen Leistungsstand der Versuchspferde, sowie den statistischen Zusammenhängen zur optimalen Flugkurve über die Mittelwertkorrelationen lässt sich die Leistungsrelevanz der Springtechnik bereits enger fassen.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Anlaufgeschwindigkeit, die Absprungposition mit den Komponenten KSP-Höhe, KSP-Distanz, Verteilung der Absprunggeschwindigkeit und Absprungwinkel für die resultierende optimale Flugkurve entscheidend sind. Das sind vergleichbare Ansätze zu den biomechanischen Analysen aus dem humanen Weitsprung, auch wenn sich das vierbeinige Pferd in der Bewegungsausführung der einzelnen Körpersegmente deutlich vom Weitspringer unterscheidet. Leistungsrelevante Effekte zeigen sich auch durch die Körperspannung der Pferde über die Rumpfhöhe in der Absprungvorbereitung und der Positionierung der HH im TO. Die Flugkurve ist bei den besseren Pferden optimaler an das Hindernis angepasst, fällt flacher aus und resultiert in einer flacheren Landung mit einer kleineren vertikalen KSP-Geschwindigkeit. Voraussetzung für eine fehlerfreie Bewegung trotz der flach angelegten Flugkurve ist die Beintechnik, die sich bei den Versuchspferden in dieser Untersuchung statistisch unabhängig des Leistungsstandes zeigt. Die Landung resultiert mit ihren Komponenten aus der vorherigen Sprungbewegung. Im Kontext der Gesunderhaltung spielt die Belastung der Landung eine wichtige Rolle, wenn diese und die darauffolgende biologische Reaktion als Anpassung im Bewegungsapparat bewusst durch die Absprungbewegung gesteuert werden kann.

Die Ergebnisdiskussion der leistungsrelevanten Bewegungsparameter erfolgt wieder in der Struktur der vier Bewegungsphasen: Anlauf und Absprungvorbereitung, Absprung, Flugkurve und Landung. Zusätzlich werden das Basculieren und die Beintechnik kategorisiert. Die Ergebnisse werden jeweils deskriptiv zusammengefasst, in den aktuellen wissenschaftlichen Forschungsstand eingeordnet und diskutiert. Die Individualität der einzelnen Pferde im einheitlichen Bewegungsbild der Springbewegung wird bereits im Vorfeld von vielen der Autoren berichtet (vgl. van den Bogert et al. 1994; Schamhardt et al. 1993; Barrey & Galloux 1997; Lütteken 2001; Meershoek et al. 2001b; Powers 2002; Walker et al. 2018, 2019) und zeigt sich im Ergebnisbericht dieser Arbeit durchgehend signifikant.

Der Anlauf und die Absprungvorbereitung

Die Fußfolge der Galoppsprünge, als die Galoppart, kann im Anlauf bis zur direkten Absprungvorbereitung von den Pferden unabhängig des Leistungsstandes gewechselt werden. Im Vergleich zum normalen Galopp und zu den vorherigen Galoppsprüngen des Anlaufes ist der A1 verkürzt und kann im Gegensatz zur vorgesehenen Fußfolge einen phasenverschobenen Viertakt aufzeigen (vgl. Clayton & Barlow 1991, S. 153; Falaturi et al. 2001, S. 363). Ein Links-Rechts-Vergleich ist durch den Wechsel der Galoppart nicht sinnvoll. Auf Grund des limitierten Messvolumens können keine Aussagen zum Anlauf selbst gemacht werden. Die erfahrenen Reiter wählen einen rhythmischen und flüssigen Anlauf mit einer ausreichenden Geschwindigkeit für das bevorstehende Hindernis.

Während der Absprungvorbereitung im A1 kann eine Absenkung des KSPs beobachtet werden. Der Durchschnittswert der kleinsten KSP-Höhe liegt bei $118,65 \pm 5,04$ cm. Die Distanz der tiefsten KSP-Position ist durchschnittlich $323,51 \pm 32,60$ cm vom Hindernis entfernt. Im Weitsprung hat diese KSP-Absenkung zur Verlängerung des Beschleunigungsweges des KSPs in der anschließenden Absprungaktion einen leistungsrelevanten Charakter (vgl. Coh et al. 1997, S. 47). Die Höhe der KSP-Absenkung unterscheidet auf Grund des Leistungsstandes nicht. Die Distanz ist, wie auch die Bodenkontakte der VH im A1, bei den besseren Pferden etwas weiter vom Hindernis entfernt. Vergleichbare Werte bestehen in der Literatur nicht. Der Rumpf des Pferdes ist in der Absprungvorbereitung gebeugt, während der Kopf in hoher Position und mit gestrecktem Hals getragen wird. Die Pferde mit einem höheren Ausbildungslevel tendieren dabei zu einer kleineren Rumpfhöhe und zu einer höheren Kopfposition bei einer etwas verkürzten Halslänge. Die vorgestellten Ergebnisse der KSP-Berechnung unter Trainingsbedingungen zeigen, dass die KSP-Geschwindigkeit im A1 primär horizontal in Bewegungsrichtung des Anlaufes ausgerichtet ist. Diese liegt bei den Versuchspferden am Ende der Absprungvorbereitung im Übergang zum Absprung (Stemmposition) bei $5,20 \pm 0,15$ m/s. Im Vergleich zu den Ergebnissen aus der Literatur fallen diese an einem mittelschweren Steilsprung mit einer Höhe von 1,30 m etwas niedriger aus als zu den höheren

Hindernissen von Clayton und Barlow (1991) an einem Steilsprung von 1,55 m. Die Ergebnisse aus der Literatur (vgl. Clayton & Barlow 1991, Deuel & Park 1991, Clayton et al. 1995, Falaturi et al. 2001, Lütteken 2001) deuten darauf hin, dass die Anlaufgeschwindigkeit mit der Höhe und der Weite des Hindernisses zunimmt. Die Ergebnisse von Tranquille et al. (2017), Clayton (1996, S.264ff.), Deuel und Park (1991, S. 159f.) und Lütteken (2001, S. 55) sprechen für eine höhere Anlaufgeschwindigkeit im Wettkampf. Die Pferde mit einem höheren Ausbildungslevel zeigen in den Untersuchungsergebnissen eine etwas höhere KSP-Geschwindigkeit in der Stemmposition im Vergleich zu den anderen Pferden. Entsprechend fällt die Bewegungsgeschwindigkeit bei den besseren Pferden in der Einleitung des Absprungs höher aus. Der vertikale Geschwindigkeitsanteil des KSPs liegt bei $0,20 \pm 0,15$ m/s in der Stemmposition und bleibt bei den Versuchspferden auf Grund des Ausbildungslevels ohne Effekt. Der Wirkungswinkel der Pferde fällt mit Werten zwischen 0° und 4° individuell aus. Die KSP-Höhe bei $132,34 \pm 3,49$ cm und hat keinen leistungsrelevanten Hintergrund. Vergleichbare Ergebnisse aus der Literatur existieren nicht.

Schamhardt et al. (1993) zeigen in ihrer kinetischen Untersuchung bereits deutliche vertikale Kraftanteile während der Stützphasen der VH im A1 (vgl. S. 679). Die Autoren sehen die Funktion von VH1 im A1 explizit in der KSP-Erhöhung für den späteren TO (vgl. S. 676). Auch van den Bogert et al. (1994, vgl. S. 85), Leach et al. (1984, S. 890) und Stammer (2016, vgl. S. 117) vermuten eine enge Verbindung der Bodenkontakte der VH im A1 mit der aufrichtenden Rumpfrotation im anschließenden TO, der KSP-Beschleunigung und -Erhöhung, sowie der damit einhergehenden Absprungrichtung (Absprungwinkel). Durch die Rotationseinleitung der VH wird auch das weit nach vorne Greifen der HH für den TO ermöglicht (vgl. Leach et al. 1984, S. 890). Die Distanz von HH1 liegt dann nahe an der vorherigen Position von VH2. Der Mittelwertvergleich zeigt sogar, dass die Pferde in dieser noch eher flachen Rumpfposition in der Lage sind HH1 dichter an das Hindernis zu platzieren als der zuvor platzierte Huf von VH2 am Ende des A1. Gleiches berichten auch Deuel und Park (1991, vgl. S. 161). Umso besser sich das Pferd im Rumpf dafür beugen kann, umso weiter vorne können die HH aufgesetzt werden. Deuel und Park (1991) beschreiben in diesem Zusammenhang sogar eine Beziehung zu den beobachteten Hindernisfehlern im Wettkampf (vgl. S.155). Dieses Phänomen spiegelt sich in den vorgestellten Ergebnissen über die gemessene Geschwindigkeitsverteilung am KSP wider. Eine frühe Rumpfstreckung in der Absprungvorbereitung leitet die KSP-Beschleunigung ein und beeinflusst den Vertikalanteil der Geschwindigkeit und den Wirkungswinkel am KSP. Ist das Pferd wenig elastisch im Rücken, so hat es keine Möglichkeit die HH weit nach vorne aufzusetzen und kann über die Rumpfbewegung im TO nur weniger Einfluss auf die Beschleunigung des KSP nehmen. Bei sehr hohen Hindernissen oder im Parcoursverlauf, wie bei Deuel und Park (1991) bei den Olympischen Spielen, kann eine gute Rumpfbeweglichkeit die Kraftreserven schonen und Hindernisfehler vermeiden.

Der Literatur zufolge ist A1 entscheidend für die Absprungvorbereitung und für den reibungslosen und rhythmischen Übergang des Anlaufens in den Absprung. Der biomechanische Zusammenhang zeigt sich in den Mittelwertkorrelationen der vorgestellten Ergebnisse. Die Platzierung des A1 beeinflusst die leistungsrelevante und stabiler werdende Positionierung von HH1 im anschließenden TO (Absprungdistanz). Außerdem spielt die Distanz der KSP-Absenkung im A1 eine Rolle bei der Entwicklung der Stemmposition als Übergang zum Absprung. Mit einer kleineren Distanz des KSPs wird die Schrittlänge der VH im A1 ebenfalls kleiner. Damit in Verbindung steht eine kleinere zeitliche Differenz zwischen den Bodenkontakten der VH, die zu einer längeren überlappenden Stützzeit der VH im A1 führt. Dieses Verhalten führt zu einem größeren vertikalen Anteil der Geschwindigkeit in der Stemmposition. Wie im humanen Weitsprung ist der Übergang des Anlaufens zum Absprung leistungsrelevant. Die Anlaufgestaltung und das Taxieren der Pferde im A1, als flüssiger Übergang ohne Geschwindigkeitsverlust zum TO, und die KSP-Absenkung der Pferde müssen weiter untersucht werden, um den Einfluss auf den anschließenden Absprung und den Flug verstehen zu können.

Limitiert wird diese Untersuchung durch die fehlende Anlaufgeschwindigkeit. Für die Abgrenzung zu den technischen Fähigkeiten der Springpferde im Übergang zum Absprung fehlt dieser Wert. Für eine Bewegungsanalyse sollte diese und die Stemmposition mit ihren Komponenten Distanz von HH1, KSP-Höhe und –Distanz, sowie die Geschwindigkeitsverteilung und der Wirkungswinkel zu Beginn der Absprungphase als das Resultat des Anlaufes und der Absprungvorbereitung quantifiziert werden.

Der Absprung

Wie im humanen Weitsprung ist auch im Springreiten der kräftige Absprung der HH vielen Autoren zu Folge (vgl. Schamhardt et al. 1993; Van den Bogert et al. 1994; Barrey & Galloux 1997; Powers 2002; Dutto et al. 2004; Walker et al. 2019; St. George et al. 2021) entscheidend für die Umwandlung der horizontal geprägten Anlaufgeschwindigkeit in eine optimal ausgerichtete Absprunggeschwindigkeit. Aus der vorbereitenden Stemmposition TO1 wird über den kräftigen Abdruck der HH und durch den verlängerten Beschleunigungsweg des KSP ein vertikaler Impuls generiert. Neuere Arbeiten stellen darüber hinaus die Feuerrate der HH-Muskulatur per Elektromyographie im Absprung dar und zeigen die Muskelaktivität der HH nachweislich als bedeutend für die KSP-Beschleunigung und die anschließende KSP-Höhe (vgl. St. George 2017; St. George et al. 2021). Auch in den vorgestellten Ergebnissen zeigt sich ein Zuwachs der vertikalen Absprunggeschwindigkeit in der gesamten Absprungaktion von $0,20 \pm 0,15$ m/s im TO1 auf $1,91 \pm 0,23$ m/s im TO2. Powers (2002) berichten bei maximalen Steilsprüngen vertikale Absprunggeschwindigkeiten von 3 bis 4 m/s (vgl. S. 153). Van den Bogert et al. (1994) berichten an einem Steilsprung mit einer Höhe von 1,50 m ebenfalls eine vertikale Absprunggeschwindigkeit von etwa 4 m/s (vgl. S. 84). An einem breiten Weitsprung berichten Clayton

et al. (1995) vertikale Absprunggeschwindigkeiten von $2,03 \pm 0,22$ m/s (vgl. S. 168). Für die Flugkurve über den deutlich kleineren Steilsprung (1,30m) der vorgestellten Untersuchung im Training reicht die vertikale Absprunggeschwindigkeit von $1,91 \pm 0,23$ m/s für eine fehlerfreie Überwindung aus. Nicht nur die signifikante Verbindung des Ausbildungsstandes zum Absprungwinkel zeigt die Wichtigkeit dieses Parameters, auch die weiterführenden Untersuchungen von Clayton et al. (1995) zeigen, dass sich der Absprungwinkel bei den fehlerhaften Sprungversuchen mit nur $12,2 \pm 1,8^\circ$ signifikant von den erfolgreichen Springversuchen ($15,1 \pm 2,2^\circ$) unterscheiden (vgl. S. 168). In den vorgestellten Ergebnissen liegt der Winkel bei $20,69 \pm 2,64^\circ$. Weitere Vergleiche stehen in der Literatur nicht zur Verfügung. Die Pferde mit einem höheren Ausbildungsstand tendieren zu einem kleineren vertikalen Anteil der Absprunggeschwindigkeit und zeigen einen signifikant kleineren Absprungwinkel als die anderen Versuchspferde. Die horizontale Absprunggeschwindigkeit zeigt sich in den vorgestellten Ergebnissen mit durchschnittlichen $5,06 \pm 0,38$ m/s. Powers berichtet bei den maximalen Hindernishöhen von bis zu 2,27 m ebenfalls von einer durchschnittlichen horizontalen Absprunggeschwindigkeit von etwa 5 m/s (vgl. 2002, S. 153). Van den Bogert (1994) berichtet eine etwas höhere horizontale Absprunggeschwindigkeit mit durchschnittlich 6,5 m/s an einem 1,50 m hohen Steilsprung im Wettkampf (vgl. S. 84). Clayton et al. (1995) kommen an einem Weitsprung sogar auf $7,59 \pm 0,60$ m/s (vgl. S. 138). Höhere Anlaufgeschwindigkeit, wie bspw. im Wettkampf, führen zu bei einem guten Übergang zu einer höheren horizontalen Absprunggeschwindigkeit. Die Anlaufgeschwindigkeit wird in dieser Untersuchung nicht direkt gemessen. Den beobachteten nachlaufen alle Pferde flüssig und rhythmisch an. Die besseren Versuchspferde zeigen einen höheren Geschwindigkeitsanteil zum Absprungbeginn. Es liegt nahe, dass den erfahrenen Pferden der Übergang vom Anlauf zur Absprungaktion mit weniger Geschwindigkeitsverlust gelingt.

Die berechnete KSP-Höhe im TO2 liegt bei den vorgestellten Ergebnissen an einem moderaten Steilsprung (1,30 m) bei $1,65 \pm 0,03$ m. Damit wird der KSP über die Absprungaktion um etwa 30 cm erhöht. Clayton et al. (1995) untersuchten den KSP-Verlauf an einem Wassergraben von 4,5 m und berichten eine KSP-Höhe von $1,36 \pm 0,08$ m. Powers (2002) wählt ein Format mit maximalen Steilsprüngen. Die KSP-Absprunghöhe liegt hier bei bis zu $2,01 \pm 0,05$ m. Damit lassen sich die vorgestellten Ergebnisse zwischen den Ergebnissen der Autoren einordnen. Die Aufrichtung über die rückwärtige Rumpfrotation und damit einhergehend die KSP-Höhe steigen mit der Hindernishöhe an, während ein Weitsprung eine flachere TO2 mit einer kleineren KSP-Höhe für die notwendige Flugweite fordert. Damit zeigt sich auch der Zusammenhang der Geschwindigkeitsverteilung, dem Wirkungswinkel und der Rumpfposition samt KSP-Höhe von der geforderten Flugkurve des Hindernisses. Der Ausbildungsstand der Springpferde wirkt sich an einem moderaten Trainingssprung auf eine geringere KSP-Höhe im TO2 aus, da diese die für technisch besseren Pferde ausreichend ist.

Die räumliche Positionierung von HH1 hängt statistisch von der räumlichen Anordnung des vorherigen A1 ab. Die vorgestellten Ergebnisse zeigen auch, dass sich die Fußfolge im TO im Vergleich zum Anlauf und zum A1 nochmals ändern kann. Die Versuchspferde zeigen an einem moderaten Hochsprung Absprungdistanzen von $1,99 \pm 0,20$ m für HH1 und $1,79 \pm 0,20$ m für HH2. Die Ergebnisse aus der Literatur bei extrem hohen und extrem weiten Hindernissen zeigen eine Abhängigkeit der Absprungdistanz von der Hindernisdimension. Mit der Weite rückt der Absprung dichter an das Hindernis heran (vgl. Powers 2002, Colborne et al. 1995, Leach et al. 1984). Im moderaten Schwierigkeitsbereich zeigen sich diese Auswirkungen nicht (vgl. Clayton & Barlow 1989). Zusätzlich zeigen sich die Distanzen auf Grund der erhöhten Anlaufgeschwindigkeit im Wettkampf vergrößert (vgl. Powers 2002, Lütteken 2002, Deuel und Park 1991, Leach et al. 1984). Der Ausbildungsstand der Pferde führt in den Untersuchungsergebnissen an einem moderaten Trainingssprung zu größeren Absprungdistanzen, während die Schrittlänge der Hinterhufe zueinander ebenfalls größer ausfällt. Die TO-Schrittlänge zeigt sich in den Ergebnissen unabhängig der Absprungdistanz selbst. In den vorgestellten Ergebnissen liegt die Schrittlänge im TO bei $20,71 \pm 15,43$ cm. Auch in den Ergebnissen von Leach et al. (vgl. 1984, S. 890), Clayton und Barlow (vgl. 1989, S. 182), Deuel und Park (vgl. 1991, S. 161) und Lütteken (vgl. 2001, S. 49f.) ist eine sichtbare Distanz zwischen den beiden Hinterhufen zu finden. Sie beträgt teilweise bis zu 30 cm, sodass eine Darstellung beider Bodenkontakte entgegen der Vorstellung von van den Bogert et al. (1994, S. 81) als sinnvoll bewertet wird. Zur Schrittbreite zwischen den beiden Hinterhufen wurden bisher keine Ergebnisse von anderen Autoren veröffentlicht.

Die Anordnung der Bodenkontakte der HH hat einen großen Einfluss auf die weitere Umlenkung der Anlaufgeschwindigkeit, die leistungsrelevante Verteilung der Geschwindigkeit und dem Winkel im Absprung. Die Ergebnisse der Mittelwertkorrelationen zeigen, dass ein nahezu paralleler räumlicher und zeitgleicher Bodenkontakt der HH im TO zu einem größeren vertikalen Anteil der Absprunggeschwindigkeit führt. Die deutlichere Schrittstellung und ein zeitlich versetztes Auffußen der HH bringt dagegen bei den sieben Springpferden einen kleineren Vertikalanteil mit sich. Die entstehende Flugkurve wird, in diesem spezifischen Fall der Untersuchung, ökonomischer angelegt und es geht weniger Gesamtgeschwindigkeit in der Bewegung verloren.

Um den TO trotz des individuellen Verhaltens vergleichen zu können, wird die Absprungsfläche und der Flächenmittelpunkt des TO bestimmt. Die Schrittlänge prägt die entstehende Absprungsfläche zwischen den Bodenkontakten im TO mehr als die Schrittbreite. Weder die räumliche Platzierung von HH2, noch die entstehende Absprungsfläche im TO werden von der Distanz des führenden HH1 beeinflusst. Vergleichende Ergebnisse aus anderen Untersuchungen stehen nicht zur Verfügung. Die Absprungsfläche und der Flächenmittelpunkt kann für eine Vergleichbarkeit der Pferde, unabhängig der individuellen Anordnung der HH im TO, genutzt werden. Eine stabilere Ausführung zeigt sich nicht.

Bei den Bodenkontaktzeiten der HH im TO ergeben sich aus den bisherigen Untersuchungen keine Unterschiede und auch keine Abhängigkeiten vom Sprungtyp oder von den vorliegenden Dimensionen (vgl. Leach et al. 1984, Clayton & Barlow 1991, Deuel & Park 1991, van den Bogert et al. 1994, Meershoek et al. 2001a). Die vorgestellten Stützzeiten von 210 ± 21 ms für HH1 und 206 ± 23 ms für HH2 zeigen sich an einem mittelschweren Hindernis vergleichbar zu einem Hoch-Weit-Sprung mit der gleichen Höhe bei Leach et al. (vgl. 1984, S. 890). Auch zu den anderen Autoren mit höheren Anforderungen gibt es keine nennenswerten Unterschiede (vgl. Clayton & Barlow 1991; Van den Bogert et al. 1994). St. George et al. (2021) beschreiben wiederum kürzere Stützzeiten der HH mit ansteigendem Leistungsniveau der Pferde (vgl. S.19), was allerdings mit den vorgestellten Ergebnissen nicht unterstützt werden kann. Die einzelnen Stützzeiten der HH sind auch unabhängig der räumlichen Positionierung. Die Zeitdifferenz zwischen den Bodenkontakten im TO basiert auf der Schrittlänge. Mit vermehrt ausgeprägtem Exterieur werden die Stützzeiten und die Dauer des im TO bei den größeren und schwereren Pferden tendenziell länger. Der Leistungsstand zeigt hier keinen Einfluss.

Die Ergebnisse der harmonischen und angepassten Überwindung von sieben Springpferde stellen dar, dass die Rumpfbewegung in der Absprungbewegung in enger Verbindung zu den Bodenkontakten und zur KSP-Bewegung stehen und der Zusammenhang zwischen einer passenden Anlaufgeschwindigkeit, der Anordnung der HH und Körperposition im Absprung sehr komplex zu bewerten ist. Während der horizontale Anteil der Absprunggeschwindigkeit aus dem Anlauf und dem reibungslosen Übergang zum TO entsteht, zeigt sich der vertikale Anteil der Absprunggeschwindigkeit davon unabhängig. Er basiert auf dem kräftigen Abdruck der HH und dem verlängerten Beschleunigungsweg durch die KSP-Absenkung zuvor und der KSP-Erhöhung durch die aufrichtende Rumpfstreckung. Demnach ist der vertikale Anteil der Absprunggeschwindigkeit, wie im Weitsprung, von der Körperhaltung und der Kraft der Pferde abhängig. Die Parameter der Absprungposition, bestehend aus der Absprungdistanz und Positionierung beider Hinterhufe, dem Aufrichtungswinkel und der KSP-Höhe, sowie der Verteilung der Absprunggeschwindigkeit sind dabei entscheidend, wenn es um die Prüfung der Technikstabilität und Wiederholbarkeit der Bewegungsausführung geht. Eine stabilere Bewegungsausführung bei den besseren Pferden kann nicht nachgewiesen werden. Der Ausbildungsstand der Pferde führt in den Untersuchungsergebnissen zu einer größeren Schrittlänge im TO, der weiter vom Hindernis entfernt platziert ist. Die Pferde strecken ihren Rumpf zu einem größeren Anteil bereits in der Absprungphase. Durch die bessere Technik benötigen sie an einem moderaten Trainingsprung eine kürzere, überlappende Stützzeit der HH zur weiteren Beschleunigung im TO, da der Übergang aus dem Anlauf in den TO technisch besser gelingt. Diese Pferde nehmen aus dem Anlauf einen höheren horizontalen Anteil der Geschwindigkeit mit. Der TO kann damit aus einer tieferen KSP-Position flacher und ökonomischer angelegt werden. Technische Reserven für schwerere Hindernisse bestehen.

Die Flugphase

Die parabelartige Flugkurve des KSP variiert individuell in Höhe und Weite. Dabei muss die Sprunghöhe und die Sprungweite ausreichend groß für das bevorstehende Hindernis ausfallen, um eine fehlerfreie Überwindung sicherzustellen. Im Gegensatz zum humanen Weitsprung ist jedoch nicht die Maximierung der Flugweite das sportspezifische Ziel, vielmehr ist es die Anpassung an die Hindernisform. Nur dann ist eine schnelle und kraftökonomische Überwindung möglich. Die vorgestellte Sprunghöhe, als maximale KSP-Höhe in der Flugphase, liegt in den vorgestellten Ergebnissen bei $185,79 \pm 4,21$ cm und hängt von der vertikalen Geschwindigkeit und dem Wirkungswinkel im Absprung ab. Die vertikale KSP-Verschiebung in der Flugkurve, als tatsächliche Sprunghöhe, liegt in den vorgestellten Ergebnissen an einem Trainingssprung mit einer Höhe von 1,30 m zwischen 50 und 60 cm. St. George et al. (2021) berichten an einem kleineren Steilsprung (1,00 m Höhe) eine vertikalen KSP-Verschiebung von 30 bis 50 cm (vgl. S. 11). Weitere Ergebnisse anderer Autoren stehen für Vergleiche in der Literatur nicht zur Verfügung.

Die horizontale und resultierende Absprunggeschwindigkeit sind für die Sprunghöhe unbedeutend. Die Sprungweite wird in der Literatur über die Bodenkontakte der HH im TO und der VH in der LA berechnet und zeigt sich in den vorgestellten Ergebnissen deutlich von der horizontalen und resultierenden Absprunggeschwindigkeit abhängig und basieren in den vorgestellten Ergebnissen auf der horizontalen Anlaufgeschwindigkeit und dem technischen Übergang zur Absprungaktion der Pferde. Clayton und Barlow (1989) berichten, dass mit der Hindernishöhe von 1,10 m auf 1,40 m auch die Sprungweite der Pferde von $3,02 \pm 0,36$ m auf $3,68 \pm 0,29$ m ansteigt. Im Vergleich steigt in der Untersuchung der Autoren die Sprungweite zusätzlich auch mit der Breite des Hindernisses weiter an (vgl. S. 182). Leach et al. (1984) bestätigen diese Annahme mit Sprungweiten von $4,61 \pm 0,35$ m und $4,89 \pm 0,61$ m an Weitsprüngen im Wettkampf (vgl. S. 889). Colborne et al. (1995) beschreiben zusätzlich bei einem Wassergraben von 4,5 m Breite eine Sprungweite der Pferde von $5,79 \pm 0,36$ m (vgl. S. 139). Die Autoren beschreiben den Anlauf zu diesem Weitsprung als ungewöhnlich hoch (vgl. S. 168). Die Weite von HH2 bis zu VH1 liegt in den vorgestellten Ergebnissen bei einem Steilsprung von 1,30 m bei $3,46 \pm 0,20$ m, die sich gut in die Ergebnisse aus der Literatur einordnen lassen. Die relativierte Sprungweite über die Flächenmittelpunkte in TO und LA beläuft sich bei den sieben Versuchspferden auf $390,71 \pm 24,11$ m. Dagegen liegt die Flugweite des KSPs von der Absprung- bis zur Landeposition bei $206,61 \pm 27,15$ m. Die Flugweite als Distanz zwischen den Flächenmittelpunkten der Absprung- und Landefläche durch die Bodenkontakte der Hufe hat dabei keine statistische Verbindung zur Weite der KSP-Bahn. Der KSP durchläuft demnach in Abhängigkeit der Körperposition eine eigene Flugbahn, die unabhängig der individuellen Positionierung der Vorder- und Hinterhufe in TO und LA angelegt ist. Diese Positionierung hat nur für die Geschwindigkeit Einfluss auf die Flugkurve.

Im Kontext der Sprungökonomie zeigt sich, dass nach einem kurzen Absinken der Bahngeschwindigkeit des KSP diese im Verlauf des Flugs nahezu konstant bleibt. Es kann im Flug kein Antrieb generiert werden, sodass die Flugdauer im Wettkampf so gering wie möglich gehalten werden sollte. Eine höhere Anlaufgeschwindigkeit führt, zu einer höheren Bewegungsgeschwindigkeit über dem Hindernis und verkürzt die Flugzeit. Die Flugphase wird von Leach et al (1984) im Wettkampf mit 539 ± 41 ms an einem vergleichbar hohen Oxer (1,30 x 1,35 m) bemessen (vgl. S. 890). Die vorgestellten Ergebnisse der durchgeführten MoCap Analyse an einem 1,30 m hohen Steilsprung ergeben eine Flugdauer von nur 425 ± 46 ms in der Trainingssituation. Die Weite des Hindernisses und der Zeitdruck der Wettkampfsituation führen zu einer etwas größeren Flughöhe und -weite im Sprungverlauf. Entsprechend verlängert sich die Flugdauer. Angaben zur Flughöhe werden von den Autoren nicht gemacht. Die Weite fällt in der Tat höher aus (vgl. 889). Falaturi et al. (2001) kommen zu deutlich höheren Ergebnissen der Flugdauer in ihrer Trainingsuntersuchung an etwas kleineren Hindernissen. Diese weniger erfahrenen Pferde legen vielleicht eine größere Flugkurve an als es für die kleinen Hindernisse notwendig wäre und brauchen entsprechend mehr Flugzeit. Möglicherweise ist aber auch der Geschwindigkeitsverlust im Übergang zum Absprung die Ursache. Die Autoren stellen trotzdem auch eine steigende Sprungdauer bei höheren und weiteren Hindernissen fest (vgl. S. 364).

Im Scheitelpunkt der Flugkurve über dem Hindernis leiten alle Körpersegmente gemeinsam die Vorwärtsrotation des Rumpfes für die bevorstehende LA auf der VH ein (vgl. Galloux & Barrey 1997, S. 43). Van den Bogert et al. (1994) berichten, dass der optimale Scheitelpunkt nur bei 25 - 60 % der Springversuche direkt über dem Hindernis von den Pferden getroffen wird. In den anderen Fällen ist der Scheitelpunkt in ihrer optimalen Platzierung zum Hindernis verschoben (vgl. S. 84). Auch die vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass der Scheitelpunkt in fast allen Versuchen hinter dem Hindernis angelegt wird und entgegen der Vorstellung von Pollmann-Schweckhorst (2002) nicht mittig über dem Hindernis liegt (vgl. S. 78). Die horizontale Abweichung liegt bei etwa 20 cm. Möglicherweise zwingt die Lage des KSP im vorderen Drittel des Rumpfes ein Verschieben des Scheitelpunktes etwas hinter das Hindernis, um genügend Platz für den hinteren Teil des Pferdes in der LA zu schaffen. In der Vertikalen ist der Abstand des KSP zur obersten Hindernisstange durchschnittlich 56 cm groß, sodass die angewinkelte VH und HH ausreichend Platz haben. Der vertikale Abstand der KSP-Bahn unmittelbar über dem Hindernis liegt immer dann höher, wenn die vertikale Absprunggeschwindigkeit und die gesamte Flugkurve des KSP höher angelegt ist. Die besseren Versuchspferde springen flacher mit einer größeren Bewegungsgeschwindigkeit ab. Die Flugkurve wird dadurch etwas weiter. Der Abstand zum Hindernis wird bei diesen Pferden tendenziell kleiner. Dennoch gelingt es den Pferden das Trainingshindernis fehlerfrei zu überwinden. St. George et al. berichten sogar von einem Einfluss der KSP-Höhe auf die Beintechnik (vgl. 2021, S.19). Der Zusammenhang zeigt sich in den Ergebnissen nicht.

Die seitliche Abweichung der Flugbahn zur Bewegungsrichtung kann in den Ergebnissen der Versuchspferde mit bis zu etwa 3 ° wechselseitig beobachtet werden. Das bedeutet, wenn die seitliche Abweichung klein ausfällt, so tritt diese in den Versuchen zur linken oder rechten Seite verteilt auf. Kommt es allerdings zu einer größeren Abweichung von über 3 ° in einem Versuch, so fallen diese dann pro Pferd auch stets immer zur gleichen Seite aus. Es zeigt sich bei diesen Ergebnissen kein Zusammenhang zum Leistungsstand der Springpferde. Vergleichbare Ergebnisse stehen in der Literatur nicht zur Verfügung. Eine Abgrenzung der seitlichen Abweichung zu einem schrägen Anritt müsste in diesem Zusammenhang zusätzlich erfolgen. Das verwendete Auswerteverfahren basiert auf der Annahme eines geraden Anrittes. Angenommen die Fluglinie ist in sich gerade, aber abweichend zur vorgegeben Hindernislinie, so wären die Ergebnisse eher pseudo-asymmetrisch zu bewerten. Dadurch wäre nur die Ökonomie der Flugkurve nicht optimal getroffen.

Für eine optimale Flugkurve muss es das Ziel sein, analog zum humanen Weitsprung, die Transformation der horizontalen Anlaufgeschwindigkeit in die resultierende Absprung- und Bewegungsgeschwindigkeit im Flug mit möglichst geringen Einbußen zu gestalten. Zusätzlich muss der aus der HH generierte vertikale Anteil der Absprunggeschwindigkeit und der Wirkungswinkel dem Hindernis entsprechend angepasst sein, um die Flugkurve in Höhe und Weite ökonomisch an die Hindernisdimensionen angepasst zu generieren. Die parabelartige Flugkurve sollte zusätzlich so angelegt sein, dass genug Platz für alle Körpersegmente ohne Kontakt mit der Hindernisstange besteht.

Bascule

Dem Technikmerkmal der Bascule liegen in der Literatur unterschiedliche Beschreibungen der Rücken- und Halstätigkeit der Springpferde zu Grunde. Eine einheitliche Definition der Bewegung und des Zeitpunktes gibt es nicht. Der Begriff „Bascule“ kennzeichnet in der Literatur die Haltung des Springpferdes über dem Hindernis mit einem „geschmeidigen Hergeben“ und „elastischen Aufwölben“ des Rückens mit einer vorwärts-abwärts „gedehnten Halshaltung“ (vgl. FN 2010, S. 115f.; van Weeren 2014, S. 339; Higgins 2017 S. 156). Dabei nimmt der Widerrist zwischen dem Kopf und der Kruppe die höchste Position ein (vgl. Lewczuk et al. 2006; Lewczuk 2007, 2008, 2018). Auch die technischen Leitlinien zur Beurteilung von Springpferden sieht diese Silhouette der Körperhaltung über dem Sprung als ein wichtiges Kriterium der Springtechnik vor (vgl. FN 2010, S. 115; FN & DRV 2018, S. 5). Dieser bogenförmigen Haltung, als Rumpfbeugung des Pferdes über dem Hindernis, setzt Stammer (2016) mit seiner Bewegungsbeschreibung entgegen. Er geht von einer Veränderung der Körperspannung mit einem nach oben ziehen des Brustkorbs zwischen die Schulterblätter in der Absprungvorbereitung aus und sieht eine Rumpfstreckung im TO, die bis zur LA hin erhalten bleibt. (vgl. S. 120). Hinzu kommt die tiefe Kopf- und Halsposition nach dem Absprung.

Die vorgestellten Ergebnisse in dieser Arbeit zeigen mit der Darstellung der Rumpf- und Halslänge, der Rumpfhöhe, sowie des Halswinkels zwischen den beiden Segmenten ein einheitliches Bewegungsbild in allen auswertbaren Versuchen der sechs Springpferde. Der Rumpf streckt sich mit dem Aufsetzen von HH1 im TO1 bis zu seinem Maximum im Flug, während er zuvor in einer verkürzten Haltung in der Absprungvorbereitung zur Einleitung der rückwärtigen Rumpfrotation gebeugt war und sich nach dem Scheitelpunkt zur LA hin wieder beugt. Die Rumpfhöhe der Pferde nimmt zu TO2 hin deutlich ab, da der durch den Rippenbogen sehr fix konstruierte Brustkorb des Pferdes im A1 nach oben gezogen wird. Die Rumpfhöhe nimmt erst im Verlauf der Flugphase wieder zu und findet durch die wirkende Schwerkraft auf die inneren Organe des Brustkorbs seine maximale Höhe in der LA. Der gestreckte Hals beginnt sich noch vor dem TO durch eine Beugung der Halswirbelsäule zu verkürzen, während der Halswinkel zunächst unverändert bleibt und der Kopf wie im Anlauf hochgetragen wird. Erst im TO vergrößert sich der Halswinkel deutlich durch eine tiefer werdende Position des Kopfs in Dehnungshaltung nach vorwärts-abwärts, die unmittelbar nach dem TO den Maximalwert im Halswinkel erreicht. Die im TO eingenommene Halslänge bleibt in der ersten Flughälfte eher konstant und nimmt erst zur LA hin langsam wieder zu. Der Halswinkel nimmt bereits durch die Vorwärtsrotation des Rumpfes nach dem TO der HH in der ersten Flughälfte wieder ab. Zur LA wird der Kopf entgegen der Bewegungsrichtung ausgleichend mit langem Hals weit oben getragen. So sprechen die Ergebnisse eindeutig für die Bewegungsbeschreibung von Stammer (2016).

Eine Rumpfbeugung, als ein bogenförmiges Aufwölben des Rückens über dem Hindernis, wie es in den Richtlinien beschrieben (FN 1997; 2010) und von van Weeren (2014), Higgins (2016) und Lewczuk (2017) angenommen wird, kann mit den vorgestellten Ergebnissen nicht bestätigt werden. Die vorgestellten Ergebnisse sprechen vielmehr für ein entgegengesetztes Bewegungsverhalten der Pferde in Form einer Rumpfstreckung nach Stammer (2016). Diese Annahme wird zusätzlich von neueren Untersuchungsergebnissen von Walker et al. (2019, S. 58) bestätigt und als eine „thoracolumbare Ventroflexion“ der Wirbelsäule in der Absprungvorbereitung beschrieben (vgl. 2018, S. 239). Die Autoren stellen ebenfalls ein einheitliches Bewegungsbild des Rumpf- und Halssegments bei Hochleistungssportpferden fest, welches sich an den unterschiedlichen Hindernissen nicht unterscheidet (vgl. Walker et al. 2019) und mit den vorgestellten Ergebnissen in diesem Ergebnisbericht übereinstimmt. Die individuelle Prägung in der Bewegungsausführung wird von den Autoren, wie es auch die vorgestellten Ergebnisse in der Darstellung der einzelnen Bewegungsparameter zeigen, deutlich hervorgehoben (vgl. Walker et al. 2018, 2019).

Die weiterführende Bewegungsanalyse der sechs Pferde zeigen zusätzlich eine Verbindung des Basculierens zu den Bodenkontakten und zur KSP-Bewegung. Die Rumpfstreckung beginnt unmittelbar mit vor der Absprungaktion und beeinflusst den Beschleunigungsweg und die Verteilung der

Geschwindigkeit am KSP. Die Streckung des Rumpfes aus der gebeugten Körperposition mit abgesenktem KSP in der Absprungvorbereitung leitet gemeinsam mit dem Aufsetzen von HH1 die KSP-Beschleunigung in die Vertikale ein. Eine größere Ausprägung der Rumpfstreckung im TO zeigt sich immer dann, wenn die HH mit einer großen Absprungsfläche und einer größeren Zeitdifferenz positioniert und aufgesetzt wird. Gemeinsam führen diese Beobachtungen zu einem kleineren vertikalen Anteil der Absprunggeschwindigkeit am Ende des TO und zu einer kleineren Abweichung des KSP-Scheitelpunktes vom Hindernis. Dabei zeigt sich allerdings weder im A1 noch im TO selbst eine Verbindung zur KSP-Höhe. Im Sinne des Basculierens führt die ausgeprägte Rumpfstreckung im TO zu einer ökonomischeren Flugkurve. Unterstützt wird die Ausprägung der Rumpfstreckung im TO von einer gebeugteren Rumpfhaltung zuvor im A1 und einem dichter angelegten TO, die dann zu einer etwas gestreckteren Rumpfhaltung im TO2 führen. Eine höhere horizontale Geschwindigkeit in TO1 führt zusätzlich zu einer größeren Ausprägung der Rumpfstreckung im anschließenden TO und über den größeren horizontalen Anteil auch zu einer größeren resultierenden Geschwindigkeit in TO2. Die in den vorgestellten Ergebnissen beobachtete Rumpfstreckung in der ersten Flughälfte führt möglicherweise als Ausgleichsbewegung zu einer KSP-Erhöhung der Flugkurve über dem Hindernis und schafft zur Vermeidung eines Fehlers nochmals mehr Platz für die Pferdebeine.

Wie leistungsrelevant das Basculieren tatsächlich ist, lässt sich mit der kleinen Anzahl an Probanden nur schwer abschätzen, da die fehlende Bewegungsausführung durch viele andere Mechanismen vom Pferd kompensiert werden kann. Dennoch zeigen die vorgestellten Ergebnisse, dass die Pferde mit dem höheren Ausbildungsstand bereits aus dem Anlauf im TO1 eine deutlich gebeugtere Körperposition einnehmen, die im Verlauf des TO im Vergleich zu den weniger erfahrenen Pferden zu einer vermehrt gestreckten Rumpfhaltung im TO2 überführt wird. Die Amplitude der Rumpfbewegung fällt deutlich größer aus. Die Pferde mit einem höheren Ausbildungsstand zeigen dabei auch eine bessere Körperspannung. Die gebeugte und tiefe Halsposition nach dem TO fällt ebenfalls tiefer aus.

Der Bewegungsumfang und die Beweglichkeit des Rumpfssegments und der tiefen Kopf-Hals-Haltung als Merkmale des Basculierens zeigen sich bei den erfahreneren Pferden in dieser sehr kleinen Versuchsgruppe bereits etwas ausgeprägter. Entsprechend der Bewegungsbeschreibung basculieren diese Pferde also besser und zeigen damit einen etwas flacheren TO an einem mittelhohen Steilsprung. Im Umkehrschluss fällt auch die LA daraus flacher aus. Diese Pferde zeigen zusätzlich einen kleineren Verlust der Bewegungsgeschwindigkeit im Sprungverlauf und eine ökonomischer angelegte Flugkurve. Diese Pferde erfüllen die Technikmerkmale des Springens besser als es die weniger weit ausgebildeten Pferde mit einem weniger anspruchsvollen Trainingslevel tun. Weitere Untersuchungen an einer großen Gruppe von sehr erfahrenen Springpferden sind zielführend, um dieses Technikmerkmal des Basculierens noch tiefer ergründen und verstehen zu können.

Beintechnik

Zur Beurteilung der Beintechnik können die Unterpunkte der Reaktionsschnelligkeit und der Gleichmäßigkeit im Flug korrespondierend in der VH und HH gezählt werden (vgl. FN & DRV 2018, S.5). Dabei lässt sich anhand der kleinsten Segmentwinkel die Gleichmäßigkeit in der Beinführung bewerten und Rückschlüsse über die Beweglichkeit der Segmente ziehen. Die typische Silhouette der Springpferde zeigt sich mit durchschnittlichen Segmentwinkeln in der VH mit $107,65 \pm 6,81^\circ$ (links) und $108,65 \pm 6,81^\circ$ (rechts) in den Buggelenken, mit $91,98 \pm 0,98^\circ$ (links) und $91,44 \pm 0,74^\circ$ (rechts) in den Ellenbogengelenken, mit $90,83 \pm 0,43^\circ$ (links) und $92,66 \pm 1,08^\circ$ (rechts) in den Vorderfußwurzelgelenken und mit $215,97 \pm 14,65^\circ$ (links) und $211,45 \pm 9,70^\circ$ (rechts) in den Fesselgelenken gleichmäßig beweglich und gut angewinkelt im Flug. Mit Segmentwinkeln in den Knien mit $90,83 \pm 0,54^\circ$ (links) und $90,83 \pm 0,43^\circ$ (rechts), in den Sprunggelenken mit $95,45 \pm 6,68^\circ$ (links) und $96,14 \pm 4,50^\circ$ (rechts), sowie in den hinteren Fesselgelenken mit $250,58 \pm 8,09^\circ$ (links) und $249,89 \pm 6,41^\circ$ (rechts) zeigt sich die HH ebenfalls symmetrisch, beweglich und gut angewinkelt im Flug. St. George et al. (2021) berichten von Segmentwinkel der Vorderfußwurzel und des Ellenbogengelenkes mit rund 10° mehr in der maximalen Beugung verschiedener Springpferde an einem 1,00 m hohen Steilsprung. Die Ergebnisse sind im Durchschnitt an diesem kleineren Hindernis im Training etwas größer. Vergleichbare Ergebnisse an einem höheren Hindernis stehen in der Literatur bisher nicht zur Verfügung. Anhand eines individuellen Links-Rechts-Vergleiches durch die Segmentwinkel der Extremitäten lässt sich die individuelle Symmetrie und Beweglichkeit der Pferdebeine gut abbilden. Die berichteten Ergebnisse dieser Arbeit zeigen deutliche Unterschiede in der individuellen Beinführung, die im Kontext der Leistungsfähigkeit und Präzision für den Wettkampf nicht unerheblich sind. Mit der Darstellung können zielorientierte Trainingsinterventionen eingeleitet werden.

Zur Reaktionsschnelligkeit der Pferde in der Beinführung werden in der Literatur keine Angaben gemacht. Im Bereich des TO haben Dutto et. al (2004) die zeitliche Entwicklung der Segmentbewegung und der generierten Bodenreaktionskräfte im TO untersucht. Allerdings sind die Ergebnisse für ein Hindernis von nur 0,63 m Höhe nicht unbedingt aussagekräftig für die Reaktionsschnelligkeit von erfahrenen Springpferden. Auch Schamhardt et al. (1993) untersuchte den TO und die LA mittels Bodenreaktionskräften. Allerdings liegt auch hier die Hindernishöhe bei 0,80 m. Van den Bogert et al. (1994) untersuchten 15 Springpferde an einem Steilsprung mit einer Höhe von 1,55 m im Wettkampf. Die manuelle Bestimmung der Gelenkdrehzentren in den Videoaufnahmen wird von den Autoren selbst als Fehlerquelle bezeichnet. Darüber hinaus weisen sie deutlich auf die Fehlerquelle durch die Hautverschiebung hin (vgl. S. 84). Die Reaktionsschnelligkeit könnte zukünftig über die zeitliche Entwicklung der Segmentwinkel bis zum kleinsten Winkel bestimmt und analysiert werden. St. George et al. (2021) beschreiben alternativ die muskuläre Reaktionszeit mit Elektromyographie-Messungen.

Die Landeposition und Landung

Durch die Vorwärtsrotation des Pferderumpfs nach dem Scheitelpunkt in der Flugphase werden die Vorderbeine zur LA hin nach ausgestreckt. Der Rumpf beugt sich wieder, während der Hals verlängert und deutlich höher getragen wird als im TO. Die Landeposition LA1 ist durch den beginnenden Bodenkontakt von VH1 terminiert. Die KSP-Position ist in der Höhe mit der im TO2 nahezu vergleichbar, wobei der KSP in der Distanz durch den nach hinten verschobenen Scheitel und der Lage im Pferdekörper etwas weiter vom Hindernis entfernt liegt. Umso weiter diese Distanz vom Hindernis entfernt liegt, desto höher wird der Kopf mit einem kleineren Halswinkel von den Pferden getragen. Die Ergebnisse der Landedistanz über die Bodenkontakte liegen etwa 20 cm höher als die Ergebnisse an vergleichbaren Hindernissen in der Literatur (vgl. Clayton & Barlow 1989, Leach et al. 1984). Begründet könnten diese Abweichung durch die im Mittel um etwa 20 cm nach hinten verschobenen Scheitelpunkt.

Bei den beiden Bodenkontaktzeiten in der Landephase zeigen sich VH1 mit 160 ± 26 ms und VH2 mit 198 ± 20 ms in den vorgestellten Ergebnissen. Die Bodenkontaktzeit von VH1 fällt stets kürzer aus als die anschließende Bodenkontaktzeit von VH2. Die vorgestellten Stützzeiten fallen nach einem mittelschweren Hindernis vergleichbar zu den Ergebnissen von Leach et al. (vgl. 1984, S. 890) über etwas höhere Hoch-Weitsprünge aus und unterscheiden sich nicht weiter von den anderen Autoren. Mit einer höheren horizontalen Bewegungsgeschwindigkeit des KSP in LA1 verkürzen sich die Stützzeiten tendenziell. Ein größerer Vertikalanteil führt wiederum in einem Trend zu einer Verlängerung der Stützzeiten und einer kleineren Schrittstellung mit einer kleineren Zeitdifferenz zwischen den beiden Bodenkontakten der VH. Für die Landegeschwindigkeit und den Wirkungswinkel lassen sich keine Vergleiche anstellen. In der Literatur ergeben sich keine Unterschiede und keine Abhängigkeiten von Sprungtyp oder -dimension (vgl. Leach et al. 1984; Clayton & Barlow 1991; Deuel & Park 1991; Meershoek et al. 2001a). Die Schrittlänge in der anschließenden Landephase bleibt in räumlicher Dimension mit etwa 70 cm zwischen den beiden Bodenkontakten vergleichbar zu den anderen Ergebnissen aus der Literatur (vgl. Clayton & Barlow 1989; Leach et al. 1984). Die Ergebnisse zeigen auch, dass VH2 in einem kürzeren zeitlichen und räumlichen Abstand aufgesetzt wird, wenn die Distanz von VH1 größer ausfällt, der vertikale Geschwindigkeitsanteil in LA1 größer oder der Wirkungswinkel am KSP steiler ist. Vergleiche der Schrittbreite und der Landefläche anderer Untersuchungen liegen in der Literatur nicht vor. Die vorgestellten Ergebnisse der zeigen einen biomechanischen Zusammenhang der Landeposition und der Landephase vom vorherigen Sprungverlauf. So zieht sich die Anlaufgeschwindigkeit über den resultierenden Vektor der Geschwindigkeit im TO1 über den TO2 bis zur LA1 hin durch. Auch der vertikale Anteil der Absprunggeschwindigkeit korreliert mit dem vertikalen Geschwindigkeitsanteil in LA1. Und schließlich

resultiert eine flachere Flugkurve aus einem flacheren TO in einer flacheren LA1. So kann die Landebelastung über den Absprung entsprechend der zielführenden Trainingsbelastung gesteuert werden, sofern die individuellen Zusammenhänge des Springpferdes bekannt sind. Trainingsbelastungen und das Gesundheitsmanagement der Sportpferde kann durch die objektive Darstellung der Landeposition und der Landebelastung der Vorderhufe optimiert werden.

Schamhardt et al. (1993, S. 679) und Merkens et al. (1991, S. 133) stellen grundsätzlich höhere Belastungsspitzen in der LA im Vergleich zum normalen Galoppieren oder auch zum TO fest. Schamhardt et al. (1993) vergleichen das Springen über kleine Hindernisse mit dem Galoppieren bei einer Geschwindigkeit von 300 m/min und stellen fest, dass bereits kleine Hindernisse größere Belastungen für den Bewegungsapparat mit sich bringen als es das reine Galoppieren (vgl. 679). Zur Landeposition selbst werden von den Autoren keine weiteren Angaben gemacht, sodass sich diese mit den Parametern der vertikalen und horizontalen Landegeschwindigkeit, sowie dem Wirkungswinkel nicht vergleichen lassen. Murray et al. (2006) und auch Reutter (2014) beschreiben diese Belastung als die höchste Gefahr für Verletzungen bei Springpferden. Meershoek et al. (2001a, 2001b) sind sich sicher, dass die höchste Belastung in der LA auf VH1 lastet und mit der Hindernishöhe ansteigt (vgl. 2001a, S. 6), wie es auch in den kinetischen Untersuchungen bei Schamhardt et al. (1993, S. 678) und auch Crevier-Denoix et al. (2014) der Fall ist. Tranquille et al. (2017) beschreiben zusätzlich eine Asymmetrie in der Verteilung der Fußfolge in der LA. Die Ergebnisse der Beobachtungen aus den Aufwärmphasen von Springprüfungen zeigen, dass es in der Landung eine deutliche Präferenz zum Linksgalopp bei den Teilnehmern gibt. Auch wenn sich der Linksgalopp bei den Trainingsprüfungen in den vorgestellten Ergebnissen nicht dominant durchsetzt, so zeigen manche Versuchspferde ebenfalls deutliche Präferenzen zur Landung auf einem bestimmten Vorderhuf. Unter den zuvor beschriebenen Aspekten der unterschiedlichen Belastung der beiden Vorderbeine geht eine solche ungleiche Wiederholungsverteilung mit einer asymmetrischen Belastung des Bewegungsapparates der Pferde einher. Ob ein solches Verhalten als individuelle Präferenz, Gewohnheit oder Kompensation interpretiert werden kann, bleibt offen. Für die Sportpraxis sollte vor allem im Training eine ausgewogene Verteilung der Fußfolge in der Landung zielführend sein.

Schamhardt et al. (1993) beschreiben auch kinetische Unterschiede in der aufkommenden Belastung auf Grund der gezeigten Springmanier der Pferde (vgl. S. 677). Welche Aspekte der Springtechnik entscheidend sind, wird von den Autoren nicht beschrieben. Van Husen (2005) nennt aus Untersuchungen im Humansport die Sprunghöhe, die Landetechnik und damit in Verbindung stehend die Aufprallgeschwindigkeit und Landehärte (Kniewinkel) als Einflussfaktoren. Außerdem wird die Ermüdung, die Sportschuhdämpfung und die Bodenbeschaffenheiten genannt (vgl. S. 14ff.). Letzteres wird auch von Hernlund et al. (2013) untersucht. Die Unterscheidung von Material, Dichte und

Feuchtigkeitsgehalt führen zu unterschiedlichen Hufaufprallbeschleunigungen in der Landung. Inwieweit auch das angebrachte Hufeisen und dessen Beschaffenheit eine dämpfende Wirkung analog zum Sportschuh aufweisen kann, ist zurzeit noch unklar.

Die Bewegungsstabilität der besseren und erfahrenen Springpferde lässt sich durch die auftretenden Varianzen in den Sprungwiederholungen in der Landung nicht nachweisen. Die weiter ausgebildeten Pferde zeigen statistisch kürzere Stützzeiten und eine kleinere überlappende Stützzeit der VH in der LA, welche vermutlich für die Umwandlung eines größeren Vertikalanteils der Geschwindigkeit am KSP notwendig ist. Die Landung des Springpferdes hinter einem Hindernis birgt durch die hohen Belastungen und die ausgeprägte Schrittstellung ein hohes Verletzungsrisiko, das durch die Ermüdung im Laufe des Parcours zunimmt. Weitere Untersuchungen von LA1 und der damit einhergehenden Belastung des Bewegungsapparates der Springpferde sind im Sinne des Gesundheitsmanagements unbedingt notwendig. Dabei ist der Einfluss des Hindernisses und der Springtechnik der Pferde, sowie der Bodenbeschaffenheiten und möglicherweise auch die Einwirkung des Reiters auf die auftretenden Belastungen der VH in der Landephase entscheidend.

6.4.3 Zur Standardisierung der Sprungbewegung durch eine Gymnastikreihe

Das Reiten von Springreihen gibt grundsätzlich durch die Abfolge von mehreren Einzelhindernissen den Weg, das Tempo und den Rhythmus vor und eignen sich darüber vorgeschaltet im Anritt an ein höheres Hindernis für die Rhythmus-, Tempo- und Distanzschulung von Reiter und Pferd (vgl. FN 2012, S. 178f.). Die Annahme einer Standardisierung des Absprungs und der Sprungbewegung aus der Gymnastikreihe heraus im Vergleich zum wettkampftypischen Anritt im Galopp können die vorgestellten Ergebnisse nicht bestätigen, da für diese Hypothese kleinere Varianzen in den einzelnen Parameter im intraindividuellen Vergleich sprechen würden. Die MoCap Analyse zeigt ohnehin nur bei der KSP-Absenkung im A1 signifikante Unterschiede zwischen den Anreitbedingungen. Diese fällt bei den Versuchen aus der Reihe größer aus. Alle weiteren Parameter bleiben ohne statistischen Einfluss der Anreitbedingung. In den inertialen Ergebnissen zeigen sich minimale Anpassungen in der Entwicklung der Absprungdynamik. Die Unterschiede der inertialen Ergebnisse könnten auf die mangelhafte Messgenauigkeit in der Eventdetektion zurückzuführen sein. Weitere Untersuchungen von verschiedenen Standardisierungsmöglichkeiten sind mit einem geeigneten Messsystem und ausreichendem Messvolumen durchaus sinnvoll für die technische Ausbildung und das Training der Springpferde.

7 Untersuchung B: Sensorbasierte Sprunganalyse (IMU)

Teil B der Untersuchung ist die Auswertung der sensorbasierten Sprunganalyse basierend auf dem inertialen Messsattelgurt der Firma FourSense. Für die Auswertung werden zunächst einleitend die Möglichkeiten und Erwartungen an den praktischen Einsatz der Inertialsensoren auf Basis der Literaturarbeit zusammengefasst, bevor das methodische Vorgehen und die Erhebung der inertialen Bewegungsparameter vorgestellt werden. Die inertialen Ergebnisse der Versuchspferde schließt sich an. Die Ergebnisse werden dabei systematisch in den fünf Auswertekategorien berichtet: (1) die maximale Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit, (2) die Dauer der einzelnen Bewegungsphasen am Sprung, (3) die Zeitstruktur der maximalen Inertialevents, (4) die Geschwindigkeits- und Winkelveränderung in den Bewegungsphasen und (5) die inertial berechnete Sprunghöhe und –weite. Abgerundet wird dieser Untersuchungsteil durch die Methoden- und Ergebnisdiskussion.

7.1 Erwartungen an den Einsatz von IMUs im Pferdesport

Die Darstellung der sportmotorischen Bewegungsausführung von Athleten über Inertialsensoren ist in den letzten Jahren in verschiedenen Humansportarten deutlich gewachsen. So evaluieren u.a. Bächlin und Tröster (2012) eine inertielle Leistungsdiagnostik im Schwimmen, Fasel et al. (2017, 2018b) fokussieren sich auf Bewegungen im alpinen Skirennen, Blair et al. (2018) widmen sich der Schusstechnik im Fußball und Ueberschär et al. (2019a, 2019b) untersuchen biomechanische Belastungen bei Langstreckenläufern. Weitere Autoren schließen über IMUs an Sportgeräten auf die Leistungsfähigkeit der Athleten, wie u.a. Groh et al. (2014) im Skispringen oder Warschun et al. (2018) in der Wurfdisziplin Diskus. Camomilla et al. (2018) stoßen auf insgesamt 2040 Veröffentlichungen über den Einsatz von Inertialsensoren für die Darstellung der sportlichen Leistung (vgl. S.873) und unterstreichen das große Interesse und die gute Prognose für Bewegungsanalysen im Sport.

Sensorbasierte Bewegungsanalysen sind auch für den Pferdesport als aussichtsreich zu betrachten. Die Anbringung der kleinen und leichten Sensoren am Körper oder der Ausrüstung ist einfach und kostengünstig. Weitere technische Komponenten im Raum, wie Kameras oder Lichtschranken, sind während der Messung nicht nötig. Der sensorbasierte Messansatz bietet eine umweltunabhängige und vielseitige Datenerhebung in einem unbegrenzten Messvolumen, die sich unter Feldbedingungen eignet. Damit ist das Messverfahren für die Arbeit im Pferdesport im Vergleich zum MoCap Verfahren grundsätzlich besser geeignet. Vereinzelt werden bereits inertielle Ergebnisse der Sprungbewegung von Pferden berichtet (vgl. Barrey & Galloux 1997, Falaturi et al. 2001, Hernlund et al. 2013). Dabei unterscheidet sich die Positionierung der Sensoren am Pferdekörper. Für die folgende technische Sprunganalyse wird auf Grundlage der Arbeit von Barrey und Galloux (1997) eine Positionierung des

IMUs am Pferderumpf in KSP-Nähe ausgewählt. Leleu et al. (2002), Nankevaris et al. (2008), Starke et al. (2012), Olsen et al. (2012) und Bathe et al. (2014) validieren mit ihren Ergebnissen die Positionierung am Rumpf zur Erfassung der Events, wie Stützzeiten und Phaseneinteilung, aber auch Lageveränderungen des Rumpfs bereits erfolgreich. Warner et al. (2010), Keegan et al. (2011) und Heim et al. (2016) bestätigen zusätzlich die Robustheit mittels Reliabilitätsmessungen von IMUs am Pferdekörper. Nach Barrey und Galloux (1997) lassen sich die Bewegungsphasen und Schlüsselpositionen am Sprung über die Tiefpunkte der dorsoventralen Rumpfbewegung in den Daten detektieren und die entsprechenden Geschwindigkeits- und Winkelverläufe über die Zeit durch die mathematische Integration, sowie die zeitliche Struktur der Bewegungsphasen auswerten und analog zum MoCap Verfahren als inertielle, sensorbasierte Sprunganalyse verwenden. Der für diese Pilotstudie ausgewählte inertielle Messsattelgurt und die inertialen Bewegungsparameter werden im nächsten Abschnitt detailliert vorgestellt. Eine Erweiterung um Sensoren an den unteren Extremitäten, wie bspw. in den Gamaschen an den Röhrebeinen nach Falaturi et al. (2001) oder an eine Fixierung an den Hufen nach Hernlund et al. (2013), ist durchaus hilfreich für eine umfassende Technikanalyse, um weitere Informationen über die Belastungen der Pferdebeine und die Haltung im Flug (Beintechnik) erfassen zu können. Auf Grund der Datenmenge wird in der vorliegenden Untersuchung die inertielle Sprunganalyse zunächst auf die Bewegung des Pferderumpfs limitiert.

Ein Einsatz von Inertialsensoren im Pferdesport ist also grundsätzlich für die Objektivierung der Sprungbewegung von Pferden als vielversprechende Möglichkeit zu bewerten. Allerdings geben viele Autoren verschiedene technischen Schwierigkeiten zu bedenken. Pascuito et al. (2015) führen, neben einer notwendigen, bekannten Ausgangslage (*Offset*) für die weiteren Berechnungen, auch systematische Verzerrungen (*Bias*) und Messinstabilitäten durch Abweichungen im Maßstab (*Skalierung*) und Messrauschen (*Noise*) an, die zu einer gewissen Instabilität in den Ergebnissen führen können. Durch die Integration der Daten über die Zeit summiert sich der Messfehler auf (vgl. S. 23985). Viele Autoren empfehlen dafür die Verwendung von spezifischen Algorithmen, die die Informationen der einzelnen Sensoren koppeln (Sensorfusion) und das Messsignal damit auch langfristig stabilisieren und korrigieren können (vgl. Mayagoitia et al. 2002, Bergamini et al. 2014, Hamacher et al. 2014, Marin et al. 2015, Sabatini et al. 2015). Zur Reduktion der Fehlerquote werden in der folgenden inertialen Sprunganalyse, wie bei den Autoren in den bereits veröffentlichten Arbeiten, sehr kurze Messungen aus einer bekannten Ausgangslage in Ruhe durchgeführt, sodass mögliche Instabilitäten für eine erste Beurteilung der Rohdaten minimiert werden können. Temperaturabhängige Veränderungen sind auf Grund der gleichmäßigen Körpertemperatur am Sattelgurt nicht zu erwarten (Pfau et al. 2005; Sabatini 2011). Moder ergänzt die fehlerhafte Anordnung der Sensorachsen bei kostengünstigen Sensoren als weitere Fehlerquelle (vgl. ed. 2011, S. 53ff.). Diese wird in der anschließenden Validierung überprüft.

Der Methodenvergleich zwischen den beiden verwendeten Messmethoden schließt sich als weitere Komponente der Untersuchung (Teil C) im nächsten Kapitel an. Viele Autoren empfehlen stets eine spezifische Analyse zur Überprüfung der jeweils verwendeten Sensoren in der vorgesehenen Messsituation. Durch den Vergleich der Daten mit einem anderen Messsystem können messtechnische Abweichungen und Fehler identifiziert und für eine mögliche Korrektur bewertet werden. Dafür eignet sich am besten der Goldstandard als Referenzsystem („*Ground Truth*“). So kann die sensorbasierte Sprunganalyse durch den inertialen Messsattelgurt für die Sportpraxis grundlegend bewertet werden. Langfristig muss dann ein Sensorfusionsalgorithmus die Stabilität der korrekten Lage- und Geschwindigkeitsberechnung des verwendeten IMUs im Sattelgurt für einen gesamten Parcours oder sogar eine komplette Trainingseinheit aufrechterhalten können.

7.2 Methode

Für die sensorbasierte Sprunganalyse wird ein inertialer Messsattelgurt der Firma FourSense verwendet, der ein IMU in einem pferdesportspezifischen und handelsüblichen Sattelgurt aus Leder mit einem Reißverschluss auf der Unterseite beherbergt. Das integrierte Modul DX 3.2 von Humotion besteht aus drei Beschleunigungssensoren (BMA 180; $\pm 16g$; 400 Hz) und drei Gyroskopen (L3G4200D; ± 2000 °/s; 200 Hz; interpoliert), sowie drei zusätzlichen Magnetometer (MMC314; $\pm 1,5$ milli Tesla; 50 Hz). Mit den drei orthogonal zueinanderstehenden Achsen ergibt sich ein dreidimensionales, kartesisches Koordinatensystem, das sich im Gegensatz zum raumfesten WKS mit dem Pferderumpf als Bezugssystem verbunden lageabhängig und frei im Raum bewegt. Die Handhabung und Anbringung des inertialen Messsattelgurts ist einfach. Der technische Aufbau der IMUs basiert im Grundsatz auf dem Prinzip der Massenträgheit. Dabei werden Positionsveränderungen der integrierten seismischen Masse relativ zum Sensorgehäuse aufgezeichnet und in elektrische Signale im Inneren des Sensors umgewandelt. Diese Spannungswerte werden schließlich ausgegeben und über eine Vorkalibrierung in die entsprechenden physikalischen Einheiten überführt. Die Wirkungs- und Funktionsweise beschreibt Zaremski (2017), der den Gurt und seine Eigenschaften für den Versuchsaufbau unter Laborbedingungen untersucht hat, ausführlich. Mit einem Gewicht von ca. 45 g und einer Größe von $60 \times 18 \times 6$ mm ist das IMU fest eingebettet im Inneren des Gurtes und stört weder Pferd noch Reiter. Die Messposition des IMU liegt durch die Position im Sattelgurt am caudalen Teil des Brustbeins und ist durch die einfache Anbringung robust und stabil am Pferderumpf. Der Akku (LIPO AE803466 1900mA) reicht für eine Datenaufzeichnung von etwa 8 h und ist damit auch für die Verwendung an mehreren Pferden nacheinander brauchbar. Dieses Produkt wird zur digitalen Trainingsaufzeichnung analog zu einer Fitnessuhr für Pferde vermarktet. Im Rahmen dieser Arbeit wird die technische Erweiterung für eine inertielle Sprunganalyse überprüft.

Über die einzelnen Sensoren des IMUs ergeben sich sechs Freiheitsgrade. Die translatorischen Beschleunigungsdaten entlang der x-Achse entsprechen durch die Lage im Sattelgurt der Rumpfbewegung entlang der Körperbreitenachse (KBA) des Pferdes nach rechts (-) und links (+), die der y-Achse entlang der Körpertiefenachse (KTA) nach dorsal (+) und ventral (-) und die der z-Achse entlang der Körperlängsachse (KLA) des Pferdes nach cranial (+) und caudal (-). Die Ergebnisse der Gyroskope um die x-Achse (KBA) entsprechen den Drehung in der Sagittalebene rückwärts (+) und vorwärts (-), die Daten um die y-Achse (KTA) entsprechen der Rotation in der Transversalebene nach rechts (+) und links (-) und um die z-Achse (KLA) in der Frontalebene ebenfalls nach rechts (+) und links (-). Angebracht am Pferderumpf zeichnet das IMU im Sattelgurt die Bewegung als Veränderungsrate automatisch auf. Die gemessenen Vektoren der Beschleunigung $a = (a_x, a_y, a_z)$ und der Winkelgeschwindigkeit $\omega = (\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ liegen in einem sensororientierten Koordinatensystem (SKS) vor. Abbildung 18 (modifiziert nach FN 2012, S. 78) zeigt die IMU-Sensorachsen, sowie die anatomischen Körperachsen, -ebenen und Bewegungsrichtungen. Die Kinematik des Pferderumpfes, als Bewegungszentrum und größter Masseanteil der Reiter-Pferd-Kombination, ist durch die Nähe zum KSP des Pferdes am besten für eine inertielle Sprunganalyse geeignet.

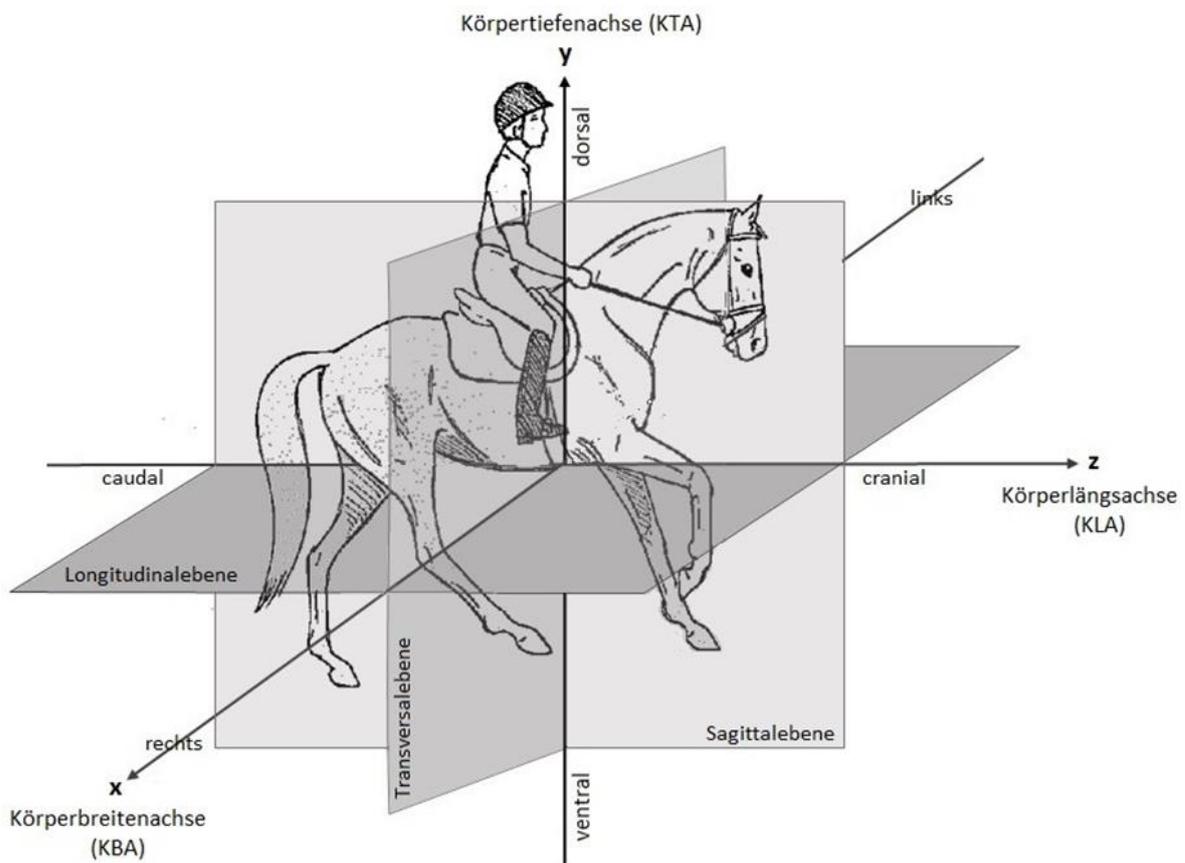


Abbildung 18: Die Bewegungsebenen, -achsen und -richtungen ausgehend von Messposition (modifiziert nach FN 2012, S. 78)

Richtet sich das Pferd bspw. vor dem Absprung auf, dreht sich das SKS im Ursprung entgegen dem Uhrzeigersinn objektbezogen mit dem rotierenden Pferderumpf. Abbildung 19 (modifiziert nach FN 2012, S. 79) skizziert das individuelle SKS und das gleichbleibende WKS im Absprung. Daraus ergibt sich zunächst für die inertielle Bewegungsbeschreibung die Nutzung der beschriebenen anatomischen Richtungen, da sich das SKS mit den anatomischen Achsen des Rumpfs frei im Raum des festen WKS bewegen. In der Translation entsteht entlang der KBA (x-Achse) des Pferdes eine medio-lateral ausgerichtete Rumpfbewegung, entlang der KTA (y-Achse) wird die nach dorsoventral ausgerichtete Rumpfbewegung abgebildet und entlang der KLA (z-Achse) wird die craniocaudal ausgerichtete Rumpfbewegung dargestellt. Die Rotation um die KBA wird mit vorwärts und rückwärts in der Sagittalebene ausgedrückt, um die KTA und KLA wird jeweils mit der Bewegung nach links (-) und rechts (+) die Rotation in der Transversal- und der Frontalebene unterschieden.

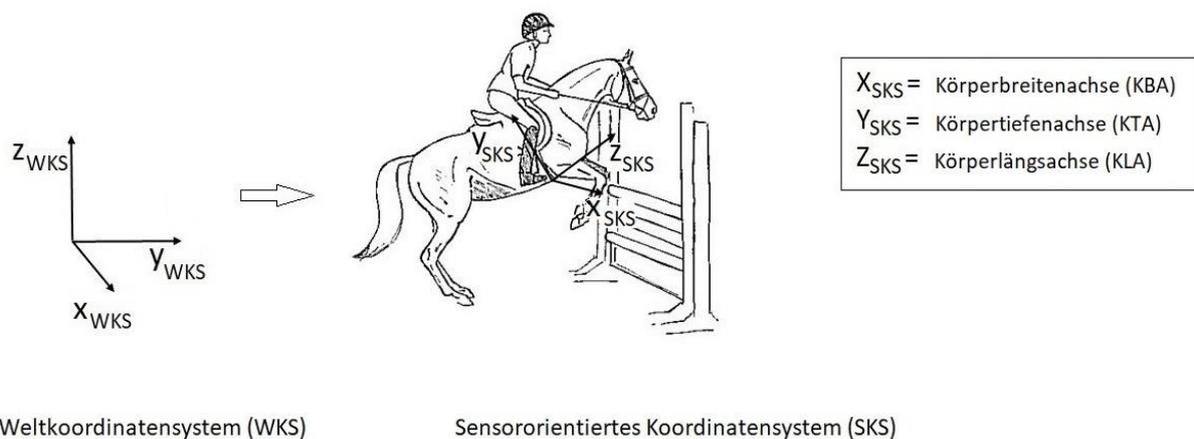


Abbildung 19: Der Vergleich des Sensorkoordinatensystems und des Weltkoordinatensystems im Absprung (modifiziert nach FN 2012, S. 79)

Die Rohdaten der Inertialsensoren werden im Satteltgurt gespeichert und per Micro-USB-Kabel ausgelesen. Mit der zugehörigen Software Humotion Data Logger 3.3.670 (Four Sense, Münster) werden die Daten als präkalibrierte Spannungswerte in der jeweilig zugehörigen physikalischen Einheit m/s^2 und rad/s in einer csv-Datei gespeichert. Die Daten der Magnetfeldsensoren, die der Orientierungs- und späteren Positionsbestimmung dienen, werden in der Auswertung an einem Einzelsprung zunächst auf Grund des Datenumfangs vernachlässigt. Die Datensätze werden in Microsoft Excel (Microsoft Excel 2016, Microsoft Corp., Remond, VA, USA) bearbeitet und auf die einzelnen Sprünge innerhalb der TE gekürzt. Die Detektion der einzelnen Bewegungsphasen und Schlüsselpositionen innerhalb des Sprungverlaufes als Events wird manuell über das Tiefpunktverfahren nach Barrey und Galloux (1997) durchgeführt. Die statistischen Analyseverfahren der sensorbasierten Parameter sind in Kapitel 5.6 detailliert beschrieben.

7.3 Die inertialen Bewegungsparameter

Die Parametrisierung der sensorbasierten Inertialdaten ergibt sich aus verschiedenen Pilotstudien im Labor (vgl. Fercher et al. 2016; Zaremski 2017) und im Feld (vgl. Barrey & Galloux 1997; Fercher et al. 2016; Fercher 2017). Demnach zeigen sich in den translatorischen Beschleunigungsdaten entlang der Sensorausrichtung und –position am Pferderumpf nach dorsoventral (DV) entlang der KTA und craniocaudal (CC) entlang der KLA, sowie in den Winkelgeschwindigkeiten der Rotationen um die KBA des Pferdes vergleichbare, markante Ereignisse, die im Zusammenhang mit der Sprungdynamik stehen. Entlang der KBA, sowie in der Rotation um die KLA und KTA ergeben sich keine vergleichbaren Datenverläufe. Hier sind vermehrt individuelle Unterschiede zunächst ohne Mustererkennung sichtbar. Abbildung 20 bis 22 veranschaulichen die inertialen Datenverläufe an einem Steilsprung (Höhe: 1,30 m) von drei verschiedenen Springpferden der Pilotstudie (vgl. Fercher 2017). Die ausgewählten inertialen Bewegungsparameter werden als Events manuell aus den Inertialdaten herausgesucht. Tabelle 29 im Anhang auf Seite 228 stellt die inertialen Parameter mit ihren Abkürzungen und physikalischen Einheiten zur Übersicht dar.

Entlang der KBA des Pferdes (Abb. 20) ergeben sich maximale Beschleunigungswerte nach hinten (dorsal) zum Zeitpunkt des Bodenkontakts der VH ($a_{DV\ VH\ max}$) im A1, der HH im TO ($a_{DV\ HH\ max}$) und der VH in der LA ($a_{DV\ LA\ max}$). Entlang der KLA (Abb. 21) ergibt sich im A1 durch den Bodenkontakt der VH ein nach vorne (cranial) gerichtetes Maximum ($a_{CC\ VH\ max1}$) und ein nach hinten (caudal) gerichtetes Minimum ($a_{CC\ VH\ min}$) mit einem anschließenden nach vorne gerichteten Maximum ($a_{CC\ VH\ max2}$). Durch den Bodenkontakt der HH im TO entsteht zunächst ein nach caudal gerichteter Bremsstoß ($a_{CC\ HH\ min}$) und anschließend durch den Abdruck der HH ein nach cranial gerichtetes Maximum ($a_{CC\ HH\ max}$). Mit der versetzten LA der VH zeigen sich je zwei nach cranial und zwei nach caudal gerichtete Extrempunkte im Wechsel ($a_{CC\ LA\ min1}$, $a_{CC\ LA\ min2}$, $a_{CC\ LA\ max1}$ & $a_{CC\ LA\ max2}$). In den Gyroskopdaten um die KBA der Pferde (Abb. 22) zeigt sich eine rückwärtige Rotation nach dem Bodenkontakt der VH im A1 ($\omega_{TO\ max}$) und eine Vorwärtsrotation unmittelbar zu Beginn der Flugphase ($\omega_{AIR\ min}$). Mit der bereits zeitnahen Einleitung der LA kommt es zu einer steten Vorwärtsrotation nach anterior ($\omega_{LA\ min}$) in der zweiten Flughälfte. Nach der LA der VH findet eine rückwärtige Rotation des Rumpfes ($\omega_{MO1\ max}$) für das Weitergaloppieren nach dem Hindernis statt. Abbildung 20 bis 22 beginnen alle mit dem TP als Anfang des A1 zur zeitlich synchronen Darstellung der Kurven.

Barrey und Galloux (1997) beschreiben einen Zusammenhang der besseren Springpferde zu einem kleineren Verhältnis der nach dorsal ausgerichteten Vertikalbeschleunigung während des Bodenkontaktes der VH und HH ($a_{DV\ VH\ max} / a_{DV\ HH\ max}$) (vgl. S. 49). Dieses Verhältnis wird um die craniocaudale Bewegungsrichtung ($a_{CC\ VH\ max1} / a_{CC\ HH\ max}$ & $a_{CC\ VH\ max2} / a_{CC\ HH\ max}$) ergänzt.

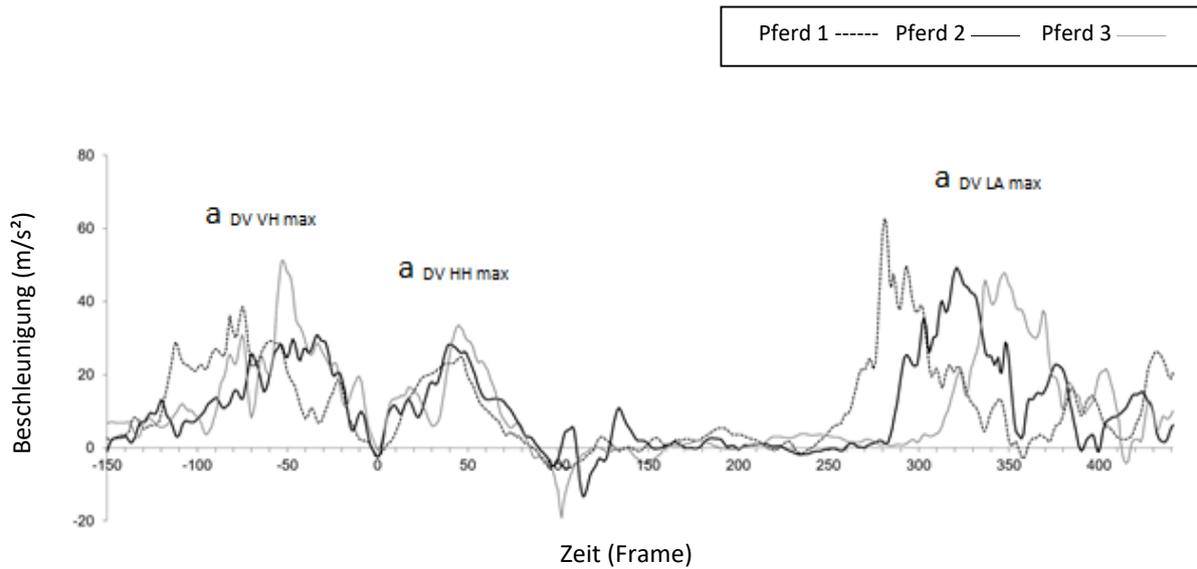


Abbildung 20: Dorsoventrale Beschleunigung des Rumpfs entlang der Körperbreitenachse (AccY)

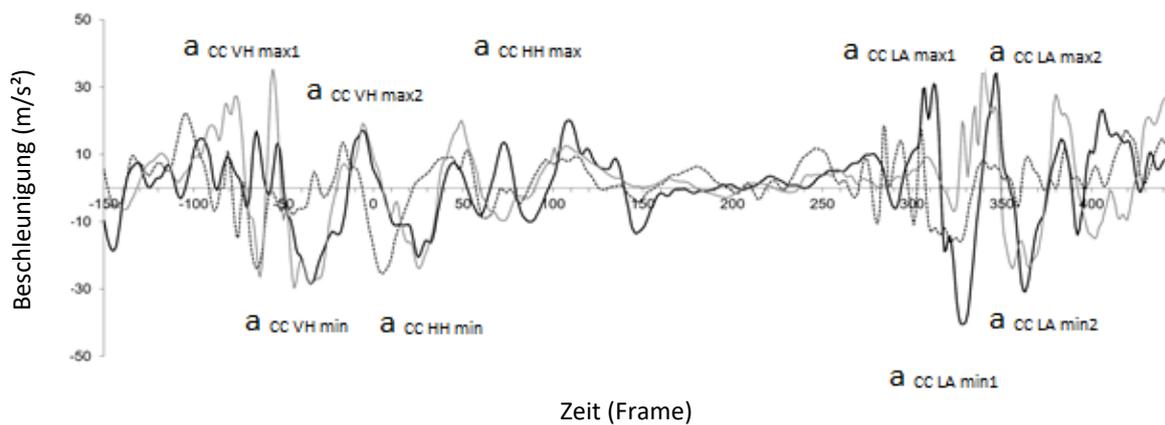


Abbildung 21: Craniocaudale Beschleunigung des Rumpfs entlang der Körperlängsachse (AccZ)

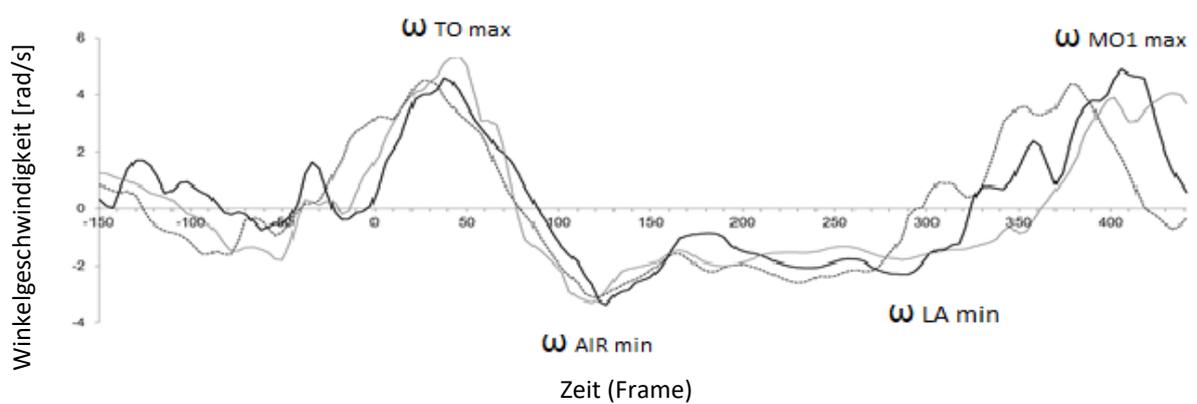


Abbildung 22: Winkelgeschwindigkeit des Pferderumpfs um die Körperbreitenachse (GyroX)

Anhand der dorsoventralen Beschleunigung (vgl. ebd. 1997, S. 46) lässt sich nach Barrey und Galloux über die entstehenden Tiefpunkte (TP) die Zeitstruktur der Bewegungsphasen im Sprungverlauf erheben. Zaremski (2017) untersucht die Genauigkeit des TP-Verfahrens und kommt zu dem Ergebnis, dass bei über 80 % der Versuche die einzelnen Bewegungsphasen A1 ($t_{TP0} - t_{TP1}$), TO ($t_{TP1} - t_{TP2}$) und AIR ($t_{TP2} - t_{TP3}$), sowie LA ($t_{TP3} - t_{TP4}$) und MO1 ($t_{TP4} - t_{TP5}$) zuverlässig eingeteilt werden können (vgl. S. 33f.). Die Berechnung der einzelnen Phasendauer (t_{A1} , t_{TO} , t_{AIR} , t_{LA} & t_{MO1}) und der gesamten Sprungdauer (t_{jump}), bestehend aus TO, AIR und LA, werden über die Summe der Datensätze pro Sekunde bei einer Aufnahmefrequenz von 400 Hz zwischen den TPs berechnet.

Neben den einzelnen inertialen Events und den benötigten Zeiten der einzelnen Phasen werden die Zeitpunkte der Events im Bezug zum Phasenbeginn als Zeitintervalle (T) analysiert. Hierzu werden wieder ausgehend vom TP als Phasenbeginn die Anzahl der Datensätze durch die Aufnahmefrequenz geteilt, um die einzelnen Zeitintervalle zu erhalten. Demnach beziehen sich die Parameter $Ta_{DV A max}$, $Ta_{CC VH max1}$, $Ta_{CC VH min}$ und $Ta_{CC VH max2}$ zeitlich auf den Beginn von A1 (t_{TP0}) vor dem Hindernis. Die Zeitintervalle $Ta_{DV HH max}$, $Ta_{CC HH min}$, $Ta_{DV HH max}$, $T\omega_{TO max}$ beziehen sich auf den TP zu Beginn von TO (t_{TP1}), während sich $T\omega_{TO min}$ auf den Beginn der Flugphase (t_{TP2}) bezieht. Auf den Beginn der LA (t_{TP3}) beziehen sich wiederum die Zeitintervalle $T\omega_{LA min}$, $Ta_{DV LA max}$, $Ta_{CC LA max1}$, $Ta_{CC LA min1}$, $Ta_{CC LA max2}$ und $Ta_{CC LA min1}$. $T\omega_{MO1 max}$ bezieht sich schließlich auf den Phasenbeginn von MO1 (t_{TP4}) als das Ende der Landung. Einzelne Stützzeiten, wie sie von Leleu et al. (2002) im Trab ermittelt werden, können auf Grund der Fußfolge im Galopp und in der Springbewegung nicht detektiert werden. Für die Ermittlung der Stützzeiten bietet sich nach verschiedenen anderen Autoren (vgl. u.a. Starke et al. 2012, Olsen et al. 2012, Bathe et al. 2014, Bragança et al. 2017) die Befestigung der IMU an den unteren Extremitäten, wie bspw. am Hufen oder über Gamaschen an den Röhrbeinen, der Pferde an. Neben dem inertialen Sattelgurt müssten für die Datenerfassung weitere Inertialsensoren synchronisiert angebracht werden. Auf diese wird an dieser Stelle zunächst verzichtet, da die bisherigen Ergebnisse der anderen Autoren an verschiedenen Hindernissen keine leistungsrelevanten Unterschiede erbringen konnten. Eine Erweiterung ist für zukünftige Untersuchungen denkbar.

Durch die Positionierung im Sattelgurt lassen sich aus den Inertialdaten weiterführende Berechnungen und Rückschlüsse auf den Lage- und den Geschwindigkeitsverlauf des Pferderumpfes ziehen. Für die mathematische Integration der Inertialdaten wird das Trapezverfahren in Microsoft Excel (Microsoft Excel 2016, Microsoft Corp., Remond, VA, USA) genutzt. Da die Anfangsgeschwindigkeit und auch die Ausgangslage zu Beginn der Sprungbewegung unbekannt sind (Integrationskonstante), lässt sich lediglich die Veränderung der Geschwindigkeit (Δv) und der Lage ($\Delta \beta$) in den einzelnen Bewegungsphasen ableiten.

Auf Basis des *Satz des Pythagoras* (vgl. Alonso & Finn, 1969, S. 33f.) lässt sich aus den beiden Geschwindigkeitsvektoren entlang der KTA und der KLA zusätzlich die resultierende Geschwindigkeitsveränderung des Pferderumpfes in der Sprungbewegung innerhalb der Sagittalebene berechnen:

$$\Delta v = \sqrt{(\Delta v_{DV})^2 + (\Delta v_{CC})^2 + 2 \cdot \Delta v_{DV} \cdot \Delta v_{CC} \cdot \cos \alpha}$$

$\Delta v_{DV A1}$, $\Delta v_{CC A1}$, sowie die resultierende Geschwindigkeit (Δv_{A1}) und die Winkelveränderung ($\Delta \beta_{A1}$) als Integration der Daten zwischen t_{TP0} und t_{TP1} ergeben die Bewegungsveränderungen des TO1 im Vergleich zum Beginn des A1. $\Delta v_{DV TO}$, $\Delta v_{CC TO}$ und die daraus resultierende Geschwindigkeits- (Δv_{TO}) und Winkelveränderung ($\Delta \beta_{TO}$) zwischen t_{TP1} und t_{TP2} ergeben die Veränderungen der Rumpflage und –geschwindigkeit innerhalb des TO zum abschließenden TO2. $\Delta v_{DV AIR}$, $\Delta v_{CC AIR}$, sowie die resultierende Geschwindigkeit (Δv_{AIR}) und die Winkelveränderung ($\Delta \beta_{AIR}$) als Integration der Daten zwischen t_{TP2} und t_{TP3} ergeben die Bewegungsveränderungen über den parabelartigen Flug hinweg. Für die Veränderung innerhalb der Landung stehen $\Delta v_{DV LA}$, $\Delta v_{CC LA}$, die daraus resultierende Geschwindigkeits- (Δv_{LA}) und Winkelveränderung ($\Delta \beta_{LA}$) als Integration der Inertialdaten zwischen t_{TP3} und t_{TP4} zur Verfügung. Nach dem Hindernis ergeben sich im ersten Galoppsprung $\Delta v_{DV MO1}$, $\Delta v_{CC MO1}$, sowie die resultierende Geschwindigkeit (Δv_{MO1}) und die Winkelveränderung ($\Delta \beta_{MO1}$). Weitergehend wird die Weite (d_{jump}) und Höhe (h_{jump}) der entstehenden Flugkurve der Sprungbewegung berechnet (vgl. Alonso & Finn, 1969, S. 98ff.):

$$d_{jump} = \left(\frac{v_0^2 \cdot \sin 2\alpha}{g} \right)$$

$$h_{jump} = \left(\frac{v_0^2 \cdot \sin^2 \alpha}{2g} \right)$$

Neben dem Absprungwinkel (α) ist hierfür auch die Anfangsgeschwindigkeit (v_0) zum Zeitpunkt des Absprungs notwendig. Diese wird durch die Integration der Beschleunigungsdaten aus der ruhenden Position bis zum Absprung hin berechnet. Auf Grund der bisherigen Ergebnisse aus der Literatur zur Validierung von Inertialsensoren und zur Weiterberechnung der Winkel und Positionsverschiebungen werden trotz des sehr kurzen Zeitintervalls von weniger als 45 Sekunden in diesem Bereich mit deutlich höheren Ungenauigkeiten gerechnet (vgl. Weishaupt, et al. 2001; Pfau et al. 2013; Bell et al. 2016).

Nach Frick et al. (1991) kann die Sprunghöhe der Flugparabel alternativ auch über die Information der Flugzeit berechnet werden. Als Voraussetzung wird eine vergleichbare Absprung- und Landehöhe genannt, die über die Bewegungsanalyse im MoCap Verfahren geprüft werden kann und im Folgenden zunächst angenommen wird. Die Berechnungsformel lautet:

$$h_{jump} = \frac{1}{8} \cdot g \cdot (t_{Flug})^2$$

Der Ergebnisbericht und die Methoden- und Ergebnisdiskussion der inertialen Sprunganalyse schließt sich diesem Kapitel an.

7.4 Ergebnisse

Der Ergebnisbericht wird systematisch nach den vier Auswertekategorien (1) maximale Inertialevents, (2) die Dauer der Bewegungsphasen, (3) die zeitliche Entwicklung der Inertialevents, (4) die Geschwindigkeits- und Winkelveränderung des Pferderumpfs und (4) die inertial berechnete Flugkurve in Höhe und Weite berichtet. Abbildungen und Tabellen veranschaulichen die Ergebnisse.

Die Ergebnisse beinhalten die Gegenkraft der Erdbeschleunigung in den Phasen mit Bodenkontakten. Die dorsoventrale Beschleunigung und damit auch die berechnete Geschwindigkeitsveränderung werden deutlich überschätzt. Je nach Lage des Pferderumpfes ist diese anteilig auf die verschiedenen Sensorachsen verteilt und kann nicht einfach aus einer Bewegungsrichtung eliminiert werden, wie es Barrey und Galloux in ihrer Arbeit durchgeführt haben (vgl. 1997). Aus diesem Grund sind die folgenden Ergebnisse in ihrer Aussagekraft limitiert. Die Diskussion darüber schließt sich, neben der Diskussion der Messmethodik als solche, in diesem Kapitel an.

7.4.1 Die maximalen Inertialevents

Insgesamt sind alle 84 fehlerfreie Sprungversuche von den sieben verschiedenen Springpferden mit dem inertialen Messverfahren im Sattelgurt auswertbar. Die Ergebnisse innerhalb der sagittalen Bewegungsebenen beziehen sich auf das SKS. Je nach Rumpfposition fällt die Achsenausrichtung unterschiedlich aus. Abbildung 23 (modifiziert nach FN 2012, S. 79) skizziert die Abhängigkeit der Sensorachsenausrichtung des SKS in der Sagittalebene im Sprungverlauf des Pferdes.

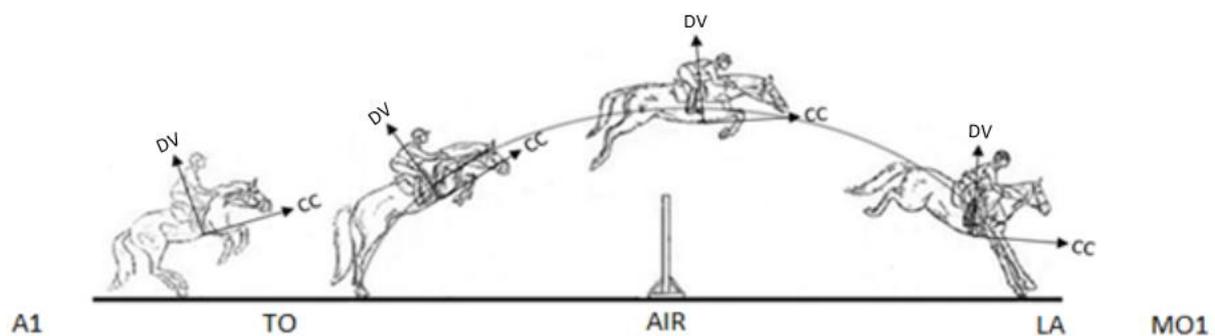


Abbildung 23: Das lageabhängige, sensorbasierte Koordinatensystem in der Sprungbewegung (modifiziert nach FN 2012, S. 79)

Tabelle 18 gibt einen Überblick über die maximalen Inertialevents. Im A1 lassen sich insgesamt vier Beschleunigungsspitzen erfassen. Die nach cranial ($a_{CC\ VH\ max1}$) ausgerichtete Beschleunigungsspitze liegt im Durchschnitt bei $26,12 \pm 14,32\ m/s^2$, der nach dorsal ($a_{DV\ VH\ max}$) ausgerichtete Maximalwert liegt bei $37,66 \pm 8,37\ m/s^2$, das Maximum nach caudal ($a_{CC\ VH\ min}$) liegt bei $-18,41 \pm 5,97\ m/s^2$ und ein weiteres Mal nach cranial ($a_{CC\ VH\ max2}$) liegt der Maximalwert schließlich bei $13,45 \pm 7,46\ m/s^2$.

Tabelle 18: Die maximale Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit am Pferderumpf

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Pferd G 7-j. S 548 kg 166 cm S**	Gesamt (n = 84)
Absprungvorbereitung (A1)								
a CC VH max1 ($\eta^2 = 0,744$)	33,09^b ± 9,55	21,01^{cd} ± 7,65	41,26^b ± 3,92	20,21^{cd} ± 4,63	12,95^d ± 2,12	53,05^a ± 13,86	26,12 ± 14,32	26,12 ± 14,32
a DV VH max # § ($\eta^2 = 0,617$)	36,29^{bc} ± 3,57	37,62^{bc} ± 6,05	40,57^b ± 5,32	31,38^{cd} ± 3,29	27,42^d ± 3,19	49,12^a ± 9,37	49,12^a ± 9,37	37,66 ± 8,37
a CC VH min ($\eta^2 = 0,418$)	-19,93^{ab} ± 3,78	-14,78^{bc} ± 6,34	-19,01^{ab} ± 2,74	-20,32^{ab} ± 4,69	-11,72^c ± 3,05	-24,62^a ± 7,25	-24,62^a ± 7,25	-18,41 ± 5,97
a CC VH max2 ($\eta^2 = 0,584$)	8,66^{bc} ± 3,51	21,57^a ± 6,68	13,89^b ± 5,20	12,41^{bc} ± 4,58	6,43^c ± 2,29	21,76^a ± 7,30	21,76^a ± 7,30	13,45 ± 7,46
Absprungphase (TO)								
a CC HH min ($\eta^2 = 0,468$)	-15,07^{bc} ± 2,85	-14,27^c ± 1,86	-21,73^a ± 3,16	-17,97^b ± 2,66	-14,49^c ± 3,33	-14,79^{bc} ± 2,62	-18,12^b ± 3,23	-16,63 ± 3,77
ω TO max ($\eta^2 = 0,724$)	4,17^b ± 0,37	3,75^c ± 0,31	4,56^{ab} ± 0,31	4,59^{ab} ± 0,26	4,50^{ab} ± 0,22	3,35^d ± 0,39	4,87^a ± 0,35	4,25 ± 0,59
a DV TO max ($\eta^2 = 0,516$)	33,29^a ± 4,58	24,84^{bc} ± 3,42	23,89^{bc} ± 4,46	25,88^b ± 3,63	21,33^c ± 1,70	24,26^{bc} ± 5,01	21,79^{bc} ± 1,88	25,04 ± 5,16
a CC TO max ($\eta^2 = 0,192$)	17,84^a ± 6,96	12,99^{ab} ± 3,06	14,24^{ab} ± 4,04	14,82^{ab} ± 4,95	11,18^b ± 2,95	11,03^b ± 6,31	15,11^{ab} ± 3,31	13,89 ± 5,09
a DV VH/ HH § ($\eta^2 = 0,598$)	1,11^d ± 0,18	1,55^{bc} ± 0,37	1,77^b ± 0,51	1,24^{cd} ± 0,24	1,95^{ab} ± 0,26	1,16^{cd} ± 0,19	2,28^a ± 0,52	1,58 ± 0,53
a CC VH1/ HH ($\eta^2 = 0,401$)	1,34^c ± 0,54	1,75^{bc} ± 0,43	2,52^{ab} ± 1,09	1,56^{bc} ± 0,75	2,06^{bc} ± 1,27	1,53^{bc} ± 1,05	3,63^a ± 1,14	2,05 ± 1,17
a CC VH2/ HH ($\eta^2 = 0,367$)	0,54^b ± 0,29	1,83^a ± 1,02	1,00^{ab} ± 0,33	0,95^{ab} ± 0,50	0,92^{ab} ± 0,44	0,75^b ± 0,48	1,46^a ± 0,51	1,06 ± 0,68
Flugphase (AIR)								
ω AIR min ($\eta^2 = 0,524$)	-3,69^a ± 0,30	-3,12^{cd} ± 0,20	-3,04^{cd} ± 0,24	-3,20^{cd} ± 0,20	-3,22^{bc} ± 0,13	-3,47^{ab} ± 0,31	-2,95^d ± 0,23	-3,24 ± 0,33
Landephase (LA)								
ω LA min ($\eta^2 = 0,484$)	-2,32^{bc} ± 0,12	-2,17^d ± 0,14	-2,41^{ab} ± 0,10	-2,29^{bcd} ± 0,10	-2,53^a ± 0,12	-2,28^{bcd} ± 0,16	-2,21^{cd} ± 0,11	-2,32 ± 0,16
a CC LA max1 ($\eta^2 = 0,921$)	20,37^{cd} ± 7,93	14,81^d ± 2,80	41,53^b ± 11,85	26,25^c ± 7,93	17,74^{cd} ± 2,15	21,66^{cd} ± 4,24	102,63^a ± 15,76	35,00 ± 30,16
a DV LA max ($\eta^2 = 0,373$)	44,31^c ± 4,67	51,19^a ± 3,01	51,15^a ± 4,88	46,04^{bc} ± 4,71	49,71^{ab} ± 3,10	42,22^c ± 5,01	45,63^{bc} ± 5,04	47,18 ± 5,38
a CC LA min1 ($\eta^2 = 0,728$)	-23,61^b ± 8,56	-12,31^c ± 6,83	-36,37^a ± 6,08	-24,83^b ± 7,11	-18,67^{bc} ± 3,15	-15,30^c ± 3,25	-41,05^a ± 7,07	-24,59 ± 11,64
a CC LA max2 ($\eta^2 = 0,595$)	25,87^{bc} ± 8,43	21,66^{bc} ± 7,14	44,09^a ± 11,74	22,89^{bc} ± 6,87	17,98^c ± 5,75	29,69^b ± 6,46	45,04^a ± 11,92	29,60 ± 13,09
a CC LA min2 ($\eta^2 = 0,561$)	-12,75^{cd} ± 6,01	-13,64^c ± 6,54	-21,65^a ± 3,37	-7,37^d ± 2,82	-13,89^c ± 4,75	-16,43^{bc} ± 3,11	-21,90^a ± 2,34	-15,38 ± 6,41
Weitergaloppieren (MO1)								
ω MO1 max ($\eta^2 = 0,499$)	3,08^c ± 0,20	3,51^b ± 0,32	3,48^b ± 0,17	3,93^a ± 0,28	3,53^b ± 0,19	3,38^b ± 0,29	3,48^b ± 0,22	3,48 ± 0,33

Beschleunigungen (a) in m/s²; Rotationsgeschwindigkeit (ω) in rad/s; Bewegungsrichtung dorsoventral (DV) & craniocaudal (CC); Versuchszahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$). # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Im TO lassen sich maximale Beschleunigungen nach caudal ($a_{CC\ HH\ min}$) von $-16,63 \pm 3,77\ m/s^2$, nach dorsal ($a_{DV\ HH\ max}$) von $25,04 \pm 5,16\ m/s^2$ und zuletzt nach cranial ($a_{CC\ HH\ max}$) von $13,89 \pm 5,09\ m/s^2$ im Durchschnitt beobachten. Die maximale dorsale Rotationsgeschwindigkeit des Pferderumpfs ($\omega_{TO\ max}$) beträgt $4,25 \pm 0,59\ rad/s$. Die Verhältnisse der Beschleunigungsspitzen nach dorsal von der VH im A1 und der HH im TO liegen bei $1,58 \pm 0,53$. Entlang der KLA liegen die Verhältnisse des ersten cranialen Maximums der VH im A1 zur HH im TO mit $2,05 \pm 1,17$ etwas höher und variieren zwischen den Pferden stärker. Das zweite craniale Maximum der VH im A1 zur HH im TO ergibt bei den sieben Springpferden ein deutlich kleineres Verhältnis von $1,06 \pm 0,68$. Die maximale Rotationsgeschwindigkeit nach ventral kommt in der ersten Flughälfte unmittelbar nach dem Absprung durch das Öffnen der Hüfte für das Anwinkeln der Hinterbeine zustande ($\omega_{Air\ min}$) und liegt durchschnittlich bei $-3,24 \pm 0,33\ rad/s$. Ähnlich verhält sich $\omega_{LA\ min}$ als etwas weniger dynamisch ausgeprägte Rumpfdrehung nach vorne in der zweiten Hälfte der Flugphase hin zur LA. Die Drehgeschwindigkeit liegt bei $-2,32 \pm 0,16\ rad/s$.

In der LA ergibt sich dann eine rückwärtige Beschleunigungsspitze von $47,18 \pm 5,38\ m/s^2$ ($a_{DV\ LA\ max}$) nach dorsal. Durch die Transformation der Bewegungsgeschwindigkeit von der Vertikalen in die Horizontale, während der LA der VH in Schrittstellung, ergeben sich zusätzlich vier maximale Beschleunigungswerte entlang der craniocaudalen Bewegungsrichtung. Diese Belastungsspitzen finden im Wechsel zueinander statt. Nach caudal ($a_{CC\ LA\ min1}$ & $a_{CC\ LA\ min2}$) zum Schweif entgegen der Bewegungsrichtung betragen diese Maximalwerte $-24,59 \pm 11,64\ m/s^2$ und $-15,38 \pm 6,41\ m/s^2$. Nach cranial ($a_{CC\ LA\ max1}$ & $a_{CC\ LA\ max2}$) in Richtung Pferdekopf liegen die Maximalwerte mit $35,00 \pm 30,16\ m/s^2$ und $29,60 \pm 13,09\ m/s^2$ im Durchschnitt deutlich höher. Eine Zuordnung der ersten und zweiten Wechselwirkung durch den jeweiligen Bodenkontakt von VH1 und VH2 ergibt sich aus der zeitlichen und räumlichen Schrittstellung der VH in der Landephase (vgl. Abb. 10, S. 65). Die maximale, rückwärtige Rotationsgeschwindigkeit für die Einleitung des MO1 ($\omega_{MO1\ max}$) kann bei den sieben Versuchspferden mit $3,48 \pm 0,33\ rad/s$ zur Aufrichtung im Auslauf nach dem Hindernis gemessen werden.

Der Faktor Pferd wirkt sich statistisch signifikant (ANOVA Pferd, $p < 0,01$) auf die maximalen Beschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeitsdaten (*peaks*) als Inertialevents aus. Die Effektstärke (η^2) ist mit Werten zwischen 0,192 und 0,921 groß. Die Anreitbedingungen (ANOVA Anritt) führen in den Sprungversuchen zu keinen signifikanten Unterschieden ($p > 0,05$). In den Ergebnissen zeigen sich zwischen den beiden Hauptfaktoren verschiedene Interaktionseffekte (ANOVA Anritt x Pferd, $p < 0,05$). Die Interaktion beider Faktoren beeinflusst die craniale Maximalbeschleunigung im A1 ($a_{CC\ VH\ max1}$: $\eta^2 = 0,042$) und die caudale im TO ($a_{CC\ HH\ min}$: $\eta^2 = 0,131$), sowie bei der ventralen Rotation der Flugphase ($\omega_{Air\ min}$: $\eta^2 = 0,104$). Zusätzlich zeigen sich Effekte in der LA. Sowohl die inertielle Beschleunigungsspitze nach dorsal ($a_{DV\ LA\ max}$: $\eta^2 = 0,174$), die erste Maximalbeschleunigung nach caudal ($a_{CC\ LA\ min1}$: $\eta^2 = 0,044$)

als auch die zweite Maximalbeschleunigung nach cranial ($a_{CC\ LA\ max2}$; $\eta^2 = 0,091$) sind betroffen und unterscheiden sich statistisch signifikant zwischen den Pferden und unter den beiden Anreitbedingungen. Eine weiterführende Untersuchung der Unterschiede (*Tukey*, $\alpha = 0,05$) zeigt jedoch auch, dass sich diese nur auf eine weitere Untergruppierung der Pferde zueinander bezieht und nicht zu einer Unterscheidung der Pferde in den Anreitbedingungen führen. Demnach ergeben sich keine Effekte in Form einer Standardisierung der Sprungbewegung der Pferde durch die Gymnastikreihe im Anlauf und damit auch keine sportpraktische Relevanz.

Um die Unterschiede zwischen den Pferden weiterführend aufklären zu können, wird die Beziehung des Exterieurs der Pferde mit den Merkmalen Körpergröße und Körpergewicht auf die metrischen Inertialdaten mit dem Korrelationskoeffizienten r nach *Pearson* ($\alpha = 0,05$) abgeleitet. Auf die craniocaudale Beschleunigungsspitzen entlang der Bewegungsrichtung im A1 wirkt sich das Exterieur statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$) aus. Die rückwärtige Beschleunigungsspitze nach dorsal der VH im A1 ($a_{DV\ VH\ max}$) korreliert dagegen mit $r = -0,776$ ($p = 0,040$) mit der Körpergröße und mit $r = -0,826$ ($p = 0,022$) mit dem Körpergewicht. Der Effekt ist negativ. Die maximale Rotationsgeschwindigkeit des Pferderumpfs nach dorsal im anschließenden TO ($\omega_{TO\ max}$) steht ebenfalls in Verbindung zu den Merkmalen des Exterieurs. Sowohl die Körpergröße ($r = -0,743$, $p = 0,060$) als auch das Körpergewicht der Springpferde ($r = -0,642$, $p = 0,120$) zeigen einen negativen Trend. Mit der Größe und dem Gewicht der Pferde sinkt das Maß der rückwärtigen Beschleunigung und die Drehrate. Die Rumpffrotation in der Absprungvorbereitung verliert an Dynamik.

Die Beschleunigungsspitzen im TO selbst zeigen sich dann ohne Einfluss ($p > 0,05$). Das Verhältnis der Beschleunigungsspitzen der VH und der HH nach posterior verändert sich. Mit $r = -0,789$ für das Gewicht ($p = 0,035$) zeigen die schwereren Pferde ein etwas kleineres Verhältnis zwischen den nach dorsal ausgerichteten Maximalwerten der VH im A1 und der HH im TO ($a_{DV\ VH/HH}$). Die Körpergröße ist mit $r = 0,646$ ($p = 0,117$) nur als Trend statistisch sichtbar. Die Rotationsgeschwindigkeit in der ersten Hälfte der Flugphase ($\omega_{AIR\ min}$), die sich durch das Anwinkeln der HH nach dem TO und dem Öffnen der Hüfte ergibt, zeigt keine Verbindung zum Exterieur ($p > 0,05$). Die nach ventral ausgeprägte Rumpffrotation in der zweiten Flughälfte dient der Einleitung der LA ($\omega_{LA\ min}$). Hiermit korreliert das Exterieur als kleiner Trend über das Körpergewicht ($r = 0,578$, $p = 0,174$) und die Körpergröße ($r = 0,668$, $p = 0,101$) der Pferde positiv. Die größeren und schwereren Pferde rotieren durch den Masseanteil etwas schneller nach dem Scheitelpunkt zur Landung. In der LA selbst und im ersten Galoppsprung des weiteren Galopps im Auslauf zeigen sich dann keine Zusammenhänge mehr zum Exterieur der Springpferde ($p > 0,05$).

Die Auswirkung des Ausbildungsstandes werden nach *Spearman's* Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} bewertet. Hierbei dient die erfolgreiche Teilnahme der höchsten Wettkampfklasse des Pferdes (L – S**) als Grundlage. Im Bereich der maximalen Inertialevents zeigen sich auf Grund der kleinen Probandenzahl im gesamten Sprungverlauf, trotz der großen Effektstärke der Individualität, keine statistischen Zusammenhänge zum Ausbildungsstand ($p > 0,05$). Einzelne Trends ergeben sich bei der maximalen Beschleunigung nach dorsal ($r_{SP} = -0,673$, $p = 0,098$) durch den Bodenkontakt der HH im TO ($a_{DV\ TO\ max}$) und resultierend zum Verhältnis zur VH im A1 ($r_{SP} = 0,646$, $p = 0,117$). Die Pferde mit einem höheren Trainingslevel zeigen tendenziell einen kleineren, rückwärtigen Beschleunigungsstoß im TO. Das Verhältnis zur VH im A1 steigt. In der LA führt der größere Ausbildungsstand zu Trends bei der maximalen Beschleunigung nach cranial ($r_{SP} = 0,655$, $p = 0,111$) in der Stützphase von VH1. Auf Grund der höheren Bahngeschwindigkeit aus dem Flug ist dieser erste Beschleunigungswert größer. Der maximale dorsale Bremsstoß, als den höchsten Beschleunigungswert am Pferderumpf, zeigt keinen statistischen Zusammenhang zum Ausbildungsstand ($p = 0,582$). Die besseren Pferde richten sich nach der LA ($\omega_{MO1\ max}$: $r_{SP} = 0,600$, $p = 0,154$) tendenziell etwas schneller und dynamischer für den weiteren Galopp im Auslauf auf.

Die sensorbasierte Inertialmessung am Pferderumpf ermöglicht über die Beschleunigungsspitzen eine individuelle Belastungsanalyse der Springbewegung am Pferderumpf. Ein größeres Körpergewicht führt auf der Basis physikalischer Prinzipien zu einer verminderten Die die bestehenden Unterschiede zwischen den Pferden lassen sich statistisch auch nur wenig über das Ausbildungsniveau aufklären. Die Ergebnisse zeigen, dass die besseren Pferde mit einem kleineren, vertikalen Impuls das moderate Trainingshindernis überwinden können. In der LA zeigt sich die höhere Bewegungsgeschwindigkeit bei den besseren Pferden über einen größeren cranialen Beschleunigungswert in die Bewegungsrichtung.

7.4.2 Die Dauer der Bewegungsphasen am Sprung

Über die Tiefpunkte der dorsoventralen Beschleunigung kann die Sprungbewegung durch die Bodenkontaktzeitpunkte in die einzelnen Bewegungsphasen zerlegt und die Dauer der Phasen berechnet werden. Tabelle 19 stellt die Bewegungsphasendauer der sieben Pferde zur Übersicht im inter- und intraindividuellen Vergleich dar. Durchschnittlich dauert die Springbewegung, bestehend aus TO ($t_{TP1} - t_{TP2}$), AIR ($t_{TP2} - t_{TP3}$) und LA ($t_{TP3} - t_{TP4}$), über den moderaten Steilsprung mit einer Höhe von 1,30 m im Training $1,01 \pm 0,05$ s. Für A1 ($t_{TP0} - t_{TP1}$) werden insgesamt $0,49 \pm 0,06$ s benötigt. TO ist, wie auch die Flugzeit AIR, jeweils $0,33 \pm 0,04$ s lang. LA dauert dann $0,35 \pm 0,03$ s. Der MO1 nach dem Hindernis zeigt sich mit einer Länge von $0,51 \pm 0,04$ s.

Tabelle 19: Die Dauer der einzelnen Bewegungsphasen

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Pferd G 7-j. S 548 kg 166 cm S**	Gesamt (n = 84)
t_{A1} ($\eta^2 = 0,614$)	0,52^{ab} ± 0,04	0,46^d ± 0,03	0,48^{cd} ± 0,05	0,52^{bc} ± 0,05	0,42^e ± 0,01	0,56^a ± 0,02	0,51^{bc} ± 0,03	0,49 ± 0,06
t_{TO} ($\eta^2 = 0,442$)	0,39^a ± 0,03	0,35^{ab} ± 0,03	0,32^{bc} ± 0,05	0,30^c ± 0,03	0,35^{ab} ± 0,03	0,31^{bc} ± 0,02	0,31^c ± 0,03	0,33 ± 0,04
t_{AIR # §} ($\eta^2 = 0,406$)	0,33^b ± 0,04	0,33^b ± 0,03	0,34^b ± 0,03	0,33^b ± 0,03	0,38^a ± 0,02	0,29^c ± 0,03	0,34^b ± 0,04	0,33 ± 0,04
t_{LA} ($\eta^2 = 0,616$)	0,34^b ± 0,03	0,34^b ± 0,02	0,34^b ± 0,01	0,34^b ± 0,02	0,30^c ± 0,01	0,39^a ± 0,03	0,38^a ± 0,03	0,35 ± 0,03
t_{Jump} ($\eta^2 = 0,312$)	1,05^a ± 0,05	1,02^{ab} ± 0,04	0,99^{bc} ± 0,04	0,97^c ± 0,05	1,03^{ab} ± 0,02	0,99^{bc} ± 0,04	1,02^{ab} ± 0,03	1,01 ± 0,05
t_{MO1} ($\eta^2 = 0,757$)	0,56^a ± 0,03	0,48^{cd} ± 0,02	0,50^{bc} ± 0,02	0,52^b ± 0,02	0,47^d ± 0,02	0,56^a ± 0,02	0,52^b ± 0,02	0,51 ± 0,04

Dauer (t) in s in der Absprungvorbereitung (A1), dem Absprung (TO), der Flugphase (AIR), der Landung (LA) und dem Auslauf (MO1), sowie der Sprungbewegung (Jump) bestehend aus TO, AIR und LA; Versuchsanzahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d e} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$). # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{sp} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Der Einfluss des Faktors Pferd (ANOVA Pferd, $p < 0,001$) prägt die Zeitstruktur der Bewegungsphasen signifikant. Die Effektstärke (η^2) ist mit Werten zwischen 0,312 und 0,757 groß. Die beiden Anreitarten (ANOVA Anritt, $p < 0,01$) führen zu signifikanten Unterschieden im A1 ($\eta^2 = 0,083$), im TO ($\eta^2 = 0,045$) und in der gesamten Sprungbewegung (t_{jump} : $\eta^2 = 0,047$). Der Anritt aus der Gymnastikreihe heraus führt zu einem kürzeren A1 und zu einem längeren TO. Durch die tendenziell kürzere Absprungzeit ergibt sich eine kürzere Gesamtdauer des Sprungs aus dem Galopp, der auf Grund der kleinen Effektstärke allerdings vernachlässigt werden kann. Zwischen den beiden Faktoren (ANOVA Anritt x Pferd, $p > 0,05$) ergeben sich keine Interaktionseffekte. Eine Ausnahme bildet die inertielle Flugzeit AIR ($\eta^2 = 0,107$). Weitere Untersuchungen zeigen, dass die Unterschiede keine sportpraktische Relevanz im Sinne der Anlaufstandardisierung haben.

Die Körperdimensionen der Pferde zeigen sich als mögliche Einflussgrößen in der zeitlichen Struktur der Bewegungsphasen. Im A1 zeigen sich positive Trends durch die Größe ($r = 0,694$, $p = 0,084$) und das Gewicht der Springpferde ($r = 0,657$, $p = 0,109$). Gleiches gilt für die LA nach dem Hindernis (Größe: $r = 0,623$, $p = 0,135$). Über Schrittlänge und Galoppsprunggröße steigt die Dauer bei den größer gewachsenen Pferden an. Die Flugzeit wird auf durch die Absprung- und Landehöhe negativ beeinflusst (Größe: $r = -0,886$, $p = 0,008$; Gewicht: $r = -0,781$, $p = 0,038$), da der Boden im Absprung später verlassen und in der LA früher erreicht wird. Der TO und die Sprungdauer bleiben unabhängig ($p > 0,660$).

Mit dem Aspekt der Ausbildung lassen sich keine der interindividuellen Unterschiede zwischen den Pferden in der Dauer der Bewegungsphasen statistisch aufklären ($p > 0,05$).

7.4.3 Die Zeitstruktur der maximalen Inertialevents

Die dargestellten Inertialevents (vgl. Kap. 3.3.2.1, S. 124f.) geben mit ihrer zeitlichen Beziehung zum Beginn der jeweiligen Bewegungsphase (vgl. Kap. 3.3.2.2, S. 129f.) Auskunft über die dynamische Entwicklung der kinematischen Rumpfbewegung. Tabelle 20 stellt die Entwicklung der maximalen Inertialevents vom jeweiligen Phasenstart bis zum Maximalwert als Zeitintervalle in Sekunden dar.

$Ta_{CC\ VH\ max1}$ findet im A1 $0,29 \pm 0,04$ s nach dem Beginn (t_{TP0}) statt. $a_{DV\ VH\ max}$ kommt nach $0,33 \pm 0,04$ s, bevor nach $0,38 \pm 0,04$ s $a_{CC\ VH\ min}$ folgt. Demnach bewirkt der Bodenkontakt der Fußfolge des Galopps zunächst eine nach cranial, anschließend nach dorsal und letztlich nach caudal entgegen der Bewegungsrichtung gerichteten Rumpfbeschleunigung der Pferde im A1. Zum Ende der Bewegungsphase, nach etwa $0,46 \pm 0,04$ s, findet letztendlich mit $a_{CC\ VH\ max2}$ eine weitere Beschleunigung in Bewegungsrichtung zum Pferdekopf hin statt, bevor das Aufsetzen von HH1 (t_{TP1}) den Beginn des TO markiert. Die rückwärtige Rumpfrotation um die KBA beginnt im A1. Die maximale Drehrate ($\omega_{TO\ max}$) findet dann $0,14 \pm 0,04$ s nach dem Aufsetzen von HH1 erst im TO statt. Zuvor wird im TO noch ein nach caudal ($a_{CC\ HH\ min}$) gerichtetes Beschleunigungsmaximum entgegen der Bewegungsrichtung nach $0,09 \pm 0,05$ s generiert, der die rückwärtige Rumpfrotation unterstützt. Der Pferderumpf rotiert im TO weiter, um sich in die aufgerichtete Absprungposition TO2 zum Ende der Absprungphase zu begeben. Die Beschleunigung aus der HH zur Überwindung der Hindernisse wird dann zuerst nach dorsal nach $0,16 \pm 0,05$ s ($a_{DV\ HH\ max}$) und nach nur $0,19 \pm 0,06$ s und im Anschluss nach cranial ($a_{CC\ HH\ max}$) gelenkt. Der zeitliche Verlauf der sensorbasierten Inertialevents verdeutlicht die Transformation der Anlaufgeschwindigkeit in die Verteilung der Absprunggeschwindigkeit.

In der Flugphase rotiert der Pferderumpf zunächst ventral ($\omega_{AIR\ min}$). Die maximale Winkelgeschwindigkeit wird nach $0,04 \pm 0,02$ s nach Flugbeginn (t_{TP2}) erreicht. Die zweite ventrale Rumpfrotation in der zweiten Flughälfte, die mit dem Aufsetzen der VH zur LA (t_{TP3}) endet, dient der Vorbereitung der LA. Im Durchschnitt findet das Maximum ($\omega_{LA\ min}$) mit $0,01 \pm 0,04$ s erst unmittelbar mit dem Aufsetzen von VH1 in der Landephase statt. Die LA der VH geht mit einer Beschleunigung des Rumpfes nach cranial ($a_{CC\ LA\ max1}$) und nach dorsal ($a_{DV\ LA\ max}$) nach $0,13 \pm 0,13$ s und $0,13 \pm 0,05$ s einher, bevor sich ein nach caudal gerichtetes Maximum ($a_{CC\ LA\ min1}$) nach $0,16 \pm 0,13$ s anschließt. Maximale Beschleunigungen schließen sich nach $0,24 \pm 0,03$ s nach cranial ($a_{CC\ LA\ max2}$) und nach $0,27 \pm 0,04$ s nach caudal ($a_{CC\ LA\ min2}$) am Pferderumpf an. Die notwendige rückwärtige Rumpfrotation zur Aufrichtung für den nächsten Galoppsprung findet ihr Maximum nach $0,06 \pm 0,04$ s zu Beginn des MO1 (t_{TP4}).

Tabelle 20: Die Zeitpunkte der inertialen Events

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Pferd G 7-j. S 548 kg 166 cm S**	Gesamt (n = 84)
Absprungvorbereitung (A1)								
T_a CC VH max1 ($\eta^2 = 0,585$)	0,32^a ± 0,03	0,28^b ± 0,02	0,28^b ± 0,03	0,31^a ± 0,04	0,24^c ± 0,02	0,28^b ± 0,01	0,34^a ± 0,01	0,29 ± 0,04
T_a DV VH max ($\eta^2 = 0,346$)	0,35^a ± 0,04	0,35^a ± 0,03	0,28^b ± 0,03	0,31^{ab} ± 0,04	0,32^{ab} ± 0,02	0,34^a ± 0,05	0,34^a ± 0,01	0,33 ± 0,04
T_a CC VH min ($\eta^2 = 0,425$)	0,42^a ± 0,03	0,38^{bc} ± 0,05	0,36^c ± 0,02	0,38^{bc} ± 0,01	0,35^c ± 0,02	0,41^{ab} ± 0,04	0,39^{ab} ± 0,02	0,38 ± 0,04
T_a CC VH max2 ($\eta^2 = 0,546$)	0,50^a ± 0,03	0,46^{cd} ± 0,02	0,42^e ± 0,02	0,44^{cde} ± 0,02	0,43^{de} ± 0,01	0,49^{ab} ± 0,05	0,46^{bc} ± 0,02	0,46 ± 0,04
Absprungphase (TO)								
T_a CC HH min # § ($\eta^2 = 0,243$)	0,10^{abc} ± 0,05	0,13^a ± 0,03	0,07^{bc} ± 0,04	0,05^c ± 0,04	0,11^{ab} ± 0,03	0,09^{abc} ± 0,07	0,08^{bc} ± 0,03	0,09 ± 0,05
Tω TO max § ($\eta^2 = 0,386$)	0,14^{abc} ± 0,04	0,18^a ± 0,03	0,12^{cd} ± 0,04	0,10^d ± 0,03	0,17^{ab} ± 0,02	0,12^{cd} ± 0,04	0,13^{bcd} ± 0,03	0,14 ± 0,04
T_a DV HH max ($\eta^2 = 0,354$)	0,15^{bc} ± 0,05	0,20^{ab} ± 0,04	0,16^{bc} ± 0,04	0,12^c ± 0,03	0,21^a ± 0,03	0,15^{bc} ± 0,05	0,15^c ± 0,04	0,16 ± 0,05
T_a CC HH max ($\eta^2 = 0,249$)	0,18^b ± 0,07	0,19^{ab} ± 0,03	0,16^b ± 0,07	0,16^b ± 0,05	0,21^{ab} ± 0,04	0,25^a ± 0,06	0,19^{ab} ± 0,05	0,19 ± 0,06
Flugphase (AIR)								
Tω AIR min ($\eta^2 = 0,344$)	0,03^{bc} ± 0,03	0,04^{bc} ± 0,02	0,04^{ab} ± 0,02	0,02^{bc} ± 0,01	0,05^{ab} ± 0,02	0,06^a ± 0,03	0,02^c ± 0,01	0,04 ± 0,02
Landephase (LA)								
Tω LA min ($\eta^2 = 0,258$)	0,00^b ± 0,03	0,05^a ± 0,03	0,02^{ab} ± 0,02	0,00^b ± 0,03	-0,01^b ± 0,02	0,00^b ± 0,03	-0,02^b ± 0,07	0,01 ± 0,04
T_a CC LA max1 ($\eta^2 = 0,380$)	0,13^{ab} ± 0,03	0,13^{ab} ± 0,05	0,12^{ab} ± 0,02	0,15^{ab} ± 0,02	0,11^{bc} ± 0,05	0,07^c ± 0,04	0,16^a ± 0,04	0,13 ± 0,05
T_a DV LA max	0,14 ± 0,03	0,07 ± 0,34	0,13 ± 0,02	0,15 ± 0,01	0,13 ± 0,01	0,15 ± 0,01	0,18 ± 0,04	0,13 ± 0,13
T_a CC LA min1	0,16 ± 0,03	0,16 ± 0,05	0,16 ± 0,01	0,19 ± 0,01	0,06 ± 0,34	0,16 ± 0,02	0,20 ± 0,03	0,16 ± 0,13
T_a CC LA max2 ($\eta^2 = 0,499$)	0,24^{ab} ± 0,02	0,26^a ± 0,02	0,20^c ± 0,01	0,25^a ± 0,01	0,22^{bc} ± 0,03	0,24^{ab} ± 0,01	0,26^a ± 0,04	0,24 ± 0,03
T_a CC LA min2 ($\eta^2 = 0,368$)	0,27^{abc} ± 0,05	0,26^{bc} ± 0,05	0,25^{bc} ± 0,02	0,30^a ± 0,02	0,24^c ± 0,03	0,28^{ab} ± 0,01	0,31^a ± 0,04	0,27 ± 0,04
Weitergaloppieren (MO1)								
Tω MO1 max ($\eta^2 = 0,491$)	0,09^a ± 0,02	0,08^{ab} ± 0,03	0,06^{ab} ± 0,02	0,05^b ± 0,02	0,05^b ± 0,04	0,01^c ± 0,03	0,05^b ± 0,02	0,06 ± 0,04

Zeitpunkte (T) als Intervall ausgehend vom Beginn der zugehörigen Bewegungsphase A1 (t_{TP0}), TO (t_{TP1}), AIR (t_{TP2}), LA (t_{TP3}) und MO1 (t_{TP4}) in s angegeben; Versuchsanzahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Dauer (t) in s; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d e} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$). # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Durch die Zeitstruktur der Beschleunigungsspitzen in der Landung kann die Annahme unterstrichen werden, dass es sich bei den zeitlichen Kombinationen um den jeweiligen Bodenkontakt von VH1 und VH2 handelt. Demnach ist der erste Bodenkontakt von VH1 mit den craniocaudalen Maximalwerten und der dorsoventralen Komponente $a_{DV\ LA\ max}$ deutlich mehr belastet als VH2.

Im interindividuellen Vergleich zeigen sich Unterschiede zwischen den Pferden. Während bei Pferd C, D und G die maximale Beschleunigung nach caudal und nach dorsal im A1 zeitgleich wirken, so zeigen Pferd A, B, E und F eine zeitliche Verzögerung zwischen den Beschleunigungswerten. Während Pferd B, C und E im TO die maximale Beschleunigung nach dorsal und caudal nahezu zeitgleich generieren, zeigt sich bei Pferd A, D und G eine zeitliche Verzögerung. Pferd F zeigt mit etwa 0,1 s den größten Abstand.

Mit dem Vergleich der zeitlichen Entwicklung der maximalen Inertialevents am Pferderumpf lassen sich Aussagen über die Bewegungsdynamik des Pferderumpfs treffen. Der Einfluss des Faktor Pferd (ANOVA, $p < 0,001$) auf die zeitliche Entwicklung der sensorbasierten Inertialevents zeigt sich statistisch signifikant bei allen berechneten Zeitintervallen. Die Effektstärken (η^2) liegen mit Werten zwischen 0,249 und 0,585 in einem hohen Bereich. Ausnahmen bilden die beiden zeitlichen Entwicklungen der Inertialevents entgegen der Bewegungsrichtung nach dorsal in der LA ($p = 0,580$) und der ersten maximalen Beschleunigung nach caudal ($p = 0,215$). Hier gibt es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Pferden.

Die beiden unterschiedlichen Anreitbedingungen (ANOVA Anritt, $p < 0,05$) führen lediglich zu signifikanten Unterschieden im Bereich der Absprungvorbereitung. Mit $Ta_{CC\ VH\ min}$ ($p < 0,01$; $\eta^2 = 0,052$) und $Ta_{CC\ VH\ max2}$ ($p < 0,001$; $\eta^2 = 0,060$) zeigen sich zum Ende des A1 mit dem Abdruck der VH zur Einleitung der Rumpfrotation in die Absprungposition signifikante Unterschiede zwischen den beiden Anreitbedingungen. In beiden Fällen kommt es zu einer zeitlichen Verzögerung der Events aus dem wettkampftypischen Galopp im Vergleich zum Anreiten aus der Gymnastikreihe. Mit $p < 0,01$ wird die Entwicklung der Rotationsgeschwindigkeit ($T\omega_{TO\ max}$; $\eta^2 = 0,056$) in der Absprungphase ebenfalls statistisch von der Anreitbedingung beeinflusst. Die Ergebnisse zeigen, dass das Rotationsmaximum aus der Gymnastikreihe heraus etwas später stattfindet und die Rotationsbewegung aus dem Galopp schneller umgesetzt wird, obwohl zuvor die Einleitung im A1 zeitlich verzögert war. Der Maximalwert der rückwärtigen Winkelgeschwindigkeit, als Drehrate der Rumpfrotation, steht jedoch in keiner statistischen Verbindung zu den beiden Arten des Anreitens ($p > 0,05$). Der nach caudal gerichtete Beschleunigungsstoß der HH im TO ($Ta_{CC\ HH\ min}$: $p = 0,016$; $\eta^2 = 0,053$) entgegen der Bewegungsrichtung zeigt sich aus der Reihe ebenfalls zeitlich verzögert. Die Effektgröße (η^2) der Anreitbedingungen kann mit Werten zwischen 0,052 und 0,060 als mittelstark bezeichnet werden.

Zwischen den beiden Faktoren (ANOVA Anritt x Pferd, $p < 0,05$) gibt es keine statistisch signifikanten Interaktionseffekte. Eine Ausnahme bilden die Zeitpunkte des zweiten Inertialevents nach cranial ($Ta_{CC_{VH_{max2}}}$: $\eta^2 = 0,066$) am Ende des A1 und der nach dorsal ausgerichteten Beschleunigungsspitze ($Ta_{DV_{HH_{max}}}$: $\eta^2 = 0,046$) im TO. Die weiterführenden Untersuchungen nach *Tukey* zeigen, dass keine sportpraktische Relevanz im Sinne der Standardisierung vorliegt.

Um die Unterschiede der Bewegungsdynamik zwischen den Pferden aufklären zu können wird der Zusammenhang der Messergebnisse mit dem Exterieur, über die Merkmale der Körpergröße und des Körpergewichts der Pferde, analysiert. In der Absprungvorbereitung A1 schlägt sich das Gewicht als Trend auf die zeitliche Entwicklung der Beschleunigungsspitzen mit $r = 0,718$ ($p = 0,069$) auf den nach dorsal gerichteten und mit $r = 0,694$ ($p = 0,083$) auf den nach caudal gerichteten Beschleunigungsstoß nieder. Die zeitliche Entwicklung der maximalen, rückwärtigen Drehrate des Rumpfes im TO wird schließlich mit $r = 0,777$ ($p = 0,040$) statistisch signifikant vom Gewicht beeinflusst. Die Körpergröße zeigt sich hier als Trend mit $r = 0,736$ ($p = 0,059$). Die Einleitung der rückwärtigen Rumpfrotation im A1 und die Entwicklung der Drehrate verzögert sich bei den schweren und größeren Pferden. Mit der Rumpfrotation steht dann zusätzlich die nach caudal ausgerichtete Beschleunigung der HH im TO in Verbindung. Sowohl das Körpergewicht ($r = 0,840$, $p = 0,018$) als auch die Größe ($r = 0,799$, $p = 0,031$) führen zu einem größeren Zeitintervall. Die restlichen Zeitintervalle sind unabhängig ($p > 0,05$).

Der Ausbildungsstand der Pferde trägt nicht zur Aufklärung der Unterschiede in der zeitlichen Entwicklung der Inertialevents am Sprung bei. Es ergeben sich weder signifikante Zusammenhänge noch Trends in den Ergebnissen.

7.4.4 Die Geschwindigkeits- und Winkelveränderungen in den Sprungphasen

Tabelle 21 präsentiert die integrierten Ergebnisse der Beschleunigung, als die relative Veränderung der Geschwindigkeit (Δv), und der Winkelgeschwindigkeit, als die relativen Winkelveränderungen ($\Delta \beta$), über die einzelnen Bewegungsrichtungen in der Springbewegung. Zusätzlich werden auf Grundlage der Vektoraddition die resultierende Bewegungsgeschwindigkeit des Pferderumpfs in der Sagittalebene berechnet, um über die unterschiedliche Sensorlage in Abhängigkeit der Rumpflage und Position hinaus einen Vergleich zwischen den Pferden zu schaffen. Bei der Betrachtung der Ergebnisse bleibt zu beachten, dass sich das SKS mit dem Pferderumpf rotiert und damit auch die wirkende Erdbeschleunigung jeweils anteilig auf die Achsen verteilt. Die Ausgangslage ist für alle Versuche gleich, sodass die relativen Ergebnisse eine erste Einschätzung darstellen. Eine Offsetkorrektur unmittelbar vor dem Absprung ist für die Berechnung einer Integrationskonstante nach Zaremski (2017, S. 59ff.) nicht über die Rumpflagenbestimmung möglich.

In den 84 Auswertungen zeigt sich im A1 in der dorsoventralen Bewegungsachse ($\Delta v_{DV A1}$) eine Geschwindigkeitsveränderung von $6,28 \pm 0,43$ m/s. Δv_{CCA1} entlang der craniocaudalen KLA ist mit einer Veränderungsrate der Geschwindigkeit $0,26 \pm 0,47$ m/s. Folglich liegt die resultierende Geschwindigkeitsveränderung (Δv_{A1}) in der Sagittalebene bei $6,30 \pm 0,43$ m/s im A1. Auf Grund der Körperlage im Galopp ergibt sich die resultierende Bewegungsrichtung des entstehenden Vektors in der Sagittalebene aus den beiden Dimensionen DV und CC, wobei der Zuwachs nach dorsal entlang der KTA entgegen der Erdanziehung deutlich größer ist. Die relative Rumpfrotation ($\Delta\beta_{A1}$) liegt nach der Einleitung im A1 bei durchschnittlich $4,66 \pm 3,20^\circ$. Damit richten sich die Pferde im Vergleich zum Ende des A2 etwas mehr auf im A1.

Im TO zeigt sich die Verteilung der Geschwindigkeitsvektoren dann etwas verändert. $\Delta v_{DV TO}$ liegt resultierend in der Sagittalebene bei $3,03 \pm 0,66$ m/s. $\Delta v_{CC TO}$ zeigt sich mit einem kleinen Verlust von $-0,17 \pm 0,30$ m/s in der nahezu horizontalen Bewegungsrichtung. Der resultierende Vektor in der Sagittalebene zeigt durch den kräftigen Abdruck der HH im TO einen positiven Zuwachs von durchschnittlich $3,05 \pm 0,66$ m/s in der nahezu vertikal verlaufenden dorsoventralen Bewegungsgeschwindigkeit. Die Winkelveränderung spiegelt die aufrichtende, rückwärtige Rumpfrotation mit $27,03 \pm 5,63^\circ$ deutlich wider.

In der Flugphase fällt der dorsoventrale Geschwindigkeitsvektor $\Delta v_{DV AIR}$ mit $0,11 \pm 0,18$ m/s nahezu unverändert aus. Die Erdanziehung als solche wird im freien Fall durch das Messprinzip ohne Gegenkraft durch den Bodenkontakt nicht aufgezeichnet. $\Delta v_{CC AIR}$ zeigt sich mit einem Zuwachs von $0,58 \pm 0,18$ m/s in der Bewegungsrichtung, da das Objekt durch den freien Fall in der Bewegung beschleunigt wird. Der resultierende Vektor der Geschwindigkeitsveränderung in der Sagittalebene verändert sich im Flug um $0,61 \pm 0,19$ m/s und kennzeichnet einen Geschwindigkeitszuwachs des Pferderumpfs. Die ventrale Rumpfdrehung im parabelartigen Flug ergibt eine Winkelveränderung von insgesamt $-42,55 \pm 5,10^\circ$ von der aufgerichteten Absprungposition bis zur vorwärtsrotierten Landeposition.

In LA ergeben sich für die Gesamtgeschwindigkeitsveränderung in der Sagittalebene (Δv_{LA}) resultierend $6,94 \pm 0,43$ m/s. Der dorsoventrale Anteil $\Delta v_{DV LA}$ ist mit $6,03 \pm 0,24$ m/s vergleichbar zum A1. Entlang der KLA kommt es bei $\Delta v_{CC LA}$ zu einer Geschwindigkeitsveränderung von $0,91 \pm 0,28$ m/s über die Landephase hinweg. Die Rumpfrotation gleicht sich im Landeverlauf mit $0,07 \pm 4,88^\circ$ nahezu aus. Erst im Verlauf des MO1 wird die Rumpflage wieder um $6,91 \pm 0,58^\circ$ aufgerichtet und erhöht. Der craniocaudale Geschwindigkeitsanteil verändert sich im MO1 um $1,20 \pm 0,45$ m/s. Nach dorsoventral kommt es durch die Bodenkontakte der vier Gliedmaßen zu einer Geschwindigkeitsveränderung von $5,71 \pm 0,30$ m/s, sodass im MO1 resultierend $5,85 \pm 0,33$ m/s in der Sagittalebene für den weiteren Galopp generiert werden würden.

Tabelle 21: Weiterberechnete Ergebnisse der inertialen Sprunganalyse

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Pferd G 7-j. S 548 kg 166 cm S**	Gesamt (n = 84)
Absprungvorbereitung (A1)								
$\Delta v_{DV A1}$ ($\eta^2 = 0,329$)	6,24 ^{bc} ± 0,47	6,04 ^{bc} ± 0,16	6,39 ^{ab} ± 0,47	6,41 ^{ab} ± 0,50	5,87 ^c ± 0,10	6,67 ^a ± 0,22	6,36 ^{ab} ± 0,39	6,28 ± 0,43
$\Delta v_{CC A1}$ ($\eta^2 = 0,833$)	-0,05 ^c ± 0,19	0,46 ^b ± 0,29	0,51 ^b ± 0,24	0,32 ^b ± 0,19	-0,45 ^d ± 0,14	0,06 ^c ± 0,16	0,98 ^a ± 0,14	0,26 ± 0,47
Δv_{A1} ($\eta^2 = 0,326$)	6,24 ^{abc} ± 0,47	6,06 ^{bc} ± 0,17	6,42 ^{ab} ± 0,45	6,42 ^{ab} ± 0,50	5,89 ^c ± 0,09	6,67 ^a ± 0,21	6,43 ^{ab} ± 0,39	6,30 ± 0,43
$\Delta \beta_{A1}$ ($\eta^2 = 0,396$)	8,12 ^a ± 3,08	2,89 ^{bc} ± 2,18	5,61 ^{ab} ± 3,46	5,33 ^{ab} ± 2,40	1,70 ^c ± 2,31	5,67 ^{ab} ± 2,14	3,32 ^{bc} ± 2,19	4,66 ± 3,20
Absprungphase (TO)								
$\Delta v_{DV TO}$ ($\eta^2 = 0,398$)	3,74 ^a ± 0,72	3,28 ^{ab} ± 0,43	2,61 ^{cd} ± 0,37	2,96 ^{bcd} ± 0,27	3,22 ^{abc} ± 0,26	2,40 ^d ± 0,90	2,99 ^{bcd} ± 0,40	3,03 ± 0,66
$\Delta v_{CC TO}$ ($\eta^2 = 0,261$)	-0,43 ^c ± 0,24	-0,33 ^{bc} ± 0,17	0,08 ^a ± 0,24	-0,12 ^{ab} ± 0,23	-0,21 ^{abc} ± 0,19	-0,12 ^{abc} ± 0,49	-0,09 ^{ab} ± 0,19	-0,17 ± 0,30
Δv_{TO} ($\eta^2 = 0,389$)	3,77 ^a ± 0,74	3,30 ^{ab} ± 0,26	2,62 ^c ± 0,37	2,97 ^{bc} ± 0,28	3,24 ^{ab} ± 0,26	2,45 ^c ± 0,91	3,00 ^{bc} ± 0,40	3,05 ± 0,66
$\Delta \beta_{TO}^*$ ($\eta^2 = 0,416$)	21,39 ^d ± 7,14	26,51 ^{bc} ± 3,82	23,58 ^{cd} ± 6,07	27,75 ^{bc} ± 2,47	30,06 ^{ab} ± 3,35	26,74 ^{bc} ± 3,92	33,15 ^a ± 2,01	27,03 ± 5,63
Flugphase (AIR)								
$\Delta v_{DV AIR \# \S}$ ($\eta^2 = 0,683$)	0,01 ^{cd} ± 0,07	-0,06 ^d ± 0,13	0,19 ^b ± 0,14	0,10 ^{bc} ± 0,11	0,39 ^a ± 0,08	-0,04 ^d ± 0,08 ^c	0,19 ^b ± 0,09	0,11 ± 0,18
$\Delta v_{CC AIR \S}$ ($\eta^2 = 0,159$)	0,51 ^{ab} ± 0,17	0,59 ^{ab} ± 0,13	0,64 ^{ab} ± 0,18	0,56 ^{ab} ± 0,16	0,66 ^a ± 0,17	0,44 ^b ± 0,22	0,63 ^{ab} ± 0,18	0,58 ± 0,18
$\Delta v_{AIR \S}$ ($\eta^2 = 0,273$)	0,52 ^{bc} ± 0,17	0,60 ^{abc} ± 0,14	0,68 ^{ab} ± 0,19	0,58 ^{abc} ± 0,15	0,78 ^a ± 0,14	0,46 ^c ± 0,21	0,67 ^{abc} ± 0,19	0,61 ± 0,19
$\Delta \beta_{AIR}$ ($\eta^2 = 0,476$)	-40,73 ^{bc} ± 5,63	-36,72 ^{bc} ± 3,60	-42,79 ^b ± 4,67	-44,44 ^b ± 2,62	-49,18 ^a ± 3,32	-41,67 ^b ± 2,26	-42,34 ^b ± 3,68	-42,55 ± 5,10
Landephase (LA)								
$\Delta v_{DV LA}$ ($\eta^2 = 0,540$)	6,17 ^a ± 0,23	6,02 ^a ± 0,17	6,05 ^a ± 0,20	5,85 ^b ± 0,15	5,71 ^b ± 0,10	6,16 ^a ± 0,13	6,22 ^a ± 0,16	6,03 ± 0,24
$\Delta v_{CC LA}$ ($\eta^2 = 0,646$)	0,74 ^{de} ± 1,19	0,76 ^{de} ± 0,15	0,85 ^{cd} ± 0,22	1,02 ^{bc} ± 1,16	0,58 ^e ± 0,14	1,27 ^a ± 1,16	1,15 ^{ab} ± 0,20	0,91 ± 0,28
Δv_{LA} ($\eta^2 = 0,584$)	6,22 ^{abc} ± 0,23	6,07 ^{cd} ± 0,18	6,11 ^{bcd} ± 0,20	5,94 ^{de} ± 0,15	5,74 ^e ± 0,09	6,29 ^{ab} ± 0,13	6,33 ^a ± 0,18	6,10 ± 0,25
$\Delta \beta_{LA}$ ($\eta^2 = 0,647$)	2,41 ^b ± 2,82	-4,41 ^a ± 2,55	3,68 ^b ± 2,81	0,91 ^b ± 3,10	1,38 ^b ± 2,50	3,69 ^b ± 2,57	-7,20 ^a ± 4,32	0,07 ± 4,88
Weitergaloppieren (MO1)								
$\Delta v_{DV MO1 \S}$ ($\eta^2 = 0,786$)	5,86 ^{bc} ± 0,15	5,52 ^d ± 0,15	5,54 ^d ± 0,21	6,01 ^{ab} ± 0,11	5,27 ^e ± 0,14	6,04 ^a ± 0,10	5,76 ^c ± 0,14	5,71 ± 0,30
$\Delta v_{CC MO1}$ ($\eta^2 = 0,535$)	0,94 ^b ± 0,17	1,16 ^b ± 0,74	1,21 ^b ± 0,17	0,91 ^b ± 0,23	0,81 ^b ± 0,17	1,62 ^a ± 0,16	1,73 ^a ± 0,11	1,20 ± 0,45
Δv_{MO1} ($\eta^2 = 0,766$)	5,93 ^b ± 0,13	5,67 ^c ± 0,29	5,67 ^c ± 0,21	6,09 ^{ab} ± 0,09	5,34 ^d ± 0,142	6,26 ^a ± 0,09	6,01 ^b ± 0,12	5,85 ± 0,33

Relative Geschwindigkeits- (Δv) und Winkelveränderung ($\Delta \beta$) berechnet durch die Integration des Datenverlaufs innerhalb der einzelnen Richtungen dorsoventral (DV) und craniocaudal (CC); Versuchsanzahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Dauer (t) in s; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d e} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey's HSD ($\alpha = 0,05$). Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) # zur Körpergröße & § zum Körpergewicht; * Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{sp} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Die individuelle Wirkung des Faktors Pferd (ANOVA Pferd, $p < 0,02$) zeigt sich bei allen Parametern signifikant. Die Effektgröße fällt mit Werten zwischen 0,159 und 0,833 stark aus. Die beiden Arten des Anreitens (ANOVA Anritt, $p < 0,05$) führen zu signifikanten Unterschieden in der Geschwindigkeitsveränderung nach dorsoventral ($\Delta v_{DV A1}$: $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,135$) entlang der KTA und der resultierende Geschwindigkeitsvektor im A1 (Δv_{A1} : $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,139$), sowie die rückwärtige Winkelveränderung um die KBA als Aufrichtung innerhalb des A1 zu TO1 ($\Delta \beta_{A1}$: $p = 0,024$; $\eta^2 = 0,039$). Die Werte aus dem natürlichen Galopp fallen etwas höher aus als aus der Gymnastikreihe. Während sich die Geschwindigkeitsveränderung nach dorsoventral im TO nicht unterscheidet ($p > 0,05$), wird diese in der Flugphase ($\Delta v_{DV AIR}$: $\eta^2 = 0,016$) wiederum vom Anritt beeinflusst. Die Geschwindigkeitsveränderung im Flug liegt aus der Reihe bei $0,62 \pm 0,20$ m/s und im Vergleich zum Galopp mit $0,60 \pm 0,19$ m/s höher. Auch die Veränderung des Rumpfwinkels um die KBA in der LA zeigt eine Veränderung durch die Art des Anreitens ($\Delta \beta_{LA}$: $\eta^2 = 0,030$). Die Bilanz in der Landephase nach dem Anritt aus der Reihe ist mit der Winkelveränderung von $-0,78 \pm 5,23^\circ$ negativ, während der Galopp mit $0,91 \pm 4,41^\circ$ eine positive Bilanz ergibt. Die Effektgröße fällt in beiden Fällen sehr klein aus.

Zwischen den beiden Faktoren ergeben sich zusätzlich statistische Interaktionseffekte (ANOVA Anritt x Pferd, $p < 0,05$). Die craniocaudale Geschwindigkeitsveränderung ($\Delta v_{CC TO}$: $\eta^2 = 0,158$) entlang der KLA und die rückwärtige Winkelveränderung ($\Delta \beta_{TO}$: $\eta^2 = 0,128$) innerhalb des TO werden signifikant von der Interaktion beeinflusst. Auch in der Flugphase zeigt sich die craniocaudale Geschwindigkeitsveränderung ($\Delta v_{CC AIR}$: $\eta^2 = 0,208$) und die resultierende Geschwindigkeit in der Sagittalebene (Δv_{AIR} : $\eta^2 = 0,195$), sowie die ventrale (β_{AIR} : $\eta^2 = 0,086$) statistisch abhängig von den Wechselwirkungen. In der Landephase wird schließlich nur der craniocaudale Anteil der Geschwindigkeit ($\Delta v_{CC LA}$: $\eta^2 = 0,075$) beeinflusst ($p < 0,01$). Trotz der nachhaltigen Verbindung zeigen auch weitere Untersuchungen, dass die Unterschiede sportpraktisch nicht relevant sind.

Der Einfluss des Exterieurs ist symbolisch in Tabelle 21 ergänzt. Die Ergebnisse zeigen, dass weder das Gewicht noch die Größe der Pferde die Varianz aufklären kann ($p > 0,05$). Es lassen sich auch keine nennenswerten Trends in den Bewegungsphasen A1 und TO hin festhalten. Erst in der Flugphase ergibt sich ein statistischer Zusammenhang. Sowohl das Gewicht ($r = -0,856$, $p = 0,014$) als auch die Größe der Pferde ($r = -0,896$, $p = 0,006$) korrelieren mit der Veränderung der Geschwindigkeit entlang der dorsoventral verlaufenden KTA. Das Gewicht der Pferde steht auch in statistischer Beziehung zur craniocaudalen Geschwindigkeitsveränderung ($r = -0,745$, $p = 0,045$). Der berechnete Gesamtvektor der Geschwindigkeitsveränderung wird in der Flugphase also demnach negativ vom Exterieur der Pferde beeinflusst. Die negative Winkelveränderung fällt tendenziell kleiner aus, wenn die Pferde größer ($r = 0,733$, $p = 0,072$) oder schwerer sind ($r = 0,607$, $p = 0,148$). Die Landephase bleibt unabhängig ($p > 0,05$).

Der resultierende Geschwindigkeitsvektor im MO1 zeigt einen Trend zur Größe ($r = 0,672$, $p = 0,098$) und zum Gewicht ($r = 0,714$, $p = 0,072$). Es entsteht ein größerer Geschwindigkeitszuwachs bei den Pferden mit einem höheren Stockmaß und mehr Gewicht.

Der Ausbildungsstand der Pferde zeigt keinen Einfluss auf die Geschwindigkeits- und Winkelveränderung des Pferderumpfs. Eine Ausnahme bildet die Rumpfrotation im TO. Mit $r_{SP} = 0,855$ ($p = 0,014$) hat das Ausbildungslevel einen positiven Effekt auf den Zugewinn des Absprungwinkels aus dem Übergang vom A1 zur Absprungposition. Die besseren Pferde richten sich erst im TO vermehrt auf. Die Stemmposition zu Beginn ist flacher. Zusätzlich zeigen die besseren Pferde einen Trend zu einer größeren craniocaudalen Geschwindigkeitsveränderung mit $r_{SP} = 0,636$ ($p = 0,124$). Die besseren Pferde tendieren zu einem größeren Geschwindigkeitszuwachs nach cranial oder sind durch eine bessere Absprungaktion in der Lage die Anlaufgeschwindigkeit besser mitzunehmen. Zuvor im Anlauf, aber auch in der anschließenden Flugphase und der LA führt der Ausbildungsstand zu keinen statistischen Effekten ($p > 0,05$), sodass er nicht zur Aufklärung der Varianzen beitragen kann.

7.4.5 Die inertial berechnete Sprunghöhe und –weite

Für eine ganzheitliche Sprunganalyse mit dem Inertialmesssystem ist die Darstellung der Flugkurve über die Sprunghöhe und –weite wünschenswert. Tabelle 22 stellt die berechneten Ergebnisse der Sprunghöhe auf Basis der inertial bestimmten Flugzeit (vgl. Kap. 3.3.2.2, S. 129f.) dar. Ausgehend von der vergleichbaren Absprung- und Landehöhe kann die Sprunghöhe der sieben Pferde mit durchschnittlich $14 \pm 0,3$ cm berechnet werden. Die Individualität des Pferdes (ANOVA Pferd, $p < 0,001$) zeigt sich in der berechneten Sprunghöhe signifikant. Die Effektgröße ist mit $\eta^2 = 0,407$ stark. Der Anritt (ANOVA Anritt, $p > 0,05$) führt zu keinen statistischen Unterschieden. Zwischen den Faktoren (ANOVA Anritt x Pferd) zeigen sich Interaktionseffekte ($p = 0,023$, $\eta^2 = 0,109$), die sich mittels *Tukey's* paarweisen Vergleichen als nicht relevant im Sinne der Standardisierung des Anlaufes bewerten lassen.

Die Körpergröße mit $r = -0,889$ ($p = 0,007$) und das Körpergewicht mit $r = -0,784$ ($p = 0,037$) beeinflussen die Sprunghöhe dabei signifikant, da die Absprung- und Landeposition durch die längeren Körpersegmente bereits höher liegen. Entsprechend muss der Rumpf des Pferdes für eine fehlerfreie Überwindung des Hindernisses nur noch weniger weit erhöht werden. Die Flugzeit verkürzt sich.

Der Ausbildungsstand der Pferde, definiert über die erfolgreichste Wettkampfklasse, lässt keinen statistischen Zusammenhang erkennen ($r_{SP} = 0,236$, $p = 0,610$), sodass die Unterschiede zwischen den Pferden in der inertial berechneten Sprunghöhe nicht durch das Ausbildungs- und Trainingslevel aufgeklärt werden können.

Tabelle 22: Die inertial berechnete Sprunghöhe

	Pferd A 7-j. S 565 kg 173 cm L	Pferd B 6-j. S 596 kg 173 cm M*	Pferd C 8-j. W 555 kg 164 cm M**	Pferd D 7-j. S 578 kg 174 cm M**	Pferd E 12-j. W 506 kg 162 cm S*	Pferd F 8-j. W 617 kg 176 cm S*	Pferd G 7-j. S 548 kg 166 cm S**	Gesamt (n = 84)
h_{jump} # § ($\eta^2 = 0,407$)	0,13^b ± 0,03	0,13^b ± 0,03	0,14^b ± 0,03	0,13^b ± 0,02	0,18^a ± 0,02	0,10^c ± 0,02	0,14^b ± 0,03	0,14 ± 0,03

Sprunghöhe (h) berechnet durch die Flugzeit in cm; Versuchsanzahl (n); Angaben zu den Pferden in Zeile 1: Alter (j), Geschlecht (S = Stute; W = Wallach), Gewicht (kg), Größe (cm) und Platzierung; Dauer (t) in s; Effektgröße (η^2) ANOVA Faktor „Pferd“ ($\alpha = 0,05$); ^{a b c d e} signifikante Unterschiede zwischen den Pferden nach Tukey HSD ($\alpha = 0,05$). # Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zur Körpergröße; § Pearson's Korrelationskoeffizient r ($\alpha < 0,05$) zum Körpergewicht; Spearman's Rangkorrelationskoeffizient r_{SP} ($\alpha < 0,05$) zum Ausbildungsstand.

Die Berechnung der Sprungweite ist an die notwendigen Informationen der absoluten horizontalen Absprunggeschwindigkeit und des absoluten Absprungwinkels gebunden. Beide Informationen sind nur als relative Veränderung zu einem unbekanntem Ausgangswert berechenbar. Eine Schätzung der Sprungweite über den relativen Absprungwinkel ($\Delta\beta_{TO}$) hinaus ist ohne eine Geschwindigkeitsinformation entlang der horizontalen Bewegungsrichtung an dieser Stelle nicht möglich. Auch die Bestimmung der horizontalen Absprunggeschwindigkeit ist nicht ohne die Lageinformation und der Transformation der Daten möglich.

7.4.6 Statistische Zusammenhänge in der inertialen Sprunganalyse

Um die Bedeutung der inertialen Parameter für die Analyse der Sprungbewegung weiterführend untersuchen und bewerten zu können, werden die statistischen Zusammenhänge der Parameter zueinander über die Mittelwertkorrelation nach *Pearson's r* ($\alpha = 0,05$) ergänzt. Das Vorzeichen des Korrelationswertes bezieht sich dabei stets auf den Wertbetrag unabhängig der Bewegungsrichtung und dem damit verbundenen Vorzeichen des Wertes.

Der Anlauf und die Absprungvorbereitung

Im A1 liegt die maximale Beschleunigungsentwicklung des Pferderumpfs nach cranial ($a_{CCVH\max1}$), nach dorsal ($a_{DVVH\max}$), nach caudal ($a_{CCVH\min}$) und schließlich wieder in die Bewegungsrichtung nach cranial ($a_{CCVH\max2}$) zeitlich angeordnet und kennzeichnet die Umwandlung der Bewegungsgeschwindigkeit über die Fußfolge des Galopps in die darauffolgende rückwärtige Rotation zur Aufrichtung des Rumpfes. Der Maximalwert des einleitenden Beschleunigungsstoßes nach cranial beeinflusst die Folgenden nach dorsal ($r = 0,773$, $p = 0,041$) und nach caudal ($r = 0,777$, $p = 0,040$) statistisch signifikant. Ein Trend ($r = 0,748$, $p = 0,053$) verbindet die erste und zweite craniale Beschleunigungsspitze

zusätzlich statistisch. Wenn der dorsale Beschleunigungswert groß ausfällt, so ist der darauffolgende caudale Wert kleiner ($r = -0,755$, $p = 0,050$) und der letzte craniale Wert in die Bewegungsrichtung größer ($r = 0,600$, $p = 0,154$). Die zeitliche Entwicklung der vier Maximalwerte im A1 ist unabhängig der Maximalwerte ($p > 0,05$). Die zeitliche Dynamik der Beschleunigungsentwicklung nimmt im Verlauf wie eine Kettenreaktion zu. Findet der nach dorsal gerichtete Impuls im A1 schneller sein Maximum, so verkürzt sich auch das Zeitintervall nach caudal ($r = 0,722$, $p > 0,067$) und cranial ($r = 0,878$, $p = 0,009$). Die letzteren beiden Intervalle stehen ebenfalls in einem starken Zusammenhang ($r = 0,913$, $p = 0,004$) zueinander.

Die resultierende Geschwindigkeitsveränderung im A1 ist unabhängig der Beschleunigungswerte und deren zeitlicher Entwicklung. Diese basiert mit $r = 0,996$ ($p > 0,001$) auf der dorsoventral ausgerichteten Geschwindigkeitsveränderung des A1 und wird mit $r = 0,904$ ($p = 0,005$) von der Dauer des A1 positiv beeinflusst. Zur craniocaudalen Geschwindigkeit besteht keine statistische Verbindung ($p > 0,05$). Beide Anteile stehen in keiner statistischen Verbindung zueinander ($p = 0,420$).

Die maximale Rotationsgeschwindigkeit ($\omega_{TO\ max}$) im TO, die im A1 ausgelöst wird und beginnt, korreliert mit den vorausgehenden maximalen Beschleunigungen nach dorsal ($r = 0,731$, $p = 0,062$) und caudal ($r = -0,920$, $p = 0,003$). Umso größer die beiden Beschleunigungsspitzen entgegen der Bewegungsrichtung ausfallen, desto größer ist die maximale Drehrate. Zeitlich führt ein kurzes Intervall der dorsalen ($r = 0,775$, $p = 0,041$) und caudalen ($r = 0,914$, $p = 0,004$), sowie der zweiten cranialen Beschleunigung ($r = 0,845$, $p = 0,017$) zu einer schnelleren Entwicklung der Rumpffrotation ($T\omega_{TO\ max}$). Die spätere Winkelveränderung im TO zeigt sich unabhängig der maximalen Drehrate und der zeitlichen Entwicklung ($p > 0,05$).

Die Absprungphase

Die gemessene Rumpfbeschleunigung innerhalb des TO zeigt zunächst ein Maximum entgegen der Bewegungsrichtung nach caudal ($a_{CC\ HH\ min}$), dann eine rückwärtige Beschleunigungsspitze nach dorsal ($a_{DV\ HH\ max}$) und anschließend eine Beschleunigung in die neue aufgerichtete Bewegungsrichtung nach caudal ($a_{CC\ VH\ max}$). Der Beschleunigungswert nach dorsal zeigt einen Trend zum anschließenden cranialen Maximalwert mit $r = 0,682$ ($p = 0,092$). Fällt die rückwärtige Beschleunigung groß aus, so neigt über die Transformation der Anlauf- in die Absprunggeschwindigkeit auch der in Absprungrichtung angelegte Beschleunigungsstoß der HH im TO zu einem größeren Wert. Die zeitlichen Entwicklungen der Maximalwerte sind unabhängig der Maximalwerte selbst ($p > 0,05$). Sie greifen aber zeitlich ineinander. Ein kurzes Zeitintervall des caudal ausgerichteten Maximalwerts führt zu einem kürzeren Zeitintervall der dorsalen ($r = 0,836$, $p = 0,019$) und cranialen ($r = 0,794$, $p = 0,033$) Beschleunigung, wobei sich diese beiden ebenfalls statistisch beeinflussen ($r = 0,782$, $p = 0,038$).

Die im A1 eingeleitete rückwärtige Rumpfrotation findet ihr Maximum im TO. Der Wert und die zeitliche Entwicklung ist unabhängig der maximalen Beschleunigungswerte der HH ($p > 0,05$). Ist das Zeitintervall der maximalen Rotationsgeschwindigkeit allerdings kürzer, so fällt die maximale Drehrate des Rumpfes auch größer aus ($r = -0,630$, $p = 0,129$). Die zeitliche Entwicklung der maximalen Drehrate wirkt sich statistisch signifikant auf das Intervall der caudalen ($r = 0,978$, $p < 0,001$), dorsalen ($r = 0,921$, $p = 0,003$) und cranialen ($r = 0,839$, $p = 0,018$) Beschleunigungsspitze aus. Rotiert der Rumpf aus dem A1 heraus also langsamer, so ist auch die Entwicklung der Rumpfbeschleunigungen im TO langsamer. Die berechnete Winkelveränderung im TO korreliert negativ mit der nach dorsal ausgerichteten Beschleunigungsspitze ($r = -0,892$, $p = 0,007$). Ein großer rückwärtige Beschleunigungsstoß im TO, wie ihn Barrey und Galloux von guten Springpferden fordern, tritt mit einer kleineren Winkelveränderung im TO auf. Die besseren Springpferde, die sich um einen größeren Anteil im TO aufrichten, haben einen kleineren, dorsalen Beschleunigungsstoß. Die anderen Maximalwerte und die Zeitintervalle haben keinen Einfluss auf diese Rumpflagenveränderung ($p > 0,05$).

Der TO führt letztendlich zu einer inertialen Geschwindigkeitsveränderung von etwa 3 m/s im Vergleich zum Übergang vom A1. Der craniocaudale Anteil der Geschwindigkeitsveränderung zeigt sich im TO in den meisten Fällen mit einem kleinen Verlust, verändert sich statistisch im Vergleich zum A1 aber nicht ($p > 0,05$). Der Zuwachs wird über den dorsoventral verlaufenden Geschwindigkeitsgewinn generiert. Der resultierende Geschwindigkeitsvektor basiert wie bereits im A1 mit $r = 0,999$ ($p < 0,001$) in großen Teilen auf der dorsalen Veränderungsrate entlang der KTA. Im Gegensatz zum A1 korrelieren im TO der DV-Anteil und der CC-Anteil negativ miteinander ($r = -0,894$, $p = 0,007$). Entsprechend zeigt der craniocaudale Anteil im TO mit $r = -0,909$ ($p = 0,005$) einen signifikanten Einfluss auf die resultierende Geschwindigkeitsveränderung und wird von der ersten Beschleunigungsspitze im TO nach caudal mit $r = -0,841$ ($p = 0,018$) negativ beeinflusst. Der dorsale Anteil der Geschwindigkeitsveränderung korreliert als Trend mit dem maximalen caudalen Beschleunigungswert ($r = 0,689$, $p = 0,087$). Der Einfluss der Phasendauer des TO mit $r = 0,759$ ($p = 0,048$) ist statistisch größer. Je länger die Absprungdauer ist, desto größer fällt der Zuwachs der annähernd vertikal wirkenden Geschwindigkeit über den Beschleunigungsweg aus. Die zeitliche Entwicklung der Rumpfbeschleunigungen, wie auch die Parameter der rückwärtigen Rumpfrotation und der Winkelveränderung im TO zeigen keine Verbindung zur gesamten oder der einzelnen Anteile der Geschwindigkeitsveränderung ($p > 0,05$). Demnach steht der zuvor beschriebene Zusammenhang der rückwärtigen Beschleunigung und der rückwärtigen Rumpfrotation nicht mit der Geschwindigkeitstransformation in Verbindung, sondern sind nur für die Wirkungsrichtung der Absprunggeschwindigkeit am Ende der Absprungaktion relevant. Der Absprungmechanismus führt zu einem Geschwindigkeitsverlust, der für die Entwicklung des vertikalen Anteils in Form eines Zugewinns von Bedeutung für die Sprungbewegung ist.

Die Flugphase (AIR)

In der Flugphase kommt es zu einer Rotationsumkehrung am Pferderumpf. Durch das Öffnen der Hüfte und Anwinkeln der Hinterbeine nach dem TO wird bereits eine erste ventrale Gegenrotation eingeleitet. Das Verhalten der HH nach dem Absprung zu Beginn der Flugphase mindert mit einer hohen maximalen Winkelgeschwindigkeit ($r = 0,822$, $p = 0,023$) und einer schnellen (ruckartigen) Entwicklung ($r = -0,916$, $p = 0,004$) den craniocaudalen Geschwindigkeitsvektor innerhalb der Flugphase signifikant. Das sogenannte „Nachschnicken“ der Springpferde in der ersten Flughälfte führt entsprechend der Ergebnisse zu Einbußen des Bewegungsflusses. Die zeitliche Komponente der Bewegung vergrößert zudem die dorsale Beschleunigungsspitze in der Landung von VH1, die im Kontext der Landebelastung eine Rolle spielt ($r = 0,700$, $p = 0,080$).

Durch die Schwerkraft und die Masse von Kopf, Hals und VH wird diese nach dem Scheitelpunkt der Flugkurve verstärkt und führt zur Einleitung der Landung auf der VH. Diese zweite maximale Rotationsgeschwindigkeit der LA zeigt entsprechend der physikalischen Abhängigkeit eine Verbindung zur dorsoventralen Geschwindigkeitsveränderung im Flug ($r = 0,744$, $p = 0,055$). Die resultierende Veränderung der Bewegungsgeschwindigkeit in der Flugphase zeigt einen kleinen Zuwachs von etwa 0,6 m/s. Diese korreliert stark mit dem craniocaudalen Anteil ($r = 0,966$, $p > 0,001$) und etwas weniger mit dem dorsoventralen Anteil ($r = 0,793$, $p = 0,034$). Der resultierende Geschwindigkeitsvektor fällt im Flug immer statistisch größer aus, wenn die dorsale Beschleunigung der HH im TO zuvor kleiner ausfällt ($r = -0,685$, $p = 0,090$) und sich die translatorische und rotatorische Rumpfdynamik der Springpferde im Absprung schnell mit kurzen Zeitintervallen entwickelt ($T_{a\ CC\ HH\ min}$: $r = -0,945$, $p = 0,001$; $T_{a\ DV\ HH\ max}$: $r = -0,838$, $p = 0,018$; $T_{a\ CC\ HH\ max}$: $r = -0,821$, $p = 0,023$; $T_{\omega\ TO\ max}$: $r = -0,953$, $p < 0,001$). Die Sprunghöhe wird über die Flugdauer berechnet. Die sensorbasierten Zeitintervalle der maximalen Beschleunigungsentwicklungen im TO haben einen negativen Einfluss auf die inertial berechnete Flugzeit der Springpferde ($T_{a\ CC\ HH\ min}$: $r = -0,913$, $p = 0,004$; $T_{a\ DV\ HH\ max}$: $r = -0,806$, $p = 0,029$; $T_{a\ CC\ HH\ max}$: $r = -0,875$, $p = 0,010$) und resultierend auch auf deren berechnete Sprunghöhe ($T_{a\ CC\ HH\ min}$: $r = -0,918$, $p = 0,004$; $T_{a\ DV\ HH\ max}$: $r = -0,785$, $p = 0,036$; $T_{a\ CC\ HH\ max}$: $r = -0,853$, $p = 0,015$). Umso dynamischer der TO absolviert wird, umso größer fallen Sprunghöhe und Sprungdauer aus und umso größer ist auch die Veränderungsrate des Geschwindigkeitsvektors.

Die Landephase (LA)

Es wird eine Geschwindigkeitsveränderung von etwa 6 m/s in der LA im Vergleich zur Flugphase gemessen. Die resultierende Geschwindigkeitsveränderung ist mit $r = 0,990$ ($p > 0,001$) deutlich vom dorsoventralen Anteil geprägt. Der craniocaudale Anteil zeigt mit $r = 0,688$ ($p = 0,087$) eine deutlich kleinere Beteiligung. Mit $r = 0,908$ ($p = 0,005$) ist die Abhängigkeit der craniocaudalen Veränderung zur

Landedauer größer als der dorsoventrale mit $r = 0,821$ ($p = 0,024$). Die Maximalwerte der Beschleunigung und auch die zeitliche Entwicklung und die Rumpfrotation im A1, im TO und in der LA spielen bei der Geschwindigkeitsentwicklung in der LA keine Rolle ($p > 0,05$). Die Winkelveränderung in der LA steht ebenfalls unabhängig aller anderen Parameter ($p > 0,05$).

Mit dem Aufsetzen des ersten Vorderbeines beginnt die LA mit den am höchsten gemessenen Beschleunigungswerten am Pferderumpf innerhalb des gesamten Sprungverlaufs. Der Aufprall und die Umwandlung der Geschwindigkeit zurück in die horizontale Bewegungsrichtung beginnt mit einem direkt nach cranial ausgerichteten Beschleunigungsstoß ($a_{CC\ VH\ max1}$) durch das Gleiten über den ersten Bodenkontakt VH1. Hierbei zeigt sich nahezu gleichzeitig der maximal nach dorsal ausgerichtete rückwärtige Beschleunigungswert als größter Wert ($a_{AP\ VH\ max}$). Dieser wird deutlich von der Flugphase beeinflusst (t_{Air} : $r = 0,802$, $p = 0,030$; h_{jump} : $r = 0,718$, $p = 0,069$; Δv_{Air} : $r = 0,857$, $p = 0,014$). Umso angepasster die Flugkurve an das Hindernis ist und umso kleiner die Veränderungsrate der Bewegungsgeschwindigkeit im Flug angelegt ist, desto kleiner fällt dieser große und belastende Beschleunigungswert am Ende in der LA auf den Pferderumpf aus. Der Absprung hat keinen direkten statistischen Einfluss über die maximalen Inertialevents ($p > 0,05$). Allerdings führt eine dynamische und schnelle Rumpfbewegung in der Absprungaktion zu einem höheren Belastungswert $a_{AP\ VH\ max}$ in der Landung vom ersten Vorderhuf ($Ta_{CC\ HH\ min}$: $r = -0,749$, $p = 0,053$; $Ta_{DV\ HH\ max}$: $r = -0,726$, $p = 0,065$; $Ta_{CC\ HH\ max}$: $r = -0,874$, $p = 0,010$; $T\omega_{TO\ max}$: $r = -0,813$, $p = 0,026$).

Über die Schrittstellung ergeben sich jeweils eine craniocaudale Beschleunigungsverschiebung am Rumpf bestehend aus einer Beschleunigungsspitze nach cranial und einer nach caudal, die die Rücktransformation der Bewegungsgeschwindigkeit und die Beschleunigung für den weiteren Galopp im Auslauf kennzeichnet. Die maximalen Beschleunigungswerte entlang der KLA bleiben unabhängig der rückwärtigen Beschleunigungsspitze nach dorsal ($p > 0,05$). Allerdings führt ein großer Maximalwert nach cranial ($a_{CC\ LA\ max1}$) mit $r = -0,803$ ($p = 0,030$) zu einem kleineren Wert nach caudal ($a_{CC\ LA\ min1}$). Beide Maximalwerte beeinflussen die anschließende maximale Rumpfbeschleunigung nach cranial ($a_{CC\ LA\ max2}$). Die Effektgrößen der ersten maximalen Beschleunigungsspitze ($r = 0,795$, $p = 0,033$) nach cranial und des ersten caudalen Maximalwertes ($r = -0,818$, $p = 0,025$) sind groß. Auf den zweiten caudal ausgerichteten Maximalwert der Rumpfbeschleunigung haben die ersteren keine Auswirkung ($p > 0,05$). Allerdings gibt es eine statistische Verbindung zwischen dem zweiten cranialen und der letzten caudalen Beschleunigungsspitze ($r = -0,818$, $p = 0,018$) innerhalb der LA. Demnach ist der zweite Bodenkontakt VH2 von VH1 abhängig. Die zeitliche Entwicklung der Maximalwerte aller fünf Beschleunigungswerte in der LA stehen signifikant ($p < 0,02$) mit Korrelationswerten von r größer 0,850 in statistischem Zusammenhang zueinander. Die Verteilung auf die beiden Vorderbeine kann zwischen den Pferden unterschiedlich beobachtet werden. Die Dauer der LA bleibt ohne Einfluss ($p > 0,05$).

Das Weitergaloppieren (MO1)

Der erste Galoppsprung nach dem Hindernis führt zu einem Geschwindigkeitsvektor von etwa 5,8 m/s. Die Geschwindigkeitsveränderung ist deutlich vom dorsoventralen Anteil geprägt ($r = 0,973$, $p > 0,001$). Der craniocaudale Veränderungsanteil beeinflusst mit $r = 0,661$ ($p = 0,106$) nur als Trend die resultierende Geschwindigkeitsveränderung im MO1, wobei der vorherige craniocaudale Anteil in der LA mit $r = 0,844$ ($p = 0,017$) einen großen Effekt auf die resultierende Geschwindigkeitsveränderung im MO1 hat. Umso größer der Zugewinn in der LA in die Bewegungsrichtung ausfällt und umso länger der Galoppsprung nach dem Hindernis dauert, umso größer ($r = 0,831$, $p = 0,020$) ist der Zugewinn der Bewegungsgeschwindigkeit. Das zeigt sich bei den großen und schweren Pferden über die Schrittlänge. Die maximal aufrichtende Rotation im Übergang von der LA zum MO1 zeigt sich unabhängig der restlichen Inertialparameter ($p > 0,05$).

7.5 Diskussion

Die vorgestellte sensorbasierte Sprunganalyse wird über den inertialen Messsattelgurt der Firma Four Sense unter Feldbedingungen in einer Trainingsgruppe von leistungsambitionierten Springpferden erprobt. Insgesamt sieben Pferde mit unterschiedlichem Ausbildungsniveau werden von sehr erfahrenen Reitern mit dem gleichen Sattelgurt unter den gleichen Bedingungen nacheinander vorgestellt. Insgesamt werden 84 Sprungversuche ausgewertet. Die Erkenntnisse und Ergebnisse werden im Folgenden in den bestehenden Forschungsstand eingeordnet und diskutiert. Gemäß der Zielstellung werden die beiden Bereiche Methodik und die leistungsrelevanten Ergebnisse der Sprungbewegung getrennt voneinander bearbeitet.

7.5.1 Zur Eignung der sensorbasierten Messmethode

Die einfache, robuste und vielseitige Einsetzbarkeit eines IMUs im Sattelgurt lässt sich mit den durchgeführten Feld-Messungen und den vorgestellten Ergebnissen bestätigen. Alle aufgezeichneten Sprungversuche lassen sich grundsätzlich auswerten. Das Auslesen der Daten und die Handhabung sind unkompliziert und für die Sportpraxis im Pferdesport geeignet. Mit einem automatisierten Auswerteprozess können relevante Parameter direkt aus den inertialen Datensätzen generiert und als Feedback für Reiter und Trainer während des Techniktrainings abgeleitet und dargestellt werden.

Ein Einsatz von Inertialsensoren im Pferdesport ist grundsätzlich für die Objektivierung der Sprungbewegung von Pferden als aussichtsreiche Möglichkeit zu betrachten. Allerdings geben viele Autoren technische Schwierigkeiten und Fehlerquellen zu bedenken. Die Ausgangslage (*Offset*) muss für die weiteren Berechnungen bekannt sein. Die Integration der Daten über längere Zeit führt über

systematische Abweichungen im Maßstab (*Skalierung*) und unsystematisches Messrauschen (*Noise*) zu einer gewissen Instabilität in den Daten (vgl. Pascuito et al. 2015, S. 23985; Luinge & Veltink 2005, S. 274; Sabatini et al. 2015). Moder ergänzt die fehlerhafte Anordnung der Sensorachsen bei kostengünstigen Sensoren (vgl. ed. 2011, S. 53ff.). Temperaturabhängige Veränderungen in den Daten sind auf Grund der Anbringung noch vor dem Warm-up und der konstanten Körpertemperatur der Pferde am Sattelgurt nicht zu erwarten. Zur Reduktion der Fehlerquote wird eine Offset-Bestimmung des IMUs im Sattelgurt in ruhender Position des Pferdes über die alleinige Wirkung der Gravitation für mindestens 5 Sekunden vor jedem Versuch durchgeführt. Anschließend nehmen Reiter und Pferd einen direkten und kurzen Anlauf zum Messhindernis. Die Messzeit beläuft sich dabei auf ca. 30 Sekunden, sodass die Messzeit vergleichbar zu den zuvor genannten Autoren ausfällt und die Driftproblematik minimiert wird. Auch neuere Arbeiten, wie Bosch et al. (2018) und auch Hagen et al. (2021) umgehen die Instabilität der IMUs durch eine kurze Messzeit von unter 20 Sekunden.

Es wird stets eine spezifische Analyse des verwendeten Sensors in der gegebenen Messsituation empfohlen, denn die Berechnung und Interpretation der Winkel- und Positionsdaten muss auf Grund der Messgenauigkeit und der Eigenheiten der IMU in der spezifischen Anwendersituation sehr achtsam erfolgen. Trotz der kurzen Messzeit zeichnen sich auch in der Auswertung der vorgestellten Ergebnisse Schwierigkeiten mit der Instabilität der Sensoren ab. Die Orientierung lässt sich über die Integration der Gyroskopdaten in der Auswertung nicht bis zum Absprung hin stabil berechnen. Leistungsrelevante Aspekte, wie der Absprungwinkel oder die Flugweite, können in der inertialen Sprunganalyse auf Grund der fehlenden Integrationskonstanten nicht berechnet werden. Damit zeigen sich die Ergebnisse dieser inertialen Sprunganalyse an dieser Stelle nicht vollständig, obwohl die Anbringung des IMUs am Rumpf als Referenz für die Bewegung des KSP dienen soll (van den Bogert et al. 1994; Barrey & Galloux 1997, S. 46; Leleu et al. 2002, S. 345). Die Eignung und Aussagekraft der relativen Inertialdaten werden im nächsten Kapitel diskutiert.

Durch den Vergleich der Daten und der Ergebnisse mit einem anderen Messsystem können messtechnische Fehler als solche identifiziert und für Korrekturmöglichkeiten bewertet werden. Für einen Methodenvergleich eignet sich als Goldstandard das zeitgleich verwendete MoCap Verfahren (Teil A) als Referenzsystem. Eine Validierung der erhobenen, sensorbasierten Daten und einzelner Bewegungsparameter schließen sich als weitere Komponente der Untersuchung (Teil C) an. So kann die sensorbasierte Sprunganalyse für die Sportpraxis abschließend bewertet werden. Langfristig sollte eine Sensorfusion die Stabilität des IMUs in der korrekten Lage- und Geschwindigkeitsberechnung für einen gesamten Parcours oder sogar eine komplette Trainingseinheit aufrechterhalten (vgl. Mayagoitia et al. 2002, Moder 2011, Bergamini et al. 2014, Hamacher et al. 2014, Marin et al. 2015, Sabatini et al. 2015).

Durch das große technische Interesse und der fortschreitenden Digitalisierung in vielen Bereichen des täglichen Lebens entwickelt sich die IMU-Technologie für das Bewegungstracking rasant weiter. Die Inertialsensoren werden immer kleiner und leistungsfähiger. Der Schlüssel für den reibungslosen Einsatz liegt in der Sensorfusion der inertialen Informationen zueinander und durch Daten von weiteren Sensoren, die über geeignete Algorithmen zu einem stabilen, sensorbasierten Bewegungstracking im festen WKS ausgebaut werden können. So zeigen bereits eigene Untersuchungen mit der *MTw Awinda* Generation der Firma XSens, die neben der Inertialdaten im objektbezogenen SKS, automatisch die Lagewinkel *Roll*, *Pitch* und *Yaw*, sowie die freie Beschleunigung und die Geschwindigkeit im WKS mit 100 Hz liefern können. Der Algorithmus bleibt auch über die mehrfache Ausführung der azyklischen Sprungbewegung über eine moderate Trainingsdauer hinweg stabil und reliabel (vgl. Warschun et al. 2019). Absolute Winkel und Geschwindigkeiten im WKS, wie im Absprung, werden direkt vom Messsystem reliabel und valide ausgegeben. So ist die Verwendung von neueren Sensorgenerationen für eine qualitativ höhere inertielle oder sogar multisensorbasierte Bewegungsanalyse am Pferderumpf als Lösungsansatz zu verstehen, der im weiteren Entwicklungsweg ein zufriedenstellendes und vielseitiges Diagnostiktool für den Pferdesport werden wird. Ueberschär et al. (2019a, 2019b) nehmen mit den inertialen, sensorbasierten Ergebnissen über die Diagnostik der biomechanischen Belastung und der Symmetrie von Langstreckenläufern bereits Einfluss auf das Training im Leistungssport. Fasel et al. (2017, 2018a, 2018b) schätzt über die Fusion zu einer GNSS-Antenne bereits zuverlässig die KSP-Position der Athleten im alpinen Skisport und ist darüber hinaus sogar in der Lage durch ein Netzwerk von weiteren IMUs an den Körpersegmenten die Gelenkwinkel der Athleten über die gesamte Abfahrt am Hang zu berechnen. Neben der Darstellung der KSP-Bewegung über das Rumpfsegment sind mit weiteren IMUs an den Röhrebeinen die sensorbasierte Objektivierung und Analyse der Beintechnik möglich. Auch die Bascule könnte über weitere Sensoren am Pferderumpf und Halssegment dargestellt werden.

Für eine vergleichbare *Indoor*-Variante, die ohne Satellitenempfang für die Positionsbestimmung, wie bspw. in Reithallen, sind sogenannte lokale Positionssysteme auf dem Markt erhältlich. Diese Art der Technologie trackt die Sensoren in einem kalibrierten System und ermöglicht u.a. die Analyse von Laufwegen oder Richtungswechseln der Spieler im Handball (vgl. Fleureau et al. 2020) oder Eishockey (vgl. Gamble 2021) oder ermöglicht die Verfolgung des Balles (vgl. Blauburger, Marzilger & Lames 2021). So sollte die Bewegungsanalyse eines im Vergleich sehr trägen und schweren Objektes, wie es ein Springpferd ist, technisch zu lösen und sensorbasiert umsetzbar sein. Weitere Untersuchungen sollten für Analysen im Training und Wettkampf im Pferdesport unbedingt durchgeführt werden, um diese vielversprechende und grenzenlose Technologie für den Pferdesport über die gesamte Saison nutzbar zu machen.

7.5.2 Zur Aussagekraft der verwendeten Inertialparameter

Die inertialen Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen viele der charakteristischen Aspekte der Bewegungsverlaufsbeschreibung aus Untersuchungen mit anderen Messverfahren. Die Messgenauigkeit der Inertialsensoren und die damit in Verbindung stehende Aussagekraft der Inertialparameter ist allerdings auch der technische Knackpunkt dieses Messverfahrens. Um die inertialen Bewegungsparameter diskutieren zu können, werden zum einen die wenigen Ergebnisse von inertialen Sprunganalysen aus der Literatur genutzt. Andererseits werden die technischen Ableitungen der Inertialparameter den kinematischen Ergebnissen aus der Literatur und den vorgestellten Ergebnissen der kinematischen Bewegungsanalyse als Goldstandard im Sport gegenübergestellt. Über die Positionierung des IMU im Satteltgurt wird die Bewegung des Rumpfsegments in KSP-Nähe inertial abgebildet und kinematisch berechnet (vgl. Barrey & Galloux 1997, Leleu et al. 2002, Bathe et al. 2014). Im Folgenden werden die unbearbeiteten Ergebnisse der inertialen Sprunganalyse des Pferderumpfs zusammengefasst und im Kontext der sportspezifischen Literatur auf ihre Einsetzbarkeit im Spitzensport diskutiert. Für eine übersichtliche Darstellung werden die Ergebnisse systematisch in den Kategorien (1) Anlauf und Absprungvorbereitung, (2) Absprung und Absprungposition, (3) Flugkurve, (4) Landeposition und Landung, (5) Basculieren und Beintechnik aufbereitet.

Der Anlauf und die Absprungvorbereitung

Die vorgestellten Ergebnisse bilden im A1 zur Absprungvorbereitung die Umwandlung der Bewegungsgeschwindigkeit über die Fußfolge des Galopps in die darauffolgende rückwärtige „Bergauf“-Rotation des Rumpfes ab. Die Beschleunigung des Pferderumpfs entwickelt sich über die Maximalwerte von cranial entgegen dem Uhrzeigersinn nach dorsal, nach caudal und schließlich wieder in die Bewegungsrichtung nach cranial. Dabei zeigt der nach dorsal und nach caudal ausgerichtete Beschleunigungsstoß eine enge Verbindung zur beginnenden rückwärtigen Rumpfrotation, die im TO ihre maximale Drehrate findet. Leach et al. (1984, vgl. S.154f.) beschreiben ebenfalls jeweils den Bodenkontakt der VH im A1 mit einer Stemmbewegung, die der Anhebung des Pferderumpfs und der Rumpfrotationseinleitung dient. Mit dieser Stemmbewegung über die VH wird das nach vorne Schwingen der HH zum TO ermöglicht. Clayton und Barlow (1989, 1991) beschreiben ebenfalls den Bodenkontakt von VH2 als Umlenkung der Körpermaße und der Geschwindigkeit für die spätere Absprungaktion. Auch wenn die vorgestellten Ergebnisse dieser Arbeit von der Lage der Sensoren abhängig sind, lässt sich der Vorgang der Aufrichtung mit der relativen Winkelveränderung des Pferderumpfes um die KBA eindeutig darstellen. Zusätzlich geben sie Aufschluss über die dynamische Entwicklung der Rumpfrotation. Mit einem stabilisierenden Algorithmus oder einer passenden Integrationskonstante kann die Rumpflage in der Stemmposition inertial bestimmt werden.

Das zyklische Galoppieren des Anlaufes im Dreitakt der Galoppbewegung lässt sich über die relative Beschleunigung des Rumpfes aufzeichnen. Die Geschwindigkeitsveränderung des resultierenden Vektors im A1 beläuft sich auf einen Zuwachs von $6,30 \pm 0,43$ m/s. Dieser ist am Ende des A1 im Gegensatz zu den Ergebnissen der MoCap-Analyse statistisch vom dorsoventralen Anteil geprägt, der in diesem Bewegungsabschnitt noch nahezu vertikal wirkt. Die KSP-Geschwindigkeit im TO1 zeigt eine deutliche statistische Verbindung zum horizontalen Anteil der Bewegungsgeschwindigkeit. Der dorsoventrale Geschwindigkeitsanteil ist mit $6,28 \pm 0,43$ m/s auch deutlich höher als der vertikale Geschwindigkeitsanteil des KSPs in Vicon mit $0,20 \pm 0,15$ m/s. Begründet kann dieser Sachverhalt mit der Erdbeschleunigung, die durch die nahezu waagrechte Lage des IMUs am Pferderumpf einen Großteil dieser als Gegenkraft über den Bodenkontakt der Pferdebeine aufzeichnet. Für eine korrekte Ableitung der Geschwindigkeitsveränderung oder auch der absoluten Bewegungsgeschwindigkeit des Rumpfsegments muss diese über die bekannte Lage des SKS im Raum eliminiert werden. Durch die Instabilität der Gyroskopdaten über das kurze Messintervall ist diese Korrektur zurzeit nicht möglich und die Aussagekraft der Geschwindigkeitsveränderungen auch im weiteren Verlauf begrenzt.

Dafür kann die inertielle Sprunganalyse um die Entwicklung der Galoppsprungfrequenz und damit um das Technikmerkmal „Rhythmus“ im Anlauf einfach erweitert werden, da das Messvolumen im Gegensatz zum MoCap Verfahren kein imitierender Faktor ist. Dabei kann die Dauer von Sprung zu Sprung im Rahmen der Galoppsprünge A6 bis A2 mit gleichbleibend, zunehmend oder abnehmend in der Anlauffrequenz zum Hindernis beschrieben werden, wie es Falaturi et al. (2002) in ihrer Arbeit an den Pferdebeinen vorschlagen. Über eine Zeitmessanlage ist zusätzlich die Messung der Anlaufgeschwindigkeit für weitere Technikanalysen, wie es Huber (2012) im humanen Weitsprung beschreibt (vgl. S. 38), an ausgewählten Hindernissen ebenfalls umsetzbar. So kann die Entwicklung des Anlaufes zum Hindernis und die Messung der Anlaufgeschwindigkeit weiter analysiert werden.

Die Absprungphase und die Absprungposition

Dutto et al. (2004) untersuchten die Bodenreaktionskräfte und die Zusammenhänge der Drehmomente in den Gelenken der HH, um den Antrieb im TO besser zu verstehen. Zuerst wird ein Bremsstoß durch das Aufsetzen der beiden Hinterhufe beschrieben, bevor dann der vertikale Beschleunigungsstoß entsprechend des TO generiert wird (vgl. S. 670ff.). Die Zeitpunkte der inertialen Beschleunigungswerte illustrieren genau diese Annahme mit der sensorbasierten Messung am Pferderumpf. Die Rumpfbeschleunigung fällt zunächst nach Beginn der Stützphase der HH maximal nach caudal entgegen der Bewegung als Bremsstoß aus, anschließend erfolgt die Umlenkung über das Maximum nach dorsal schließlich nach cranial in die aufgerichtete Bewegungsrichtung in TO2. Die zeitliche Entwicklung der vorgestellten Ergebnisse gibt wieder Aufschluss über die kettenartige

Bewegungsdynamik der Springpferde im TO und eignet sich im Grundsatz für die Analyse der biomechanischen Zusammenhänge am Bewegungszentrum. Die größeren und schweren Pferde zeigen hier größere Zeitintervalle bis zu den Inertialevents. Die Dynamik der Rumpfbewegung ist auf Grund der Masse etwas träge. Der Ausbildungsstand der Pferde hat darauf keinen Einfluss. Diese Pferde richten sich allerdings über die Rumpfwinkelveränderung zu einem größeren Teil im TO auf, wie es die MoCap Ergebnisse ebenfalls gezeigt haben.

Der nach dorsal ausgerichtete Beschleunigungsstoß ist nach Barrey und Galloux (1997) neben der optimalen Absprungdistanz leistungsrelevant. Er muss groß genug ausfallen, um genügend Schwung für die Überwindung eines Hindernisses zu haben. Die Autoren berichten an vergleichbaren Steilsprüngen bis zu 1,30 m Höhe mit einem dorsoventral ausgerichteten Accelerometer (*Equimetrix*, Frankreich) maximale Beschleunigungswerte von 1,27 g (vgl. S. 45f.). Bei Hoch-Weit- und Weitsprüngen fallen die Werte der Untersuchung höher aus. Die vorgestellten Ergebnisse in dorsaler Bewegungsrichtung mit dem inertialen Messsattelgurt sind mit 2,55 g im Durchschnitt deutlich höher. Eine Begründung kann auch hier in der Wirkung der Gravitation und dem unterschiedlichen Umgang damit in den Messdaten gefunden werden. Nach der Darstellung in der Abbildung der Autoren kann vermutet werden, dass diese mit $9,81 \text{ m/s}^2$ aus den Beschleunigungsdaten subtrahiert wurde (vgl. S. 46). Anderenfalls müsste der Beschleunigungsverlauf auf Grund des fehlenden Bodenkontaktes der Flugphase „Null“ ergeben. Ruht das Pferd, wirkt die Erdbeschleunigung, sicherlich in Abhängigkeit von der Bauchform und der Anbringung des Sensors am Pferd, nahezu lotrecht entlang der KTA des Pferdes und kann von dieser Achse abgezogen werden. In Bewegung ist die Wirkungslinie nicht mehr eindeutig und gleichbleibend auf einer einzelnen Sensorachse. Richtet sich das Pferd bspw. auf, verteilt sich die Erdbeschleunigung anteilig auf die Achsen. Die subtrahierende Korrektur auf einer Achse verfälscht die tatsächlichen Beschleunigungswerte im weiteren Verlauf auf eine andere Weise wie es die Erdanziehungskraft an sich tut. Für den Hochleistungssport ist diese Methode nicht geeignet. Weitere inertial bestimmte Rumpfbeschleunigungswerte liegen in der Literatur nicht vor.

Barrey und Galloux sind sich in ihrer Untersuchung auch sicher, dass die guten Springpferde einen größeren dorsalen Beschleunigungswert im Absprung zeigen und ein Verhältnis der dorsoventralen Beschleunigungsspitzen der VH im A1 zur HH im TO von unter zwei ergibt. Das dorsale Beschleunigungsmaximum fällt an dem moderaten Trainingssprung in den vorgestellten Ergebnissen tendenziell kleiner aus, wenn der Ausbildungsstand der Versuchspferde groß ist. Resultierend ist auch das *Peak*-Verhältnis bei den besseren Pferden größer als bei den Pferden mit einem niedrigeren Trainings- und Ausbildungslevel. Den besseren Pferden gelingt die fehlerfreie Überwindung mit einem kleineren rückwärtigen Impuls als die anderen Pferde. Möglicherweise ist der technische Ablauf der Absprungaktion besser, sodass weniger Kraft im Absprung aufgebracht werden muss.

Auch wenn die Größe der Beschleunigungsspitzen durch die Gravitation überschätzt werden, so ist die Darstellung der Bewegung grundsätzlich möglich. Eine spezifische Korrektur der Beschleunigung durch die Eliminierung der Gravitation und ggf. über einen Skalierungsfaktor muss für die Interpretation der Ergebnisse sichergestellt werden. Gleiches gilt für die Rumpflagenveränderung. Mit einer Winkelveränderung von etwa 27° wird der Absprungwinkel im Vergleich zu den kinematischen Ergebnissen aus dem MoCap Verfahren überschätzt. Vergleichbare Ergebnisse aus anderen Untersuchungen stehen nicht zur Verfügung. Allerdings ergibt sich sensorbasiert auch, dass sich die besseren Pferde zu einem großen Teil im TO aufrichten.

Powers (2002) und Leach et al. (1984) beschäftigen sich auch mit der Bewegung des Springpferdes in der Absprunghase und beschreiben, wie die Autoren im humanen Weitsprung, die Transformation der Anlaufgeschwindigkeit in die vertikale Absprunggeschwindigkeit. Im TO zeigen die vorgestellten Ergebnisse eine Geschwindigkeitsveränderung von $-0,17 \pm 0,30$ m/s in der Bewegungsrichtung nach cranial und um $3,03 \pm 0,66$ m/s nach dorsal die beschriebene Umwandlung. Der dorsale Anteil ist wieder im Vergleich zu den Ergebnissen des MoCap Verfahrens deutlich höher. Die vertikale KSP-Geschwindigkeit hat im MoCap Verfahren einen Zugewinn von etwa 1,5 m/s. Die Veränderungsrate des horizontalen Anteils über den TO ist vergleichbar zu den inertialen Ergebnissen. Die Aussagekraft der Geschwindigkeitsveränderung ist dennoch kritisch zu betrachten. Eine Rotationsmatrix, die einen Übertrag der Beschleunigungsdaten aus dem SKS ins WKS schafft, wäre für die Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Pferde von Vorteil. Momentan ist die Geschwindigkeitsverteilung von der Absprunghöhe des Pferdes abhängig. Durch die Instabilität der Gyroskopdaten fehlt die Lageinformation des Sensors für die entsprechende Korrektur.

Die Flugkurve

Die parabelartige Flugkurve des Pferdes soll technisch optimal an die Hindernisdimensionen angepasst sein. Die Flughöhe des Pferderumpfs kann über die Flugzeit auch inertial berechnet werden, sofern die Phasenbestimmung korrekt durchgeführt wird. Dieser berechnete Wert entspricht dann nicht der absoluten Sprunghöhe, sondern beschreibt die Erhöhung des Rumpfes aus der Absprungposition bis zum Scheitelpunkt, sofern die Landeposition gleich hoch ist. Umso größer das Pferd ist, umso kürzer wird die Flughöhe und umso kleiner fällt diese Sprungerhöhung aus. Die zugehörige Flugweite kann erst mit der genauen Darstellung der Absprunggeschwindigkeit und des Absprungwinkels über die Stabilisierung der IMU-Daten bestimmt werden. An dieser Stelle ist die inertielle Sprunganalyse momentan unvollständig und erfüllt die Erwartungen nicht. Somit kann das leistungsrelevante Technikmerkmal der optimalen Flugkurve nicht mit dem inertialen Messsystem überprüft werden.

In der Flugphase kommt es zu einer Rotationsumkehrung am Pferderumpf, wie sie bereits von Galloux und Barrey beschrieben wird (vgl. 1997, S. 43). Durch das Öffnen der Hüfte und Anwinkeln der Hinterbeine wird bereits eine erste ventrale Gegenrotation eingeleitet, die spätestens am Scheitelpunkt zu einer sichtbaren Vorwärtsrotation des Pferderumpfs zur Einleitung der LA auf der VH führt. Die vorgestellten Ergebnisse zeigen zwei Anteile der Vorwärtsrotation in der Flugphase. Das Anwinkeln der HH nach dem TO zu Beginn der Flugphase („Nachschnicken“) führt zu einem ersten Maximalwert der ventralen Rumpfrotation. Dabei ist diese als Resultat der dynamischen Bewegung der HH am Rumpf messbar oder kann als eine ausgleichende Rumpfbewegung für die stabilere Flugposition angesehen werden. Anhand einer inertialen Bewegungsanalyse kann dieser Bewegungsteil erstmals beobachtet und weiter untersucht werden. Im Spitzensport wird dieses Phänomen des „Nachschnickens“ durch Ausrüstungsmaterialien („Streichkappen“), die besonders stramm an die Pferdebeine angebracht werden und die dynamische Bewegung des Hinterbeines beeinflussen, von den Reitern provoziert. Aus diesem Grund reglementiert die FN über den Ausrüstungskatalog den Beinschutz für den nationalen Sport (vgl. FN 2021, S.29f.). Auch international wird der Beinschutz über die FEI aus diesem Grund vorgegeben (vgl. FEI 2019, S. 41f.). Die Darstellung der Effekte auf die Springbewegungen wären auch hier zukunftsweisend für die Regularien der Ausrüstungsanbringung hilfreich. Im MoCap Verfahren müssten weitere Marker am Becken und der Hüfte zur objektiven Darstellung der Bewegung des „Nachschnickens“ angebracht werden.

Der zweite Anteil der Vorwärtsrotation im Flug dient dann, nach dem Scheitelpunkt, der Landevorbereitung auf den Vorderbeinen. Die Schwerkraft lässt den Kopf, Hals und vorderen Rumpf absinken. Die Rotationsgeschwindigkeit zur Landung fällt bei den größeren und schweren Versuchspferden entsprechend der Masse größer aus. Der Ausbildungsstand hat hier keinen Einfluss.

Die Landung und das Weitergaloppieren

Meershoek et al. (2001a, 2001b) widmen sich der Belastung der VH in der LA, die höher ausfällt als die Beanspruchung im normalen Galopp und als die der HH im TO. Schamhardt et al. (1993, S. 679) und auch Merkens et al. (1991, S. 133) stellen ebenfalls höhere Belastungsspitzen in der LA im Vergleich zum Galoppieren und zum TO fest. Die Autoren sind sich sicher, dass die höchste Belastung in der LA auf VH1 lastet (vgl. Merkens et al. 1991; Schamhardt et al. 1993; Meershoek et al. 2001a, 2001b). Geht man nun davon aus, dass die gemessenen Beschleunigungsspitzen am Pferderumpf jeweils zu einem Vorderbein gehören, müssten die ersteren Werte für VH1 im Vergleich höher sein. Der Beschleunigungsverlauf $a_{DV LAmax}$ entlang der KTA des Pferdes zeigt nur einen Gipfel nach dorsal. Dieser findet zeitlich bei allen Pferden mit $a_{CC LAmax1}$ bis $a_{CC LAmin1}$, statt und muss somit dem Bodenkontakt VH1 zugeordnet werden. Demnach sprechen die vorgestellten Ergebnisse für die Annahme, dass VH1

mit dem vertikalen Anteil in der LA mehr belastet wird als VH2. Auch Crevier-Denoix et al. (2014) kommen mit der kinetischen Untersuchung über Kraftsensoren an den Hufeisen zur selben Erkenntnis. VH1 ist demnach höheren Belastungen und der vertikalen Landegeschwindigkeit ausgesetzt, während VH2 die horizontale Bewegung des weiteren Galopps stabilisiert (vgl. S.38). Die Beschleunigungswerte von VH2 zeigen am Pferderumpf keine höheren Beschleunigungswerte in die nahezu horizontal ausgerichtete craniocaudale Bewegungsachse.

Leach et al. (1994) beschreiben, dass durch die Fixierung des Vorderbeines über der Stützstelle hinter dem Hindernis in der Landung die Geschwindigkeit von vertikale nach horizontal (rück-)umgelenkt wird, sodass es zu keinen Geschwindigkeitseinbußen im Übergang zum weiteren Galopp kommt (vgl. S. 891f.) und dass Pferde die hohen Kräfte über eine sehr harte Landung in die Bewegungsrichtung weiterleiten. Die Geschwindigkeitsveränderung in LA zeigt sich bei den Pferden im Durchschnitt nach dorsal mit $6,03 \pm 0,24$ m/s und nach cranial mit $0,91 \pm 0,28$ m/s. In den Daten entlang der KTA ist der bereits beschriebene Bremsstoß enthalten. Die resultierende Geschwindigkeitsveränderung in der LA liegt bei durchschnittlich $6,94 \pm 0,43$ m/s. Im anschließenden MO1 liegt die Veränderungsrate bei zusätzlichen $6,91 \pm 0,58$ m/s. Beide Vektoren basieren statistisch wieder auf der dorsoventralen Veränderungsrate, die auch nach dem Hindernis durch die Erdanziehungskraft verändert und damit in der Aussagekraft eingeschränkt ist.

Im MO1 ist der horizontale Zugewinn in cranialer Bewegungsrichtung zur Stabilisierung des Galopps im Auslauf dann mit $1,20 \pm 0,45$ m/s etwas größer. Vergleichbare Ergebnisse aus anderen Untersuchungen existieren noch nicht.

Das Basculieren

Zur Bewegungsveränderung des Rumpf- und Halssegments können über die sensorbasierte Bewegungsanalyse mit einem einzelnen Sensor am Pferderumpf keine Aussage getroffen werden. Zur Darstellung des Beugens und des Streckens der beiden Körpersegmente sind weitere Sensoren am Rumpf, sowie Sensoren am Hals und Kopf notwendig. Der Abstand zwischen zwei Sensoren und der entstehende Schnittwinkel der Vektoren ergeben die notwendigen Informationen. Eine entsprechende Ausstattung wäre nach den Arbeiten von Pfau et al. 2015 und Heim et al. 2016 in der Sportpraxis realisierbar. So ist die Analyse der Rumpf-, Hals- und Kopfbewegung für die Beurteilung des Basculierens differenziert in der Springbewegung möglich. Neuere Veröffentlichungen von Guire und Pfau (2021) zeigen die Anbringung von mehreren IMUs an der Wirbelsäule, die sogar unter dem Sattel angebracht werden und die Bewegungsamplitude verschiedener Wirbelsäulenabschnitte messen. Damit hat die sensorbasierte Analyse für die Abbildung der Bascule sogar einen technischen Vorteil, da Marker unter dem Sattel nicht von den Kameras gesehen werden können.

Die Beintechnik

Auch zur Bewegung der einzelnen Pferdebeine können über die sensorbasierte Analyse mit nur einem IMU am Brustbein des Pferdes keine Aussagen gemacht werden. Falaturi et al. (2001) beschreiben, ähnlich zur Analyse der Langstreckenläufer von Ueberschär et al. (2019a), die Bewegungen und Belastungen der Gliedmaßen. Mit der Anbringung von IMUs an den Pferdebeinen, bspw. über die Gamaschen (vgl. Olsen et al. 2012; Bragança et al. 2017) oder Bandagen (vgl. Falaturi 2001) sind Aussagen über die Beschleunigungsspitzen an den Extremitäten im Vergleich möglich. Damit ließe sich die symmetrische Verteilung der Belastung auf die vier Pferdebeine prüfen. Mit IMUs der neueren Generation wäre darüber hinaus auch die ganzheitliche Darstellung der Beintechnik über die Lage der Röhrbeine, die Bewegungsamplitude und die Symmetrie in der Beinführung in der Flugphase, sowie die Berechnung der Reaktionszeit der einzelnen Beine nach dem Absprung zu beurteilen. Mit weiteren Sensoren an den einzelnen Segmenten der Extremitäten ist darüber hinaus sogar die Schätzung der Gelenkwinkel der Pferdebeine analog zum Skifahrer bei Fasel et al. (2018b) denkbar. Eine Befestigung der sehr leichten Sensoren auf dem Fell hat sich nach Deckers (2022) bereits in der praktischen Untersuchung bewährt. Die Erfahrungen mit den ebenfalls sehr kleinen und leichten Markern steht diesen Ergebnissen allerdings entgegen.

Zusammenfassende Bewertung der Aussagekraft der Inertialparameter

Die Ergebnisdiskussion zeigt die eingeschränkte Aussagekraft der Inertialparameter deutlich auf und hebt die Notwendigkeit des Validierungsvorhabens über den Methodenvergleich im nächsten Kapitel hervor. Trotz der sehr kurzen Messzeit führt die Instabilität der Inertialsensoren zu deutlichen Drifts, die eine weitere Berechnung über die einfache Integration der Daten verhindert. Das verwendete IMU am Pferderumpf kann den vollständigen Verlauf des KSPs zum jetzigen Zeitpunkt nicht abbilden. Eine Verwendung des inertialen Messsattelgurts ist ohne eine weiterführende Bearbeitung und Korrektur der Daten nicht zu empfehlen.

8 Untersuchung C: Validierung der Inertialsensoren

Nach dem inertialen Ergebnisbericht und der Einschränkungen in der Aussagekraft erfolgt die bereits in der Literatur empfohlene Validierung der Inertialsensoren als Teil C dieser Untersuchung. Für den Methodenvergleich wird das als Goldstandard geltende MoCap Verfahren als Referenzsystem verwendet. Damit bildet dieses Messsystem die *Ground Truth*, mit der die Ergebnisse aus dem Inertialmesssystem verglichen werden. Die Strategie und die Methode des Validierungsverfahrens leiten den dritten Untersuchungsteil ein, bevor der detaillierte Ergebnisbericht erfolgt. Die Diskussion der genutzten Validierungsmethode und der resultierenden Ergebnisse schließt sich unmittelbar an.

8.1 Validierungserfordernis und Validierungsstrategie

Die inertialen Ergebnisse verdeutlichen das Erfordernis einer spezifischen Validierung des verwendeten IMUs in dem spezifischen Setting der Sprungbewegung von Sportpferden wie es zahlreiche Autoren empfehlen. Das verwendete IMU am Pferderumpf kann den vollständigen Verlauf des KSPs zum jetzigen Zeitpunkt nicht ohne eine weitere Bearbeitung der Daten ersetzen. Trotz der sehr kurzen und zu anderen Autoren vergleichbaren Messzeit führt die Instabilität zu deutlichen Drifts, die eine weitere Berechnung der Daten verhindert. Abweichungen und mögliche Fehler unterbinden die korrekte Ableitung der Sprungleistung und individuellen Trainingseffekte der Springpferde zum jetzigen Zeitpunkt. Der Methodenvergleich ermöglicht zum einen die objektive Darstellung der Abweichung zur Bewertung der allgemeinen Messqualität und zum anderen die Implementierung erster Korrekturmaßnahmen zur Verbesserung der Aussagekraft.

Auf Grund der sportpraktischen Bedeutung und der deutlich höheren Bewegungsdynamik wird der Methodenvergleich auf die Absprung- und Flugphase der Sprungbewegung reduziert. Strategisch ist für den Validierungsvorgang die (1) Synchronisation und die Ausgangslage beider Messverfahren für eine (2) Offset-Korrektur in Ruhe notwendig. Anschließend wird die (3) Stabilität der Gyroskopdaten zur Berechnung der Sensorlagenveränderung mit den Ergebnissen der Lageveränderung eines sichtbaren Referenzdreiecks am Pferderumpf überprüft. Mit der bekannten Sensorlage können dann (4) die Beschleunigungsdaten aus dem objektbezogenen SKS über eine Rotationsmatrix in das raumfeste WKS rotiert, um die Erdanziehung korrigiert und mit den berechneten Beschleunigungswerten der Referenzmarker und des KSPs verglichen werden. Zuletzt ermöglichen die vorliegenden Daten auch einen sportpraktischen Vergleich von (5) bewegungsrelevanten Parametern. Das methodische Vorgehen auf Grundlage der Arbeit von Sabatini (2011) wird im nächsten Abschnitt detailliert vorgestellt.

8.2 Methode

Die Bewegung der Inertialsensoren im Sattelturt wird mit zwei Markern auf der Außenseite des Sattelturts, jeweils links und rechts von der Sensorposition in der Gurtmitte, aufgezeichnet. Um die Messqualität des 3D IMU beurteilen zu können, wird für eine entsprechend notwendige Referenzebene zusätzlich der sichtbare Marker am Bauch genutzt. Das Vicon-System zeichnet die Position des Referenzdreiecks mit 100 Hz im WKS auf. Die zu validierenden Inertialdaten liegen dagegen in einem lageabhängigen SKS als Vektoren der Bewegungsänderung mit 400 Hz vor. Für den bevorstehenden Methodenvergleich werden diese auf 100 Hz heruntergetaktet (*Downsampling*). Zur Synchronisation der beiden Messsysteme wird vor jedem Versuch innerhalb des Messvolumens mit einem sichtbaren Marker auf das fortlaufende IMU im Sattelturt getippt, um ein zeitgleiches Event in beiden Datensätzen zu erhalten.

Die Verarbeitung der Inertialdaten wird nach Sabatini (2011) in der Software Matlab (R2012b, Mathworks, Natick, MA, USA) durchgeführt. Zu Beginn wird die Ausrichtung des SKS als Nullposition durch die alleinige Wirkung der Gravitation berechnet. Die Pferde stehen für mehrere Sekunden ruhig. Durch die Integration der Drehrate über die Zeit kann aus ω_x um die KBA der Nickwinkel (*Pitch*), aus ω_y um die KTA der Gierwinkel (*Yaw*) und aus ω_z um die KLA der Rollwinkel (*Roll*) berechnet werden. Die Nullposition kann dann mit der Lage des Referenzdreiecks über die Positionskoordinaten des Vicon-Systems im WKS in der ruhenden Position abgeglichen werden (Offset). Durch die daraus entstehenden Eulerwinkel ist die Implementierung einer Rotationsmatrix möglich (vgl. Sabatini 2011; Papula 2009), die über die Drehwinkel in fester Reihenfolge zu einer Anpassung des Ursprungs und der Achsen vom SKS in das WKS führt. Damit werden auch die translatorischen Vektoren der 3D Beschleunigung (a_x, a_y, a_z) in den einzelnen Ebenen transformiert und ermöglichen eine Korrektur der wirkenden Erdbeschleunigung für den statistischen Methodenvergleich der Bewegungsparameter in der Sprungbewegung. Weiterführend könnte über die Integration der Beschleunigungswerte die Geschwindigkeit und die Positionsverschiebung berechnet werden, wenn jeweils der Anfangswert bekannt ist. Abbildung 24 skizziert die einzelnen Schritte des Validierungsprozesses.

Die Validierung setzt zunächst in der Bestimmung der Lagewinkel an. Aus der bekannten Ausgangslage und einer Offset-Korrektur wird der Winkelverlauf beider Messmethoden in der Sprungbewegung verglichen. Anschließend werden die rohen Beschleunigungsverläufe des IMU mit den über die mathematisch doppelte Differenzierung berechnete Beschleunigung der Referenz verglichen. Die Implementierung einer Rotationsmatrix und der Korrektur der Erdbeschleunigung wird als mögliche Korrektur der Beschleunigungsdaten ebenfalls durchgeführt. Zuletzt werden ausgewählte, inertielle Bewegungsparameter mit den Ergebnissen des MoCap Verfahrens in Verbindung gebracht, um die inertielle Sprunganalyse an einem Einzelhindernis abschließend bewerten zu können.

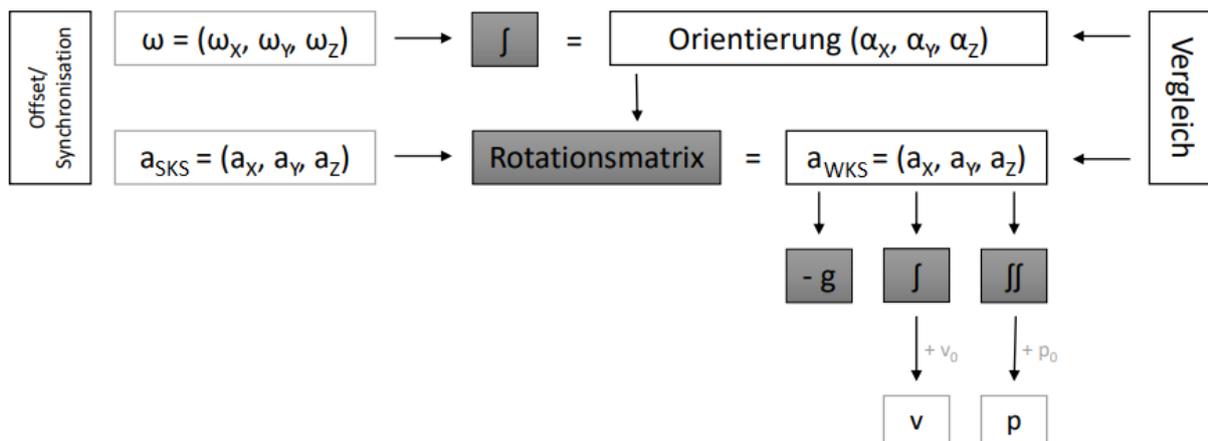


Abbildung 24: Schematische Darstellung des Validierungsprozesses der Inertialdaten

Zur weiteren Vorbereitung des statistischen Methodenvergleichs der Ergebnisse wird zunächst die Synchronisation beider Messsysteme optimiert. Die rotierten Daten der Inertialbeschleunigung und die vertikale Beschleunigung des Bauchmarkers so zueinander verschoben, dass sich der kleinste mittlere quadratische Fehler (engl. *Root Mean Square Error* (RMSE)) zwischen den Werten in der dynamischen Absprung- und Flugphase ergibt. Für die Beurteilung der Übereinstimmung (*agreement*) beider Messsysteme werden die Messreihen der Winkel- und der Beschleunigungsdaten durch den Korrelationskoeffizienten (r) nach *Pearson* auf deren grundsätzlichen Zusammenhang berechnet. Auf Grund der fehlenden Intervallskalierung werden die Werte hierfür über *Fisher's* Z-Transformation korrigiert. Um Rückschlüsse auf die Güte einzelner Bewegungsparameter für die Sportpraxis erhalten zu können, werden nach Grouven et al. (2007) ausgewählte Bewegungsparameter repräsentativ für die einzelnen Auswertekategorien anhand eines linearen Regressionsmodells (R^2) miteinander verglichen. Ergänzend veranschaulicht ein Bland-Altman-Plot die Abweichung der Wertepaare (*Bias*) als Verzerrung, die Streuung der Abweichung, die Grenzen der Übereinstimmung (*limits of agreement*) und das Konfidenzintervall als der Vertrauensbereich des Schätzverfahrens über das sensorbasierte Messsystem im Sattelgurt (vgl. Bland & Altman 1986, 1999; Giavarina 2015).

8.3 Ergebnisse

Der Ergebnisbericht des Methodenvergleichs ist in die drei Bereiche (1) Lageberechnung *Roll*, *Pitch* und *Yaw* aus den Gyroskopdaten und (2) Beschleunigungsverlauf in der Sagittalebene nach vertikal und horizontal, sowie (3) Vergleiche einzelner Bewegungsparameter gegliedert. Ausgewählt wird repräsentativ für die jeweilige Kategorie die Absprungdauer (t_{TO}), die maximale Vertikalbeschleunigung ($a_{z_{TO}}$), die Rumpflagenveränderung ($\Delta\beta_{TO}$) im Absprung, sowie die Positionsbestimmung anhand der Sprunghöhe (h_{jump}) und der KSP-Höhe ($h_{jump_{KSP}}$) im Flug.

8.3.1 Die Lageberechnung aus den Gyroskopdaten

Der Validierungsprozess des inertialen Messsattelgurts beginnt mit dem ersten Schritt: Die Lagebestimmung aus den Gyroskopdaten im Vergleich zur Lage der Position des Referenzdreiecks in Vicon. Die Offset-Korrektur über die Ausgangslage der beiden Systeme während der Synchronisation in Ruhe zu Beginn eines jeden Sprungversuches zeigt, dass die Bestimmung der Eulerwinkel über die alleinige Wirkung der Erdbeschleunigung über die trigonometrische Funktion eines Steigungsdreiecks sehr zuverlässig bestimmt werden kann (vgl. Zaremski, 2017, S. 59). Die weitere Berechnung des Winkelverlaufes in der Bewegung wird durch die einfache mathematische Integration der jeweiligen Winkelgeschwindigkeit zu *Roll*, *Pitch* und *Yaw* bis zur Sprungbewegung realisiert. Für die Auswertung innerhalb des Sprungzyklus bleiben durch die notwendige Sichtbarkeit der drei Referenzmarker auf der Unterseite des Pferderumpfs insgesamt 15 vollständige Sprungversuche.

Abbildung 25 bis 27 stellen beispielhaft den berechneten Winkelverlauf des *Roll*, *Pitch* und *Yaw* im Sprungverlauf beginnend mit der Absprungphase dar. Die Daten des Referenzsystems (Vicon) sind in blau dargestellt. Die aus den Rohdaten der Gyroskope per Integration berechneten Winkel (IMU) sind in rot dargestellt. Beide Datensätze sind für die Vergleichbarkeit auf 100 Hz heruntergesetzt und mit einem Tiefpassfilter (6Hz) geglättet (vgl. Zaremski, 2017, S. 38f.).

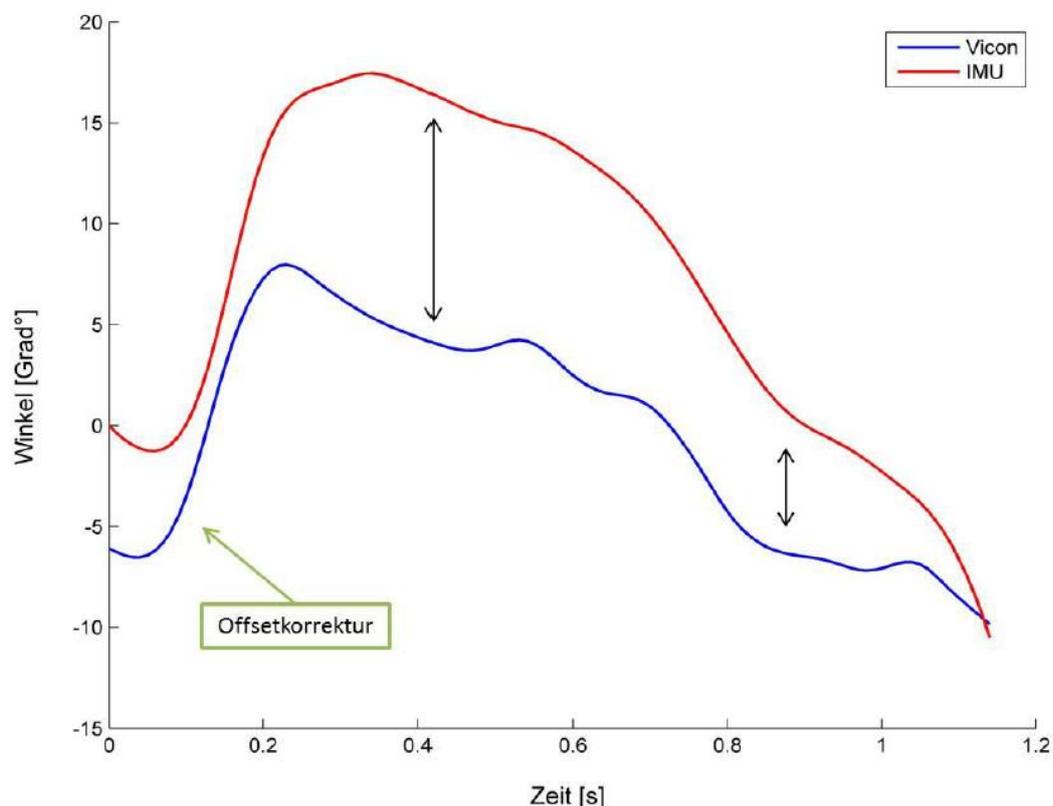


Abbildung 25: Winkelverläufe um die KLA als *Roll* beider Messsysteme im Vergleich (vgl. Zaremski 2017, S. 39)

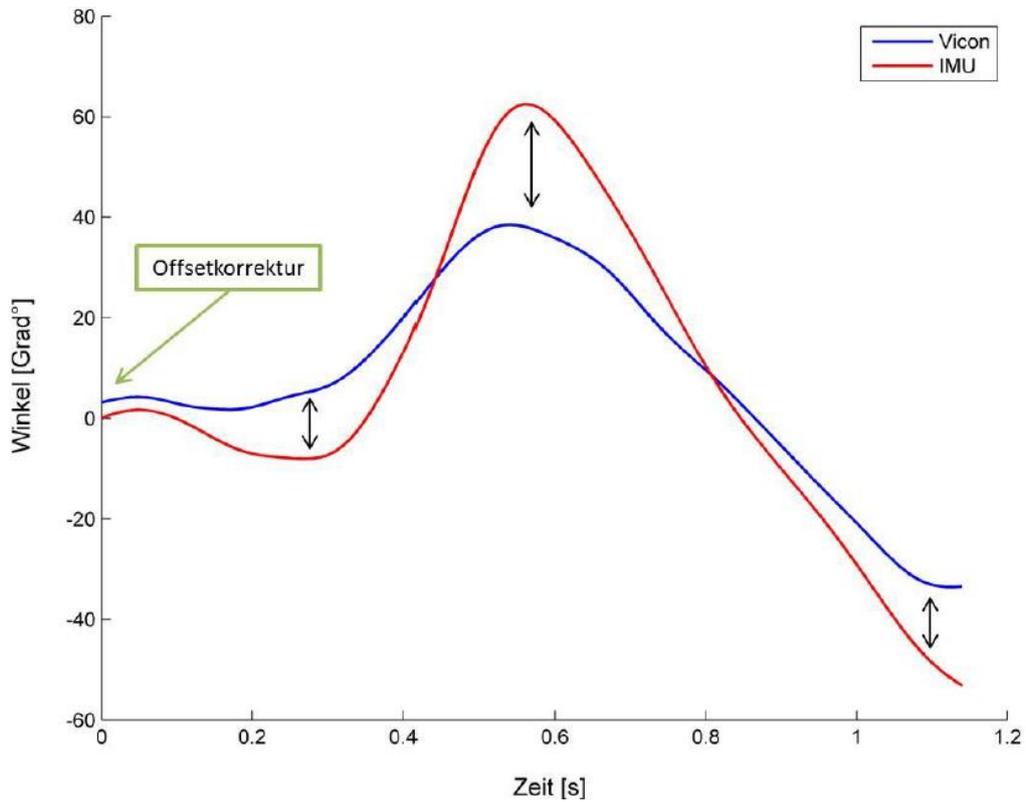


Abbildung 26: Winkelverläufe um die KBA als *Pitch* beider Messsysteme im Vergleich (vgl. Zaremski 2017, S. 38)

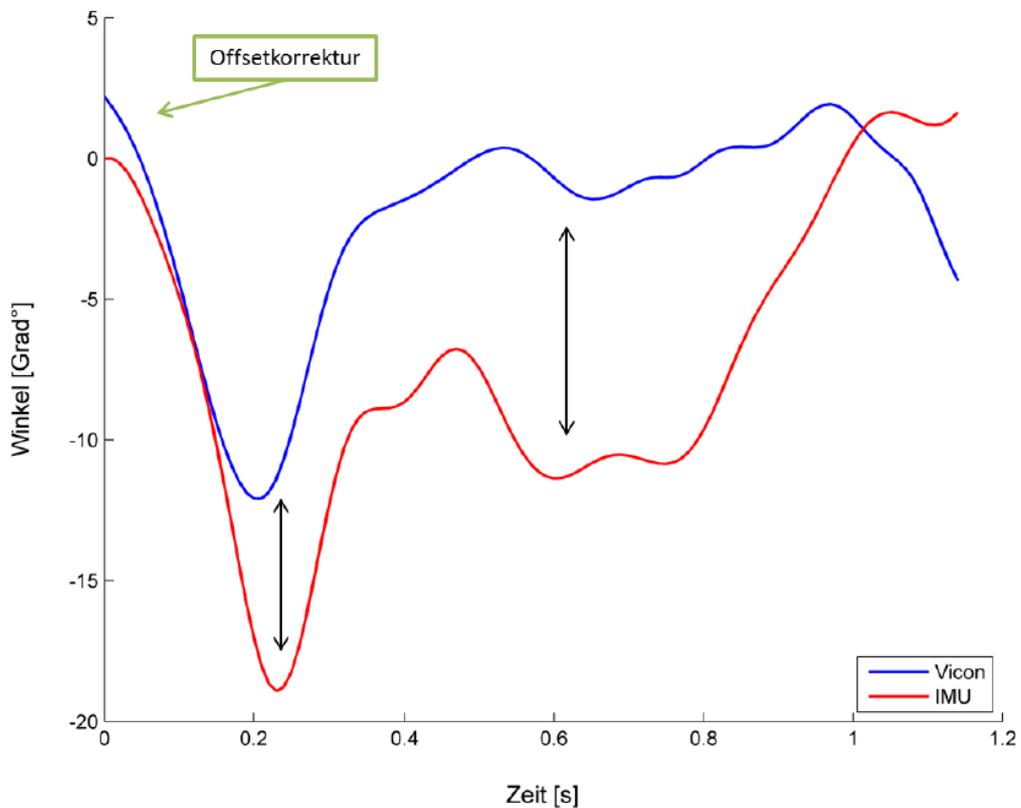


Abbildung 27: Winkelverläufe um die KTA als *Yaw* beider Messsysteme im Vergleich (vgl. Zaremski 2017, S. 38)

Das Abdriften der Lagewinkel aus der Ruhe bis zum Absprung hin zeigt sich trotz der sehr kurzen Zeitspanne von weniger als 20 Sekunden mit den unterschiedlichen Anfangswerten zu Beginn der Sprungbewegung in den dargestellten Abbildungen und fordert eine erneute Offsetkorrektur unmittelbar vor dem Hindernis. Zaremski (2017) suchte bereits nach einer Lösung für eine erneute Offset-Korrektur über eine Integrationskonstante während der Absprungvorbereitung im A1. Mit dem dadurch verkürzten Integrationsintervall könnte die mangelnde Langzeitstabilität für den folgenden Sprungablauf korrigiert werden (vgl. S. 59ff.). Die Untersuchung der Rumpfposition und einem möglichen Durchlauf der vorherigen Nullposition zeigt jedoch keine zufriedenstellende Übereinstimmung (vgl. S. 67f.). Auch wenn die Lagebestimmung über die alleinige Wirkung der Gravitation in Ruhe zuverlässig ohne externe Quelle über das IMU durchgeführt werden (vgl. Zaremski, 2017, S. 59), sollte die Stabilität der internen 3D Orientierungsbestimmung über Ansätze der Sensorfusion unbedingt für die inertielle Sprunganalyse verbessert werden (vgl. Sabatini 2011, Bergamini et al. 2014, Pasciuto et al. 2015, Marin et al. 2015, Zaremski, 2017, S. 78f.).

Für den weiteren Verlauf der Validierungsprozedur wird eine Offsetkorrektur über das externe Referenzsystem Vicon konstruiert, um die Stabilität der Lageberechnung innerhalb der kurzen azyklischen Sprungbewegung zu beurteilen. In Abbildungen 25 bis 27 ist zusätzlich mit Pfeilen der Unterschied des Maßstabfaktors (Skalierung) zwischen den beiden Messsystemen gekennzeichnet. Zur Korrektur wird über die implementierte *procustes Funktion* in der Software Matlab ein fester Skalierungsfaktor in jedem Sprungversuch berechnet (vgl. Zaremski, 2017, S.40ff.). Die lineare Transformation der Winkelwerte mindert die Schwankungen zwischen den Daten und korrigiert die überschätzte Lage aus dem IMU. Abbildung 28 veranschaulicht ein Versuchsbeispiel. Der berechnete Winkelverlauf des optischen Referenzsystems ist in blau dargestellt. Die über einen externen Offset zu Beginn der Sprungbewegung (t_0) und über den Skalierungsfaktor korrigierten Winkelverlauf der Gyroskope, als korrigierte IMU-Daten, ist in rot abgebildet. Die ursprüngliche Ausgangslage der nicht korrigierten Lageberechnung aus den Gyroskopdaten ist in grau ergänzt.

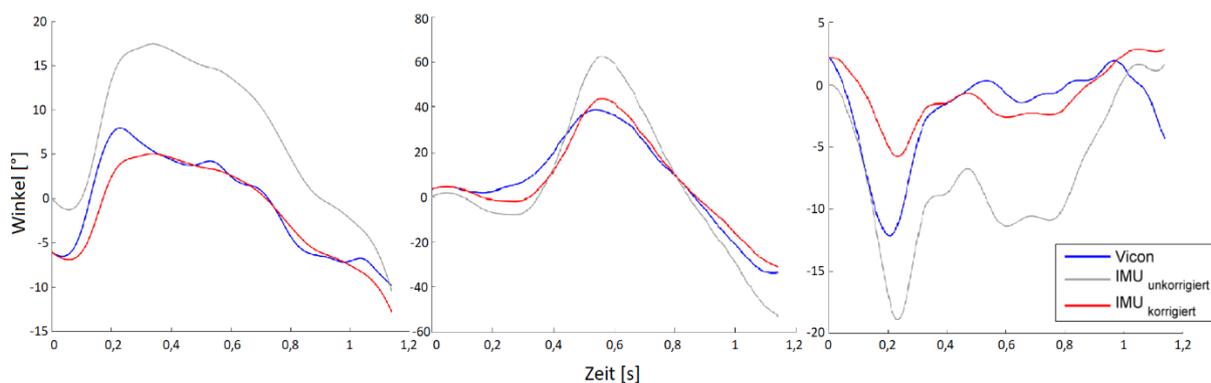


Abbildung 28: Sensorbasierte Winkelverläufe *Roll*, *Pitch* und *Yaw* im Sprungverlauf vergleichend zum Referenzsystems Vicon

Der durchschnittliche Skalierungsfaktor der auswertbaren Versuche ergibt für die Daten des *Roll* um die KLA einen Wert von $0,398 \pm 0,121$ °, für *Pitch* um die KBA sind es $0,644 \pm 0,040$ ° und um die KTA beträgt der feste Skalierungsfaktor $0,474 \pm 0,131$ ° für *Yaw* (vgl. Zaremski, 2017, S. 43f.). Der Ansatz eines variablen Skalierungsfaktors durch die Abhängigkeit der vorherrschenden Winkelgeschwindigkeit (vgl. Fercher et al. 2016) wird von Zaremski unter Laborbedingungen tiefgründiger mit Hilfe verschiedener Pendelbewegungen untersucht (S. 45ff.). Die Ergebnisse zeigen jedoch „keine präzisere Skalierung mit den berechneten Exponentialfunktionen für eine ansteigende und absteigende Winkelgeschwindigkeit“ mit der verwendeten Methode (S. 57ff.). So bleibt zunächst der Ansatz des festen Skalierungsfaktors für den weiteren Methodenvergleich bestehen. Der Mittelwert des Korrelationskoeffizienten (r) zur Beurteilung des Zusammenhangs der Wertepaare ergibt für die 15 auswertbaren Sprungversuche für *Roll* mit $r = 0,835$ ($p < 0,001$), für *Pitch* mit $r = 0,925$ ($p < 0,001$) und für *Yaw* mit $r = 0,785$ ($p < 0,001$) eine gute Übereinstimmung (vgl. Zaremski 2017, S. 43ff.). Es kann ein signifikanter Zusammenhang mit einer großen Effektstärke in der Bestimmung der Lage über das mit einem externen Offset in der Absprungvorbereitung und mit einem festen Skalierungsfaktor korrigierte Inertialverfahren abgeleitet werden.

Die technischen Schwierigkeiten des Offsets, der Skalierung und des Drifts zeigen sich innerhalb kürzester Zeit in den vorliegenden Ergebnissen deutlich. Die Ergebnisse demonstrieren jedoch auch, dass die Lage des körperfesten SKS über den dynamischen Sprungverlauf hinweg durch die ersten Korrekturverfahren bereits zufriedenstellend berechnet werden kann. Für einen routinemäßigen Einsatz des sensorbasierten Inertialverfahrens sind weitere Laboruntersuchungen zur Verbesserung der Lagestabilität über längere Zeit notwendig. Alternativ ist die Implementierung einer weiteren Offsetkorrektur im Anlauf unmittelbar vor dem Absprung für die Bestimmung des jeweiligen Anfangswertes für das Integral zweckmäßig.

8.3.2 Die Beschleunigungen in der Sagittalebene

Als Ausgangslage wird zunächst die 3D Beschleunigung über eine zweifache Differenzierung der Positionsdaten des Referenzdreieckmittelpunkts (Vicon) berechnet ($n = 15$) und mit den rohen Beschleunigungsdaten (IMU) verglichen. Die X-Achse, als Diagonale, wird dabei mit der Beschleunigung entlang der mediolateral verlaufenden KBA und die Y-Achse, als Horizontale, mit der Beschleunigung entlang der craniocaudal verlaufenden KLA gegenübergestellt. Die Z-Achse, als Vertikale, wird mit der Beschleunigung entlang der dorsoventral ausgerichteten KTA des Pferdes verglichen. Die inertialen Beschleunigungsdaten werden dazu einheitlich von 400 Hz auf 100 Hz heruntergerechnet. Beide Messreihen werden zusätzlich mit einem Tiefpassfilter 6 Hz für die weiteren Analysen geglättet.

Abbildung 29 skizziert beispielhaft die Datenvergleiche für einen Sprungversuch. Die schwarze Linie zeigt den berechneten Beschleunigungsverlauf des Referenzdreieckmittelpunkts (Vicon) in den drei Bewegungsrichtungen. In grau sind die rohen Beschleunigungsdaten des IMU in dessen lageabhängigen SKS abgebildet. Das Maß der Übereinstimmung nach *Pearson* ($n = 15, p < 0,05$) ergibt für die quer verlaufende X-Achse mit einem Korrelationskoeffizienten von $r = 0,41 \pm 0,26$ im Durchschnitt eine moderate Übereinstimmung in der mediolateralen Bewegungsrichtung. Für die horizontale Y-Achse fällt das Maß der Übereinstimmung mit $r = 0,27 \pm 0,23$ in craniocaudaler Bewegungsrichtung im Durchschnitt etwas weniger stark aus. Entlang der dorsoventralen Vertikalachse Z zeigt sich die unterschiedliche Wirkung der Erdbeschleunigung. Bei der optischen Aufzeichnung der Bewegung der Referenzmarker im MoCap Verfahren kommt die Erdanziehungskraft nur in der Flugphase zum Tragen, während das IMU durch das Messprinzip der Trägheit der seismischen Masse die Erdbeschleunigung ausschließlich während des Bodenkontaktes des Pferdes als Gegenkraft aufzeichnet. In der Flugphase ist die Gravitation in den IMU-Aufzeichnungen nicht mehr sichtbar. Trotzdem können die Ergebnisse für die Z-Achse mit $r = 0,88 \pm 0,42$ im Vergleich zur dorsoventral ausgerichteten Beschleunigung des IMU mit einer sehr guten Übereinstimmung über den Korrelationskoeffizienten bewertet werden.

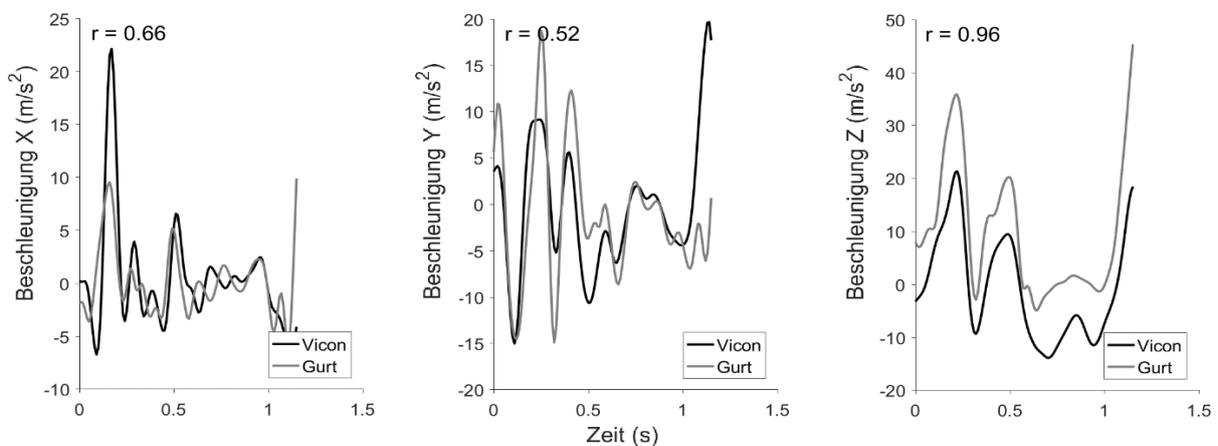


Abbildung 29: Die 3D Beschleunigung beider Messsysteme im Vergleich

Abbildung 30 verdeutlicht den Unterschied beider Messverfahren durch den Verlauf der berechneten resultierenden Gesamtbeschleunigung des IMUs und über die Positionsveränderung über die Zeit im Quadrat gemessenen Beschleunigungsverlaufs des Referenzdreieckmittelpunkts in der Absprung- und Flugphase. Das Übereinstimmungsmaß liegt mit $r = 0,45 \pm 0,23$ in einem mittleren Bereich der Effektstärke ($p < 0,05$). Die Rohdaten des IMUs liegen in der Absprungphase deutlich über dem Beschleunigungsverlauf in Vicon. In der Flugphase ist es umgekehrt. Der Beginn der Landung zeigt in der Abbildung noch einmal deutlich die inertielle Überschätzung der Bewegung der Pferde.

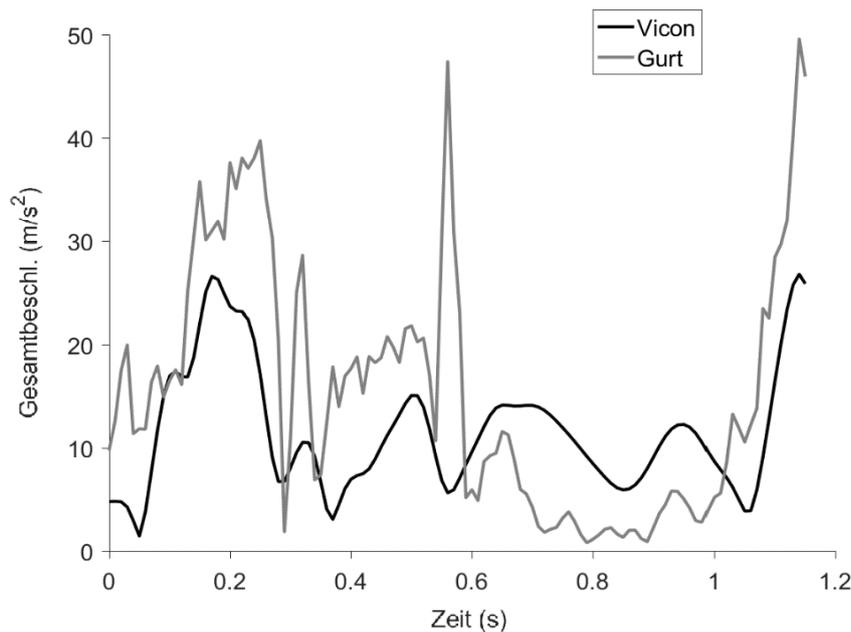


Abbildung 30: Die berechnete Gesamtbeschleunigung beider Messsysteme im Vergleich

Für eine bessere Beurteilung der sensorbasierten Beschleunigungsdaten werden diese nun aus dem ursprünglich körperfesten, lageabhängigen SKS über die inertial berechnete Lageinformation der Eulerwinkel in das raumfeste WKS rotiert. Um zusätzlich eine größere Versuchszahl für die Auswertung nutzen zu können, werden für den Vergleich alle Versuche mit dem vollständigen Positionsverlauf des mittleren Referenzmarkers am Bauch ($n = 53$) statt des gesamten Referenzdreiecks miteinbezogen. Über die zweifache Differenzierung der Bauchmarkerposition ergeben sich die Referenzwerte aus dem optischen Messverfahren in den einzelnen Dimensionen. Neben der Korrektur über die interne Rotationsmatrix wird die inertielle Beschleunigung zusätzlich um die Wirkung der Gravitation ($-1g$) korrigiert. Die inertialen Beschleunigungsdaten werden auf 100 Hz heruntergetaktet. Beide Messreihen werden mit einem Tiefpassfilter (6 Hz) geglättet. Der Validierungszeitraum wird auf die dynamische Absprung- und Flugphase gekürzt und auf die Beschleunigungswerte in der Sagittalebene der Pferde beschränkt.

Abbildung 31 stellt die Ergebnisse in horizontaler (Y) und vertikaler (Z) Bewegungsrichtung dar. Der ursprüngliche Beschleunigungsverlauf im SKS ist blau gestrichelt abgebildet. Der rotierte und korrigierte Beschleunigungsverlauf des Inertialsensors ist als durchgezogene blaue Linie abgebildet. Die Beschleunigung des Bauchmarkers als Referenz ist grau gehalten. Das statistische Maß des Zusammenhangs nach *Pearson* kann im horizontalen Bewegungsverlauf durch die einzelnen Korrekturschritte von ursprünglich $r = 0,27 \pm 0,23$ aus dem SKS auf $r = 0,68 \pm 0,36$ für die korrigierten Sensordaten im WKS erhöht werden. In der Vertikalen ist der Zusammenhang mit $r = 0,88 \pm 0,42$ bereits vor der Korrektur groß. Nach der Korrektur ergibt sich ein durchschnittlicher Wert von $r = 0,86 \pm 0,42$.

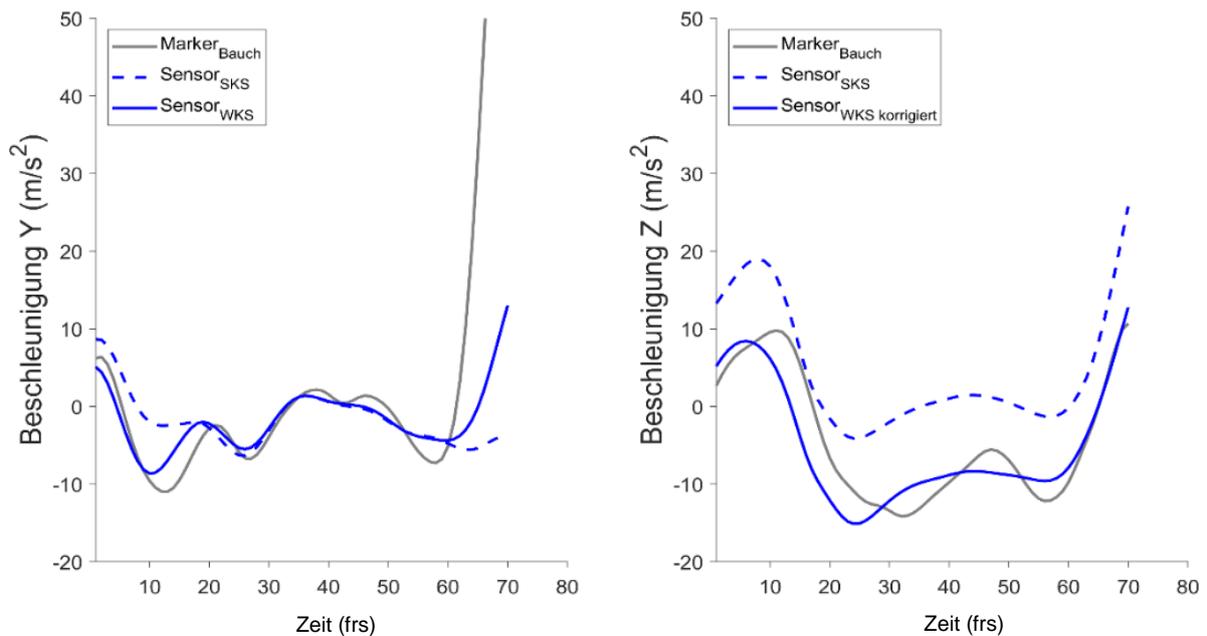


Abbildung 31: Die korrigierte Inertialbeschleunigung im Vergleich zum Referenzmarker am Bauch

Durch die Korrektur der Beschleunigungsdaten über die Lageinformation des Rumpfs profitiert vor allem die horizontale Bewegungsebene in der Bewegungsrichtung und kann damit in einen zufriedenstellenden Bewertungsbereich gebracht werden. Die Vertikalbewegung befindet sich bereits in der Ausgangslage in einem guten Übereinstimmungsbereich.

Die Übereinstimmung der sensorbasierten Beschleunigung zur KSP-Bewegung wird ebenfalls überprüft ($n = 29$). Zwischen der horizontalen und vertikalen KSP-Beschleunigung und den korrigierten Beschleunigungsdaten des IMU ergibt sich mit $r = 0,78 \pm 0,36$ ($p < 0,05$) für die vertikale Z-Achse ein signifikanter Korrelationswert mit guter Effektstärke. Die horizontale Y-Achse zeigt dagegen im Vergleich mit $r = 0,23 \pm 0,45$ ($p > 0,05$) eine mangelhafte Konkordanz und lässt keine Abschätzung der horizontalen KSP-Beschleunigung über das korrigierte Inertialverfahren in der Absprung- und Flugphase zu. Eine umgekehrte Positionsbestimmung des KSPs aus den Beschleunigungsdaten ist noch anfälliger für Fehler und wird vernachlässigt.

Die vorgestellten Ergebnisse verdeutlichen die messtechnischen Schwierigkeiten bei der Verwendung von Inertialsensoren in der Bewegungsanalyse im Sport. Auch wenn bereits einfache Ansätze zur Korrektur systematischer Abweichungen, wie hier vorgestellt, möglich sind und Verbesserungen der Datenlage mit sich bringen, so zeigt sich in den Ergebnissen nach wie vor, dass die Anwendung eines sensorbasierten Inertialmessverfahrens über einen gesamten Springparcours oder sogar über eine gesamte Trainingseinheit mit deutlichen Schwierigkeiten behaftet ist. Weitere Stabilisations- und Korrekturmöglichkeiten müssen erforscht und erprobt werden, um die Ergebnisse des inertialen Messsattelgurts zu verbessern.

8.3.3 Vergleich einzelner Bewegungsparameter

Für die Verwendung eines inertialen, sensorbasierten Messsystems zur kinematischen Datenerhebung im Spitzensport ist die Validierung der in der Sportpraxis genutzten Parameter für die korrekte Interpretation der Daten unumgänglich. Aus der großen Parametermenge wird beispielhaft pro Kategorie ein Parameter ausgewählt und auf seine Aussagekraft mit dem Referenzsystem Vicon überprüft. Ausgewählt werden (1) die Absprungdauer (t_{TO}), (2) die vertikale Maximalbeschleunigung im TO (a_{zTO}), (3) die Winkelveränderung der Rumpflage im TO ($\Delta\beta_{TO}$) und (4) die Sprunghöhe (h_{jump}). Hierbei wird die aus der Flugzeit berechneten Flughöhe und die maximale KSP-Höhe als Scheitelpunkt im Flug mit der inertial bestimmten Sprunghöhe verglichen.

Die Übereinstimmung der beiden Messsysteme und die Differenzen dazwischen werden in jeder Kategorie als Ergebnistabelle und über ein Streudiagramm der auswertbaren Wertepaare abgebildet. Die Übereinstimmung beider Messverfahren wird statistisch über den Determinationskoeffizienten R^2 berichtet. Ein Bland-Altman-Plot veranschaulicht mit den Differenzen vom Durchschnittswert der Wertepaare die Übereinstimmungsgrenzen der beiden Messmethoden und lässt damit die Bestimmung des Schätzfehlers des IMU über das Vertrauensintervall (95%-Konfidenzintervall) zu. In beiden Diagrammen werden die Wertepaare entsprechend der Versuchspferde farblich gekennzeichnet.

Dauer der Absprungphase

Die Bewegungsphasen zeigen sich in den Ergebnissen nicht vom Ausbildungsstand der Pferde beeinflusst. Für die Kategorie der Phasenbestimmung wird die Absprungdauer ausgewählt. Die Eventdetektion der Stemmposition TO1 zu Beginn der Absprungphase ergibt im Vergleich bereits eine Differenz von $3,74 \pm 4,67$ frs zwischen den beiden Messverfahren. Bei der Absprungposition TO2 am Ende der Absprungphase sind es $4,70 \pm 2,88$ frs. Die berechnete Regression der beiden Zeitpunktspaare zur Bestimmung von TO1 ($F(1,64) = 357,737$, $p < 0,001$) zeigt sich mit einem Regressionskoeffizienten von $R^2 = 0,848$ und für TO2 ($F(1,64) = 922,198$, $p < 0,001$) mit $R^2 = 0,935$. Über das inertielle Tiefpunktverfahren in der dorsoventralen Beschleunigung des Pferderumpfs können 84,8 % der Varianz des TO1 und 93,5 % der Varianz des TO2 aufgeklärt und zuverlässig bestimmt werden.

Tabelle 23 stellt die Ergebnisse der sich daraus ergebenden Absprungdauer der beiden Messmethoden dar. Das im Sattelgurt der Pferde angebrachte IMU überschätzt die Absprunghöhe der Springpferde mit einer mittleren Differenz von 0,08 s. Zwischen den verschiedenen Pferden zeigen sich in den Wertepaaren deutliche Unterschiede. Abbildung 32 bildet die einzelnen Messwertpaare in einem Streudiagramm ab. Die Pferde sind darin jeweils farblich markiert. Die Punkte der 66 auswertbaren Datenpaare liegen teilweise übereinander. Die X-Achse entspricht den Ergebnissen aus Vicon. Auf der Y-Achse sind die sensorbasierten Ergebnisse des IMUs.

Tabelle 23: Die Ergebnisse der Absprungdauer im Vergleich

	Pferd A (n = 11)	Pferd B (n = 12)	Pferd C (n = 10)	Pferd D (n = 8)	Pferd E (n = 10)	Pferd F (n = 10)	Pferd G (n = 5)	Gesamt (n = 66)
Vicon	0,25 ± 0,01	0,22 ± 0,01	0,22 ± 0,02	0,23 ± 0,01	0,22 ± 0,02	0,27 ± 0,03	0,21 ± 0,02	0,23 ± 0,03
IMU	0,31 ± 0,05	0,34 ± 0,03	0,31 ± 0,04	0,30 ± 0,02	0,34 ± 0,04	0,31 ± 0,02	0,28 ± 0,01	0,32 ± 0,04
Diff.	0,06 ± 0,05	0,13 ± 0,03	-0,09 ± 0,03	0,07 ± 0,02	0,12 ± 0,03	0,04 ± 0,03	0,07 ± 0,01	0,08 ± 0,04

Versuchsanzahl (n) pro Pferd; Vicon = verwendetes MoCap Verfahren (Referenzsystem); IMU = verwendete Inertialsensoren im Messsattelgurt; Diff = Mittelwert der Abweichung der Wertepaare. Alle Ergebnisse der Phasendauer in s.

Die berechnete Regression der Wertepaare in der Absprungdauer ($F(1,64) = 357,737$, $p < 0,001$) zeigt sich mit einem Determinationskoeffizienten von $R^2 = 0,018$. Die Effektgröße der Übereinstimmung beider Messverfahren fällt damit statistisch signifikant und klein aus. Abbildung 33 schließt als Bland-Altman-Diagramm mit den Grenzen der Übereinstimmung den Bereich des Konfidenzintervalls um die Bias von 0 bis -0,17 s ein. Damit erstreckt sich der mögliche Schätzfehler des IMUs auf eine Abweichung auf bis zu 0,17 s. Bezogen auf die mittlere Absprungdauer der beiden Messsysteme ($0,27 \pm 0,02$ s) kann die prozentuale Abweichung damit bei über 60 % liegen. Im Bezug zum Referenzsystem als *Ground Truth* kann die Abweichung sogar bis zu 73,9 % betragen. Eine systematische Korrektur der Bias ist für eine Korrektur der temporalen Parameter über das Tiefpunktverfahren in der dorsoventralen Bewegungsrichtung nicht ausreichend, da das Vertrauensintervall zu groß ausfällt. Die sensorbasierte Berechnung der Absprungdauer am Pferderumpf ist noch zu ungenau und reicht für eine Bewegungsanalyse im Pferdesport nicht aus.

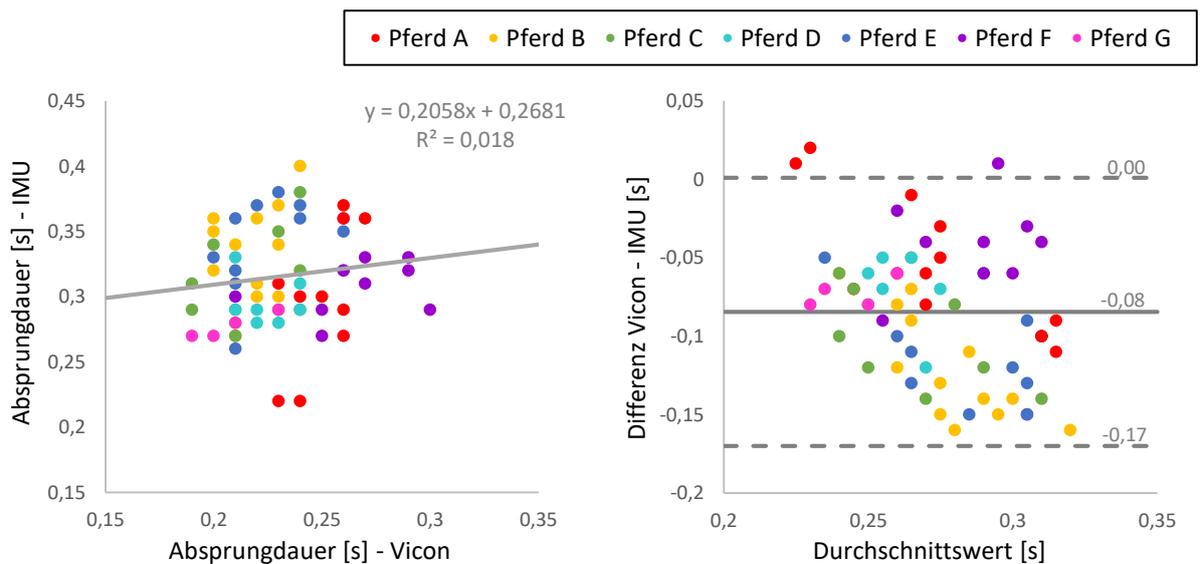


Abbildung 32: Streudiagramm der Absprungdauer

Abbildung 33: Bland-Altman-Diagramm der Absprungdauer

Vertikale Maximalbeschleunigung im Absprung

Neben der zeitlichen Einordnung verschiedener Events und Bewegungsphasen haben sich auch verschiedene Maximalwerte der Beschleunigung in den Bewegungsmustern in den Fokus der Springleistung der Pferde gerückt. So verkleinert sich die dorsale Beschleunigungsspitze ($a_{DV\ HH\ max}$) tendenziell bei ansteigendem Ausbildungsstand. Barrey und Galloux (1997) heben diesen Parameter als besonders relevant für die Springleistung von Pferden hervor. Für den Methodenvergleich werden die Beschleunigungsspitzen aus dem lageabhängigen und objektbezogenen SKS ins raumfeste WKS rotiert (vgl. Kap. 3.3.3.2) und mit den maximalen Beschleunigungswerten des Bauchmarkers in vertikaler Richtung verglichen ($n = 55$). Tabelle 24 stellt die Ergebnisse beider Messmethoden vergleichend dar. Die vertikale Maximalbeschleunigung im TO beträgt in Vicon $12,01 \pm 2,95 \text{ m/s}^2$. Die vertikale Maximalbeschleunigung des IMUs liegt bei $16,83 \pm 2,72 \text{ m/s}^2$. Die mittlere Abweichung zwischen den beiden Messverfahren ist $4,73 \pm 3,26 \text{ m/s}^2$. Das sensorbasierte Inertialmessverfahren überschätzt die Rumpfbeschleunigung der Springpferde im Absprung.

Tabelle 24: Die Ergebnisse der maximalen Absprungbeschleunigung nach vertikal im Vergleich

	Pferd A ($n = 11$)	Pferd B ($n = 11$)	Pferd C ($n = 11$)	Pferd D ($n = 9$)	Pferd E ($n = 3$)	Pferd F ($n = 10$)	Gesamt ($n = 55$)
Vicon	13,03 $\pm 1,94$	9,71 $\pm 1,30$	12,76 $\pm 1,98$	15,90 $\pm 2,25$	6,41 $\pm 1,63$	11,28 $\pm 1,52$	12,01 $\pm 2,95$
IMU	17,94 $\pm 0,95$	16,39 $\pm 1,46$	15,77 $\pm 4,77$	18,94 $\pm 1,43$	15,34 $\pm 0,26$	15,83 $\pm 2,12$	16,83 $\pm 2,72$
Diff.	4,91 $\pm 1,72$	6,68 $\pm 0,85$	3,01 $\pm 5,45$	3,04 $\pm 2,10$	8,94 $\pm 1,81$	4,54 $\pm 2,20$	4,73 $\pm 3,26$

Versuchsanzahl (n) pro Pferd; Vicon = verwendetes MoCap Verfahren (Referenzsystem); IMU = verwendete Inertialsensoren im Messsattelgurt; Diff = Mittelwert der Abweichung der Wertepaare. Alle Ergebnisse als Beschleunigung in m/s^2 .

Das lineare Regressionsmodell ($F(1,53) = 7,127$, $p = 0,01$) der Wertepaare fällt statistisch signifikant aus. Das Übereinstimmungsmaß hat mit $R^2 = 0,118$ eine mittlere Effektstärke. Statistisch stimmen die Ergebnisse beider Messmethoden zwar signifikant überein, es lassen sich aber lediglich 11,85 % der Varianz des Inertialmessverfahrens mit dem verwendeten Referenzsystem aufklären. Abbildung 34 zeigt die leicht positive Beziehung der Messwertpaare in einem Streudiagramm. Die X-Achse entspricht den Ergebnissen aus Vicon. Auf der Y-Achse sind die sensorbasierten Ergebnisse. Abbildung 35 stellt die Differenzen beider Messmethoden in einem Bland-Altman-Diagramm dar. Die 55 Messpunkte liegen teilweise übereinander. Das Konfidenzintervall (95 %) erstreckt sich von $+1,65$ bis $-11,11 \text{ m/s}^2$. Damit fällt der mögliche Schätzfehler der sensorbasierten Messvariante viel zu groß aus und ist für die zugrundeliegende Fragestellung aus der Sportpraxis nicht ausreichend. Die Messgenauigkeit der sensorbasierten Sprunganalyse muss für den Einsatz in der Sportpraxis weiter verbessert werden.

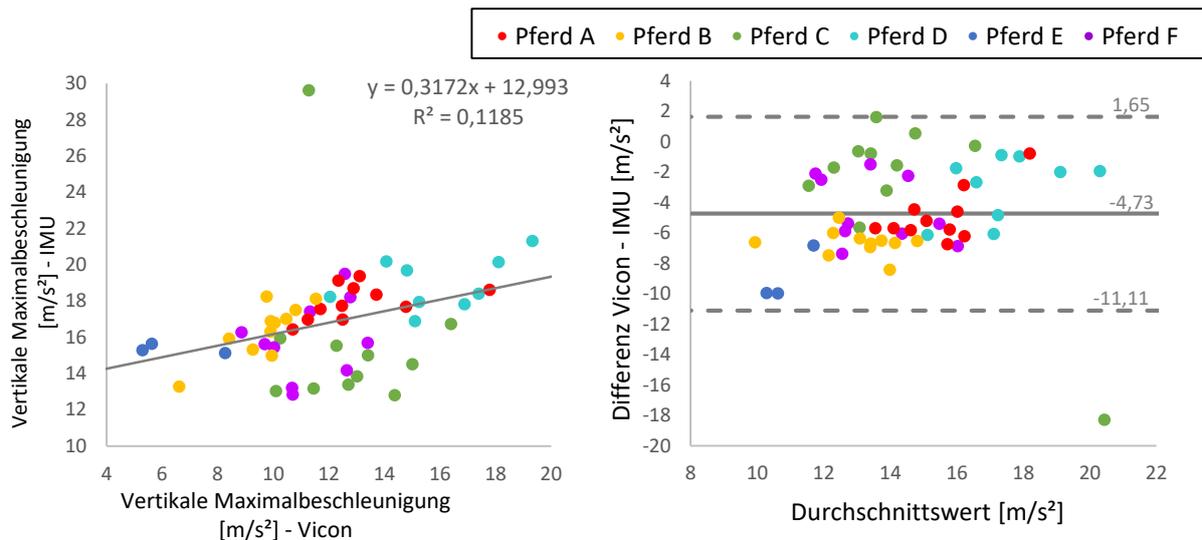


Abbildung 34: Streudiagramm der vertikalen Maximalbeschleunigung im Absprung

Abbildung 35: Bland-Altman-Diagramm der vertikalen Maximalbeschleunigung im Absprung

Aufrichtende Winkelveränderung des Rumpfes in der Absprunghase (Rumpflage)

Um die Winkelveränderung des Inertialmesssystems ($\Delta\beta_{TO}$) zu validieren, wird zum Vergleich die relative Lageveränderung der Verbindungslinie des Schweifansatzes zum 6. Halswirbel verwendet. Die sagittale Winkelveränderung aus den Gyroskopdaten wird mit einem festen Skalierungsfaktor korrigiert. Die sensorbasiert berechnete Rumpflagenveränderung im TO liegt in der vorliegenden Untersuchung bei $17,93 \pm 3,13^\circ$. Im Referenzsystem Vicon fällt diese mit $5,14 \pm 3,39^\circ$ deutlich kleiner aus. Die Abweichung zwischen beiden Messmethoden beträgt im Durchschnitt $12,80 \pm 3,72^\circ$. Tabelle 25 stellt die Ergebnisse dar. Abbildung 36 bildet die Wertepaare in einem Streudiagramm ab. Die Farben kennzeichnen die verschiedenen Springpferde. Die Punkte können sich teilweise verdecken. Das lineare Regressionsmodell ($F(1,61) = 7,742, p = 0,007$) fällt signifikant mit kleiner Effektgröße aus. Abbildung 37 zeigt das Bland-Altman-Diagramm. Der Durchschnittswert ist der Mittelwert der Messwertpaare. Das Konfidenzintervall erstreckt sich von $-5,07^\circ$ bis $-19,63^\circ$ und ist damit zu groß.

Tabelle 25: Die Ergebnisse der Rumpflage im Absprung im Vergleich

	Pferd A (n = 11)	Pferd B (n = 12)	Pferd C (n = 9)	Pferd D (n = 8)	Pferd E (n = 10)	Pferd F (n = 9)	Pferd G (n = 4)	Gesamt (n = 63)
Vicon	4,25 ± 4,41	6,20 ± 1,80	3,18 ± 1,13	7,78 ± 0,58	3,63 ± 1,66	4,66 ± 5,30	8,38 ± 1,63	5,14 ± 3,19
IMU	16,53 ± 1,32	16,86 ± 2,18	16,85 ± 3,97	20,44 ± 2,32	18,72 ± 3,52	17,10 ± 2,86	22,17 ± 2,24	17,93 ± 3,13
Diff.	12,28 ± 4,14	10,66 ± 1,64	13,68 ± 4,48	12,65 ± 2,28	15,15 ± 2,86	12,44 ± 5,49	13,80 ± 2,49	12,80 ± 3,72

Versuchsanzahl (n) pro Pferd; Vicon = verwendetes MoCap Verfahren (Referenzsystem); IMU = verwendete Inertialsensoren im Messsattelgurt; Diff = Mittelwert der Abweichung der Wertepaare. Alle Ergebnisse als Winkelveränderung in Grad.

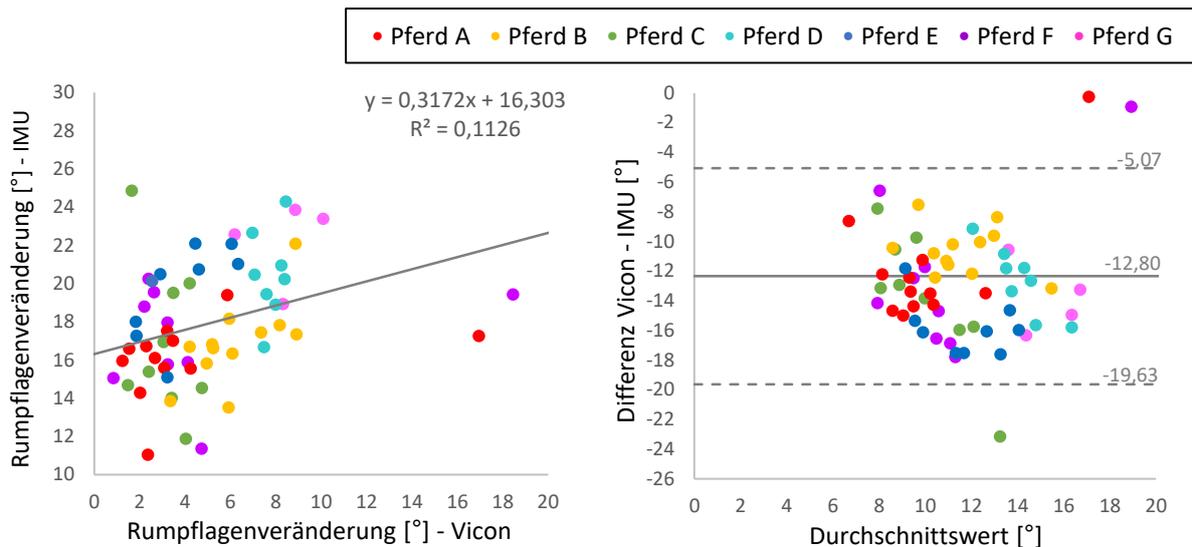


Abbildung 36: Streudiagramm der Rumpflagenveränderung im Absprung

Abbildung 37: Bland-Altman-Diagramm der Rumpflagenveränderung im Absprung

Bestimmung der Sprunghöhe

Für die Berechnung der Sprunghöhe kann die Flugdauer eine entscheidende Messgröße sein. Mit der Eventdetektion der Absprungposition (TO2) und dem Beginn der Landung (LA1) lässt sich die sensorbasierte Flugdauer der Pferde im Vergleich zur Flugdauer zwischen den Bodenkontakten über die Kronmarker am Hufrand der Pferde im optischen Referenzsystem bestimmen. Die Eventdetektion des TO2 fällt mit $R^2 = 0,935$ gut aus ($F(1, 64) = 922,198$; $p < 0,001$) und auch in der Landeposition zeigt die lineare Regression mit $R^2 = 0,942$ ($F(1,58) = 936,826$; $p < 0,001$) eine gute Übereinstimmung. Die inertielle Flugzeit beträgt $0,34 \pm 0,04$ s. Im Referenzsystem Vicon sind es dennoch $0,42 \pm 0,05$ s. Die Differenz zwischen den Messwertpaaren liegt bei $0,09 \pm 0,04$ s. Das lineare Regressionsmodell der Flugdauer ist signifikant ($F(1,58) = 47,346$; $p < 0,001$). Mit $R^2 = 0,449$ ist die Effektstärke mittel.

Tabelle 26 stellt die Ergebnisse der über die Flugzeit berechneten Sprunghöhe der beiden Messverfahren dar. Die inertial berechnete Sprunghöhe ist im Durchschnitt 14 ± 3 cm groß. Die aus dem Referenzsystem berechnete Flughöhe fällt mit 22 ± 5 cm deutlich höher aus. Die Messwertpaare stimmen statistisch überein ($F(1,58) = 47,229$; $p < 0,001$). Der Determinationskoeffizient $R^2 = 0,449$ spricht für eine mäßige Effektstärke der Übereinstimmung. Abbildung 38 skizziert das Streudiagramm der 60 Wertepaare des Methodenvergleichs. Abbildung 39 zeigt die Differenzen der Wertepaare in einem Bland-Altman-Diagramm. Der Durchschnittswert ist der Mittelwert der Wertepaare. Die Grenzen der Übereinstimmung beschreiben ein Konfidenzintervall des Schätzfehlers mit Grenzen von 1,62 bis 14,68 cm. Die mittlere Abweichung beträgt $8,2 \pm 4,3$ cm. Die einzelnen Punkte sind den Versuchspferden nach farbig gekennzeichnet. Die Punkte liegen teilweise übereinander.

Tabelle 26: Die Ergebnisse der berechneten Sprunghöhe im Vergleich

	Pferd A (n = 11)	Pferd B (n = 11)	Pferd C (n = 10)	Pferd D (n = 8)	Pferd E (n = 7)	Pferd F (n = 10)	Pferd G (n = 3)	Gesamt (n = 60)
Vicon	22 ± 2	24 ± 4	24 ± 2	25 ± 2	25 ± 2	15 ± 3	28 ± 0	22 ± 5
IMU	14 ± 3	13 ± 2	15 ± 3	14 ± 1	17 ± 2	11 ± 1	23 ± 1	14 ± 3
Diff.	9 ± 3	12 ± 2	9 ± 2	12 ± 2	8 ± 2	5 ± 4	5 ± 1	8 ± 4

Versuchsanzahl (n) pro Pferd; Vicon = verwendetes MoCap Verfahren (Referenzsystem); IMU = verwendete Inertialsensoren im Messsattelgurt; Diff = Mittelwert der Abweichung der Wertepaare. Alle Ergebnisse als Positionsveränderung in cm.

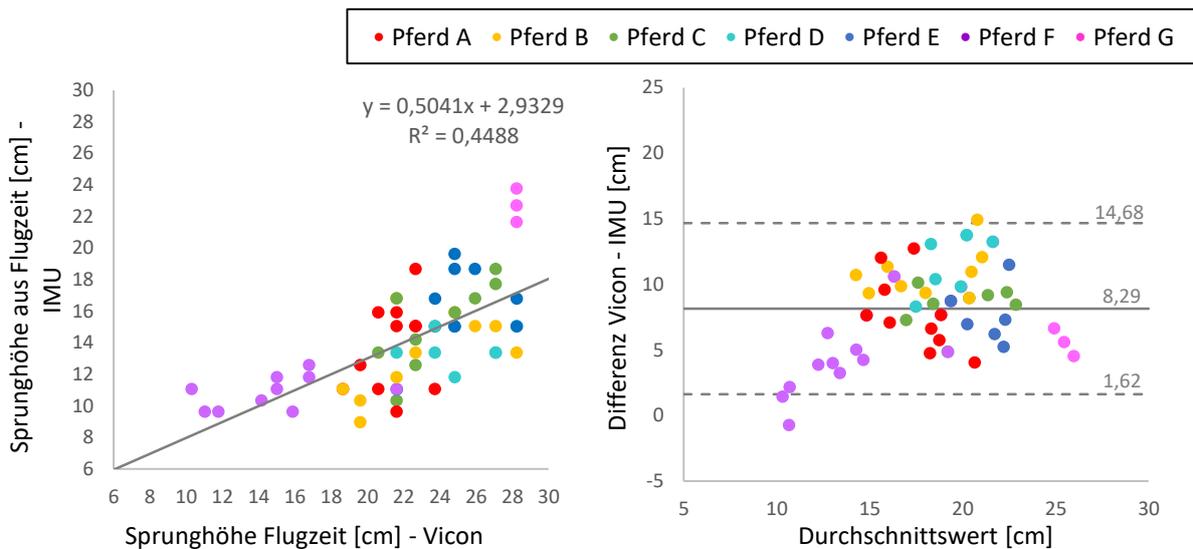


Abbildung 38: Streudiagramm der über die Flugzeit berechneten Sprunghöhe

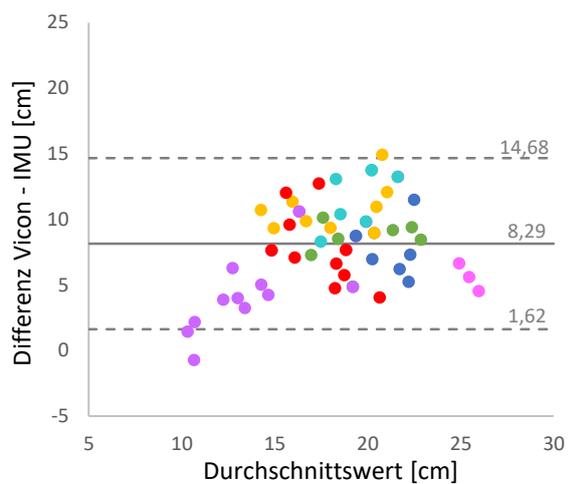


Abbildung 39: Bland-Altman-Diagramm der über die Flugzeit berechneten Sprunghöhe

Um aus der Inertialmessung nun die Sprunghöhe des KSP schätzen zu können, werden die aus der Flugzeit berechneten IMU-Ergebnisse der Sprunghöhe mit der berechneten maximalen KSP-Erhöhung der Pferde in der Flugphase verglichen. Es werden nur die Versuche ausgewertet, die durch ein vollständiges Markerset eine KSP-Berechnung zulassen (n = 29). Tabelle 27 zeigt die Ergebnisse. Die maximale KSP-Höhe liegt bei 21 ± 4 cm im Durchschnitt. Die berechnete Sprunghöhe aus dem Inertialmessverfahren beträgt dagegen nur 14 ± 3 cm. Damit sich eine mittlere Differenz zwischen den beiden Messverfahren von 7 ± 3 cm. Die lineare Regression ist signifikant ($F(1,27) = 17,681$, $p < 0,001$). Die Effektstärke der Übereinstimmung ist mit einem Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0,396$ nur moderat. Wie bereits in den Ergebnissen zuvor führen auch hier die Abweichungen in der Eventdetektion für die Flugzeitberechnung zu keiner ausreichenden Übereinstimmung. Eine Schätzung der Sprunghöhe des KSP über die Berechnung der inertialen Flugzeit gelingt zum jetzigen Zeitpunkt nicht. Eine Berechnung der inertialen Positionsverschiebung über die doppelte Integration der Beschleunigungsdaten wird auf Grund der bisher sehr fehlerhaften Ergebnisse vernachlässigt.

Tabelle 27: Die Ergebnisse der inertial und kinematisch berechneten KSP-Sprunghöhe im Vergleich

	Pferd A (n = 7)	Pferd B (n = 6)	Pferd D (n = 5)	Pferd E (n = 6)	Pferd F (n = 5)	Gesamt (n = 29)
KSP	21 ± 1	22 ± 4	24 ± 2	23 ± 1	14 ± 3	21 ± 4
IMU	14 ± 2	13 ± 3	14 ± 1	18 ± 2	11 ± 1	14 ± 3
Diff.	6 ± 8	9 ± 1	12 ± 5	8 ± 7	6 ± 5	7 ± 3

Versuchsanzahl (n) pro Pferd; Vicon = verwendetes MoCap Verfahren (Referenzsystem); IMU = verwendete Inertialsensoren im Messsattelgurt; Diff = Mittelwert der Abweichung der Wertepaare. Alle Ergebnisse als Höhenangaben in cm, ausgehend von der Absprung- bzw. Landeposition.

Die vorliegenden Daten bieten jedoch eine Prüfung der Flugzeitberechnung an. Die über die Flugzeit berechnete Sprunghöhe in Vicon kann mit der tatsächlichen KSP-Erhöhung aus der Absprungposition bis zum Scheitelpunkt verglichen werden. Abbildung 40 zeigt das Streudiagramm der 29 auswertbaren Wertepaare. Die berechnete Sprunghöhe aus der optisch bestimmten Flugzeit über die Marker am Kronrand der Pferdehufe entspricht der Y-Achse. Die Sprunghöhe des KSPs ist auf der X-Achse abgebildet. Mit dem linearen Regressionsmodell ($F(1, 27) = 272,658$ $p < 0,001$; $R^2 = 0,910$) zeigt sich eine starke Übereinstimmung der beiden Varianten. Die Abweichung beträgt nur $1,57 \pm 1,28$ cm im Durchschnitt. Abbildung 41 stellt die Übereinstimmungsgrenzen in einem Bland-Altman-Diagramm dar. Das Vertrauensintervall erstreckt sich von $-0,94$ bis $4,09$ cm. Die KSP-Erhöhung im Flug kann bis zu 91 % über die berechnete Flugzeit bestimmt werden. Lässt sich also die Dauer der Flugphase inertial genau genug bestimmen, so kann die KSP-Höhe zuverlässig über die entstehende Flugzeit berechnet werden. Auf die Darstellung in Tabellenform wird an dieser Stelle verzichtet.

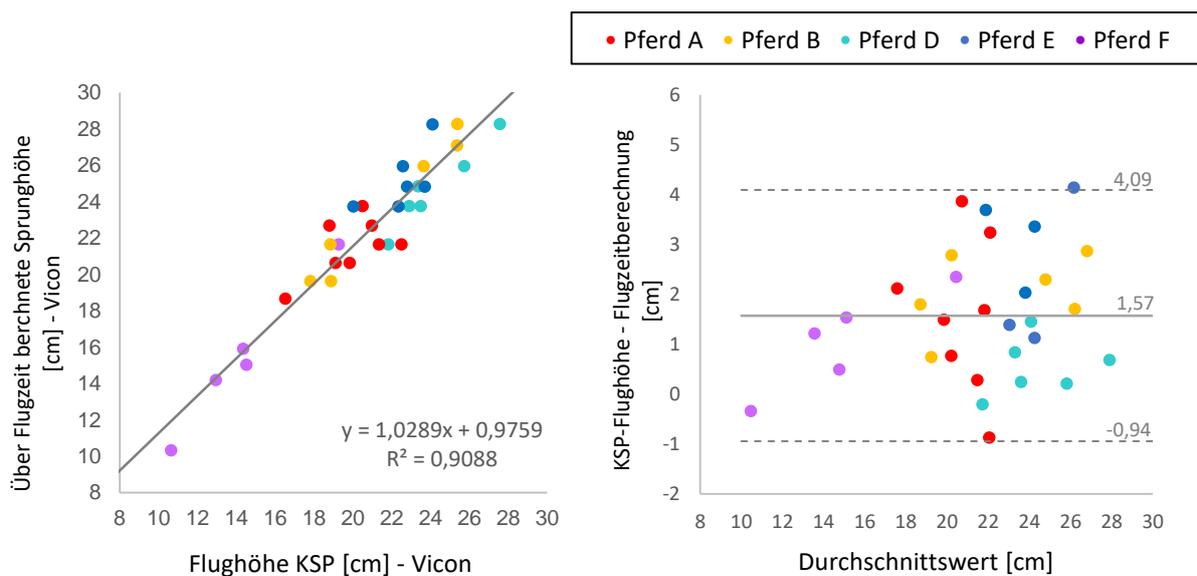


Abbildung 40: Streudiagramm der Sprunghöhe (KSP-Position versus Flugzeit)

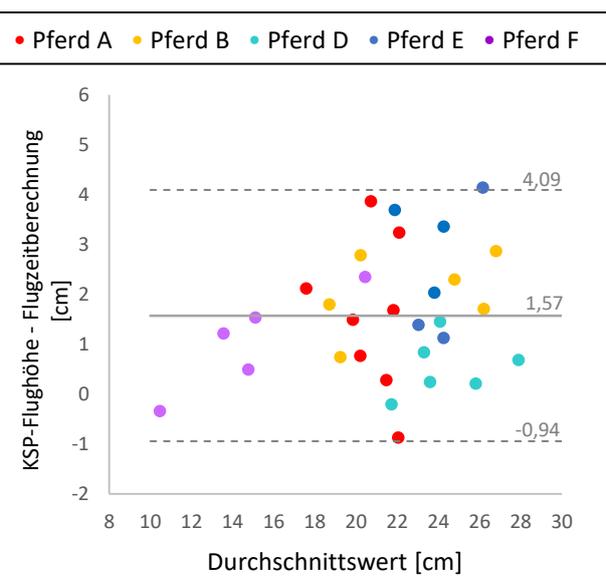


Abbildung 41: Bland-Altman-Diagramm des Sprunghöhenvergleichs

8.4 Diskussion

Der vorgestellte Methodenvergleich zur Validierung der Messergebnisse des inertialen Messsattelgurts in der Sprungbewegung von Pferden wird über das MoCap Verfahren Vicon als Goldstandard am Pferderumpf durchgeführt. Zur sportpraktischen Überprüfung der Aussagekraft des sensorbasierten Messansatzes erfolgt der durchgeführte Validierungsprozess unter sporttypischen Feldbedingungen im Training. Hierfür finden beide Analyseverfahren an insgesamt sieben Springpferden zeitgleich Anwendung. Die zuvor vorgestellten Erkenntnisse und Ergebnisse werden im Folgenden in den bestehenden Forschungsstand eingeordnet und diskutiert. Gemäß der Zielstellung werden die beiden Bereiche Strategie und Methodik zur objektiven Bewegungskonstruktion und die spezifischen Ergebnisse des Methodenvergleichs zur Validierung der Inertialdaten und deren Aussagekraft für die sportpraktische Ableitung der Springleistung der Sportpferde getrennt voneinander bearbeitet.

8.4.1 Zur Eignung der Validierungsstrategie und Methode

Das Validierungsvorhaben der inertialen Sprunganalyse erfolgt mit dem markerbasierten MoCap Verfahren Vicon, als klassische MoCap Variante im Sport, als Referenzsystem. Strategisch müssen die unterschiedlich ausgerichteten Koordinatensysteme der beiden Messverfahren für den Datenvergleich aufeinander abgestimmt werden. Das sensorbasierte, objektbezogene und lageabhängige Koordinatensystem (SKS) des Inertialsensors wird dazu nach den Empfehlungen von Sabatini (2011) in das raumfeste WKS von Vicon rotiert. Demnach wird die Ausgangslage des IMUs über die alleinige Wirkung der Gravitation in Ruhe innerhalb des MoCap Messvolumens in dessen kalibrierten WKS bestimmt. Das Referenzdreieck der Sensorlage besteht aus zwei Markern, die links und rechts auf dem Sattelgurt befestigt sind, und dem zusätzlichen Bauchmarker, welcher am tiefsten Punkt der Bauchlinie des Pferdes gut sichtbar angebracht wird.

Durch den (1) Synchronisationsvorgang der beiden Messverfahren zu jedem Versuchsbeginn gelingt die Bestimmung der Ausgangslage und die damit verbundene Offsetkorrektur für den weiteren Bewegungsverlauf. Die (2) Stabilität der Gyroskopdaten wird dann über die integrierten Eulerwinkel zur Lagebestimmung des Sensors mit dem Verlauf der Lagewinkel des Referenzdreiecks in Vicon in der Sprungbewegung verglichen. Dazwischen liegen die wenigen Sekunden des Anlaufens. Auf Grundlage der Lageinformationen über die Eulerwinkel kann das SKS mit den lageabhängigen Beschleunigungsdaten ins WKS rotiert werden und ermöglicht, neben der Eliminierung der Erdbeschleunigung, (3) den Vergleich zu den berechneten Beschleunigungen aus den MoCap Positionsdaten der Referenzpunkte. Diese drei Arbeitsschritte strukturieren dieses Kapitel.

Synchronisation und Offset-Korrektur der Messverfahren

Der erste Aspekt des Methodenvergleiches ist die zeitliche Synchronisation beider zu vergleichenden Messsysteme. Hierfür wird in der vorgestellten Untersuchung mit einem reflektierenden Marker innerhalb des Messvolumens des Referenzsystems gut sichtbar auf das IMU im Sattelturt getippt, um dort über die Erschütterung eine detektierbare Reaktion in den Messwerten des IMU auszulösen. Neben der manuellen Zuordnung der Events werden die Datensätze zusätzlich über den kleinsten RMSE in der Vertikalrichtung zueinander verschoben, wie es auch Pfau et al. (2005, S. 2505) und Mayagoitia et al. (2022, vgl. S. 539) durchgeführt haben. Eine optimale zeitliche Abstimmung beider Datensätze ist durch dieses Verfahren anzunehmen.

Die Ausgangslage des IMU im Sattelturt ist zu Beginn der Messung zunächst abhängig von der Anbringung des Sattelturts, der Sattellage und der abdominalen Form des Pferdes. Je nach Anatomie und Körperbau unterscheidet sich die Ausrichtung des SKS in Ruhe durch die Befestigung über den Sattelturt am Pferderumpf. Durch die alleinige Wirkung der Gravitation lässt sich über eine trigonometrisch angelegte Rotationsmatrix das Offset als Abweichung der IMU-Lage von der Referenzdreieckslage WKS in jedem Versuch zu Beginn als Ausgangswert berechnen. Der von Sabatini beschriebene Berechnungsweg (vgl. Sabatini 2011, S. 1497ff; Sabatini et al. 2015, S. 5) eignet sich für diesen Berechnungsschritt. Die Lage des Referenzdreiecks der Positionsdaten in Vicon wird vergleichend über den Zeitraum des Stillstehens des Pferdes zu Beginn über die Erdbeschleunigung bestimmt. Abweichungen zwischen den Systemen werden im Sinne einer Offsetkorrektur aus der Ausgangslage heraus über den gesamten Versuch ausgeglichen, sodass die Integration der Gyroskopdaten im zeitlichen Verlauf der Lageveränderung des Körpersegments entsprechen sollten. Die Messdauer wurde auf ein Minimum des notwendigen Anlaufes reduziert.

Alternativ wäre die Anbringung eines sichtbaren MoCap-Achsensystems möglich, das stets der Ausrichtung des SKS im WKS entspricht. Pfau et al. (2015) nutzen die Anbringung eines Sensors bspw. am Widerrist des Pferdes, wo genügend Platz für die Achsenarme mit den angebrachten optischen Markern ist (vgl. S. 2506). Die Anbringung des IMU im Sattelturt unterhalb des Pferdebauches in den vorgestellten Ergebnissen eignet sich dazu allerdings nicht, da im Sprungverlauf die Vorderbeine entsprechend angewinkelt werden. Das Bekleben des IMU selbst mit vier kleinen Markern zur Darstellung des SKS im WKS, wie es Sabatini et al. (2015) beschreiben, ist auf Grund der notwendigen Markergröße in dem sehr großen Messvolumen für die gesamte Springbewegung ebenfalls nicht möglich. So bleibt als praktikable Alternative das verwendete Referenzdreieck am Gurt und Bauch. Um dennoch die Sichtbarkeit der Referenz zu steigern, wird statt einem dritten Marker auf dem schmalen Sattelturt der Bauchmarker für die Bestimmung der Rumpfhöhe verwendet. Die Bauchbewegung zeigt sich über den Rippenbogen auch am Sattelturt, sodass der entstehende Fehler zu vernachlässigen ist.

Stabilität der Winkelberechnung über die Gyroskopdaten: Bias, Offset und Skalierung

Bei der Winkelberechnung aus den Gyroskopdaten per mathematischer Integration zur Darstellung der Objektlage im Raum ergeben sich in den vorgestellten Ergebnissen bereits nach kürzester Zeit in Bewegung deutliche Schwierigkeiten, wie es bereits von anderen Autoren (vgl. Roetenberger et al. 2005; Sabatini 2011; Pfau et al. 2013; Marin et al. 2015; Pasciuto et al. 2015; Fasel et al. 2018b) berichtet wurde. Sabatini et al. (2015) und auch Pasciuto et al. (2015) beschreiben die Anfälligkeit auf Fehler auf Grund des Rauschens, der Bias und des Maßstabsfaktors, die im Laufe der Zeit zu einem Abdriften der Daten führen. Trotz der minimalsten Messzeit durch einen kurzen Anlauf zeigt sich Instabilität der Gyroskope in den Ergebnissen. Bergamini et al. (2014) nutzen eine Möglichkeit zur Korrektur der systematischen Bias der Gyroskope nach der Arbeit von Chardonens et al. (2012). Hier wird der Sensor für etwa 60 Sek. völlig ruhend auf dem Tisch liegend beobachtet. Der Mittelwert der Messwertschwankungen in ruhiger Lage wird als Korrekturfaktor der systematischen Verzerrung verwendet (vgl. Bergamini et al. 2014, S. 18630). Ein ähnliches Szenario wäre vor der Anbringung des Sattelgurtes auch auf dem Boden in der Stallgasse denkbar gewesen. Allerdings wurde eine solche Bias-Korrektur in der vorgestellten Untersuchung nicht durchgeführt. Pfau et al. (2005) und auch Sabatini (2011) beschreiben eine Driftabhängigkeit von der Temperatur, da die Gyroskope sich während der Betriebszeit erwärmen (vgl. Sabatini 2011, S. 1511). Solche temperaturabhängigen Veränderungen sind durch die Anbringung der Sensoren am Pferd zum Aufwärmen vor Testbeginn nicht mehr zu erwarten, da sich der Sensor dicht am Pferdekörper aufwärmen konnte und keinen weiteren Temperaturschwankungen ausgeliefert sind.

Einen anderen Ansatz verfolgt Zaremski (2017) und versucht eine erneute Integrationskonstante zur Offsetkorrektur vor dem relevanten TO in der Bewegung über die Detektion der Nullposition. Ein Anfangswert unmittelbar vor TO2 würde zu einer deutlichen Verkürzung des Integrationsintervalls führen und den aufsummierten Messfehler minimieren. Der Ansatz erbrachte nicht den gewünschten Erfolg (vgl. S. 59ff.), sodass in der vorgestellten Datenauswertung eine Korrektur über das Referenzsystem für die weiteren Vergleiche erfolgen musste. Alternativ entwickeln Pfau et al. (2005) einen ähnlichen Ansatz und programmierten einen Algorithmus in Form einer „*stride-by-stride*“-Mittelwertkorrektur, der bereits erfolgreich in der Gangart Galopp auf dem Laufband genutzt werden konnte. Über diesen Ansatz könnte die Integrationskonstante unmittelbar vor dem TO innerhalb der letzten, rhythmischen Galoppsprünge im Anlauf vor dem Hindernis auch intern über den Inertialsensor selbst bestimmt werden. Weiterführende Untersuchungen mit den beschriebenen Ansätzen und Ergebnissen sind sinnvoll, um die Stabilität der Lageberechnung über die Gyroskopdaten zu verbessern. Zusätzlich hat sich in den vorgestellten Ergebnissen ein fixer Skalierungsfaktor pro Bewegungsrichtung zur Korrektur des systematischen Fehlers empfohlen (vgl. Zaremski 2017, S. 39f.).

Die von Zaremski vorgestellten Ergebnisse (2017) mit einem variablen Skalierungsfaktor erbrachten dagegen schlechtere Resultate (vgl. S. 45f.). Vergleichbare Ergebnisse innerhalb der Springbewegung eines Pferdes stehen in der Literatur bislang nicht zur Verfügung. Im Humansport zeigt sich bereits eine größere Übereinstimmung in der Berechnung der Orientierung von Körpersegmenten (vgl. Mayagoitia et al. 2002; Bergamini et al. 2014; Sabatini et al. 2015; Pascuito et al. 2015). Die Autoren verwenden dabei verschiedene Korrektur- und Filteransätze, die spezifisch auf das Untersuchungssetting abgestimmt sind. Diese Entwicklungsarbeit ist zukünftig auch für die sensorbasierte Bewegungsanalyse der Springbewegung von Pferden notwendig.

Als zentrales Ergebnis dieser Arbeit lässt sich festhalten, dass mit dem Ansatz der Sensorfusion über Einbeziehung der Beschleunigung und des Magnetfelds im Gegensatz zu den reinen Rohdaten der Drehrate bereits eine deutliche Verbesserung der Lagebestimmung zu erwarten ist. López-Nava und Muñoz-Meléndez (2016) unterstreichen in einem Review diese Annahme, da mit 73% die Verknüpfung der Gyroskope, Beschleunigungs- und Magnetfeldsensoren als IMU am häufigsten vertreten ist (vgl. S. 7827). Eine neue Generation von IMUs mit einem integrierten Sensorfusionsalgorithmus zeigte bereits, dass sich diese Art von Inertialsensoren auch stabil in der azyklischen Springbewegung für den Einsatz im Pferdesport eignen kann (vgl. Warschun et al. 2019).

Korrigierte Beschleunigungsdaten und mögliche Positionsbestimmung

Der Vergleich der Beschleunigungswerte wird durch die Berechnung der Sensorlage als *Roll*, *Pitch* und *Yaw* und der daraus resultierenden Implementierung einer Rotationsmatrix der Achsen über die Eulerwinkel und der Transformation der Beschleunigungsdaten vom SKS ins WKS ermöglicht (vgl. Pfau et al. 2005; Papula 2009; Sabatini, 2011). Aus den Positionsdaten des Referenzdreiecks in Vicon lässt sich die Beschleunigung über die Strecke pro Zeit im Quadrat in den einzelnen Bewegungsrichtungen des WKS berechnen. Für den Vergleich der Messdaten ist die Eliminierung der Erdbeschleunigung in beiden Messsystemen notwendig, da sich diese in den beiden Messmethoden unterschiedlich zeigt. Das IMU basiert auf dem Messprinzip der Trägheit einer verschiebbaren, seismischen Masse auf einer Sensorachse. Die Gravitation zeigt sich in der Vertikalen, je nach Ausrichtung dieser Sensorachse mit $\pm 1g$ ($\sim 9,81 \text{ m/s}^2$) (vgl. Sabatini 2011, S. 1510). Im freien Fall, wenn das Bezugssystem ebenfalls der Erdanziehung ausgeliefert ist, zeigt sich diese in den Messwerten nicht. Abbildung 19 auf Seite 128 in den vorgestellten Ergebnissen veranschaulicht den Sachverhalt entlang der Y-Achse des SKS, die sich mit der KTA des Pferdes nahezu vertikal ausgerichtet im WKS bewegt. Die Massenträgheit der verschiebbaren seismischen Masse entlang der Sensorachse kommt also nur dann zum Tragen, wenn das Bezugssystem über den Bodenkontakt eine Reaktions- oder Gegenkraft erfährt und das Gehäuse damit über das Körpersegment fixiert ist. Im freien Fall gibt es keine messbare Trägheit zwischen der

Masse und dem Bezugssystem. Ist die Sensorachse dagegen horizontal ausgerichtet, wird die Position der seismischen Masse zur Spannungsberechnung für die Beschleunigung nicht beeinflusst und die Gravitation zeigt sich nicht in den inertialen Messdaten. Innerhalb des MoCap Verfahrens verhält sich der Sachverhalt dagegen anders. Befindet sich der Pferdekörper über die Stützphasen im Austausch mit dem Boden, so ist die Positionsbestimmung der Körperpunkte ohne Beteiligung der wirkenden Gravitation, da der Körper des Pferdes diese muskulär ausgleicht. Im freien Fall bewegen sich die am Pferdekörper fixierten Marker dagegen von der Gravitation zur Erde hin beschleunigt. Aus diesem Grund muss für einen Methodenvergleich im WKS die Kraft der Erdanziehung in der Vertikalen einheitlich korrigiert bzw. eliminiert werden (vgl. Sabatini et al. 2015, S. 2). Mayagoitia et al. (2002) validieren u.a. die inertielle Beschleunigungsmessung des humanen Knies, machen jedoch zur Korrektur der wirkenden Erdbeschleunigung keine Angaben. Pfau et al. (2005) beschreiben in ihrer Arbeit zur inertialen Positionsveränderung über die doppelte Integration der Beschleunigungswerte die vorhandene Wirkung der Gravitation in den Messwerten, die exakte Korrektur für die Validierung wird allerdings auch hier nicht weiter beschrieben. Der in mehreren Arbeiten verwendete Sensor der Firma *XSens* kompensiert diese automatisch (vgl. Pfau et al. 2005, S. 2504f.; Ueberschär 2019a), sodass in diesen Arbeiten ebenfalls kein Korrekturansatz beschrieben und veröffentlicht wird.

Die Übereinstimmung der inertialen Beschleunigungswerte zur optisch gemessenen und über die Positionen berechneten Beschleunigung des Referenzdreiecks, des Bauchmarkers und auch zum KSP fällt nur mäßig brauchbar in den vorgestellten Ergebnissen aus. In den bisher vorgestellten Arbeiten der anderen Autoren gibt es keine vergleichbaren Ergebnisse, obwohl Sabatini (2011) auch für die Beschleunigungssensoren eine mögliche Fehlerquote durch Abweichungen in Form der Bias, Maßstabsfaktoren und des Messrauschens beschreibt (vgl. S. 1511). Mayagoitia et al. (2002) nutzen die doppelte Differenzierung des Kniemarkers aus dem Referenzsystem (vgl. S. 538). Sie berechnen jedoch die sensorbasierte, lineare Kniebeschleunigung als Vektor über die Radialbeschleunigung der Körpersegmente. Die Ergebnisse fallen mit Korrelationswerten von r größer 0,93 deutlich besser aus, als es bei den vorgestellten Ergebnissen der Springpferde der Fall ist. Der sensorbasierte Spitzenwert der translatorischen Beschleunigung fällt mit einer prozentualen Abweichung von 14,2 % vom Referenzwert in Vicon dennoch auch im humanen Knie sehr groß aus (vgl. ebd. S. 540f.). Petushek et al. (2011) vergleichen die Beschleunigungsspitzen am Schienbein, wie sie Ueberschär et al. (vgl. 2019a, 2019b) als Belastungsanalyse bei Langstreckenläufern verwenden, mittels Beschleunigungssensor und Videometrie in der LA aus verschiedenen Sprunghöhen. Die Maximalwerte der Autoren zeigen mit einer *Intraclass-Correlation* (ICC) von 0,87 gute Ergebnisse (vgl. Petushek et al. 2011, S. 610). Elvin et al. (2007) und auch Tran et al. (2010) haben die Auswirkungen von Sprüngen und Landungen auf die Beschleunigungssensoren am Schienbein mittels Bodenreaktionskräften validiert. Während Tran

et al. bei unterschiedlichen Sprungarten von Korrelationsergebnissen von $r = 0,45$ bis $r = 0,70$ ($p > 0,05$) berichten (vgl. 2010, S. 2), veröffentlichen Elvin et al. (2007, S. 180ff.) Ergebnisse mit deutlich stärkeren Korrelationswerten bei reinen Vertikalsprüngen ($r^2 = 0,88$, $p > 0,01$). Die Ergebnisse aus dem Humansport zeigen ein unstetes Bild über die Sachlage der Übereinstimmung der Inertialdaten.

Zahlreiche Autoren widmen sich im Pferdesport wiederum der Weiterberechnung der Inertialdaten zur Positionsveränderung, als relative Verschiebung einzelner Körpersegmente, die mathematisch über die doppelte Integration der Beschleunigungsdaten am Pferdekörper erfolgt (vgl. Pfau et al. 2005; Sabatini et al. 2011; Starke et al. 2012, Olsen et al. 2012, Heim et al. 2016). Die positiven Validierungsergebnisse in den einzelnen Bewegungsebenen am Pferdekopf, Widerrist und Becken sprechen für eine akkurate Berechnung der Beschleunigung selbst. Kleine Fehler würden sich andernfalls auch hier über die doppelte Integration schnell zu deutlichen Abweichungen ausbreiten und die Übereinstimmung zum Referenzsystem trüben. Ueberschär et al. verwenden, wie auch Pfau et al. (2005), Starke et al. (2012), Olsen et al. (2012) und Heim et al. (2016), die IMUs der Firma *XSens*. Karatsidis et al. (2016) kommen bei der inertialen Schätzung der Bodenreaktionskraft, wie zuvor Elvin et al. (2007) und auch Tran et al. (2010), im Vergleich zu den über Kraftmessplatten gemessenen Kräften zu guten Ergebnissen mit den *XSens* Sensoren ($ICC = 0,94$).

Eine Abweichung der Achsenanordnung, wie es Moder (2011) bei kostengünstigeren Sensoren befürchtet, kann in den Ergebnissen nicht nachgewiesen werden. Neuere IMU-Generationen, wie bspw. die IMUs der Firma *XSens*, mit ihren Standardfilter- und Korrekturansätzen können möglicherweise per se bessere Ergebnisse erzielen als das verwendete IMU im Messsattelgurt. Theoretisch können aber auch, wie auch von Mayagoitia et al. (2002) selbst diskutieren, Schwingungen oder Vibrationen der Sensoren am Körpersegment Auslöser für die Unstimmigkeiten sein. Schwingungen des IMU im Sattelgurt können nicht ausgeschlossen werden.

8.4.2 Zur Aussagekraft der Validierungsergebnisse

Diese Feldvalidierung liefert eine erste Einschätzung der Abweichung beider Systeme voneinander und unterstreicht die Ergebnisse aus der bisherigen Literaturrecherche. Die Untersuchungsdurchführung unterstreicht im Vergleich zur zeitlich aufwendigeren MoCap Variante den einfachen und robusten Einsatz von Inertialsensoren im Pferdesport. Die Daten aller 84 Springversuche lassen sich vollständig auswerten. Die Ergebnisse zeigen auch die angesprochenen Eigenheiten und die mit der Messtechnik einhergehenden hohen Fehlerquote und Limitierung der Aussagekraft der Ergebnisse. Im Folgenden werden die Validierungsergebnisse der Lagebestimmung, der Inertialbeschleunigung im WKS und die leistungsrelevanten Parameter der Sprungbewegung zusammengefasst und diskutiert.

Die Lagebestimmung *Roll, Pitch* und *Yaw*

Die Bestimmung der Ausgangslage über die alleinige Wirkung der Gravitation auf das ruhende Pferd gelingt. Dennoch führt die kurze Zeit bis hin zum Absprung bereits zu deutlichen Abweichungen in den Winkelgeschwindigkeitsdaten, sodass eine erneute Offset-Bestimmung auf Grund der Instabilität der Gyroskope vor der eigentlichen Sprungbewegung notwendig ist. Eine interne Lösung für eine autarke, inertielle Bewegungsanalyse am Sprung kann zu diesem Zeitpunkt nicht vorgestellt werden. Um den Verlauf der Lagebestimmung am Pferderumpf dennoch in der Springbewegung überprüfen zu können, wird eine externe Offset-Korrektur über das Vicon-System durchgeführt. Über den Sprungverlauf selbst eignet sich ein fester Skalierungsfaktor für eine ausreichende Übereinstimmung zwischen dem inertial berechneten Orientierungswinkel und dem optischen Referenzdreieck am Pferdebauch. Vor allem der für den Absprung relevante *Pitch* kann anhand des Übereinstimmungsmaß zu etwa 86 % über das IMU im Sattelgurt geschätzt werden. Für den *Roll*-Winkel liegt die korrekte Schätzung durch den externen Offset und die Skalierung bei etwa 70 %. Mit knapp über 62 % zeigt sich die Bestimmung des *Yaw*-Winkel in der Lagebestimmung am schwierigsten. Anderen Ergebnissen eignen sich auf Grund der spezifischen Messsituation nicht für Vergleiche.

Damit sich eine optimale Ausgangslage für die Rotationsmatrix zur Transformation der Beschleunigungsvektoren aus dem lageabhängigen SKS in das raumfeste WKS ergibt, sind weitere Untersuchungen im Bereich der Skalierung und der Korrektur des Rauschens oder auch Ansätze der Sensorfusion notwendig, um den Messfehler durch das Driften über die Zeit weiter zu minimieren und die Lagebestimmung auch über einen längeren Zeitraum zu stabilisieren. Möglicherweise sind die Informationen aus den Magnetfeldsensoren für die Stabilisierung des *Yaws* über die Orientierung im WKS hilfreich. Neuere Sensorgenerationen liefern eigene Algorithmen zur driftreduzierten und stabileren Ausgabe der Lage im Raum über die Eulerwinkel des IMUs bereits mit. Neuere, eigene Untersuchungen der Reliabilität der Lagebestimmung des Xsens Awinda am Pferderumpf in der wiederholten Sprungbewegung im Parcoursverlauf sind vielversprechend (vgl. Warschun et al. 2019). Der Algorithmus zur Lagebestimmung des Xsens Awindas am Pferderumpf bleibt auch in der dynamischen und azyklischen Sprungbewegung stabil und reliabel.

Die rotierte und korrigierte Inertialbeschleunigung im WKS

Durch die implementierte Rotationsmatrix kann die wirkende Gravitation innerhalb der Beschleunigungsdaten während der Bodenkontaktzeiten eliminiert werden. Vor allem die horizontale Bewegungsrichtung wird durch diese zunächst einfache Korrektur deutlich aufgewertet, sodass das Übereinstimmungsmaß zum Referenzmarker am Bauch eine Varianzaufklärung von immerhin 46 % ergibt. In der Vertikalen zeigt der Methodenvergleich bereits ohne weitere Korrektur eine

Varianzaufklärung von immerhin 80 %. Beim direkten Vergleich zur KSP-Bewegung am Hindernis sind, trotz der KSP-Nähe, deutliche Abweichungen vorhanden. Die Ableitung der KSP-Bewegung über das sensorbasierte Messverfahren über den inertialen Sattelgurt ist noch nicht praxistauglich. Weitere Untersuchungen zur Korrektur der dreidimensionalen Beschleunigung sind unbedingt notwendig. Vergleichbare Ergebnisse und Korrekturansätze existieren auf Grund der spezifischen Situation nicht.

Inertiale Bewegungsparameter: Detektion der Stützzeit zur Strukturierung der Sprungbewegung

Zunächst ist für die Bestimmung der Phasendauer die Variante der Eventdetektion (vgl. Barrey & Galloux, 1997, S. 46) über das TP-Verfahren in der Vertikalbeschleunigung als Grundlage der Bestimmung der Zeitstruktur in den vorgestellten Ergebnissen im Galopp und am Sprung kritisch zu sehen. Obwohl Zaremski (2017) in seiner Arbeit mit der gleichen Methodik und den gleichen Daten zu guten Übereinstimmungswerten in der Eventdetektion der Bodenkontakte kommen konnte (vgl. S. 34), zeigen die weiterführenden Berechnungen eine unzureichende Phasenbestimmung in den vorgestellten Ergebnissen. Sowohl die Dauer des Absprungs, als auch die Flugzeit, zeigen nur eingeschränkte Übereinstimmungswerte mit dem Referenzwert. Die Bias der inertialen Absprungdauer beträgt im Mittel 0,08 s, was letztendlich etwa 35 % der gemessenen Referenzdauer entsprechen. In der Flugdauer wird über das inertielle TP-Verfahren mit 0,09 s unterschätzt. Das sind immerhin 21 % des Referenzwertes. Der Bland-Altman-Plot zeigt zudem, dass die Abweichungen stark streuen und das Konfidenzintervall sehr groß ausfällt. Eine systematische Korrektur der Korrektur als Bias ist für die spezifische Messsituation nicht zu empfehlen.

Leleu et al. (2002) detektierten das Event „hoof off“ im Trab ebenfalls mit dem Tiefpunkt im dorsoventralen Beschleunigungsverlauf gemessen am Brustbein (vgl. S345). Auch Bathe et al. (2014) berichten in ihren Untersuchungen mit Beschleunigungssensoren am Brustbein der Pferde positive Ergebnisse bei der Bestimmung von temporalen Bewegungsevents als Stützzeiten am Pferderumpf, die für die Phasenbestimmung grundlegend ist. Beide Untersuchungen basieren auf der Bewegungsform der Gangart Trab, der als Zweitakt definiert ist und ggf. dadurch zu besseren Ergebnissen führt. Lediglich Pfau et al. (2005) und Nankevaris et al. (2009) widmen sich in ihrer Untersuchung der Gangart Galopp, legen dabei den Schwerpunkt allerdings jeweils auf den Vergleich der Sprungfrequenz und der Bewegung und nicht auf die Bestimmung und Abgrenzung einzelner Bewegungsphasen, sodass keine Vergleichsmöglichkeiten in der Literatur gegeben sind. Die daraus berechnete Phasendauer der untersuchten Springbewegung wird jedoch von den Autoren nicht angegeben (vgl. S. 48f.). Einzig und alleine bleibt die inertielle Bestimmung über CKG-Messungen an den Röhrebeinen der Pferde von Falaturi (2001) und Falaturi et al. (2001, S. 33), dessen Ergebnisse allerdings deutlich größer ausfallen als die in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse.

Die Eventdetektion der Stützphasen der einzelnen Pferdehufe im Referenzsystem (Vicon) basiert auf dem tiefsten Positionsplateau des Markers am Kronrand des Hufes. Das exakte Aufsetzen und Abdrücken des Hufes kann mit der Aufnahme­frequenz von 100 Hz auch im Referenzsystem nicht sicher detektiert werden, sodass die Differenz auch auf die angewendete Methodik im Referenzsystem zurückzuführen ist. Vergleichbare Ergebnisse für die einzelnen Stützzeiten sind in der Literatur u.a. bei Leach et al. (vgl. 1984, S. 890), Clayton und Barlow (1991, S. 153), Deuel und Park (1991, S. 162) und van den Bogert et al. (1994, S. 84) zu finden. Durch das unterschiedliche Aufsetzen der HH im TO in räumlicher und zeitlicher Dimension lässt sich daraus nicht ohne weitere Informationen die Dauer der Absprungphase ableiten. Die Auswertung der Bodenkontaktzeiten wird bei Deuel und Park (1991) subjektiv über die Beziehung der Hufsohle zum Boden und den Gelenkwinkel der Fessel an den Pferdebeinen bestimmt (vgl. S. 159). Während van den Bogert et al. (1994) nicht näher auf das Vorgehen eingehen, beschreiben Clayton & Barlow (1991, S. 152) selbst den möglichen Fehler in der subjektiven Bestimmung des Auf- und Abfußens der Hufe im Videobild und die Abhängigkeit von der Aufnahme­frequenz. Eine genaue Angabe der Bodenkontaktzeiten kann nur über die Bestimmung der Bodenreaktionskräfte mit der Verwendung von Kraftmessplatten durchgeführt werden (vgl. Merkens et al. 1991; Schamhardt et al. 1993; Meershoek et al. 2001a, 2001b; Dutto et al. 2004), allerdings ist der Ansatz für den Einsatz im Spitzensport, wie eingangs beschrieben, nicht ohne Weiteres geeignet.

Viele Autoren verwenden für die Detektion der Bodenkontakte synchrone Informationen aus Sensoren an den Beinen oder Hufen der Pferde (vgl. Falaturi 2001; Keegan et al. 2004, 2011; Bell et al. 2016). Olsen et al. (2012) vergleichen die Gangartenevents von IMUs an den distalen Segmenten der Pferdebeine im Vergleich zum Rumpf der Pferde über die Verwendung von Kraftmessplatten und eines MoCap Systems im Schritt. Die Ergebnisse zeigen eine bessere Übereinstimmung der IMUs an den Pferdebeinen als die die am Rumpf platzierten IMUs (vgl. S. 8151). Bragança et al. (2016) validieren dieses Verfahren ebenfalls über die synchrone Aufzeichnung von Kraftmessplatten im Schritt und Trab mit guten Ergebnissen und einer Abweichung von unter 10 %. Pfau et al. (2005) verwenden für die Zyklusbestimmung im Galopp einen Beschleunigungssensor am Vorderhuf (vgl. S. 2506) und beziehen sich auf die Arbeit von Witte et al. (2004), sodass sich dieses Verfahren auch im Galopp bewährt haben muss. Vergleichbare Untersuchungen in der Sprungbewegung stehen dennoch nicht zur Verfügung. Die Ergänzung von weiteren Sensoren an den Pferdebeinen kann für die genaue Detektion der Bewegungsphasen und Stützzeiten der Gliedmaßen der Pferde für die weitere Entwicklung einer inertialen Sprunganalyse im Pferdesport hilfreich sein. Darbandi et al. (2022) arbeiten stetig an der präzisen Eventdetektion anhand von IMUs an verschiedenen Körperteilen und künstlicher Intelligenz, um die akkurate Bestimmung der Bodenkontaktzeiten zu verbessern. Weitere Untersuchungen hierzu können die noch offenen Fragestellungen auch in der Springbewegung klären.

Inertiale Bewegungsparameter: die Absprungdauer

Obwohl die Eventdetektion als Basis der Phasenbestimmung über die Schätzung anhand der vertikal verlaufenden Rumpfbeschleunigung signifikante ($p < 0,001$) und effektstarke Ergebnisse ergibt (TO1: 85 %, TO2: 94 % und LA1: 94 %), führen die geringen Abweichungen in der Weiterberechnung zur Absprung- ($R^2 = 0,0018$, $p = 0,282$) und Flugdauer ($R^2 = 0,449$, $p < 0,001$) zu größeren Abweichungen. Auch wenn das Maß der Übereinstimmung sich statistisch noch signifikant zeigt, so zeigt sich das Gütemaß und das Vertrauensintervall eines möglichen Schätzfehlers mangelhaft. Eine sportpraktische Verwendung des IMU im Sattelgurt zur inertialen Sprunganalyse ist daher zu diesem Zeitpunkt nicht zu empfehlen. Für die zeitlichen Bewegungsparameter, wie die Absprungdauer und die aus der Flugdauer berechneten Sprunghöhe, sind die genauen Eventdetektionen zur Phasenstrukturierung essentiell. Aber auch die inertielle Schätzung des maximalen Beschleunigungsstoßes nach vertikal im Absprung und die Winkelveränderung der Rumpflage über den Absprung hinweg weichen deutlich vom Referenzsystem ab.

Inertiale Bewegungsparameter: die vertikale Maximalbeschleunigung im Absprung

Barrey und Galloux (1997) bezeichnen die vertikale Beschleunigung der HH im TO als leistungsrelevant für die Sprungbewegung. Der Maximalwert steigt mit der Breite des Hindernisses an und muss für eine Überwindung des Hindernisses groß genug sein (vgl. S.45ff). Die vorgestellten Ergebnisse an den Steilsprüngen zeigen sich vergleichbar zu den Berichten von Barry und Galloux (1997). Die Autoren verfahren allerdings mit der Gravitation anders. Diese wird zu Beginn von der dorsoventral verlaufenden Beschleunigungsachse mit $9,81 \text{ m/s}^2$ subtrahiert. Durch das beschriebene Messprinzip der Inertialsensoren und der Rotation des SKS im WKS ist dieses Korrekturverfahren für den Spitzensport unbrauchbar. Die inertial bestimmte, korrigierte vertikale Beschleunigungsspitzen im TO unterscheidet sich im Durchschnitt um $4,73 \text{ m/s}^2$ vom Referenzsystem. Damit überschätzt das IMU den Referenzwert und bildet mit der großen Streuung in den Wertepaaren einen großen Schätzfehler. Die inertielle Ableitung kann damit als nicht ausreichend bewertet werden.

Im Diskussionsteil zum Methodenvergleich zeichnet sich bereits die fehlende Vergleichsliteratur im Bereich der Beschleunigungswerte ab, obwohl diese im Bereich der Belastungsanalysen sportpraktisch verwendet werden (vgl. Elvin et al. 2007; Tran et al. 2010; Petushek et al. 2011; Ueberschär et al. 2019a). Karatsidis et al. (2016) validieren eine neuere Generation der IMU-Sensoren über die Messung von Bodenreaktionskräften erfolgreich, sodass bei einer Verwendung von neueren Sensoren einfach bessere Ergebnisse zu erwarten sind. Für die Weiterentwicklung der inertialen Sprunganalyse sollte eine neuere Sensorgeneration genutzt werden.

Inertiale Bewegungsparameter: die Winkelveränderung des Rumpfes im Absprung

Die inertielle Bewegungsverlaufsbeschreibung des Pferderumpfs bei der Überwindung eines Hindernisses unterstreicht die bisherigen wissenschaftlichen Ergebnisse. Die Pferde rotieren vor dem Absprung rückwärtig und richten sich im Rumpf auf, um für den TO eine genügend hohe Flugkurve anlegen zu können. Die inertielle, relative Winkelveränderung im TO beschreibt diesen Vorgang, da das IMU die Lageveränderung des Bezugssystems aufzeichnet. Dieses Bezugssystem ist im Falle der Anbringung über den Sattelgurt der Pferderumpf. Die inertielle Winkelveränderung des Pferderumpfes über die Absprunghöhe im Vergleich zur Veränderung der Rumpfsegmentlinie über die Positionsbestimmung im Referenzsystem fallen mit einer Abweichung von 12,80 ° deutlich zu hoch aus. Die Abweichung übersteigt damit sogar den Referenzwert der relativen Winkelveränderung in der Absprunghöhe. Da es zu diesen sehr spezifischen Ergebnissen keine Vergleiche in der Literatur gibt, ist eine Einordnung nicht möglich. Eine Limitierung bildet die Phasenbestimmung des TO, die vom IMU deutlich überschätzt wird und somit Rotationsanteile aus dem A1 enthalten sein können. Weiterführend ist die Rumpflage über das Referenzdreieck möglicherweise fehlerhaft, da sich der Bauchmarker nachweislich über die Rumpfhöhe im Verlauf des A1, des TO und des beginnenden Fluges deutlich verändert. Diese Bewegung hat sicherlich auch Einfluss auf die berechnete Neigung des Referenzdreiecks. Inwieweit sich diese Bewegung auf den Sattelgurt auswirkt ist ungeklärt.

Weiterführend ist die Absprungrichtung ein entscheidendes Maß. Hier ist vor allem der Absprungwinkel, als Wirkungswinkel der resultierenden Absprunggeschwindigkeit zur Horizontalachse, biomechanisch entscheidend. So muss für eine inertielle Sprunganalyse neben der Rumpflagenveränderung auch die Veränderung des Absprungwinkels und der Verteilung der Absprunggeschwindigkeit analysiert werden.

Inertiale Bewegungsparameter: die inertial berechnete Sprunghöhe

Die Abweichungen in der Phasendauerberechnung über die Eventdetektion zeigt sich auch in der über die Flugzeit berechneten Sprunghöhe. Das IMU unterschätzt die berechnete Sprunghöhe um durchschnittlich 8 cm (36 % des Referenzwertes). Die vorgestellten Ergebnisse des MoCap Verfahrens zeigen jedoch grundsätzlich, dass die Schätzung der Sprunghöhe des KSP über die Flugzeitberechnung nach Frick et al. (1991) funktioniert ($R^2 = 0,91$) und genutzt werden kann. Gelingt es die Flugzeit inertial korrekt zu bestimmen, so kann die Flughöhe berechnet werden. Ähnlich verhält es sich auch mit der inertialen Schätzung der Flugweite. Mit einem stabilen IMU kann die die Positionsveränderung über die doppelte Integration der rotierten Beschleunigungsdaten berechnet werden (vgl. Keegan et al. 2004, 2011; Pfau et al. 2005, 2013, 2015; Bell et al. 2016). Alternativ wird für die Berechnung der Flugweite die Absprunggeschwindigkeit und der Wirkungswinkel zum Zeitpunkt des TO2 benötigt.

Fasel et al. (2016) stellen nicht nur verschiedene Arbeiten zur Sensorfusion und Lagebestimmung einzelner Körpersegmente bereit, sie sind zusätzlich in der Lage die KSP-Position und -Geschwindigkeit von alpinen Skirennfahrern im Feld über IMUs in Kombination mit Informationen aus dem GNSS zu schätzen, was angesichts des großen Messvolumens am Hang unter teilweise widrigen Wetter- und Lichtbedingungen ein großer Mehrwert für sportartspezifische Bewegungsanalysen bietet. Darbandi et al. (2021) schätzen darüber hinaus die Bewegungsgeschwindigkeit über mehrere IMUs am Pferdekörper in den verschiedenen Gangarten und erreichen mit Abweichungen von etwa 0,25 m/s ein gutes Ergebnis. Die rein über IMUs bestimmte Geschwindigkeit ermöglicht es auch an Orten mit schlechtem GPS-Signal, wie bspw. in Reithallen oder Wäldern, sensorbasiert Geschwindigkeiten von Pferden zu schätzen. Solche spezifischen Lösungen in anderen Sportarten sollten die weitere wissenschaftliche Arbeit für den Pferdesport antreiben und die Weiterentwicklung einer inertialen Sprunganalyse fördern, wenn gleich die in dieser Arbeit vorgestellten Validierungsergebnisse nicht überzeugen.

9 Erkenntnisgewinn für die Sportpraxis

Ziel dieser Arbeit ist es die Anwendung und die Plausibilität eines objektiven Messverfahrens und der relevanten Leistungsparameter der Springtechnik unterstützend für das bisher primär subjektiv gestaltete Training der Springpferde zu entwickeln. Die Technikmerkmale der Sprungbewegung sind der optimal angelegte Anlauf und Absprung, die an das Hindernis angepasste Flugkurve mit der Beintechnik und das Basculieren der Springpferde. Zur Prävention wird die Landeposition mit den nachweislich höchsten Belastungen für den Bewegungsapparat des Pferdes ergänzt. Die Wettkampfanforderungen belaufen sich schließlich auf 14 bis 17 Wiederholungen der azyklischen, schnellkräftigen Springbewegung der Pferde. Der Parcoursverlauf verhindert teilweise den technisch optimalen Anritt der einzelnen Hindernisse durch verschiedene Linienführungen und Anordnungen der Sprünge. So wird von den Pferden eine widerstandsfähige Bewegungsverstärkung in der sich wiederholenden technischen Bewegungsabführung gefordert. Neben den variierenden Anlauf- und Absprungssituationen erheben Hochsprünge mit bis zu 1,65 m, Hoch-Weit-Sprünge mit einer zusätzlichen Breite von bis zu 2,20 m und reine Weitsprünge mit einer Breite von bis zu 4,50 m Anspruch auf eine optimale Anpassung und eine ausreichende Bewegungsverstärkung der Springfertigkeit für eine fehlerfreie und schnelle Überwindung der Hindernisse im Parcours. Die Anforderungen an die sportliche Leistungsfähigkeit eines Springpferdes auf Spitzenniveau basieren, neben der Springfertigkeit an sich, eben auch auf den Komponenten der koordinativen, konditionellen, kognitiven und mentalen Fähigkeiten der Athleten, die umfassend durch zielgerichtete Reize im Trainingsprozess aufgebaut und stabilisiert werden müssen.

Wie im humanen Weitsprung nach Huber (2012) könnte ein diagnostisches Techniktraining mit Feedback (Messplatztraining) als biomechanische Leistungsüberprüfung in standardisierten technischen Bewegungsaufgaben zu verschiedenen Zeitpunkten der Saison für die individuelle Trainingskontrolle genutzt werden. Um konditionelle und mentale Bausteine ergänzt, entsteht ein umfassendes Bild der sportlichen Leistungsfähigkeit der Springpferde. Erkenntnisse über individuelle Potentiale und Trainingseffekte optimieren die Trainingssteuerung der vierbeinigen Athleten in der Sportpraxis und tragen zu einem kleineren Verletzungsrisiko bei. Leistungsfähige, gesunde und topfitte Springpferde sind die Grundlage für ein nationales Bestehen in der Weltspitze. Grundlagen für dieses Ziel bilden nun die Frage nach einer geeigneten Messmethode zur objektiven Bewegungsanalyse und nach den als leistungsrelevant geltenden Bewegungsparameter für inter- und intraindividuelle Vergleiche und zur Bewertung der Sprungtechnik von Sportpferden. Diese beiden Bereiche werden theoretisch und empirisch für die Anwendbarkeit in der Sportpraxis in dieser Arbeit untersucht und berichtet. Die Erkenntnisse ermöglichen einen sportpraktischen Ausblick auf die Möglichkeiten einer biomechanischen Leistungsdiagnostik am Bundesstützpunkt im Springreiten.

9.1 Methoden zur objektiven Abbildung der Sprungbewegung

Im Springreiten gibt es bisher keine routinemäßige Bewegungsanalyse, die anhand objektiver Ergebnisse die Sprungtechnik von Sportpferden abbildet und damit den Trainingsprozess unterstützt. Durch die sportspezifischen Rahmenbedingungen ergeben sich in der praktischen Umsetzung verschiedene Bedingungen, die erfüllt werden müssen. So erfordert der ungewöhnliche Athlet Pferd durch seinen Körper und seine Bewegungen ein großes Messvolumen und den Einsatz der Messtechnik unter normalen Trainingsbedingungen im Feld. Pferde reagieren sehr sensibel auf ihre Umwelt. Technische Messkomponenten müssen genügend Platz für das Pferd schaffen und dessen Bewegung nicht einschränken, verändern oder stören. Aus der Literatur ergeben sich für das Springreiten drei mögliche methodische Ansätze. Der kinematische Ansatz über verschiedene bildgebende Verfahren hat im Pferdesport bisher am meisten Verwendung gefunden. Für die charakteristischen Eigenschaften unter Feldbedingungen, mit unterschiedlichen Trainingsstätten, großen Trainingsflächen, Umwelt- und Witterungseinflüsse, sowie wechselnde Lichtverhältnisse und Videokontrasten, ist der sensorbasierte Messansatz für eine objektive Trainingsunterstützung sehr vielversprechend zu bewerten. Der kinetische Ansatz wird auf Grund des Verletzungsrisikos und der im Moment schwierig zu bewertenden Implementierung in der Sportpraxis durch die Verwendung von Kraftmessplatten oder dynamometrischen Hufeisen ausgeschlossen. Weitere technische Entwicklungen und wissenschaftliche Erkenntnisse sind allerdings zukünftig im Auge zu behalten, da die kinetischen Ergebnisse für die Bewertung der Sprungleistung und –belastung gewinnbringend sind. Die methodischen Erkenntnisse durch die Verwendung der beiden erstgenannten Messverfahren unter Trainingsbedingungen im Feld folgen nachstehend.

Kinematische Sprunganalyse - Motion Capture Analysen im Springreiten

Der kinematische Ansatz wird in Form eines markerbasierten MoCap Verfahren (Vicon) empirisch erprobt. Das optische und markerbasierte Trackingverfahren wird im humanen Spitzensport regelmäßig für biomechanische Bewegungsanalysen genutzt und gilt als Goldstandard. Die Ergebnisse zeigen, dass mit dieser Messmethode grundsätzlich die gesamten Technikmerkmale der Sprungbewegung von Pferden objektiv auswertbar gemacht werden können. Mit einem geeigneten Berechnungsmodell lässt sich wie im humanen Weitsprung die Bewegung des KSPs der Pferde ableiten und vergleichend analysieren. Jedes Körpersegment kann markiert, im entsprechenden Messvolumen der Kameras getrackt und kinematisch ausgewertet werden.

Limitiert wird dieses Messverfahren durch das begrenzte Messvolumen auf Grund der kostspieligen Kameratechnik. Hinzu kommt der große zeitliche Aufwand in der Vor- und Nachbereitung der Messdurchläufe. Ein fest installierter Messplatz am Bundesstützpunkt kann mit standardisierten

Abläufen und festen Kamerapositionen in licht- und kontrastarmer Umgebung bereits deutliche Vorteile im zeitlichen Aufwand schaffen. Dieser feste Messplatz schränkt allerdings auch die sportpraktische Einsetzbarkeit in verschiedenen Trainingssettings ein. In jedem Fall ist das Messvolumen auf nur ein oder einzelne Hindernisse begrenzt. Technische Hindernisfolgen, Geschwindigkeitsprofile und Linienführungen in Parcoursabschnitten oder gar ganze Trainingsparcours können mit dieser Messtechnologie nicht abgebildet werden. Eine weitere Einschränkung ergibt sich durch die Anbringung der Marker auf dem Fell. Für einen routinemäßigen Einsatz muss diese fellschonend optimiert werden. Die Markerhaftung am Pferdefell wird im Trainingsverlauf durch den Schweiß zunehmend schwieriger. Es kommt öfter zu einem Verlust von einem oder gar mehreren Markern im Messverlauf. Resultierend sind nicht alle Sprungversuche auswertbar, was für den diagnostischen Ansatz zu bedenken bleibt.

Dennoch ist das markerbasierte MoCap Verfahren für eine objektive Bewegungsanalyse der Sprungbewegung von Pferden geeignet. Es bleiben detaillierte Rückschlüsse auf inter- und intraindividuelle Merkmale der Bewegungsstabilität durch Messwiederholungen am gleichen Hindernis oder der Bewegungsverformbarkeit durch vergleichende Sprungwiederholungen an verschiedenen Hindernissen. Eine Kopplung mit weiteren messtechnischen Komponenten, wie bspw. Lichtschranken für die Entwicklung der Anlaufgeschwindigkeit oder kinetische Technologien, ist wie im humanen Weitsprung als Erweiterung möglich.

Sensorbasierte Sprunganalyse – Inertialsensoren im Springreiten

Für den noch etwas weniger genutzten sensorbasierten Ansatz wird ein inertialer Messsattelgurt für eine inertielle Sprunganalyse des Pferderumpfs verwendet. Das inertielle Messverfahren ermöglicht die Aufzeichnung der Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit des Pferderumpfes in einem umweltunabhängigen und unbegrenzten Messvolumen. Die Anbringung der kleinen Sensoren über das Equipment, wie im vorgestellten Fall über den Sattelgurt, ist zuverlässig, praktisch und einfach. Die Daten aller Sprungversuche liegen vollständig für den Auswertungsprozess vor. Vor allem die Vorbereitung ist im zeitlichen Aufwand minimal. Die Nachbereitung kann über automatisierte Prozesse der Datenauswertung deutlich vereinfacht und stetig weiterentwickelt werden.

Die Ergebnisse der inertialen Sprunganalyse zeigen, dass sich die biomechanischen Vorgänge der Geschwindigkeitstransformation in Absprung und Landung und auch die Landebelastung durch die Beschleunigungsvektoren inertial am Pferderumpf abbilden lassen. Allerdings ist eine vollständige Abbildung aller Technikmerkmale mit nur einem IMU am Pferderumpf nicht möglich. Hierzu ist die Anbringung weiterer Sensoren, bspw. am Rumpf und am Hals, sowie an den einzelnen Beinen der Springpferde, notwendig.

Am Problematischsten zeigt sich in dieser Untersuchung jedoch die von den Autoren bereits kritisch in Aussicht gestellte Messgenauigkeit der Inertialsensoren. Neben einer notwendigen Offset-Korrektur für eine bekannte Ausgangslage in Ruhe, die den Trainingsprozess ungewohnt unterbrechen, treten bereits nach sehr kurzer Messzeit Verzerrungen und instabile Messergebnisse in der Weiterberechnung der Daten auf und führen zu deutlichen Fehlern. Die vorgesehene Rotation des objektbezogenen SKS in das raumfeste WKS für inter- und intraindividuelle Vergleiche ist zum jetzigen Zeitpunkt mit dem ausgewählten Sensor nicht ohne externe Quelle durchzuführen. Auch wenn erste Korrekturansätze zu einer Verbesserung führen, so ist ein direkter Einsatz der inertialen Sprunganalyse im Spitzensport über den inertialen Messsattelgurt nicht zu empfehlen.

Ein Ausbau der sensorbasierten Bewegungsanalyse ist trotz der durchwachsenen Ergebnisse der Validierung in Zukunft anzustreben und ermöglicht ein nahezu unbegrenztes und von der Örtlichkeit des Trainings unabhängiges Messvolumen. Neuere Sensorgenerationen und die darin enthaltene Fusionierung verschiedener Sensorinformationen zur gegenseitigen Stabilisierung des Messsignals versprechen eine Reduktion von Drifteffekten über die Zeit und führen zu deutlichen Verbesserungen der Messqualität und –stabilität. So wären unabhängig der Jahreszeit, der Witterung und der Lichtverhältnisse Bewegungsanalysen des gesamten Springparcours auf unterschiedlichen Reitplätzen, mit unterschiedlichen Bodenbeschaffenheiten, *Indoor* und *Outdoor* möglich. Wie im alpinen Skirennen und den humanen Laufdisziplinen sind neben der kinematischen Ableitung der Sprungbewegung Leistungsvergleiche durch die Analyse der angelegten Strecken- und Geschwindigkeitsprofile im Springparcours möglich. Selbst der Einsatz im Wettkampf für entsprechende retropektivische Wettkampfanalysen wäre mit wenig Aufwand denkbar.

Die Vorteile des sensorbasierten Messansatzes bringen neben der sensorbasierten Bewegungsanalyse von standardisierten Technikabläufen einen weiteren, gewinnbringenden Lösungsansatz für den Pferdesport. Eine dezentrale Nutzung eines inertialen Messsattelgurtes im Heimatstall kann, neben der vereinfachten, inertialen Analyse der Sprungbewegung im Training, auch zur Dokumentation einzelner Trainingseinheiten und -inhalte genutzt werden. Eigene weiterführende Untersuchungen zeigen, dass sich der azyklische Sprung von den zyklischen und rhythmischen Bewegungen der Bewegungsintervalle im Schritt, Trab und Galopp deutlich unterscheiden lässt. Die Trainingsdauer, einzelne Trainingsinhalte und die Wiederholungsanzahl der Sprungbewegung kann automatisch aus den Daten am Pferderumpf während des Trainings generiert und dokumentiert werden (vgl. Pavel et al. 2020). So lassen sich Trainingseinheiten einfach digital dokumentieren und für die individuelle Trainingssteuerung verwenden. Analog zur humanen Fitnessuhr ergänzt dann ein *equines Wearable* im Sattelgurt den systematischen Trainingsprozess der Spitzenathleten.

9.2 Parameter der Sprungbewegung zur Bewertung der Leistung

Die Besonderheit des Reitsports besteht in der Partnerschaft des Reiters zu seinem Pferd. In der Disziplin Springen überwindet das Pferd auf die reiterliche Einwirkung hin das bevorstehende Hindernis und löst damit technisch die Bewegungsaufgabe. Aus den vorgestellten Ergebnissen lässt sich eine detaillierte Beschreibung der Springbewegung und der Technikmerkmale rhythmischer Anlauf, optimaler Absprung, ökonomisch an das Hindernis angepasste Flugkurve, das Basculieren und die Beintechnik, die eine Berührung mit der Hindernisstange vermeidet, ableiten.

Bewegungsbeschreibung der Sprungbewegung

Das Springpferd läuft zyklisch galoppierend an das Hindernis heran. Der Anlauf ist dabei durch die Frequenz der Galoppsprünge und der Geschwindigkeitsentwicklung auch im Rhythmus bewertbar. Hinzu kommt sportpraktisch im Parcours der optimale Weg zum Hindernis. Ähnlich wie im humanen Weitsprung senkt das Pferd seinen KSP dann zum Ende des Anlaufes hin ab. A1 nimmt als Übergang vom Anlauf zum Absprung eine ähnliche Schlüsselfunktion ein wie es im humanen Weitsprung der Fall ist. Durch die in Schrittstellung aufgesetzten Bodenkontakte der VH wird die rückwärtige Rotation des Pferderumpfs und die Transformation der Anlaufgeschwindigkeit in die Absprunggeschwindigkeit bereits im A1 eingeleitet. In der Absprungvorbereitung ist der Pferderumpf gebeugt und positiv angespannt, damit die HH für den Absprung weit vorne unter dem Körper aufgesetzt werden können.

Das Aufsetzen des ersten Hinterhufes für die Absprungaktion kennzeichnet die Stemmposition TO1. Die Distanz zum Hindernis ist von der Anlaufgeschwindigkeit und der Position der VH in der Absprungvorbereitung (A1) abhängig. Der KSP des Pferdes ist in dieser Position noch tief, der Wirkungswinkel der resultierenden Geschwindigkeit am KSP noch flach. Im Verlauf der Absprungsphase TO beschleunigt das Pferd den KSP wie ein Katapult durch den Abdruck der HH über den durch die vorherige Absenkung verlängerten Beschleunigungsweg schnellkräftig. Das Springpferd richtet sich zusätzlich aus der gebeugten Rumpfhaltung durch die rückwärtige Rumpfrotaion und der gleichzeitigen Rumpfstreckung auf. Der KSP des Pferdes wird dadurch zur Absprungsposition hin erhöht und der vertikale Geschwindigkeitsanteil und der Wirkungswinkel der Bahngeschwindigkeit des KSP wachsen an. Die Positionierung von HH2 im Absprungsverlauf nimmt dann eine entscheidende Rolle in der Geschwindigkeitsverteilung für die abschließende Absprungsposition ein. Agiert die HH eher synchron mit einer kleinen Schrittlänge nahezu parallel aufgesetzt, so steigt der vertikale Anteil der Absprunggeschwindigkeit deutlicher an. Fällt die räumliche und zeitliche Schrittstellung der HH dagegen größer aus, so bleibt mehr Bewegungsgeschwindigkeit in horizontaler Richtung erhalten. Die resultierende Absprunggeschwindigkeit am Pferde-KSP ist in diesem Fall höher, aber flacher angelegt.

Neben der Bewegungssteuerung über die Bodenkontakte der HH im Absprung zeigt sich die Rumpfstreckung als ein weiteres Steuerungselement für die Flugkurve. Dabei führt eine größere Streckung über den verlängerten Beschleunigungsweg zu einem größeren vertikalen Geschwindigkeitsanteil. Die optimale Absprungposition selbst kann durch die KSP-Höhe, die Distanz der HH zum Hindernis, die vertikale und horizontale Absprunggeschwindigkeit und den Wirkungswinkel am KSP charakterisiert werden. Sie ist abhängig von der Anlaufgeschwindigkeit und dem flüssigen Übergang zwischen Anlauf und Absprung (Taxieren).

Noch bevor die Hinterhufe den Boden nach der Absprungphase verlassen, werden die Vorderbeine angewinkelt und dicht an den Körper gebeugt, um einen Kontakt mit der Hindernisstange zu vermeiden. Dabei hat VH1 durch die vorherige Schrittstellung im A1 einen zeitlichen Vorsprung in der Bewegungsausführung. Unterstützend wird der Kopf mit einem größer werdenden Halswinkel abgesenkt und die Halswirbelsäule gebeugt. Nach dem Absprung erreicht der Kopf die tiefste Position. Der große Halswinkel und die gebeugte Halswirbelsäule charakterisieren die runde Körperhaltung als Bascule des Springpferdes über dem Hindernis. Die Hinterbeine werden jetzt bei leicht geöffneter Hüfte schnell gebeugt, um auch hier eine Berührung mit der Hindernisstange zu vermeiden und damit einen möglichen Hindernisfehler zu verhindern. Diese dynamische Bewegung des caudalen Rumpfteils führt zu einer leichten Vorwärtsrotation („Nachschnicken“) des Pferderumpfs.

Die Absprungposition TO2 beeinflusst mit ihren zusammengesetzten Komponenten über den vertikalen Absprunggeschwindigkeitsanteil und dem Absprungwinkel die anschließende Sprunghöhe. Über die horizontale und resultierende Absprunggeschwindigkeit hat TO2 auch Auswirkungen auf die Sprungweite. Die aus dem Absprung resultierende Flugparabel des KSP muss technisch in Höhe und Weite den zu überwindenden Hindernisdimensionen entsprechend angepasst sein und genügend Platz für die angewinkelten Extremitäten bieten. Über die kleinsten Segmentwinkel lässt sich der Grad der Ausführung und die Symmetrie in der Beinführung als Beintechnik messen. Diese fällt sehr unterschiedlich aus. Umso besser die Beintechnik ausgeführt wird, umso weniger hoch muss die Flugkurve theoretisch ausfallen. Gelingt das Anwinkeln der Extremitäten weniger gut, muss die Flugkurve entsprechend höher angelegt werden. Im Scheitelpunkt, der von den Versuchspferden meist hinter dem Hindernis angelegt wird, bewirkt schließlich die Schwerkraft eine Vorwärtsrotation des Pferderumpfes über die Wirkung auf Kopf, Hals und Rumpf. Das Pferd antwortet auf diese Landeeinleitung mit einer Streckung der Vorderbeine und einem Anheben des Kopfes (Gegenbewegung). Interessanterweise zeigen die über die Bodenkontakte berechneten Sprungweiten und die berechneten Sprungweiten über die KSP-Positionen in Absprung und Landung keinen direkten Zusammenhang. So unterscheidet sich die Positionierung der Bodenkontakte von der parabelartigen KSP-Bewegung. Eine zusätzliche Analyse der Bodenkontakte wird als sinnvoll erachtet.

Die Landeposition wird durch das Aufsetzen des ersten Vorderhufes hinter dem Hindernis terminiert und durch die Komponenten KSP-Höhe, Landedistanz, dem Wirkungswinkel als Landewinkel, vertikale und horizontale Landegeschwindigkeit charakterisiert. Die beiden Vorderbeine setzen dann im Verlauf der Landephase in deutlicher Schrittstellung auf und der Rumpf beugt sich wieder. Der Kopf wird zum Ausgleich nach oben gestreckt. Die Landung von VH1 ist durch eine Gleitbewegung über das nahezu gestreckte Vorderbein gekennzeichnet und dämpft vor allem die in der vertikal ausgerichteten Landegeschwindigkeit. Diese Belastung fällt im Vergleich zu all den anderen Stützphasen im Sprungverlauf am höchsten aus. VH2 zeigt mit seinen Gelenkamplituden im Vergleich zu VH1 einen etwas weicheren Bewegungsablauf und bremst die horizontale Bewegungsgeschwindigkeit reaktiver ab. Beide generieren in der jeweils zweiten Hälfte der Stützphase wieder Antrieb für den weiteren Auslauf im Galopp, der innerhalb des Parcours dem Anlauf zum nächsten Hindernis entspricht. Die räumliche und zeitliche Positionierung der Vorderhufe zeigt wie bereits im Absprung individuelle Muster und Präferenzen der Reiter-Pferde-Paare. Dabei ist die Platzierung von VH2 abhängig von der vorherigen Distanz von VH1 der Landeposition. Ist diese hinter dem Hindernis weiter entfernt, so wird VH2 mit kürzerem Abstand und schneller aufgesetzt. Die Ergebnisse zeigen, dass die Landeposition und die Landung aus dem vorherigen Anlauf und dem Absprung über die entstehende Flugkurve resultiert. Um letztendlich Einfluss auf die hohe Landebelastung nehmen zu können, müssen die technischen Komponenten im Anlauf und Absprung verändert werden.

Leistungsrelevante Parameter der Sprungbewegung

Das beschriebene Springverhalten lässt sich bei allen ausgewerteten Versuchen der unterschiedlichen Springpferde an einem moderaten Trainingssprung beobachten. Die Ausprägung der Merkmale des Bewegungsmusters zeigt sich, wie eingangs in der Literatur beschrieben, sehr individuell. Jedes Springpferd eignet sich auf Grund seiner körperlichen Voraussetzung, seines Trainings- und Ausbildungsstandes, sowie seines natürlichen Talents eine eigene Bewegungsstrategie an. Dabei ergeben sich in der Auswertung der sieben Springpferde statistische Zusammenhänge zum Exterieur der Pferde, die sich, wie u.a. im Bereich der Bodenkontaktzeiten und der Schrittlängen, physikalisch auf die Körpermasse zurückführen lassen.

Deutlichere Unterschiede in den Bewegungsparametern ergeben sich allerdings auf Grund des Ausbildungsstandes der Pferde, welcher auch die Leistungsrelevanz der einzelnen Parameter kennzeichnet. Die Pferde mit einem höheren Ausbildungsstand galoppieren bereits im Anlauf an einem moderaten Trainingssprung weniger dicht an das Hindernis heran und springen mit einer größeren Distanz zum Hindernis ab. Der Absprung der besseren Pferde ist durch eine größere Schrittlänge zwischen HH1 und HH2 geprägt. Die etwas weiter angelegte Flugkurve ist flacher und resultiert in einer

weniger steilen Landeposition. Es gelingt diesen Pferden zusätzlich einen höheren Horizontalanteil der Bewegungsgeschwindigkeit über den Sprungverlauf hinweg bis zur Landung hin zu erhalten. Damit sind diese Pferde an einem moderaten Trainingsprung ökonomischer und effizienter als die anderen.

Die Bewegungsamplitude des Rumpfes, mit der Beugung im A1 und der anschließenden Streckung im TO, fällt bei den besseren Pferden ebenfalls größer aus. Die Rumpfhöhe spiegelt zusätzlich eine bessere Körperspannung dieser Pferde wider. Mit einer deutlicheren Beugung im Hals bei einer tieferen Kopfposition fällt auch der zweite Aspekt des Basculierens bei diesen Pferden ausgeprägter aus. Der große Halswinkel mit der tiefen Kopfposition zeigt die typische, runde Silhouette der Bascule bei den erfahrenen Springpferden. Die biomechanischen Ergebnisse decken sich mit den Beurteilungskriterien des Spitzenfachverbands. Demnach zeigt sich ein gutes Springpferd dynamisch, mühelos und ökonomisch im Sprungablauf, der an das jeweilige Hindernis angepasst ist.

Für die Darstellung individueller Bewegungsstrategien oder -muster ist die Analyse der einzelnen Technikmerkmale notwendig. Individuelle Komponenten in der Stemm-, Absprung- und Landeposition schaffen ein individuelles Bewegungsmuster, welches objektiv betrachtet technisch optimiert werden kann. Um Springpferde auf Grund ihrer Sprungleistung vergleichen oder bewerten zu können, ist die Abbildung des KSPs in Anlauf, Absprung, Flug, Landung und Auslauf notwendig und zielführend. Eine wiederholt fehlerfreie, flache und stabile Flugkurve mit wenig Geschwindigkeitsverlust an einem moderaten Hindernis im Training steht für eine gute Bewegungsstabilität. Aber auch die Bodenkontakte, die Beintechnik und das Basculieren sind für eine umfassende Diagnostik des Entwicklungsstandes und der Trainingspotentiale der Springpferde notwendig. Statistisch eignet sich die Varianz der wiederholten Messwerte für die objektive Beurteilung der Bewegungsstabilität der einzelnen Merkmale. Diese zeigt sich in den Ergebnissen nur bei der Platzierung von HH1 im Absprung. Die besseren Springpferde zeigen eine stabilere Absprungdistanz.

Es existieren darüber hinaus viele wissenschaftliche Arbeiten, die sich mit der Springbewegung des Pferdes und den Anforderungen an schweren Hindernissen beschäftigen. Die Ergebnisse der Autoren zeigen, dass Hindernisfehler aus einer zu geringen Absprunggeschwindigkeit oder aus einem zu flach angelegten Absprung entstehen. Dabei entscheidend sind für die erfolgreiche Überwindung eines schweren Hindernisses die Verteilung der Absprunggeschwindigkeit und die Wirkungsrichtung (Absprungwinkel). Je höher das Hindernis ist, desto aufgerichteter ist TO2 und desto größer muss die vertikale Absprunggeschwindigkeit sein. Mit der Breite des Hindernisses wird der TO dichter an das Hindernis platziert und die vorherige Anlaufgeschwindigkeit durch die geforderte Sprungweite erhöht. Der horizontale Anteil der Absprunggeschwindigkeit nimmt dann in der flacher angelegten Absprungposition über den schneller gewählten Anlauf oder einem kleineren vertikalen Geschwindigkeitsanteil zu.

Die nahezu gegensätzlichen Ergebnisse zeigen, dass es den Springpferden mit einem höheren Ausbildungslevel leichter fällt das moderate Trainingshindernis der vorgestellten Untersuchung zu überwinden, während umgekehrt die anderen Pferde diese von den Autoren beschriebenen leistungsrelevanten Aspekte zeigen. Der Steilsprung mit einer Höhe von 1,30 m ist für die weniger weit ausgebildeten Pferde eine deutlichere Herausforderung. Für den leistungsdiagnostischen Ansatz bedeutet das, dass die Bewegungsaufgabe in ihren Anforderungen hoch genug sein sollte.

Der weiterführende Vergleich der Bewegungsmerkmale an verschiedenen Hindernissen kann dann die Flexibilität der Springpferde und die damit in Verbindung stehende Anpassungsfähigkeit an unterschiedliche Dimensionen aufzeigen. Untersuchungen an Spitzenpferden und intraindividuelle Ergebnisse solcher im Längsschnitt helfen dem Verständnis für die individuelle Sprungleistung und den Trainingszustand.

9.3 Sportpraktischer Ausblick: Möglichkeiten einer biomechanischen Leistungsdiagnostik der Sprungbewegung im Trainingsprozess

Aus beiden methodischen Ansätzen ergeben sich über eine wachsende Datenbasis im Längsschnitt weitere Erkenntnisse über biomechanische Zusammenhänge, Sprungmuster und -strategien, sowie technische Lerneffekte, die für die Beurteilung der Bewegungsqualität und der Leistungsfähigkeit der Athleten und der Ableitung des Trainings relevant sind. Damit ließe sich das Training der Spitzenathleten dann über die subjektive Einschätzung des erworbenen Erfahrungsschatzes hinaus diagnostisch begleiten, sowie systematisch und zielorientiert steuern. Für die ganzheitliche Darstellung der Springbewegung und der biomechanischen Ableitung eignet sich zu diesem Zeitpunkt vermehrt das MoCap Verfahren. Mit dieser umfassenden Bewegungsanalyse lassen sich die biomechanischen Technikmerkmale im Gesamten objektiv erfassen, intra- und interindividuell bewerten und für Leistungs- und Trainingskontrollen nutzen. Da der technische Aufwand sehr groß ist, lässt sich ein solches System allenfalls zentral in Form eines Messplatztrainings umsetzen, wie es am Beispiel des humanen Weitsprungs von Huber (2012) vorgestellt wird. Die feste Installation zur Analyse einzelner Trainingssequenzen oder einzelner Technikbausteine zur Darstellung der Sprungleistung im diagnostischen Sinne ist ganzheitlich möglich. Durchführungsstandards der Bewegungsaufgaben und Abläufe sind im Sinne der zentralen Fragestellung in jedem Fall zielführend. Potenziale, Defizite und Veränderungen des Bewegungsablaufes können im intra- und interindividuellen Vergleich für die Leistungsoptimierung und im Sinne der Gesunderhaltung objektiv dargestellt, ausgewertet und verglichen werden. Eine Erweiterung um die Interaktion beider Athleten über die Kennwerte des Reiters sind ebenfalls möglich. Die Abbildung der Leistung beider Athleten ist dabei besonders gewinnbringend. Auch die Kopplung eines geeigneten kinetischen Messsystems ist dann denkbar.

Die Weiterentwicklung der inertialen Sprunganalyse sollte zusätzlich weiterhin fokussiert werden. Fasel et al. (2016, 2017) zeigen mit einer Sensorkombination die Schätzung der KSP-Bewegung von alpinen Skifahren, die durch ihre spezifischen Rahmenbedingungen im Schnee am Berg keine andere Möglichkeit für biomechanische Analysen haben. Möglicherweise ist dieser Ansatz auf Pferd und Reiter übertragbar. Eine Ableitung ermöglicht auch hier erstmalig die objektive Abbildung der Interaktion. Für eine Ergänzung der täglichen Trainingsdokumentation eignet sich der sensorbasierte Ansatz im Equipment ebenfalls. Mit der Dokumentation des individuellen Trainings im Heimatstall werden Trainingsinhalte einfach objektiviert. Ableitungen der Entwicklung und Trainingseffekte werden möglich.

Neben der methodischen Frage ergeben sich sportpraktische Ableitungen aus den Ergebnissen. Die fachlichen Anforderungen decken sich mit den biomechanischen Ergebnissen. Der Leitfaden und die Richtlinien der Ausbildung von jungen Springpferden ist damit wissenschaftlich fundiert. Lediglich das Bewegungsbild der Bascule sollte aktualisiert und konkretisiert werden. Es handelt sich hierbei um die Rumpfbeugung in der Absprungvorbereitung mit einem hohen Maß an Körperspannung durch das Anheben des Brustkorbes nach oben zwischen die Schulterblätter. Mit der Absprungaktion der HH wird der Pferderumpf gestreckt. Der zuvor hochgetragene Kopf senkt sich während des Absprungs und die Halswirbelsäule wird gebeugt, sodass sich nach dem Absprung die runde Silhouette der Bascule auf Grund der Kopf- und Halsbewegung ergibt. Eine Rumpfbeugung im Flug kann als solche nicht beobachtet werden.

Sportpraktisch ist für das Training die Bedeutung der Anlaufgeschwindigkeit hervorzuheben. Durch die Gestaltung der Anlaufgeschwindigkeit kann, sofern der technische Übergang zum Absprung gelingt, der Sprungverlauf und die Landung verändert werden. Diagnostisch sollte diese zusätzlich über bspw. Lichtschranken im Anlauf erfasst werden. Für den Wettkampf ist das gezielt schnelle Anreiten mit höheren Anlaufgeschwindigkeiten zu üben, um auch dann die Übertragung durch einen reibungslosen Übergang zum Absprung in den Flug sicherstellen zu können. Das Anreiten mit verminderter Anlaufgeschwindigkeit zur Provokation des kräftigen Abdrucks im Training birgt eine höhere und steilere Flugkurve über den großen vertikalen Anteil bei kleiner Horizontalgeschwindigkeit. Dieses Prinzip sollte nur zielgerichtet und systematisch zur Kräftigung der HH eingesetzt werden. Auf- und Tiefsprünge aus der Vielseitigkeit fördern die Pferde ggf. ähnlich. Für die Darstellung der Ermüdungswiderstandsfähigkeit eignen sich Sprungwiederholungen mit kurzen, standardisierten Anreitwegen. Vergleiche der Sprungleistung im Verlauf einer Hindernisreihe geben Aufschluss über die Ermüdungseffekte. Wie eine Art plyometrisches Training kann auch eine In-Out-Reihe mit kleinen Hindernissen von Sprung zu Sprung die Reaktivkraft abbilden und trainieren. Ein systematisches Heranführen der Athleten ist bei diesen Trainingsmitteln notwendig, um Verletzungen zu vermeiden.

10 Zusammenfassung

Die Weltspitze im Springreiten ist in den letzten Jahren sehr dicht zueinander gerückt. Nur noch ein Wimpernschlag trennt den Sieger von den Platzierten und jede kleinste Unachtsamkeit kann bereits zu einem Hindernisfehler führen, der einer erfolgreichen Wettkampfteilnahme entgegenstehen kann. Ziel dieser Arbeit ist es ein geeignetes Messverfahren zur objektiven Darstellung der leistungsrelevanten Bewegungsmerkmale der Springtechnik für den routinemäßigen Einsatz im Training zu finden, um die Trainingssteuerung über den Saisonverlauf individuell für die Athleten optimieren zu können. Dabei spielt neben der Leistungssteigerung über die Trainingskontrollen auch das Gesundheitsmanagement der Athleten durch Belastungsanalysen eine entscheidende Rolle. Neben der Verwendung eines sensorbasierten Inertialmesssystems (IMU), welches über den Satteltgurt am Pferderumpf fixiert ist, werden die verschiedenen Springpferde mit Infrarot-Markern für eine kinematische Motion Capture Analyse (Vicon) ausgestattet und von insgesamt 14 Kameras verfolgt. Sieben leistungsambitionierte Springpferde werden von ihren erfahrenen Springreitern über einen mittelschweren Steilsprung mit einer Höhe von 1,30 m vorgestellt. 12 fehlerfreie Springversuche, wobei jeweils die Hälfte aus dem Rechts- und dem Linksgalopp erfolgen muss, werden von jedem Pferd ausgewertet. Die ANOVA der spezifischen Bewegungsparameter des inertialen (IMU) und kinematischen (Vicon) Messverfahrens zeigen ein hohes Maß der Individualität der Pferde in allen Bewegungsphasen innerhalb der Springbewegung. Die Ergebnisse zeigen zusätzlich, dass sich die Leistungsfähigkeit der Springbewegung über die Technikmerkmale in den Bewegungsphasen Anlauf und Absprungvorbereitung, Absprung und Absprungposition, Flug, sowie der Landeposition und Landung mit einem MoCap Verfahren detailliert darstellen lassen. Das sensorbasierte Inertialmessverfahren mit einem Inertialsensor am Pferderumpf eignet sich mit der Darstellung der Beschleunigung und der Drehrate in 3D nur bedingt für die Darstellung der Technikmerkmale und weist Lücken in der Darstellung der gesamten Sprungbewegung auf. Weitere Sensoren, bspw. am Pferdehals und den Pferdebeinen, und die Verwendung aktueller Sensorgenerationen und ggf. einer Verknüpfung zu einem GPS- oder GNSS-Signal sind perspektivisch für den sportpraktischen Einsatz vielversprechend.

Durch die vorgestellten biomechanischen Analysen der Athleten ist die inter- und intra-individuelle Bewegungsstabilität der Springtechnik und unter verschiedenen Bedingungen auch die technische Bewegunflexibilität als sprungspezifische Anpassungsfähigkeit des Springpferdes objektiv auswertbar. Zusätzliche leistungsphysiologische Parameter vervollständigen die Darstellung der sportlichen Leistungsfähigkeit der Spitzenathleten im Trainingsprozess und können Trainer und Reiter bei der individuellen Trainingssteuerung unterstützen.

11 Summary

The performance of world elite show jumping horses clearly increased in the last years. In order to be successful in future, the training of German athletes needs to be individually optimized to achieve maximal performance increase while also considering health aspects. Therefore, the training process, which is actually based on the long-term wealth of experience of riders and trainers, should be supported by an objective presentation of the performance related components. The aim of the study is to identify a suitable measurement method in order to show movement characteristics of the equine jumping technique for a routinely use. Seven sport horses with different levels of education are ridden by their experienced riders over a medium-sized vertical obstacle with a height of 1,30 m. The approach alternates from the left to the right hand. In total, twelve faultless trials (six per hand) are evaluated. Besides the use of an inertial measurement unit, which is fixed at the horses' trunk with help of the saddle belt, an integrated motion capture analysis with infrared markers and in total 14 cameras is conducted. The kinetic method is neglected due to the risk of injury.

The ANOVA of the specific movement parameters of the inertial and kinematic measurement method shows a strong correlation of the movement pattern to the individuality of the horses. The results also illustrate that the performance of the jumping movement can be presented in detail by the technical characteristics rhythm in approach, suitable distance in take-off, economical flight trajectory, landing load, basculing and technique of the limbs in the movement phases approach a take-off preparation, take-off and take-off position, flight, landing position and landing using a MoCap analysis. However, the usage of a MoCap system time-consuming and labor intensive. The sensor-based measurement with one IMU at the horses' trunk is only limited suitable for the analysis of the whole jumping movement. Besides the necessary use of new generation sensors for a better measurement quality and a possible connection to GPS- or GNSS-Signals for positioning, additional sensors at the neck and the limbs are expedient for an overall integrated movement analysis.

With repeated movement analysis, the inter- and intra-individual stability of the jumping technique as well as the jumping specific adaptability in different scenarios can be objectively evaluated. Additionally, physiological parameters complete the overview of the performance of the jumping horses besides time and obstacle faults and help riders and trainers to optimize the individual training management of equine elite athletes up to the season highlights.

12 Literaturverzeichnis

- Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L. & Davies, J.L. (2018). Inertial Measurement Units for clinical movement analysis: reliability and concurrent validity. *Sensors* 18(3), 719. DOI: 10.3390/s18030719
- Alonso, M. & Finn, E.J. (1967). *Fundamental University Physics. Vol. 1: Mechanics*. Boston: Addison-Wesley Publishing Company.
- Arfuso, F., Giannetto, C., Giudice, E., Fazio, F., Panzera, M. & Piccione, G. (2021). Peripheral modulators of the central fatigue development and their relationship with athletic performance in Jumper Horses. *Animals* 11(3), 743. DOI: 10.3390/ani11030743
- Art, T., Amory, H., Desmecht, D. & Lekeux, P. (1990). Effect of show jumping on heart rate, blood lactate and other plasma biochemical values. *Equine Veterinary Journal* 22(9), 78-82. DOI: 10.1111/j.2042-3306.1990.tb04740.X
- Assenza, A., Congiu, F., Giannetto, C., Fazio, F. & Piccione, G. (2015). Hematological response associated with repeated show jumping competition in horse. *Acta Scientiae Veterinariae* 43, 1-6.
- Backhaus, K., Erichson, B., Plinke, Wulff & Weiber, R. (2011). *Multivariate Analysemethoden*. Eine anwendungsorientierte Einführung (13. überarb. Aufl.). Heidelberg: Springer Verlag. ISBN: 978-3540278702
- Ballreich, R. & Baumann, W. (1988). *Grundlagen der Biomechanik des Sports*. Stuttgart: Enke. ISBN: 978-3432966816
- Barrey E., Hermelin, M., Vaudelin, J.L., Poirel, D. & Valette J.P. (1994). Utilisation of an accelerometric device in equine gait analysis. *Equine Veterinary Journal Supplements* 26(17), 7-12. DOI: 10.1111/j.2042-3306.1994.tb04864.x
- Barrey, E. & Desbrosse, F. (1996). Lameness detection using an accelerometric device. *Pferdeheilkunde Equine Medicine* 12(4), 617-622. DOI: 10.21836/pem19960456
- Barrey, E. & Galloux, P. (1997). Analysis of the equine jumping technique by accelerometry. *Equine Veterinary Journal* 29(23), 45-49. DOI: 10.1111/j.2042-3306.1997.tb05052.X
- Barrey, E. & Valette, J.P. (1993). Exercise-related parameters of horses competing in show jumping events ranging from regional to an international level. *Annales de Zootechnie* 42(1), 89-98. DOI: 10.1051/animres:19930110

- Bathe, B., Dawes, H., Nankervis, K., Esser, P. & Collett, J. (2014). Accuracy of girth based measurements of stride characteristics in horses trotting in a treadmill. *Equine Veterinary Journal* 46(46), 36. DOI: 10.1111/evj.12267_109
- Bazzano, M., Giudice, E., Rizzo, M., Congiu, F., Zumbo, A., Arfuso, A., Di Pietro, S., Bruschetta, D. & Piccione, G. (2016). Application of a combined Global Positioning and heart rate monitoring system in Jumper Horses during an official competition – A preliminary study. *Acta Veterinaria Hungarica* 64(2), 189-200. DOI: 10.1556/004.2016.019
- Becker, L. (2016). *Evaluation of joint angle accuracy using markerless silhouette-based tracking and hybrid tracking against traditional marker tracking.* (Master Thesis, Otto von Guericke Universität Magdeburg). Zugegriffen am 02.12.2021 unter: http://www.simi.com/fileadmin/user_upload/Dokumente/Downloads/Accuracy_markerless_tracking_vs_traditional_marker_tracking.pdf
- Bell, R.P., Reed, S.K., Schoonover, M.J., Whitfield, C.T., Yonezawa, Y., Maki, H., Pai, P.F., Keegan, K.G. (2016). Associations of force plate and body-mounted inertial sensor measurements for identification of hind limb lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research* 77(4), 337-345. DOI: 10.2460/ajvr.77.4.337
- Bergamini, E., Ligorio, G., Summa, A., Vannozzi, G., Cappozzo, A. & Sabatini, A. (2014). Estimating orientation using magnetic and inertial Sensors and different Sensor Fusion Approaches Accuracy Assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors* 14(10), 18625-18649. DOI: 0.3390/s141018625
- Bergh, A., Egenvall, A., Olsson, E., Uhlhorn, M. & Rhodin, M. (2014). Evaluation of skin displacement in the equine neck. *Comparative Exercise Physiology* 10(3), 181-186. DOI: 10.3920/cep143003
- Blair, S., Duthie, G., Robertson, S., Hopkins, W. & Ball, K. (2018). Concurrent validation of an inertial measurement system to quantify kicking biomechanics in four football codes. *Journal of Biomechanics* 73(17), 24-32. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.03.031
- Bland, J.M. & Altman, G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 327, 307–310. DOI: 10.1016/S0140-6736(86)90837-8
- Bland, J.M. & Altman, G. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research* 8(2), 135–160. DOI: 10.1177/096228029900800204

- Blauberger, P., Marzilger, R & Lames M. (2021). Validation of Player and Ball Tracking with a Local Positioning System. *Sensors* 21(4), 1465. DOI: 10.3390/s21041465
- Bragança, F.S., Bosch, S., Voskamp, J., Marin-Perianu, M., van den Zwaag, B.J., Vernooij, J.C., van Weeren, P.R. & Back, W. (2017). Validation of distal limb mounted inertial measurement unit sensors for stride detection in Warmblood horses at walk and trot. *Equine Veterinary Journal* 49(4), 545-551. DOI: 10.1111/evj.12651
- Buchner, H.H.F., Savelberg, H.H., Schamhardt, H.C. & Barneveld, A. (1997). Inertial properties in Dutch Warmblood horses. *Journal of Biomechanics* 30(6), 653-658. DOI: 10.1016/s0021-9290(97)00005-5
- Buchner, H.H.F., Obermüller, S. & Scheidl, M. (2000). Body center of mass movement in the sound horse. *Veterinary Journal* 160(3), 225-234. DOI: 10.1053/tvjl.2000.0507
- Buchner, H.H.F., Obermüller, S. & Scheidl, M. (2003). Die Lastverteilung bei der Lahmheit des Pferdes. Eine Analyse der Schwerpunktbewegung im Schritt und Trab. *Pferdeheilkunde* 19(5), 491-499. DOI: 10.21836/pem20030506
- Burla, J., Ostertag, A., Schulze Westerath, H.S. & Hillmann, E. (2014). Gait determination and activity measurement in horses using accelerometer. *Computers and Electronics in Agriculture* 102, 127-133. DOI: 10.1016/j.compag.2014.01.001
- Bosch, S., Bragança, F.S., Marin-Perianu, M., Marin-Perianu, R., van den Zwaag, B.J., Voskamp, J., Back, W., van Weeren, P.R. & Havinga, P.J. (2018). EquiMoves: A Wireless Network Inertial Measurement System for objective examination of Horse Gait. *Sensors* 18(3), 850. DOI: 10.3390/s18030850
- Camomilla, V., Bergamini, E., Fantozzi, S. & Vannozzi, G. (2018). Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: A systematic review. *Sensors* 18(3), 873. DOI: 10.3390/s18030873
- Chambers, R.M., Gabbett, T.J., Cole, M.H. & Beard, A.J. (2015). The use of wearable Microsensors to quantify sport-specific movements. *Sports Medicine* 45(7), 1065-1081. DOI: 10.1007/s40279-015-0332-9
- Chardonens, J., Favre, J. & Aminian, K. (2012). An effortless procedure to align the local frame of an inertial measurement unit to the local frame of another motion capture system. *Journal of Biomechanics* 45(13), 2297-2300. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.06.009

- Chateau, H., Robin, D., Simonelli, T., Pacquet, L., Pourcelot, P., Falala, S., Denoix, J.M. & Crevier-Denoix, N. (2009). Design and validation of a dynamometric horseshoe for the measurement of three-dimensional ground reaction force on a moving horse. *Journal of Biomechanics* 42(3), 336-340. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.11.017
- Chatfield, A.B. (1997). *Fundamentals of High Accuracy Inertial Navigation*. Reston: The American Institute of Aeronautics and Astronautics, Inc. ISBN: 978-1-56347-243-5
- Church, E.E., Walker, A.M., Wilson, A.M. & Pfau, T. (2009). Evaluation of discriminant analysis based on dorsoventral symmetry indices to quantify hindlimb lameness during over ground locomotion in the horse. *Equine Veterinary Journal* 41(3), 304-308.
DOI: 10.2746/042516409X397352
- Clayton, H.M. (1989). Terminology for the description of equine jumping kinematics. *Journal of Equine Veterinary Science* 9(6), 341-348.
DOI: 10.1016/s0737-0806(89)80073-5
- Clayton, H.M. (1991). *Conditioning Sport Horses*. Mason: Sport Horses Publications.
ISBN: 978-0-9695720-0-8
- Clayton, H.M. (1996). Time-motion analysis of show jumping competitions. *Journal of Equine Veterinary Science* 16(6), 262–266.
DOI: 10.1016/s0737-0806(96)80195-X
- Clayton, H.M. & Barlow, D. A. (1989). The effect of fence height and width on the limb placements of show jumping horses. *Journal of Equine Veterinary Science* 9(4), 179-185.
DOI: 10.1016/s0737-0806(89)80046-2
- Clayton, H.M. & Barlow, D.A. (1991). Stride characteristics of Four Grand Prix jumping horses. *Equine Exercise Physiology* 3, 151-157. Zugriffen am 23.04.2015 unter:
http://www.iceep.org/pdf/iceep3/_1130105552_001.pdf
- Clayton, H.M., Colborne, G.R., & Burns, T.E. (1995). Kinematic analysis of successful and unsuccessful attempts to clear a water jump. *Equine Veterinary Journal* 18, 166-169.
DOI: 10.1111/j.2042-3306.1995.tb04912.x
- Clayton, H.M. & Schamhardt H.C. (2013). Measurement techniques for gait analysis. In: Back, W. & Clayton H.M (Hrsg.) *Equine Locomotion* (S. 55-76). Edinburgh: Saunders Elsevier Verlag.
ISBN: 978-0-7020-5293-4

- Coh, M., Kugovnik, O. & Dolenc, A. (1997). Kinematisch-dynamische Analyse der Absprungaktion beim Weitsprung. *Leistungssport*, 27(2), 47-49. Zugegriffen am 08.10.2019 unter: https://www.iat.uni-leipzig.de/datenbanken/iks/open_archive/ls/lsp97_02_47_49.pdf
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale: Erlbaum. ISBN: 9780203771587
- Colborne, G.R., Clayton H.M., & Lanovaz, J. (1995). Factors that influence vertical velocity during take off over a water jump. *Equine Veterinary Journal* 18, 138-140. DOI: 10.1111/j.2042-3306.1995.tb04906.x
- Crassidis, J.L. (2006). Sigma-Point Kalman Filtering for Integrated GPS and Inertial Navigation. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems* 42(2), 750-756. DOI: 10.1109/taes.2006.1642588
- Crevier-Denoix, N., Camus, M., Falala, S., Martino, J., Pauchard, M., Ravary-Plumioen, B., Desquilbet, L., Denoix, J.M., Chateau, H. & Pourcelot, P. (2014). Comparison of the loading of leading and trailing forelimbs in horses at landing. *Equine Veterinary Journal* 46(46), 15-20. DOI: 10.1111/evj.12267_116
- Darbandi, H., Bragança, F.S., van der Zwaag, B.J., Voskamp, J., Gmel, A.I., Haraldsdóttir, E.A. & Havinga, P. (2021). Using different combinations of body-mounted IMU sensors to estimate speed of horses: A machine learning approach. *Sensors* 21(3), 798. DOI: 10.3390/s21030798
- Darbandi, H., Bragança, F.S., van der Zwaag, B.J. & Havinga, P. (2022). Accurate Horse Gait Event Estimation Using an Inertial Sensor Mounted on Different Body Locations. *Conference Paper IEEE International Conference on Smart Computing*, 329-335. DOI: 10.1109/SMARTCOMP55677.2022.00076
- Deuel, N. & Park, J. (1991). Kinematics analysis of jumping sequences of Olympic Show Jumping Horses. *Equine Exercise Physiology* 3, 158-166. Zugegriffen am 23.04.2015 unter: http://www.iceep.org/pdf/iceep3/_1130105613_001.pdf
- Deutsche Reiterliche Vereinigung e.V. & Deutsche Richtervereinigung e.V. (Hrsg.). (2018). *Merkblatt Springpferdeprüfungen*. Zugegriffen am 23.05.2018 unter: <https://www.pferd-aktuell.de/shop/broschuren-formulare-vertrage-unterrichtsmaterial/turniersport.html>

- Deutsche Reiterliche Vereinigung e.V. (Hrsg.). (2012). *Grundausbildung für Reiter und Pferd*. (Richtlinien für Reiten und Fahren, Bd. 1). (29. Auflage). Warendorf: FN Verlag. ISBN13: 9783885427216
- Deutsche Reiterliche Vereinigung e.V. (Hrsg.). (2010). *Ausbildung für Fortgeschrittene*. (Richtlinien für Reiten und Fahren, Bd. 2). (13. Auflage, Nachdruck 2010). Warendorf: FN Verlag. ISBN-13: 9783885422839
- Deutsche Reiterliche Vereinigung (Hrsg.). (2013). *Leistungs-Prüfungs-Ordnung 2013. - Inklusive Ergänzungen zum 01.01.2016*. Warendorf: FN Verlag. ISBN-13: 978-3885427735
- Deutsche Reiterliche Vereinigung (Hrsg.). (2021). LPO-Ausrüstungskatalog 2022. Warendorf: FN Verlag. Zugriffen am 23.05.2018 unter: <https://www.pferd-aktuell.de/turniersport/regelwerke-und-merkblaetter/leistungs-pruefungs-ordnung/zugelassene-ausruestung>
- Deutsche Reiterliche Vereinigung (Hrsg.). (2022a). *Springen bei den Weltreiterspielen*. Deutsche Springreiter gewinnen Bronze, Gold für Simone Blum. Zugriffen am 14.10.2022 unter: <https://www.pferd-aktuell.de/spitzensport/weltmeisterschaften/tryon-2018/springen>
- Deutsche Reiterliche Vereinigung (Hrsg.). (2022b). *Europameisterschaft Springen in Riesenbeck*. 1. bis 5. September 2021. Zugriffen am 14.10.2022 unter: <https://www.pferd-aktuell.de/em2021/springen-in-riesenbeck>
- Deutsche Reiterliche Vereinigung (Hrsg.). (2022c). *Springen bei den Olympischen Spielen 2021 in Tokio*. Deutsche Springreiter auf Platz neun. Zugriffen am 14.10.2022 unter: <https://www.pferd-aktuell.de/tokio2021/springen>
- Deutsche Reiterliche Vereinigung (Hrsg.). (2022d). *Olympische Spiele London 2012*. Springen: Deutsche Springreiter verpassen zweiten Umlauf. Zugriffen am 14.10.2022 unter: <https://www.pferd-aktuell.de/spitzensport/olympische-spiele/london-2012>
- Deutsche Reiterliche Vereinigung (Hrsg.). (2022e). *Weltreiterspiele Normandie 2014*. Springen: Ein Zehntel Punkt fehlte zu Bronze. Zugriffen am 14.10.2022 unter: <https://www.pferd-aktuell.de/spitzensport/weltmeisterschaften/normandie-2014>
- Deutsches Olympiade-Komitee für Reiterei (Hrsg.). (2019). *Rahmentrainingskonzeption Springen*. Warendorf: FN Verlag. Zugriffen am 23.05.2018 unter: https://www.pferd-aktuell.de/relaunch/files/2/144/227/238/Rahmentrainingskonzeption_Springen.pdf

- Dutto, D.J., Hoyt, D.F., Clayton, H.M., Cogger, E.A., & Wickler, S.J. (2004). Moments and power generated by the horse (*Equus caballus*) hind limb during jumping. *The Journal of Experimental Biology* 207(4), 667-674. DOI: 10.1242/jeb.00808
- Elvin, N.G., Elvin, A.A. & Arnoczky, S.P. (2007). Correlation between ground reaction force and tibial acceleration in vertical jumping. *Journal of Applied Biomechanics* 23(3), 180-189. DOI: 10.1123/jab.23.3.180
- Falaturi, P.H. (2001). Computerkinematographie (CKG) als geeignetes Verfahren zur objektiven Bewegungsanalyse – Beschreibung und Ergebnisse. *Pferdeheilkunde* 17(1), 30-41. DOI: 10.21836/pem20010104
- Falaturi, P.H., Reininger, E.F., & Preuschoft, H. (2001). Bewegungsanalyse bei Springpferden mit Hilfe der Computerkinematographie. *Pferdeheilkunde* 17(4), 361-368. DOI: 10.21836/pem20010407
- Fasel, B., Spörri, J., Gilgien, M., Boffi, G., Chardonens, J., Müller, E. & Aminian, K. (2016). Three-dimensional body and center of mass kinematics in alpine ski racing using differential GNSS and inertial sensors. *The Journal of Remote Sensing* 8(8), 671. DOI: 10.3390/rs8080671
- Fasel, B., Spörri, J., Schütz, P., Lorenzetti, S. & Aminian, K. (2017). An inertial sensor-based method for estimating the Athlete's relative joint center positions and center of mass kinematics in Alpine Ski Racing. *Frontiers in Physiology* 8, 850. DOI: 10.3389/fphys.2017.00850
- Fasel, B., Spörri, J., Gilgien, M., Gerber, N., Falbriard, M., Müller, E. & Aminian, K. (2018a). IMU and GNSS-based turn switch detection in alpine ski racing. *Conference Paper 7th International Congress on Science and Skiing at St. Christoph/ Arlberg Austria, Science and Skiing VII*, 86-93. DOI: 10.5167/uzh-167841
- Fasel, B., Spörri, J., Chardonens, J., Kroll, J., Müller, E. & Aminian, K. (2018b). Joint inertial sensor orientation drift Reduction for highly dynamic movements. *Conference Paper IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 22(1), 77-86. DOI: 10.1109/jbhi.2017.2659758
- Fédération Equestre Internationale (Hrsg.). (2018). *FEI Jumping. Rules for Jumping Championships and Games*. Zugriffen am 29.01.2021 unter: https://inside.fei.org/sites/default/files/Jumping_CHs- Games_Rules_2021_clean.pdf
- Fédération Equestre Internationale (Hrsg.). (2019). *FEI Jumping. Jumping Rules. 26th edition with updates 1 January 2019*. Zugriffen am 14.01.2022 unter: https://inside.fei.org/system/files/GA18_Annex_15.3_PART%20Mark-up%20Rules.pdf

- Fédération Equestre Internationale (Hrsg.). (2022). *Ranking and Standings Page*. Jumping Longines. Zugegriffen am 13.10.2022 unter:
https://data.fei.org/Ranking/Search.aspx?rankingCode=S_WR
- Fercher, C. (2016). The biomechanics of movement of horses engaged in jumping over different obstacles in competition and training. *Journal of Equine Veterinary Science* 49, 69-80.
DOI: 10.1016/j.jevs.2016.10.002
- Fercher, C., Joch, M., Müller, H., Reiser, M., Zaremski, M. & Maurer, H. (2016). Validation of an inertial measurement system to analyze jumping movements of experienced elite show jumping horses using a three-dimensional motion capture system. *Equine Veterinary Journal* 48(29), 25. DOI: 10.1111/evj.46_12595
- Fercher, C. (2017). Erfassung leistungsrelevanter Parameter mit Inertialsensoren zur Darstellung der Springbewegung von Sportpferden. *Pferdeheilkunde* 33(4), 377-385.
DOI: 10.21836/pem20170408
- Fleckenstein, D., Warschun, F., Walter, N., Fichtner, I. & Ueberschär, O. (2018). Der Einsatz von Inertialsensoren zur Belastungsanalyse und Technikoptimierung im Mittel- und Langstreckenlauf. In Fichter, I. (Hrsg.). *Technologien im Leistungssport 3: Tagungsband zur 19. Frühjahrsschule am 14./15. Mai 2018 in Leipzig* (S. 37-39). Aachen: Meyer & Meyer Verlag. ISBN: 9783840376283
- Fleureau, A., Lacome, M., Buchheit, M., Couturier, A. & Rabita, G. (2020). Validity of an ultra-wideband local positioning system to assess specific movements in handball. *Biology of Sports* 37(4), 351-357. DOI: 10.5114/biolport.2020.96850
- Fredericson, I. (1972). Equine joint kinematics and co-ordination. *Acta Veterinaria Scandinavica. Supplementum* 37, 1-136. ISBN: 0987650XXX
- Frick, U., Schmidtbleicher, D. & Wörn, C. (1991). Vergleich biomechanischer Meßverfahren zur Bestimmung der Sprunghöhe bei Vertikalsprüngen. *Leistungssport* 21(2), 48-53.
ISSN: 0341-7387
- Frühschütz, H. (2017). *Evaluation of markerless tracking for kinematics in tennis*. (Master Thesis, Technische Universität München). mediaTUM Universitätsbibliothek, Technische Universität München. DOI: 10.13140/rg.2.2.12146.40648. Zugegriffen am 02.12.2021 unter:
<https://mediatum.ub.tum.de/doc/1362108/1362108.pdf>

- Galloux, P. & Barrey, E. (1997). Components of the total kinetic moment in jumping horses. *Equine Veterinary Journal* 29(23), 41-44. DOI: 10.1111/j.2042-3306.1997.tb05051.x
- Gamble, A. S. D. (2021). Measuring the external load of female and male varsity Ice Hockey Players during games with a Local Positioning System. (PhD Thesis, University of Guelph, Kanada). Zugegriffen am 04.12.2021 unter: <https://hdl.handle.net/10214/26349>
- Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemical Medicine* 25(2), 141–151. DOI: 10.11613/BM.2015.015
- Giansanti, D., Macellari, V. Maccioni, G. & Cappozzo, A. (2003). Is it feasible to reconstruct body segment 3-D position and orientation using accelerometric data?. *Conference paper IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 50(4), 476-483. DOI: 10.1109/tbme.2003.809490
- Glück, M. (2005). *MEMS in der Mikrosystemtechnik. Aufbau, Wirkprinzipien, Herstellung und Praxiseinsatz mikroelektromechanischer Schaltungen und Sensorsysteme*. Wiesbaden: Springer Fachmedien. DOI: 10.1007/978-3-663-10778-1
- Graham-Smith, P. & Lees, A. (2005). A three-dimensional kinematic analysis of the long jump take-off. *Journal of Sports Sciences* 23(9), 891-903. DOI: 10.1080/02640410400022169
- Groh, B. H., Weeger, N., Warschun, F. & Eskofier, B. M. (2014). Simplified orientation determination in ski jumping using inertial sensor data. *Conference paper 2014 DGON Inertial Sensors and Systems Symposium (ISS)*, 1-11. DOI: 10.1109/inertialsensors.2014.7049482
- Grouven, U., Bender, R. Ziegler, A. & Lange, S. (2007). Vergleich von Messmethoden. *Deutsche Medizinische Wochenschrift* 132, e69-e73. DOI: 10.1055/s-2007-959047
- Guire, R. & Pfau, T. (2021). Differential rotational movement and symmetry values of the thoracolumbosacral region in high-level dressage horses when trotting. *PLoS ONE* 16(5), DOI: 10.1371/journal.pone.0251144
- Hagen, J., Jung, F.T., Brouwer, J. & Bos, R. (2021). Detection of Equine Hoof Motion by Using a Hoof-Mounted Inertial Measurement Unit Sensor in Comparison to Examinations with an Optoelectronic Technique – A Pilot Study. *Journal of Equine Veterinary Science* 101(6), 103454. DOI: 10.1016/j.jevs.2021.103454
- Hamacher, D., Hamacher, D., Taylor, W.R., Singh, N.B. & Schega, L. (2014). Towards clinical application: Repetitive sensor position re-calibration for improved reliability of gait parameters. *Gait and Posture* 39(4), 1146-1148. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.01.020

- Jensen, B. (2021, 28. August). Otto Becker: Wir gehören immer noch in die Weltspitze. *Hamburger Abendblatt*. Zugegriffen am 14.10.2022 unter:
<https://www.abendblatt.de/sport/article233162507/wir-gehoren-nach-wie-vor-zur-weltspitze-springreiten-reiten-hamburg-olympia.html>
- Harris, P., Roberts, C., Armstrong, S., Murray, R. & Handel, I. (2014). Heart rate response in Show-Jumpers over a Three-Day training session. In: Abstracts from the 9th International Conference on Equine Exercise Physiology, 15-20 June, 2014 Chester, UK. *Equine Veterinary Journal* 46(46), 18. DOI: 10.1111/evj.12267_53
- Hay, J. G. (1986). The biomechanics of the long jump. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 14, 401–446. PMID: 3525191
- Hay, J. G. (1995). Aktuelle Erkenntnisse zur Biomechanik des Weitsprungs. *Leichtathletik* 34(24), 129-136.
- Hay, J. G., Miller, J.A. & Canterna, R.W. (1986). The techniques of elite male long jumpers. *Journal of Biomechanics*, 19(10), 855-866. DOI: 10.1016/0021-9290(86)90136-3
- Heim, C., Pfau, T., Gerber, V., Schweizer, C., Doherr, M., Schüpbach-Regula, G. & Witte, S. (2016). Determination of vertebral range of motion using inertial measurement units in 27 Franches-Montagnes stallions and comparison between conditions and with a mixed population. *Equine Veterinary Journal* 48(4), 509-516. DOI: 10.1111/evj.12455
- Henrichs, A. (2016). *Validation of 3D silhouette tracking as clinical movement analysis tool*. (Master Thesis, Fachhochschule Münster). Simi reality motion systems. Zugegriffen am 02.12.2021 unter: www.simi.com/fileadmin/user_upload/Dokumente/Downloads/Validation_of_3D_silhouette_tracking_as_clinical_movement_analysis_tool.pdf
- Hernlund, E., Egenvall, A., & Roepstorff, L. (2010). Kinematic characteristics of hoof landing in jumping horses at elite level. *Equine Veterinary Journal* 42(38), 462-467.
 DOI: 10.1111/J.2042-3306.2010.00187.x
- Hernlund, E., Egenvall, A., Peterson M. L., Mahaffey, C. A. & Roepstorff, L. (2013). Hoof accelerations at hoof-surface impact for stride types and functional limb types relevant to show jumping horses. *The Veterinary Journal* 198(1), e27-232. DOI: 10.1016/J.TVJL.2013.09.029
- Higgins, G. (2017). *Anatomie verstehen. Gesundheitsfördernd Reiten*. Stuttgart: Franckh Kosmos Verlag. ISBN-13: 978-3440144596

- Hirschmann, V., Russ, P., Becker, L. & Strobl, W. (2016). Possibilities and Limitations of the Newest Generation of Video Based 3D Gait Analysis Systems. *Journal of Children's Orthopedics* 10(6), 731-732. DOI: 10.1007/S11832-016-0771-3
- Hobbs, S.J., Levine, D., Richards, J., Clayton, H., Tate, J. & Walker, R. (2010). Motion analysis and its use in equine practice and research. *Wiener Tierärztliche Monatsschrift* 97(3), 55-64. ISSN: 0043-535X
- Huber, A. (2012). *Eine biomechanische Analyse des Absprungs beim Weitsprung*. (Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen). Deutsche Nationalbibliothek. Zugegriffen am 07.10.2019 unter: <https://d-nb.info/1162279273/34>
- Janssen, J. & Laatz, W. (2013). *Statistische Datenanalyse mit SPSS. Eine anwendungsorientierte Einführung in das Basissystem und das Modul Exakte Tests* (8. Aufl.) Heidelberg: Springer Verlag. ISBN: 978-3-642-32507-6
- Kai, M., Aoki, O., Hiraga, A. Oki, H. & Tokuriki, M. (2000). Use of an instrument sandwiched between the hoof and shoe to measure vertical ground reaction forces and three-dimensional acceleration at walk, trot, and canter in horses. *American Journal of Veterinary Research* 61(8), 979-985. DOI: 10.2460/AJVR.2000.61.979
- Karatsidis, A., Bellusci, G., Schepers, H.M., de Zee, M., Andersen, M.S. & Veltink, P. H. (2016). Estimation of Ground Reaction Forces and Moments During Gait Using Only Inertial Motion Capture. *Sensors* 17(1), 75. DOI: 10.3390/S17010075
- Karatsidis, A., Richards, R.E., Konrath, J.M., van den Noort, J.C., Schepers, H.M., Bellusci, G., Harlaar, J. & Veltink, P.H. (2018). Validation of wearable visual feedback for retraining foot progression angle using inertial sensors and an augmented reality headset. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15, 78. DOI: 10.1186/S12984-018-0419-2
- Karatsidis, A., Jung, M., Schepers, H.M., Bellusci, G., de Zee, M., Veltink, P.H. & Andersen M.S. (2019). Musculoskeletal model-based inverse dynamic analysis under ambulatory conditions using inertial motion capture. *Medical Engineering & Physics* 65, 68-77. DOI: 10.1016/J.MEDENGPY.2018.12.021
- Keegan, K.G., Yonezawa, Y., Pai, P.F., Wilson, D.A. & Kramer, J. (2004). Evaluation of a sensor-based system of motion analysis for detection and quantification of forelimb and hind limb lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research* 65(5), 665-670. DOI: 10.2460/AJVR.2004.65.665

- Keegan, K.G., Kramer, J., Yonezawa, Y., Maki, H., Pai, P.F., Dent, E.V., Kellerman, T.E., Wilson, D.A., Reed, S.K. (2011). Assessment of repeatability of a wireless, inertial sensor-based lameness evaluation system for horses. *American Journal of Veterinary Research* 72(9), 1156-1163. DOI: 10.2460/ajvr.72.9.1156
- Keegan, K.G., MacAllister, C.G., Wilson, D.A., Gedon, C.A., Kramer, J., Yonezawa, Y., Maki, H. & Pai, P.F. (2012). Comparison of an inertial sensor system with a stationary force plate for evaluation of horses with bilateral forelimb lameness. *American Journal of Veterinary Research* 73(3), 368-374. DOI: 10.2460/ajvr.73.3.368.
- Keegan, K.G., Wilson, D.A., Kramer, J., Reed, S.K., Yonezawa, Y., Maki, H., Pai, P.F. & Lopes, M.A. (2013). Comparison of a body-mounted inertial sensor system based method with subjective evaluation for detection of lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research* 74(1), 17-24. DOI: 10.2460/ajvr.74.1.17
- Kirsch, K., Fercher, C., Horstmann, S., von Reitzenstein, C., Augustijn, J. & Lagershausen, H. (2022). Monitoring performance in show jumping horses: Validity and clinical utility of non-specific and discipline-specific field exercise tests. *Frontiers in Physiology* 14(12), 818381. DOI: 10.3389/fphys.2021.818381
- Kleven, H.K. (2010). *Biomechanik und Physiotherapie für Pferde* (2. Aufl.). Warendorf: FN Verlag. ISBN-10: 9783885427094
- Koh, T.J. & Hay, J.G. (1990). Landing Leg Motion and Performance in the Horizontal Jumps. The Long Jump. *International Journal of Sport Biomechanics*, 6(4), 343- 360. DOI: 10.1123/ijsb.6.4.343
- Korvink, J. G. & Paul, O. (2006). *MEMS: a practical guide to design, analysis, and applications*. Norwich, NY: W. Andrew Pub, Pages 523–566. ISBN: 978-3-540-33655-6
- Kubo, K., Sakai, T., Sakuraoka, H. & Ishii, K. (1992). Segmental body weight, volume and mass center in Thoroughbred horses. *Japanese Journal of Equine Science* 3(2), 149-155. DOI: 10.1294/jes1990.3.149
- Leach, D.H., Ormrod, K., & Clayton H.M. (1984). Stride characteristics of horses competing in Grand Prix Jumping. *American Journal Veterinary Research* 45(5), 888-892. PMID: 6732020
- Lees, A., Graham-Smith, P. & Fowler, N.E. (1994). A biomechanical analysis of the last stride, touchdown, and takeoff characteristics of the Men's Long Jump. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(1), 61-78. DOI: 10.1123/jab.10.1.61

- Léguillette, R., Bond, S.L., Lawlor, K., de Haan, T. & Weber, L.M. (2020). Comparison of physiological demands in Warmblood show jumping horses over a standardized 1.10 m jumping course versus a standardized exercise test on a track. *BMC Veterinary Research* 16, 182.
DOI: 10.1186/s12917-020-02400-9
- Lekeux, P., Art, T., Linden, A., Desmecht, D. & Amory, H. (1991). Heart rate, hematological and serum biochemical responses to show jumping. In Persson, S. G. B., Lindholm, A. & Jeffcott, L. B. (Hrsg.), *Equine Exercise Physiology III* (pp. 385-390). Davis, CA, United States: ICEEP Publications.
- Leleu, C., Gloria, E., Renault, G. & Barrey, E. (2002). Analysis of trotter gait on the track by accelerometry and image analysis. *Equine Veterinary Journal* 34(S34), 344-348.
DOI: 10.1111/j.2042-3306.2002.tb05445.x
- Lewczuk, D. (2007). The effect of training on linear jumping parameters in young stallions. *Equine and Comparative Exercise Physiology* 4(3/4), 159-165.
DOI: 10.1017/s1478061507890074
- Lewczuk, D. (2008). Young horse response on changing distance in free jumping combination. *Animal* 2(11), 1651-1657. DOI: 10.1017/s1751731108002863
- Lewczuk, D. (2017). Some Remarks on Repeatability and Heritability of the Bascule Technique in Jumping Horses. *Journal of Equine Veterinary Science* 54, 78-80.
DOI: 10.1016/j.jevs.2017.03.004
- Lewczuk, D., Sloniewski, K. & Reklewski, Z. (2006). Repeatability of the horse's jumping parameters with and without the rider. *Livestock Science* 99(2), 125-130.
DOI: 10.1016/j.livprodsci.2005.06.008
- Luinge, H.J. & Veltink, P.H. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical & Biological Engineering & Computing* 43, 273–282.
DOI: 10.1007/BF02345966
- Linthrone, N. P. (2010). Biomechanics of the long jump. In Hong, Y. & Bartlett, R. (Hrsg.) *Routledge Handbook of Biomechanics and Human Movement Science*. Abingdon: Routledge, 340-354.
ISBN: 9780415408813
- López-Nava, I. H & Muñoz-Meléndez A. (2016). Wearable inertial sensors for human motion analysis: a review. *IEEE Sensors Journal* 16(22), 7821-7834.
DOI: 10.1109/jsen.2016.2609392

- Lütteken, K. (2001). *Vergleichende videogestützte 2D-Bewegungsanalyse von Reiter-Pferd-Kombinationen der Weltelite im Springreiten*. (Dissertation, Deutsche Sport Hochschule Köln).
- Marin, F., Fradet, L., Lepetit, K., Hansen, C. & Mansour, K.B. (2015). Inertial measurement unit in biomechanics and sport biomechanics: past, present, future. *Poitiers (France): 33rd International Conference on Biomechanics in Sports 29.06.-03.07.2015*.
Zugegriffen am 06.06.2017 unter:
https://isbs2015.sciencesconf.org/71878/ISBS_2015_IMU_FMarinV_4.pdf
- Martin, P., Chateau, H., Pourcelot, P., Duray, L. & Cheze, L. (2014). Comparison between inertial sensors and motion capture system to quantify flexion-extension motion in the back of a horse. *Equine Veterinary Journal* 46(46), 43. DOI: 10.1111/evj.12267_131
- Mayagoitia, R.E., Nene, A.V. & Veltink, P.H. (2002). Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: An inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics* 35(4), 537-542. DOI: 10.1016/s0021-9290(01)00231-7
- McCracken, M.J., Kramer, J., Keegan, K.G., Lopes, M., Wilson, D.A., Reed, S.K., La Carrubba, A. & Rasch, M. (2012). Comparison of an inertial sensor system of lameness quantification with subjective lameness evaluation. *Equine Veterinary Journal* 44(6), 652-656.
DOI: 10.1111/j.2042-3306.2012.00571.x
- Meershoek, L.S., Schamhardt, H.C., Roepstorff, L., & Johnstoe, C. (2001a). Forelimb tendon loading during jump landings and the influence of fence height. *Equine Veterinary Journal* 33(33), 6-10. DOI: 10.1111/j.2042-3306.2001.tb05349.x
- Meershoek, L.S., Roepstorff, L., Schamhardt, H.C., Johnston, C., & Bobbert, M.F. (2001b). Joint moments in the distal forelimbs of jumping horses during landing. *Equine Veterinary Journal* 33(4), 410-415. DOI: 10.2746/042516401776249570
- Merkens, H.W., Schamhardt, H.C., van Osch G.J., & van den Bogert, A.J. (1991). Ground reaction force analysis of Dutch Warmblood horses at canter and jumping. *Equine Exercise Physiology* 3, 128-135. Zugegriffen am 23.04.2015 unter:
https://www.iceep.org/pdf/iceep3/_1130105235_001.pdf
- Moder, T. (2011). *Wesen und Nutzen inertialer MEMS Sensoren in der Fahrzeugnavigation*. (Master Thesis, Technische Universität Graz). TU Graz Digital Library. Zugegriffen am 05.07.2017 unter: <https://diglib.tugraz.at/download.php?id=576a77a8219f5&location=browse>

- Moghaddam, M.S. & Khosravi, N. (2007). A new simple biomechanical method for investigating Horses jumping kinematics. In: *XXV ISBS Symposium 2007* (S. 79-582). Ouro Preto – Brazil. Zugegriffen am 23.04.2015 unter: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/549>
- Morrison, R., Sutton, D.G.M., Ramsay, C., Hunter-Blair, N., Carnwath, J., Horsfield, E. & Yam, P.S. (2015). Validity and practical utility of accelerometry for the measurement of in-hand physical activity in horses. *BMC Veterinary Research* 11(1), 233-240. DOI: 10.1186/s12917-015-0550-2
- Murphy, J. (2009). Weighted boots influence performance in show-jumping horses. *The Veterinary Journal* 181(1), 74-76. DOI: 10.1016/j.tvjl.2009.03.015
- Murray, R.C., Dyson, S.J., Tranquille, C. & Adams, V. (2006). Association of type of sport and performance level with anatomical site of orthopaedic injury diagnosis. *Equine Veterinary Journal* 38, 411-416. DOI: 10.1111/j.2042-3306.2006.tb05578.x
- Mülling, C., Pfarrer, C., Reese, S., Kölle, S. & Budras, K.D. (Hrsg.). (2013). *Atlas der Anatomie des Pferdes* (7. Vollständig überarb. Aufl.). Hannover: Schlüter Verlag. ISBN-13: 978-3899930894
- Nankervis, K., Hodgins, D. & Marlin, D. (2008). Comparison between a sensor (3D accelerometer) and ProReflex motion capture systems to measure stride frequency of horses on a treadmill. *Comparative Exercise Physiology* 5(3-4), 107-109. DOI: 10.1017/S1478061508017027
- Norddeutscher Rundfunk. (Hrsg.). (2021). Sportschau. Olympische Sommerspiele Tokio. Zugegriffen am 12.12.2021 unter: <https://tokio.sportschau.de/tokio2020/ergebnisse/index.html#reiten>
- Neue Züricher Zeitung (Hrsg.). (2014). Auf Zehenspitzen über hohe Hindernisse. Wie die besten Springpferde der Welt auch am CSI Zürich geradezu leichtfüssig grosse Sprünge machen. *Neue Züricher Zeitung* (18) Sport 47. Zugegriffen am 17.10.2019 unter: <https://www.nzz.ch/sport/auf-zehenspitzen-ueber-hohe-hindernisse-ld.1072648>
- Nixdorf, E. & Brüggemann, G.-P. (1990). Biomechanics of the long jump. In G. P. Brüggemann & B. Glad (Hrsg.), *Scientific Research Project at the Games of the XXIVth Olympiad – Seoul 1988 Final Report*. Monaco: International Athletic Foundation, 264-300.
- Olsen, E., Andersen, P.H. & Pfau, T. (2012). Accuracy and precision of equine gait event detection during walking with limb and trunk mounted inertial sensors. *Sensors* 12(6), 8145-8156. DOI: 10.3390/s120608145

- Papula, L. (2009). *Mathematik für Ingenieure und Naturwissenschaftler*. (12. Aufl.). Wiesbaden: Vieweg + Teubner GWV Fachverlag GmbH. ISBN13: 978-3834805454
- Pasciuto, I., Ligorio, G., Bergamini, E., Vannozzi, G., Sabatini, A.M. & Cappozzo, A. (2015). How angular velocity features and different gyroscope noise types interact and determine orientation estimation accuracy. *Sensors* 15(9), 23983-24001. DOI: 10.3390/s150923983
- Petushek, E.J. Richter, C., Donovan, D., Ebben, W.P. & Jensen, R.L. (2011). Comparison of tibial impact accelerations: Video vs Accelerometer. *Portuguese Journal of Sport Sciences* 11(2), 609-612. Zugegriffen am 26.03.2019 unter: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/4908>
- Pfau, T. (2011). Objektive Ganganalyse des Pferdes – traditionelle und moderne Technik. *Pferdespiegel* 2, 85-89. DOI: 10.1055/s-0030-1271087
- Pfau T., Witte T. H., Wilson A. M. (2005) A method for deriving displacement data during cyclical movement using an inertial sensor. *Journal of Experimental Biology* 208(13), 2503-2514. DOI: 10.1242/jeb.01658
- Pfau, T., Starke, S.D., Tröster, S. & Roepstorff, L. (2013). Estimation of vertical tuber coxae movement in the horse from a single inertial measurement unit. *The Veterinary Journal* 198(2), 498-503. DOI: 10.1016/j.tvjl.2013.09.005
- Pfau, T., Boulton, H., Davis, H., Walker, A. & Rhodin, M. (2015). Agreement between two inertial sensor gait analysis systems for lameness examinations. *Equine Veterinary Education* 28(4), 203-208. DOI: 10.1111/eve.12400
- Pollmann-Schweckhorst, E. (2002). *Springpferde-Ausbildung heute*. Warendorf: FN-Verlag. ISBN 13: 9783885423713
- Powers, P.N.R. & Harrison, A.J. (2000). A Study on the techniques used by untrained horses during loose jumping. *Journal of Equine Veterinary Science* 20(12), 845-850. DOI: 10.1016/S0737-0806(00)80115-X
- Powers, P.N.R. (2002). The take off kinematics of jumping horses in a puissance competition. In: *ISBS Publications 2002 Cáceres - Extremadura - Spain*, 152-155. DOI: 10.1080/14763140508522860
- Powers, P.N.R. & Harrison, A.J. (2004). Influences of a rider on the rotation of the horse–rider system during jumping. *Equine and Comparative Exercise Physiology* 1(1), 33-40. DOI: 10.1079/ECP20032

- Preuschoft, H. & Fritz, M. (1976). Mechanische Beanspruchungen im Bewegungsapparat von Springpferden. In Lüttgau, H.C & Glitsch, H (Hrsg). *Fortschritte der Zoologie* 24, 75-98. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag. ISBN 13: 9783437302299
- Preuschoft, H., Knisel, G., & Fritz, M. (1987). Die Bewegung von Pferden beim Springen. In FN (Hrsg.), *Studien zu den Bewegungen von Springpferden. Wissenschaftliche Publikation 9* (S. 66-119). Warendorf: FN Verlag. ISBN: 3885421941
- Preuschoft, H. & Hüllen-Kluge, K. (1987). Die Körperhaltung von Pferden während des Sprunges. In FN (Hrsg.), *Studien zu den Bewegungen von Springpferden. Wissenschaftliche Publikation 9* (S. 120-146). Warendorf: FN Verlag. ISBN: 3885421941
- Reutter, M. (2014). *Untersuchungen zu den biomechanischen Eigenschaften der Beugesehnen, der Strecksehne und des M. interosseus medius am Vorderfuß des Pferdes.* (Dissertation, Tierärztliche Fakultät München).
- Roberts, C.A., Harris, P.A., Murray, R.C., & Cnockaert, R. (2014). The Relationship Between Blood Lactate, Serum Muscle Enzymes, Jumping Performance and Muscle Soreness in Show-Jumping Horses. *Equine Veterinary Journal* 46, 9-9. DOI: 10.1111/EVJ.12267_27
- Robin, D. Chateau, H., Falala, S., Valette, J.P., Pourcelot, P., Ravary, B., Denoix, J.M., Crevier-Denoix, N. (2008). Ground reaction forces in the horse at the walk, trot and galopp measured with an instrumented shoe. *Computer Methods on Biomechanics and Biomedical Engineering* 11(1), 195-196. DOI: 10.1080/10255840802298869
- Robin, D. Chateau, H., Pacquet, L., Falala, S., Valette, J.P., Pourcelot, P., Ravary, B., Denoix, J.M. & Crevier-Denoix, N. (2009). Use of a 3D dynamometric horseshoe to assess the effects of an all-weather waxed track and a crushed sand track at high speed trot. *Equine Veterinary Journal* 41(3), 253-256. DOI: 10.2746/042516409x397965
- Robin, D. Chateau, H., Jacobs, F., Estoup, P., Holden, L., Falala, S., Pourcelot, P. & Crevier-Denoix, N. (2010). Suitability of a dynamometric horseshoe for the recording of the ground reaction forces on ridden horses. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13(1), 129-131. DOI: 10.1080/10255842.2010.495871
- Rodrigues, T.N., de Godoi, F.N., Ramos, M.T., Andrede, A.M., de Almeida, F.Q. (2014). Changes in Kinematics During Repeated Jumping. *Equine Veterinary Journal* 46(46), 47-48. DOI: 10.1111/EVJ.12267_145

- Roepstorff, L. & Drevemo, S. (1993). Concept of force-measuring horseshoe. *Acta Anatomical (Basel)* 146(2-3), 114 - 119. DOI: 10.1159/000147431
- Roetenberg, D., Luinge, H.J., Baten, C.T.M. & Veltink, P.H. (2005). Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 13(3), 395-405. DOI: 10.1109/TNSRE.2005.847353
- Roland, E., Hull, M. & Stover, S. (2005). Design and demonstration of a dynamometric horseshoe for measuring ground reaction loads of horses during racing conditions. *Journal of Biomechanics* 38(10), 2102-2112. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.08.024
- Rhodin, M., Egenvall, A., Andersen, P.H. & Pfau, T. (2017). Head and pelvic movement symmetries at trot in riding horses in training and perceived as free from lameness by the owner. *PLoS One* 12(4), e0176253. DOI: 10.1371/journal.pone.0176253
- Sabatini A. M. (2011). Estimating Three-Dimensional Orientation of Human Body Parts by Inertial/Magnetic Sensing. *Sensors* 11(2), 1489-1525. DOI: 10.3390/s110201489
- Sabatini, A.M., Ligorio, G. & Mannini, A. (2015). Fourier-based integration of quasi-periodic gait accelerations for drift-free displacement estimation using inertial sensors. *Biomedical Engineering Online* 23(14), 106. DOI: 10.1186/s12938-015-0103-8
- Santamaria, S., Bobbert, M.F., Back, W., Barneveld, A. & van Weeren, P.R. (2004). Variation in free jumping technique within and among horses with little experience in show jumping. *American Journal of Veterinary Research* 65(7), 938-944. DOI: 10.2460/ajvr.2004.65.938
- Schamhardt, H.C., Merkens, H.W., Vogel, V., & Willekens, W. (1993). External loads of the limbs of jumping horses at the take-off and landing. *American Journal Veterinary Research* 54(5), 675-680. PMID: 8317758
- Seel, T., Raisch, J. & Schauer, T. (2014). IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors* 14(4), 6891-6909. DOI: 10.3390/s140406891
- Springs, E. & Leach, D.H. (1986). Standardized technique for determining the center of gravity of body and limb segments of horses. *Equine Veterinary Journal* 18(1), 43-49. DOI: 10.1111/j.2042-3306.1986.tb03536.x

- St. George, L., Clayton, H.M., Sinclair, J., Richards, J., Roy, S.H. & Hobbs, S.J. (2021). Muscle function and kinematics during submaximal equine jumping: What can objective outcomes tell us about athletic performance indicators?. *Animals* 11(2), 414.
DOI: 10.3390/ani11020414
- Stammer, S. (2016). *Das Pferd in positiver Spannung. Biomechanik und Reitlehre in Bewegung* (2. Aufl.). Warendorf: FN Verlag. ISBN: 9783885427872
- Starke, S.D., Witte, T.H., May, S.A. & Pfau, T. (2012). Accuracy and precision of hind limb foot contact timings of horses determined using a pelvis-mounted inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics* 45(8), 1522-1528. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.03.014
- Stinner, A. (2014). The Physics of Equestrian Show Jumping. *The Physics Teacher* 52, 202-206.
DOI: 10.1119/1.4868930
- Tran, J., Netto, K., Aisbett, B. & Gastin, P. (2010). Validation of accelerometer data for measuring impacts during jumping and landing tasks. 28. *Internationale Conference on Biomechanics in Sports 2010*. IBSB Conference Proceedings Archive. Zugegriffen am 03.12.2021 unter: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/4419>
- Tranquille, C.A., Walker, V.A., Hodgins, D., McEwen, J., Roberts, C., Harris, P., Cnockaert, R., Guire, R. & Murray, R.C. (2017). Quantifying Warm-Up in Showjumping Horses Over 3 Consecutive Days. *Comparative Exercise Physiology* 13(2), 53-61.
DOI: 10.3920/cep170009
- Ueberschär, O., Fleckenstein, D., Warschun, F., Kränzler, S., Walter, N & Hoppe M.W. (2019a) Measurement biomechanical loads and asymmetries in junior elite long-distance runners through triaxial inertial sensors. *Sports Orthopaedics and Traumatology* 35(3), 296-308.
DOI: 10.1016/j.orthtr.2019.06.001
- Ueberschär, O., Fleckenstein, D., Warschun, F., Kränzler, S., Walter, N & Hoppe M.W. (2019b). Case report on lateral asymmetries in two junior elite long-distance runners during a high-altitude training camp. *Sports Orthopaedics and Traumatology* 35(4), S. 399-406.
DOI: 10.1016/j.orthtr.2019.06.002
- Van den Bogert, A. J. (1989). Computer simulation of locomotion in the horse. (*PhD thesis, University Utrecht*). ISBN: 9090031766

- Van den Bogert, A.J., van Weeren, P.R. & Schamhardt, H.C. (1990). Correction of skin displacement errors in movement analysis of the horse. *Journal of Biomechanics* 23(1), 97-101.
DOI: 10.1016/0021-9290(90)90374-C
- Van den Bogert, A.J., Janssen, M.O., & Deuel, N.R. (1994). Kinematics of the hind limb push-off in elite show jumping horses. *Equine Veterinary Journal* 26(S17), 80-86.
DOI: 10.1111/j.2042-3306.1994.tb04880.x
- Van Husen, M. (2005). *Belastungen der unteren Extremität im Handball und Volleyball - Eine Untersuchung zur Landung nach Sprungwürfen und Schmetterschlägen*. (Dissertation, Technische Universität Dortmund).
- Van Weeren, P.R. (2006). Functional kinematics of the equine back. *Pferdeheilkunde* 22(5), 602-608.
DOI: 10.21836/PEM20060513
- Van Weeren, P.R. (2014). Training Show Jumpers. In Hodgson, D.R., McGowan, C.M. & McKeever, K.H. (Hrsg.) *The Athletic Horse. Principles and Practice of Equine Sports Medicine* (2. Aufl.). (S. 337-346). St. Louis: Elsevier Saunders Verlag. ISBN: 978-0-7216-0075-8
- Van Weeren, P.R., van den Bogert, A.J. & Barneveld, A. (1988). Quantification of skin displacement near the carpal, tarsal and fetlock joints of the walking horse. *Equine Veterinary Journal* 20(3), 203-208. DOI: 10.1111/j.2042-3306.1988.tb01500.x
- Van Weeren, P.R., van den Bogert, A.J. & Barneveld, A. (1990a). A Quantification analysis of skin displacement in the trotting horse. *Equine Veterinary Journal Supplement* 9, 101-109.
DOI: 10.1111/j.2042-3306.1990.tb04745.x
- Van Weeren, P.R., van den Bogert, A.J. & Barneveld, A. (1990b). Quantification of skin displacement in the proximal parts of the limbs of the walking horse. *Equine Veterinary Journal Supplement* 9, 110-118. DOI: 10.1111/j.2042-3306.1990.tb04746.x
- Van Weeren, P.R., van den Bogert, A.J. & Barneveld, A. (1992). Correction models for skin displacement in equine kinematic gait analysis. *Journal of Equine Veterinary Science* 12(3), 178-192. DOI: 10.1016/S0737-0806(06)81478-4
- Van Weeren, P.R., McGowan, C. & Haussler, K.K. (2010). Development of a structural and functional understanding of the equine back. *Equine Veterinary Journal* 42(38), 393-400.
DOI: 10.1111/j.2042-3306.2010.00207.x
- Von Bismarck, J. (2019). *Zusammenhänge im Pferd*. Verlag von Bismarck. ISBN-13: 978-3982041414

- Walker, V.A., Tranquille, C.A., Harris, P., Roberts, C., McEwen, J. & Murray, R.C. (2018). Back kinematics at take-off in elite showjumping horses over an upright parallel-spread fence forming a part of a three-fence combination. *Comparative Exercise Physiology* 14(3), 161-171. DOI: 10.3920/cep180005
- Walker, V.A., Dyson, S.J., Tranquille, C.A., Tacey, J.B. & Murray, R.C. (2019). Limb and thoracolumbosacral kinematics over an upright and parallel-spread fence. *Comparative Exercise Physiology* 15(1), 55-67. DOI: 10.3920/cep180040
- Wang, Z., Li, J., Wang, J., Zhao, H.Y., Qui, S., Yang, N. & Shi, X. (2018). Inertial sensor-based analysis of equestrian sports between beginner and professional riders under different horse gaits. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 67(1), 2692-2704. DOI: 10.1109/tim.2018.2826198
- Wank, V. & Keppler, V. (2018). Entwicklung eines IMU-basierten Sensorsystems zur Erfassung von hochauflösenden Lage- und Beschleunigungsdaten von Sportgeräten. In Fichter, I. (Hrsg.). *Technologien im Leistungssport 3: Tagungsband zur 19. Frühjahrsschule am 14./15. Mai 2018 in Leipzig* (S. 149-156). Aachen: Meyer & Meyer Verlag. ISBN: 9783840376283
- Warner, S.M., Koch, T.O. & Pfau, T. (2010). Inertial sensors for assessment of back movement in horses during locomotion over ground. *Equine Veterinary Journal Supplements* 38, 417-424. DOI: 10.1111/j.2042-3306.2010.00200.x
- Warschun, F., Merker, S., Fichtner, I. & Ueberschär O. (2018). *Entwicklung 9-D-Messdikus für die Trainings- und Leistungsdiagnostik*. In Fichter, I. (Hrsg.). *Technologien im Leistungssport 3: Tagungsband zur 19. Frühjahrsschule am 14./15. Mai 2018 in Leipzig* (S. 157-159). Aachen: Meyer & Meyer Verlag. ISBN: 9783840376283
- Warschun, F., Fercher, C, Schleichardt, A. & Ueberschär, O. (2019). Reliabilität von XSens Mtw Awinda Motion Trackern im Springreiten. In Arampatzis, A., Braun, S., Schmitt, K. & Wolfarth, B. (Hrsg.). *Sport im öffentlichen Raum. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft Band 282. 24. Dvs-Hochschultag Berlin 18.-20. September 2019. Abstracts* (S. 54). Hamburg: Wertdruck. ISBN: 9783880206793
- Weishaupt, M.A., Wiestner, T., Hogg, H.P., Jordan, P., Auer, J.A. & Barrey E. (2001). Assessment of gait irregularities in the horse: eye vs. gait analysis. *Equine Veterinary Journal Supplements* 33, 135-140. DOI: 10.1111/j.2042-3306.2001.tb05376.x

Wieland, M., Schebsdat, C. & Rentsch, J. (2018). *Bewegungsapparat Pferd. Praxisbezogene Anatomie und Biomechanik* (2. Aufl.). Stuttgart: Thieme Verlag. ISBN13: 978-3132417250

Zang, J.-T., Novak, A.C., Brouwer, B. & Li, Q. (2013). Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological Measurement* 34(8), 63-69. DOI: 10.1088/0967-3334/34/8/N63

Zaremski, M. (2017). *Validierung eines sensorbasierten Sattelgurtes zur Analyse von Sprungbewegungen bei Pferden*. (Bachelor Thesis, Justus-Liebig-Universität Gießen)

13 Publikationsliste

- Fercher, C. (2016). The Biomechanics of Movement of Horses Engaged in Jumping Over Different Obstacles in Competition and Training. *Journal of Equine Veterinary Science* 49, 69-80.
DOI: 10.1016/j.jevs.2016.10.002
- Fercher, C., Joch, M., Müller, H., Reiser, M., Zaremski, M. & Maurer, H. (2016, 16.-18. August). *Validation of an inertial measurement system to analyze jumping movements of experienced elite show jumping horses using a three-dimensional motion capture system* [Postersession]. 8th International Conference on Canine and Equine Locomotion, London, United Kingdom.
DOI: 10.13140/RG.2.2.29850.85441
- Fercher, C. (2017). Erfassung leistungsrelevanter Parameter mit Inertialsensoren zur Darstellung der Springbewegung von Sportpferden. *Pferdeheilkunde* 33(4), 377-385.
DOI: 10.21836/PEM20170408
- Warschun, F., Fercher, C., Schleichardt, A. & Ueberschär, O. (2019). Reliabilität von Xsens MTw Awinda Motion Trackern im Springreiten. In: Arampatzis, A., Braun, S., Schmitt, K. & Wolfahrt, B. (Hrsg.): *Sport im öffentlichen Raum. 24. dvs-Hochschultag Berlin 18.-20. September 2019 Abstracts*. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. Vol. 282. Hamburg: Feldhaus: 54. ISBN: 3880206791
- Pavel, J., Fercher, C. & Herold, F. (2020). Der Einsatz maschinellen Lernens zur inertialen Bewegungsanalyse am Pferderumpf für das digitale Trainingsmonitoring im Leistungssport. In: Becker, M. (Hrsg.) *SKILL 2020 – Studierendenkonferenz Informatik*. Bonn: Gesellschaft für Informatik e.V. (S. 149-154). ISBN: 978-3-88579-750-0
- Kirsch, K., Fercher, C., Horstmann, S., von Reitzenstein, C., Augustijn, J. & Lagershausen, H. (2022). Monitoring performance in show jumping horses: Validity and clinical utility of non-specific and discipline-specific field exercise tests. *Frontiers in Physiology* 14(12), 818381.
DOI: 10.3389/FPHYS.2021.818381
- Fercher, C., Joch, M., Müller, H., Reiser, M. & Maurer, H. (2022, 26. Juni - 1. Juli). *Motion Analysis to describe trunk and neck movement of elite show jumping horses in training* [Postersession]. 11th International Conference on Equine Exercise Physiology, Uppsala, Sweden.
DOI: 10.13140/RG.2.2.15854.48966/1

14 Eid

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Ich stimme einer evtl. Überprüfung meiner Dissertation durch eine Antiplagiat-Software zu. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.

Warendorf, den 30.06.2023

Christina Fercher

15 Anhang

Tabelle 28: Übersicht der leistungsrelevante Parameter des MoCap Verfahrens

Parameter	Beschreibung	Einheit
<i>Räumliche und zeitliche Anordnung der Bodenkontakte ab Seite 64</i>		
$d_{A1\ VH1}$	Horizontale Distanz des ersten Vorderbeines im A1	cm
$d_{A1\ VH2}$	Horizontale Distanz des zweiten Vorderbeines im A1	cm
$d_{TO\ HH1}$	Horizontale Distanz des ersten Hinterbeines im Absprung	cm
$d_{TO\ HH2}$	Horizontale Distanz des zweiten Hinterbeines im Absprung	cm
$d_{LA\ VH1}$	Horizontale Distanz des ersten Vorderbeines in der Landung	cm
$d_{LA\ VH2}$	Horizontale Distanz des zweiten Vorderbeines in der Landung	cm
$d_{A1\ Länge}$	Horizontale Distanz zwischen den beiden Vorderbeinen im A1	cm
$d_{TO\ Länge}$	Horizontale Distanz zwischen den beiden Hinterbeinen im Absprung	cm
$d_{LA\ Länge}$	Horizontale Distanz zwischen den beiden Vorderbeinen in der Landung	cm
$d_{A1\ Breite}$	Seitliche Distanz zwischen den beiden Vorderbeinen im A1	cm
$d_{TO\ Breite}$	Seitliche Distanz zwischen den beiden Hinterbeinen im Absprung	cm
$d_{LA\ Breite}$	Seitliche Distanz zwischen den beiden Vorderbeinen in der Landung	cm
$A_{TO\ HH}$	Fläche im Absprung, aus Schrittlänge und -breite berechnet	cm ²
$A_{LA\ VH}$	Fläche in der Landung, aus Schrittlänge und -breite berechnet	cm ²
$d_{MP\ TO}$	Horizontale Distanz des Flächenmittelpunktes zum Hindernis im Absprung	cm
$d_{MP\ LA}$	Horizontale Distanz des Flächenmittelpunktes zum Hindernis in der Landung	cm
d_{jump}	Sprungweite, Distanz zwischen den Flächenmittelpunkten	cm
$\beta_{Richtung}$	Abweichung der Sprungrichtung zur Horizontalen	°
t_{TO}	Dauer des Absprungsphase	ms
t_{AIR}	Dauer der Flugphase	ms
t_{LA}	Dauer der Landephase, berechnet aus $t_{LA\ VH2}$ und $t_{Diff\ LA}$	ms
t_{jump}	Dauer des Galoppsprungs über das Hindernis, berechnet aus t_{TO} , t_{AIR} und t_{LA}	ms
$t_{A1\ VH1}$	Bodenkontaktzeit erstes Vorderbein im A1	ms
$t_{A1\ VH2}$	Bodenkontaktzeit zweites Vorderbein im A1	ms
$t_{TO\ HH1}$	Bodenkontaktzeit erstes Hinterbein im Absprung	ms
$t_{TO\ HH2}$	Bodenkontaktzeit zweites Hinterbein im Absprung	ms
$t_{LA\ VH1}$	Bodenkontaktzeit erstes Vorderbein in der Landung	ms
$t_{LA\ VH2}$	Bodenkontaktzeit zweites Vorderbein in der Landung	ms
$t_{Diff\ A1}$	Zeitdifferenz zwischen den Bodenkontakten der Vorderbeine im A1	ms
$t_{Diff\ TO}$	Zeitdifferenz zwischen den Bodenkontakten der Hinterbeine im Absprung	ms
$t_{Diff\ LA}$	Zeitdifferenz zwischen den Bodenkontakten der Vorderbeine in der Landung	ms
$t_{MP\ TO}$	Überlappung der Bodenkontakte im Absprung	ms
$t_{MP\ LA}$	Überlappung der Bodenkontakte in der Landung	ms
<i>Körperschwerpunkt des Pferdes ab Seite 76</i>		
$h_{KSP\ min}$	Minimale KSP-Höhe vor dem Absprung (KSP-Absenkung)	cm
$d_{KSP\ min}$	Abstand der minimalsten KSP-Höhe vor dem Absprung (KSP-Absenkung)	cm
$h_{KSP\ max}$	Maximale KSP-Höhe als Flughöhe des KSP	cm
$d_{KSP\ max}$	Maximale KSP-Distanz als Flugweite des KSP	cm
$h_{KSP\ max\ \downarrow}$	Horizontaler Abstand der maximalen KSP-Höhe zum Hindernis	cm
$h_{KSP\ max\ \leftrightarrow}$	Vertikaler Abstand der maximalen KSP-Höhe zum Hindernis	cm
H_{KSP}	KSP-Höhe senkrecht über dem Sprung	cm
$h_{KSP\ \downarrow}$	Horizontaler Abstand des KSP senkrecht zum Hindernis	cm
$h_{KSP\ TO1}$	KSP-Höhe in der Stemmposition	cm

$d_{KSP TO1}$	KSP-Distanz zum Hindernis in der Stemmposition	cm
$h_{KSP TO2}$	KSP-Höhe in der Absprungposition	cm
$d_{KSP TO2}$	KSP-Distanz zum Hindernis in der Absprungposition	cm
$h_{KSP LA}$	KSP-Höhe in der Landeposition	cm
$d_{KSP LA}$	KSP-Distanz zum Hindernis in der Landeposition	cm
$V_Y TO1$	Horizontale Absprunggeschwindigkeit im Touchdown	m/s
$V_Z TO1$	Vertikale Absprunggeschwindigkeit im Touchdown	m/s
$V_Y TO2$	Horizontale Absprunggeschwindigkeit im Absprung	m/s
$V_Z TO2$	Vertikale Absprunggeschwindigkeit im Absprung	m/s
$V_Y LA$	Horizontale Landegeschwindigkeit	m/s
$V_Z LA$	Vertikale Landegeschwindigkeit	m/s
β_{TO1}	Wirkungswinkel zwischen der resultierenden Geschwindigkeit und der Y-Achse	°
β_{TO2}	Absprungwinkel zwischen der resultierenden Geschwindigkeit und der Y-Achse	°
β_{LA}	Landewinkel zwischen der resultierenden Geschwindigkeit und der Y-Achse	°
<i>Rumpf- und Halsbewegung des Pferdes (Bascule) ab Seite 84</i>		
$L_{R-l\ddot{a}nge\ max}$	Maximale Rumpflänge im Sprungverlauf	cm
$L_{R-l\ddot{a}nge\ TO1}$	Rumpflänge in der Stemmposition	cm
$L_{R-l\ddot{a}nge\ TO2}$	Rumpflänge in der Absprungposition	cm
$L_{R-l\ddot{a}nge\ LA}$	Rumpflänge in der Landeposition	cm
$L_{R-h\ddot{o}he\ max}$	Maximale Rumpfhöhe im Sprungverlauf	cm
$L_{R-h\ddot{o}he\ TO1}$	Rumpfhöhe in der Stemmposition	cm
$L_{R-h\ddot{o}he\ TO2}$	Rumpfhöhe in der Absprungposition	cm
$L_{R-h\ddot{o}he\ LA}$	Rumpfhöhe in der Landeposition	cm
$L_{Hals\ min}$	Minimale Halslänge im Sprungverlauf	cm
$L_{Hals\ max}$	Maximale Halslänge im Sprungverlauf	cm
$L_{Hals\ TO1}$	Halslänge in der Stemmposition	cm
$L_{Hals\ TO2}$	Halslänge in der Absprungposition	cm
$L_{Hals\ LA}$	Halslänge in der Landeposition	cm
$\beta_{Hals\ min}$	Kleinster Halswinkel im Sprungverlauf	°
$\beta_{Hals\ max}$	Maximaler Halswinkel im Sprungverlauf	°
$\beta_{Hals\ TO1}$	Halswinkel in der Stemmposition	°
$\beta_{Hals\ TO2}$	Halswinkel in der Absprungposition	°
$\beta_{Hals\ LA}$	Halswinkel in der Landeposition	°
<i>Segmentwinkel der Pferdebeine (Beintechnik) ab Seite 94</i>		
$\beta_{Buggelenk\ L\ min}$	Kleinster Winkel im Buggelenk links in der Flugphase	°
$\beta_{Buggelenk\ R\ min}$	Kleinster Winkel im Buggelenk rechts in der Flugphase	°
$\beta_{Ellenbogen\ L\ min}$	Kleinster Winkel im Ellbogengelenk links in der Flugphase	°
$\beta_{Ellenbogen\ R\ min}$	Kleinster Winkel im Ellbogengelenk rechts in der Flugphase	°
$\beta_{Vorderfußwurzel\ L\ min}$	Kleinster Winkel im Vorderfußwurzelgelenk links in der Flugphase	°
$\beta_{Vorderfußwurzel\ R\ min}$	Kleinster Winkel im Vorderfußwurzelgelenk rechts in der Flugphase	°
$\beta_{Fesselgelenk\ VL\ min}$	Kleinster Winkel im Fesselgelenk vorne links in der Flugphase	°
$\beta_{Fesselgelenk\ VR\ min}$	Kleinster Winkel im Fesselgelenk vorne rechts in der Flugphase	°
$\beta_{Knie\ L\ min}$	Kleinster Winkel im Kniegelenk links in der Flugphase	°
$\beta_{Knie\ R\ min}$	Kleinster Winkel im Kniegelenk rechts in der Flugphase	°
$\beta_{Sprunggelenk\ L\ min}$	Kleinster Winkel im Sprunggelenk links in der Flugphase	°
$\beta_{Sprunggelenk\ R\ min}$	Kleinster Winkel im Sprunggelenk rechts in der Flugphase	°
$\beta_{Fesselgelenk\ HL\ min}$	Kleinster Winkel im Fesselgelenk hinten links in der Flugphase	°
$\beta_{Fesselgelenk\ HR\ min}$	Kleinster Winkel im Fesselgelenk hinten rechts in der Flugphase	°

Tabelle 29: Übersicht der leistungsrelevante Parameter des inertialen Messsattelgurts

Parameter	Beschreibung	Einheit
<i>Maximale Beschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeiten (Events) ab Seite 133</i>		
a DV VH max	Maximale Beschleunigung nach posterior im A1	m/s ²
a CC VH max1	Erste maximale Beschleunigung nach cranial im A1	m/s ²
a CC VH min	Maximale Beschleunigung nach caudal im A1	m/s ²
a CC VH max2	Zweite maximale Beschleunigung nach cranial im A1	m/s ²
a DV HH max	Maximale Beschleunigung nach posterior im TO	m/s ²
a CC HH min	Maximale Beschleunigung nach caudal im TO	m/s ²
a CC HH max	Maximale Beschleunigung nach cranial im TO	m/s ²
a DV LA max	Maximale Beschleunigung nach posterior in der LA	m/s ²
a CC LA max1	Erste maximale Beschleunigung nach cranial in der LA	m/s ²
a CC LA min1	Erste maximale Beschleunigung nach caudal in der LA	m/s ²
a CC LA max2	Zweite maximale Beschleunigung nach cranial in der LA	m/s ²
a CC LA min1	Zweite maximale Beschleunigung nach caudal in der LA	m/s ²
a DV VH/ HH	Verhältnis der Maximalwerte der VH zur HH nach posterior im Absprung	
a CC VH1/ HH	Verhältnis des ersten Maximalwerts der VH zur HH nach cranial im Absprung	
a CC VH2/ HH	Verhältnis des zweiten Maximalwerts der VH zur HH nach cranial im Abspr.	
ω TO max	Maximale Winkelgeschwindigkeit nach posterior im TO	°/s
ω AIR min	Maximale Winkelgeschwindigkeit nach anterior in der AIR	°/s
ω LA min	Maximale Winkelgeschwindigkeit nach anterior in der LA	°/s
ω MO1 max	Maximale Winkelgeschwindigkeit nach posterior im MO1	°/s
<i>Dauer der einzelnen Bewegungsphasen ab Seite 137</i>		
t A1	Phasendauer des letzten vollständigen Galoppsprungs vor dem TO	s
t TO	Phasendauer des Absprungs	s
t AIR	Phasendauer des Fluges	s
t LA	Phasendauer der Landung	s
t MO1	Phasendauer des ersten vollständigen Galoppsprungs nach der LA	s
t jump	Phasendauer des Sprungs, bestehend aus der Summe von t TO, t AIR & t LA	s
<i>Zeitpunkte der inertialen Events ab Seite 139</i>		
Ta DV VH max	Zeitpunkt der maximalen Beschleunigung nach posterior im A1	s
Ta CC VH max1	Zeitpunkt der ersten maximalen Beschleunigung nach cranial im A1	s
Ta CC VH min	Zeitpunkt der maximalen Beschleunigung nach caudal im A1	s
Ta CC VH max2	Zeitpunkt der zweiten maximalen Beschleunigung nach cranial im A1	s
Ta DV HH max	Zeitpunkt der maximalen Beschleunigung nach posterior im TO	s
Ta CC HH min	Zeitpunkt der maximalen Beschleunigung nach caudal im TO	s
Ta CC HH max	Zeitpunkt der maximalen Beschleunigung nach cranial im TO	s
Ta DV LA max	Zeitpunkt der maximalen Beschleunigung nach posterior in der LA	s
Ta CC LA max1	Zeitpunkt der ersten maximalen Beschleunigung nach cranial in der LA	s
Ta CC LA min1	Zeitpunkt der ersten maximalen Beschleunigung nach caudal in der LA	s
Ta CC LA max2	Zeitpunkt der zweiten maximalen Beschleunigung nach cranial in der LA	s
Ta CC LA min2	Zweite maximale Beschleunigung nach caudal in der LA	s
Tω TO max	Zeitpunkt der maximalen Winkelgeschwindigkeit nach posterior im TO	s
Tω AIR min	Zeitpunkt der maximalen Winkelgeschwindigkeit nach anterior in der AIR	s
Tω LA min	Zeitpunkt der maximalen Winkelgeschwindigkeit nach anterior in der LA	s
Tω LA max	Zeitpunkt der maximalen Winkelgeschwindigkeit nach posterior im MO1	s
<i>Berechnete Geschwindigkeits- und Winkelveränderungen ab Seite 142</i>		
Δv DV A1	Relative Geschwindigkeitsveränderung entlang der KLA im A1	m/s
Δv CC A1	Relative Geschwindigkeitsveränderung entlang der KTA im A1	m/s
Δv A1	Relative Geschwindigkeitsveränderung in der Bewegungsrichtung im A1	m/s
Δv DV TO	Relative Geschwindigkeitsveränderung entlang der KLA im TO	m/s
Δv CC TO	Relative Geschwindigkeitsveränderung entlang der KTA im TO	m/s
Δv TO	Relative Geschwindigkeitsveränderung in der Bewegungsrichtung im TO	m/s

$\Delta v_{DV AIR}$	Relative Geschwindigkeitsveränderung entlang der KLA im Flug	m/s
$\Delta v_{CC AIR}$	Relative Geschwindigkeitsveränderung entlang der KTA im Flug	m/s
Δv_{AIR}	Relative Geschwindigkeitsveränderung in der Bewegungsrichtung im Flug	m/s
$\Delta v_{DV LA}$	Relative Geschwindigkeitsveränderung entlang der KLA in der LA	m/s
$\Delta v_{CC LA}$	Relative Geschwindigkeitsveränderung entlang der KTA in der LA	m/s
Δv_{LA}	Relative Geschwindigkeitsveränderung in der Bewegungsrichtung in der LA	m/s
$\Delta v_{DV MO1}$	Relative Geschwindigkeitsveränderung entlang der KLA im MO1	m/s
$\Delta v_{CC MO1}$	Relative Geschwindigkeitsveränderung entlang der KTA im MO1	m/s
Δv_{MO1}	Relative Geschwindigkeitsveränderung in der Bewegungsrichtung im MO1	m/s
$\Delta \beta_{A1}$	Relative Winkelveränderung um die KBA im A1	°
$\Delta \beta_{TO}$	Relative Winkelveränderung um die KBA im TO	°
$\Delta \beta_{AIR}$	Relative Winkelveränderung um die KBA im Flug	°
$\Delta \beta_{LA}$	Relative Winkelveränderung um die KBA im LA	°
<i>Berechnete Sprunghöhe und –weite ab Seite 146</i>		
h_{jump}	Berechnete Sprunghöhe aus den integrierten Inertialdaten	cm
d_{jump}	Berechnete Sprungweite aus den integrierten Inertialdaten	cm