

**Untersuchungen zu den biomechanischen Eigenschaften
einer modifizierten knotenlosen Zehnernaht mit Stratafix-Faden
im Vergleich zum herkömmlichen PDS-Faden
am Tiermodell**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von
Martin Robert Heinrich
aus Osterhofen

Gießen 2017

Aus der Klinik und Poliklinik für
Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie - Operative Notaufnahme,

Direktor: Prof. Dr. Dr. Christian Heiß, des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. Gabor Szalay

Gutachter: Prof. Dr. Winfried Padberg

Tag der Disputation: 20.08.2018

Erklärung zur Dissertation

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. 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 sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.

Ort, Datum

Unterschrift

Inhaltsverzeichnis

1	<u>Einleitung</u>	1
2	<u>Theoretische Grundlagen</u>	3
2.1	Grundlagen zur Anatomie der Sehnen	3
2.2	Makroskopische Anatomie der Beugesehnen	4
2.2.1	Extrinsische Beugemuskulatur	4
2.2.1.1	Muskulus flexor digitorum superficialis (FDS)	5
2.2.1.2	Muskulus flexor digitorum profundus (FDP)	7
2.2.1.3	Muskulus flexor pollicis longus (FPL)	8
2.2.1.4	Muskulus flexor carpi radialis	8
2.2.2	Canalis carpi.....	9
2.2.3	Intrinsische Muskulatur	10
2.2.4	Sehnenscheiden	12
2.2.5	Kreuzbänder und Ringbänder.....	14
2.2.6	Zoneneinteilung der Hand	16
2.3	Mikroskopische Anatomie der Sehne	19
2.3.1	Aufbau der Sehne	19
2.3.2	Sehnenscheiden	20
2.3.3	Bursa synoviales	21
2.3.4	Synovia	22
2.3.5	Ernährung und Blutversorgung der Sehnen	22
2.4	Sehnenheilung	23
2.4.1	Intrinsische Sehnenheilung	24
2.4.2	Extrinsische Sehnenheilung.....	24
2.4.3	Phasen der Sehnenheilung	24
2.5	Chirurgischer Anspruch an die Beugesehnennaht	25
2.6	Bedeutung der frühen Mobilisation für die Sehnenheilung	26
2.7	Entwicklung der Sehnennaht	28
2.8	Geschichte des Nahtmaterials	31

3	<u>Material und Methoden</u>	33
3.1	Material	33
3.1.1	Kriterien zur Auswahl der Tiermodellsehnen	33
3.1.2	Nahtmaterial	34
3.1.2.1	PDS Plus	34
3.1.2.2	STRATAFIX Spiral PDO bidirektional	35
3.1.3	Versuchsaufbau der biomechanischen Testung	36
3.1.4	Definition der zu messenden Parameter	39
3.2	Methode	41
3.2.1	Präparation und Behandlung der porcinen Sehnen	41
3.2.2	Die Adaption der Sehnenstümpfe	42
3.2.3	Beschreibung der verwendeten Nahttechniken	43
3.2.3.1	Die Zechernaht	43
3.2.3.2	Durchführung der Zechernaht	43
3.2.3.3	Durchführung der modifizierten Zechernaht	44
3.2.4	Transport und der Aufbewahrung der Sehnen	51
3.2.5	Durchführung der Zugversuche	51
3.2.6	Statistische Auswertung	54
3.2.6.1	Inferenzstatistik	55
4	<u>Ergebnisse</u>	56
4.1	Ergebnisse der Maximallastversuche	56
4.1.1	Maximalkraft (N)	58
4.1.2	Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen	61
4.1.3	Versagensmechanismus	63
4.2	Die Ergebnisse der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung	66
4.2.1	Zechernaht mit PDS	66
4.2.2	Zechernaht mit Stratafix	68
4.2.3	Naht mit Stratafix-Faden ohne Knoten	69
4.2.4	Zusammenfassende Darstellung der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung	71
4.2.4.1	Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung	71
4.2.4.2	Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung	73
4.2.4.3	Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung	74
4.2.4.4	Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung	75

5	<u>Diskussion</u>	77
5.1	Epidemiologie und Bedeutung der Beugesehnenverletzung	77
5.2	Anforderungen an die Beugesehennaht	78
5.3	Nahtmaterial	79
5.3.1	PDS - Polydioxanon	79
5.3.2	Barbed Sutures – Fäden mit Widerhaken	80
5.3.3	Durchmesser des Nahtmaterials	81
5.3.4	Nadeltyp	82
5.4	Nahttechnik	82
5.4.1	Kernnaht	82
5.4.2	Zirkumferente Adaptationsnaht	83
5.4.3	Knoten	84
5.5	Sehnenheilung	85
5.6	Nahtversagen	86
5.7	Stabilität	88
6	<u>Zusammenfassung</u>	92
7	<u>Literaturverzeichnis</u>	94
8	<u>Anhang</u>	102
8.1	Abkürzungsverzeichnis	102
8.2	Abbildungsverzeichnis	103
8.3	Tabellenverzeichnis	105
9	<u>Danksagung</u>	106
10	<u>Tabellarischer Lebenslauf</u>	107

1 Einleitung

Die Sehnenverletzung zählt zu den häufigen traumatologischen Verletzungen des Menschen. So wiesen Angermann et Lohmann bei über 50.000 untersuchten Patienten nach, dass 29 % aller Hand- und Handgelenksverletzungen eine Sehnenverletzung mit beinhalteten. Über 80 % dieser Sehnenverletzungen erleiden die Patienten im privaten Umfeld der Hausarbeit und der Freizeit. Lediglich bei 6 % der Patienten findet sich die Schädigung im Bereich des Handgelenkes oder der Mittelhand, alle übrigen Fälle befinden sich im Bereich der Langfinger einschließlich des Daumens [Angermann und Lohmann 1993].

Verletzungen der Sehnen sind aufgrund der Häufigkeit, der langen Rekonvaleszenz und des bis dato immer noch unsicheren funktionellen Endergebnisses mit potentiell persistierenden Einschränkungen volkswirtschaftlich bedeutend. Für den einzelnen Betroffenen kann eine Sehnenverletzung katastrophale Auswirkungen auf das gesamte Leben haben. Eine Schnittverletzung am Finger mit Durchtrennung einer oder beider Beugesehnen kann auch junge, gesunde Menschen monatelang arbeitsunfähig oder sogar dauerhaft invalide machen.

Eine Beugesehnenverletzung am Finger (Zone II) verursachte im Schnitt eine 73-tägige Arbeitsunfähigkeit, der volkswirtschaftliche Schaden betrug durchschnittlich etwa 15.000–16.000 Euro, wobei das funktionelle Ergebnis durchschnittlich eine Beweglichkeit im Bereich von nur 80–90 % des normalen Bewegungsausmaßes zeigte. Bei Komplikationen (Ruptur, Adhäsion) mit einer Häufigkeit von etwa 10–20 % betrug die Arbeitsunfähigkeit bis zu 430 Tage und die volkswirtschaftlichen Kosten 73.000 Euro [Towfigh et al. 2011].

Patienten mit Verletzung oder Durchtrennung der Beugesehnen der Hand erleiden häufig einen komplizierenden Heilungsverlauf, eine Restitutio ad Integrum benötigt dennoch und auch gerade deswegen eine operative Versorgung mit Adaption der durchtrennten Sehnenstümpfe.

Die ideale Sehnennaht benötigt somit eine kräftige Naht, welche die frühfunktionelle Mobilisation mit möglichst geringem Ruptur-Risiko ermöglicht. Gleichzeitig erfordert die Sehnenheilung eine minimale Spaltbildung, die Verhinderung von Adhäsion, Reibung und lokaler Ischämie.

Langer stellte 2015 in seiner Übersichtsarbeit fest, dass die optimale Sehnennahttechnik noch nicht gefunden wurde und in der zukünftigen Entwicklung neuer Nahttechniken viele kleine Variationen bei der Sehnennaht eine wichtige Rolle spielen [Langer et al. 2015].

In der vorliegenden Dissertationsschrift wurden die biomechanischen Eigenschaften einer neu entwickelten primären Beugeschnennaht mit dem Stratafix-Faden im Vergleich zur konventionellen Zehnernaht am Tiermodell untersucht.

Die Fragestellung wurde interdisziplinär bearbeitet, um die Qualität der Untersuchungen zu optimieren. So wurden die Zugversuche am Institut für Werkstofftechnik der Universität Siegen durchgeführt. Die versierte statistische Auswertung erfolgte unter Hilfestellung in Planung und Auswertung der Daten durch die Arbeitsgruppe medizinische Statistik am Institut für medizinische Informatik der Universität Gießen.

Das Ziel des Experiments bestand in der vergleichenden Untersuchung zwischen der neu entwickelten Beugeschnennaht mit Stratafix-Faden ohne Knoten, der Zehnernaht mit Stratafix-Faden und einer konventionellen Zehnernaht unter Verwendung des hierfür gebräuchlichen Nahtmaterials. Geprüft wurden die Kräfte bei definierter Spaltbildung, die Kräfte bei Nahtversagen, die Spaltbildung bei Nahtversagen, sowie der Versagensmechanismus der Nähte an sich. Bewertet werden soll die Stabilität der neu entwickelten primären Beugeschnennaht ohne Knoten unter Verwendung des Stratafix-Faden.

Zur Bewertung und Übertragung der Versuchsergebnisse auf den Menschen war die morphologische Übereinstimmung humaner und porciner Sehnen zu diskutieren.

Für die Versuche wurden die Sehnen des M. extensor digitorum III von 48 Pfoten frisch geschlachteter Schweine freipräpariert. In Situ erfolgte mittig die quere, scharfe Durchtrennung der Sehnen und in den unterschiedlichen Nahttechniken die Adaptation. Im Anschluss erfolgte die Bestimmung der Maximallast und der unterschiedlichen Spaltbildungen im Zugversuch.

2 Theoretische Grundlagen

Für das Verständnis von Beugesehnenverletzungen der Hand und deren klinische Beurteilung, Versorgung und Weiterbehandlung ist eine genaue Kenntnis über den Verlauf und die Funktion des am Greifen beteiligten Muskel-Sehnenapparates sowie der relevanten, anatomischen Strukturen notwendig. Eine Erläuterung der bedeutenden anatomischen Strukturen erfolgt im nächsten Abschnitt.

2.1 Grundlagen zur Anatomie der Sehnen

Sehnen sind strangartige Fortsetzungen des Muskels über die Muskelfasern hinaus und verankern so den Muskel unter Vermittlung des Periosts im Knochen. Man differenziert hierbei zwischen der Ursprungssehne (Origo) und der Ansatzsehne (Insertio), über die der Muskelzug auf das Skelett übertragen wird. Weiterhin unterscheidet man nach der Zugrichtung einer Sehne in Bezug zur Zugrichtung des zugehörigen Muskels: Bei Zugsehnen stimmt die Wirkungsrichtung mit der Hauptlinie des entsprechenden Muskels überein, bei der Gleitsehne weicht die Zugrichtung der Sehne von der des Muskels ab. In der Regel erfolgt die Ablenkung der Sehnenverlaufsrichtung durch ein Retinaculum (Halteband) oder durch ein Skelettelement. Dieses Widerlager, um welches eine Sehne geleitet wird, bezeichnet man als Hypomochlion [Schiebler und Korf 2007; Zilles et al. 2010].

Die Sehnen besitzen eine beachtliche Zugfestigkeit von 50–100 N/mm² und haben somit etwa ein Drittel der Zugfestigkeit von Baustahl (235 N/mm²) und sind ungefähr dreimal fester als Polyethylen (24 N/mm²). Hierbei wechseln Länge und Kaliber der Sehnen stark. Die Kraft, Dicke und Form des Muskels und seiner Sehne sind so aufeinander abgestimmt, dass der Muskel auch bei ruckartiger Kontraktion der Sehne nicht zerreißen kann [Towfigh et al. 2011].

Sehnen sind im Querschnitt rundlich, flachoval oder flächenförmig, wobei flächenförmig ausgebreitete Sehnen als Aponeurosen bezeichnet werden.

Faszien, Schleimbeutel und Sehnenscheiden ermöglichen Sehnen eine ungehinderte, widerstandsarme Verschieblichkeit gegenüber der Umgebung und gewähren der Umgebung mechanischen Schutz vor allzu intensiven Bewegungen [Schiebler und Korf 2007; Zilles und Tillmann 2010].

Die vorliegenden Untersuchungen spezialisieren sich auf die Verletzung der Beugesehnen, so dass im Folgenden nur auf die Anatomie der Flexoren der Hand und Finger eingegangen wird.

2.2 Makroskopische Anatomie der Beugesehnen

Grundsätzlich besteht eine Unterteilung in eine am Unterarm gelegene, extrinsische und innerhalb der Hand gelegene intrinsische Beugemuskulatur.

2.2.1 Extrinsische Beugemuskulatur

Die extrinsische, ventrale Beugemuskulatur des Unterarms (vgl. Abb. 1) wird in eine oberflächliche und eine tiefe Schicht unterteilt.

Die oberflächliche Schicht besteht aus den Muskeln:

- M. flexor carpi radialis
- M. palmaris longus (in 20 % der Fälle nicht angelegt)
- M. flexor carpi ulnaris
- M. flexor digitorum superficialis

Die tiefe Schicht bilden:

- M. flexor digitorum profundus
- M. flexor pollicis longus

Die Sehnen für die Beugung der Finger entspringen den Mm. flexor digitorum superficialis et profundus [Benninghoff und Drenckhahn 2008].

Eine bildliche Darstellung der extrinsischen Muskulatur des beugeseitigen Unterarmes findet sich in Abbildung 1 auf der folgenden Seite wieder.

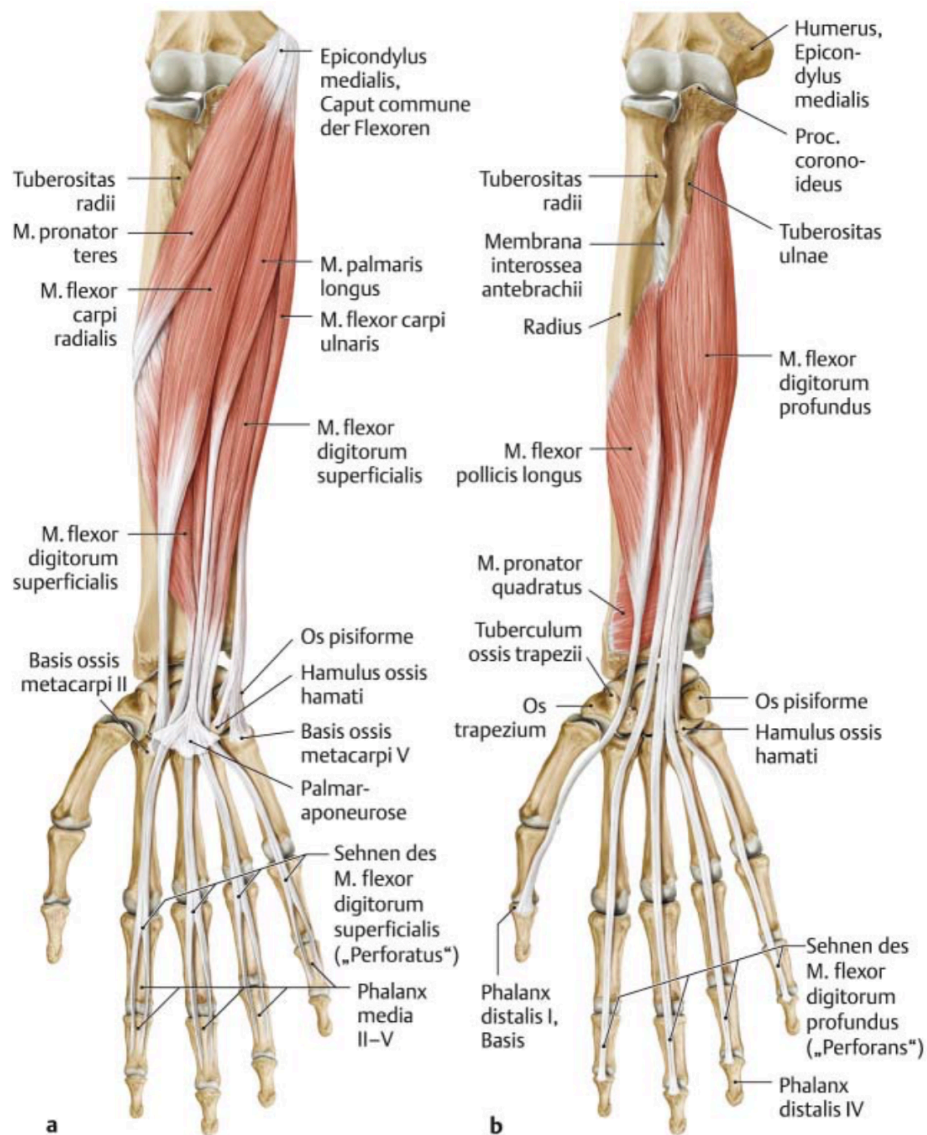


Abbildung 1: Es finden sich am rechten Unterarm von ventral die oberflächlichen Flexoren (a) mit ihren im nachfolgenden Verlauf genannten Ursprüngen am distal-ulnaren Oberarm und proximalen Unterarm sowie die tiefen Flexoren (b) mit den Ursprüngen nur am Unterarm; die oberflächlichen Flexoren inserieren an den Mittelgliedern der Langfinger, während die tiefen Flexoren an den Endgliedern der Langfinger inserieren; aus Aumüller, Gerhard; Aust, Gabriela; Doll, Andreas: Anatomie. 2. Aufl.. Stuttgart: Thieme, 2010

2.2.1.1 Muskel flexor digitorum superficialis (FDS)

Der Muskel flexor digitorum superficialis ist ein zweiköpfiger Muskel und teilt sich in vier Ansatzsehnen auf. Das Caput humero-ulnare entspringt nahe der Articulatio humeroulnaris am Epicondylus medialis und dem Processus coronoideus ulnae.

Das Caput radiale hat einen länglichen Ursprung an der ventralen Fläche des Radius zwischen proximalem und mittlerem Drittel. Zwischen den Köpfen spannt sich ein Sehnenbogen, an dem sowohl der N. medianus wie die A. ulnaris von proximal kommend in die Tiefe abtauchen. Die Ansatzsehnen des FDS ziehen durch den Karpalkanal und inserieren palmar an den Mittelphalangen der Finger 2-5. Im Karpalkanal verlaufen die Sehnen in zwei Etagen, wobei die oberflächlichen Sehnen zu Mittel- und Ringfinger ziehen, in der Tiefe liegen die Sehnen für Zeige- und Kleinfinger. Auf Höhe des jeweiligen Grundgliedes der Langfinger teilen sich die Ansätze jeweils in den Hiatus tendineus, um den Sehnen des M. flexor digitorum profundus zum Durchtritt nach distal Platz zu bieten (vgl. Abb. 2).

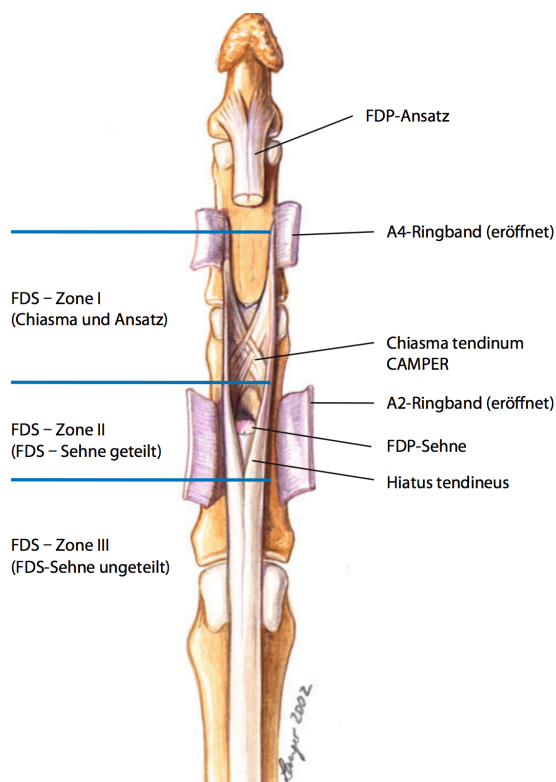


Abbildung 2: Ansicht der tendinösen Strukturen eines Langfingers von ventral mit Ansatz der sich teilenden oberflächlichen Beugesehne am Mittelglied unter Bildung des Chiasma tendineum sowie der abgesetzten tiefen Beugesehne mit ihrem Ansatz am Endglied. Zur besseren Darstellung erfolgte die Abhebung des A2- und A4-Ringbandes, blau markiert sind die nach Greulich definierten Grenzen der Zoneneinteilung der oberflächlichen Beugesehne im Bereich ihrer Sehnenscheide am Langfinger; aus Towfigh et al.; Handchirurgie. 1. Aufl.. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2011

Distal des Hiatus vereinigen sich die gespaltenen Sehnen teilweise im "Camper's chiasma" (Chiasma tendineum) und setzen an den o.g. Mittelphalangen an (vgl. Abb. 3). Somit besteht die Funktion des FDS in der Flexion der phalangealen Grund- und Mittelgelenke, die des Chiasma tendineum in der Verbesserung der Stabilität des proximalen Interphalangealgelenkes sowie der Verhinderung eine Überstreckung desselben [Schiebler und Korf 2007; Towfigh et al. 2011].

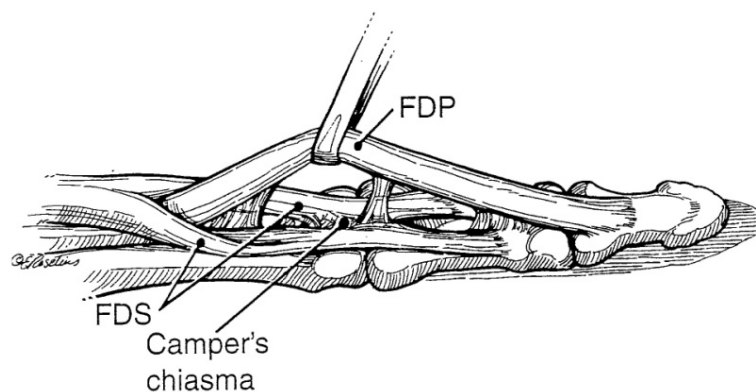


Abbildung 3: Mittig zeigt sich am abgebildeten Langfinger das Chiasma tendineum ("Camper's Chiasma") durch Konjugation von Sehnenfasern aus der zuvor geteilten oberflächlichen Beugesehne, die tiefe Beugesehne ist zur besseren Darstellung angeschlungen; aus Green DP: Green's operative hand surgery, Fifth Edition Vol. I, 2005 © Elsevier Churchill Livingstone, Philadelphia Pennsylvania

Durch seine oberflächliche Lage im Vergleich zum M. flexor digitorum profundus besitzt der FDS einen größeren Hebel am Handgelenk und Metacarpophalangealgelenk (MCP). Im Bereich des Proximalen Interphalangealgelenkes (PIP) liegt der Flexor digitorum profundus (FDP) nach seinem Durchtritt durch den Hiatus tendineus weiter entfernt vom Knochen und entwickelt in diesem Bereich einen günstigeren Hebelarm. Die Beugung im PIP- Gelenk ist über den FDS willkürlich an jedem Finger isoliert möglich. Die motorische Innervation erfolgt über den N. medianus [Towfigh et al. 2011].

2.2.1.2 Muskulus flexor digitorum profundus (FDP)

Der Ursprung des M. flexor digitorum profundus liegt in der Tiefe und für den ulnaren Anteil des tiefen Beugemuskel auf der Vorderfläche der Ulna, während der radiale Anteil der aponeurotischen Unterarmfaszie und im proximalen Bereich der Membrana interossei antebrachii entspringt. Die einzelnen Sehnen entstehen meistens durch Aufzweigung aus einer gemeinsamen Ausgangsehne proximal des Karpaltunnels, wobei auch häufig die Beugesehne des zweiten Fingers einen eigenen Muskelbauch besitzt. Die vier Sehnen dieses Muskels ziehen in der Tiefe des Karpalkanals unter den Sehnen des M. flexor digitorum superficialis durch die Hohlhand und treten durch den jeweiligen Hiatus tendineum im Mittelgliedbereich, um palmar an der Basis der Endphalangen 2-5 zu inserieren. Der M. flexor digitorum superficialis ist der einzige

Muskel, der in allen drei Gelenken beugen kann. Dies beruht im DIP-Gelenk auf der direkten Insertion, am PIP wird die Kraft über eine ligamentäre Verbindung zwischen Sehnenscheide und Strecksehne übertragen, an den MCP-Gelenken mittels des Ring- und Kreuzbandsystems.

Die Innervation erfolgt für die Finger 2 und 3 über den N. medianus, für die Finger 4 und 5 über den N. ulnaris [Schiebler und Korf 2007; Benninghoff und Drenckhahn 2008; Towfigh et al. 2011].

2.2.1.3 Muskulus flexor pollicis longus (FPL)

Der Muskulus flexor pollicis longus entspringt an der Facies anterior radii und ventralseits an der Membrana interossea und liegt damit radiallyseits des Ursprungsfeldes des M. flexor digitorum profundus. Im Karpaltunnel verläuft die Sehne radial der beiden Sehnen-Quartette der Mm. flexor digitorum, läuft palmar des ersten Mittelhandknochens zwischen den beiden Köpfen des M. flexor pollicis brevis und inseriert an der proximalen Endphalanx des ersten Strahls. Er ist der einzige Beuger des Daumenendglieds sowie an Opposition und Beugung im Grundgelenk beteiligt.

Die Innervation erfolgt über den N. interosseus antebrachii anterior des N. medianus.

Als einzige Fingerbeugesehne des Karpaltunnels verfügt er über eine eigene Sehnenscheide [Benninghoff und Drenckhahn 2008; Lippert 2011].

2.2.1.4 Muskulus flexor carpi radialis

Der M. flexor carpi radialis ist ein zweigelenkiger Muskel, der am Epicondylus medialis (humeri) und der ventralen Unterarmfaszie entspringt. Er bildet eine lange Sehne, welche zum radialen Handgelenk zieht und dort eine kleine Knochengrube im Os trapezium formt. Im weiteren Verlauf setzt sie schließlich am Os metacarpale II und partiell am Os metacarpale III an. Im Handgelenk bewirkt er Palmarflexion sowie Radialabduktion, bei gestrecktem Ellenbogen wird die Pronation unterstützt.

Die Innervation erfolgt über den N. medianus, kurz vor seinem Ansatz bekommt er eine eigene Sehnenscheide [Lippert 2011].

2.2.2 Canalis carpi

Die Handwurzelknochen liegen in zwei u-förmig gekrümmten Reihen, so dass eine Höhlung auf der Hohlhandseite entsteht. Das Os scaphoideum und das Os trapezium springen radial (in Abb. 4 rechtsseitig), das Os pisiforme und der Hamulus ossis hamati ulnar (in Abb. 4 linksseitig) vor. Diese beiden Vorsprünge werden palmar durch das Retinaculum musculorum flexorum verbunden und schließen so die Knochenrinne zum Karpaltunnel (Canalis carpi). Durch diesen ziehen die zuvor behandelten Beugesehnen wie auch der N. medianus.

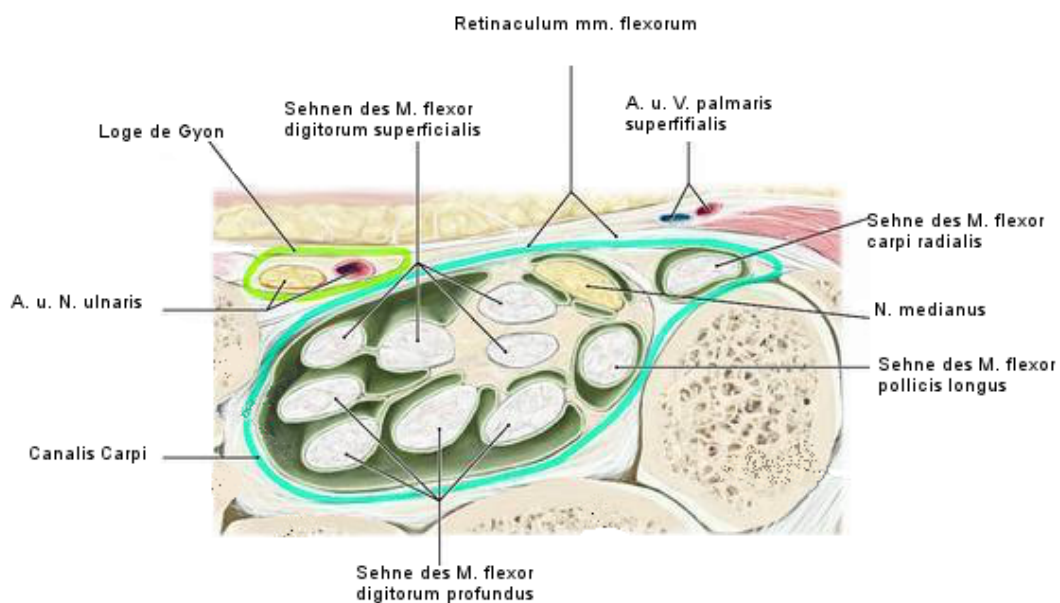


Abbildung 4: Querschnitt durch die rechte Handwurzel mit dunkelgrüner Hervorhebung des Karpaltunnels und hellgrüner Markierung der Loge de Guyon mit A. und N. ulnaris. Palmarseitig (in der Darstellung oben) sind das Retinaculum flexorum und die Vasa palmaris superficialis dargestellt. Im Karpaltunnel verlaufen die oberflächlichen und tiefen Fingerbeugesehnen, die Sehne des M. flexor pollicis longus und des M. flexor carpi radialis sowie der N. medianus. [Schünke 2014]

2.2.3 Intrinsische Muskulatur

Während die extrinsische Muskulatur für die kraftvolle Beugung wichtig ist, dienen die intrinsischen kurzen Muskeln der Hand der „Feindifferenzierung“ der Bewegungen der Finger.

Neben der umfassend bekannten Bedeutung der Muskulatur des Thenar und Hypothenar in der Motorik des Daumens und des Kleinfingers sind auch die zwischen den Ossa metacarpi gelegenen Musculi interossei palmares et dorsales und die Musculi lumbricales mit entscheidend für die Fingermotorik.

Die Kraftwirkung bei Beugung durch die Mm. interossei palmares und dorsales auf die Fingergrundgelenke ist wichtig, da die langen Sehnen der Mm. flexores digitorum superficialis et profundus beim Faustschluss und Kraftgriff zunehmend insuffizient werden

Die Mm. lumbricales unterstützen die Beugung im Grundgelenk und auch den M. extensor digitorum bei der Streckung des Endglieds im distalen Interphalangealgelenk. Da sie an den Sehnen des Flexor digitorum profundus entspringen, führt ihre Kontraktion zu einer Detonisierung seiner Sehne [Benninghoff und Drenckhahn 2008; Aumüller 2010].

Die nachfolgenden Abbildungen der intrinsischen Muskulatur veranschaulichen sowohl die oberflächliche Muskulatur der palmaren Hand (Abb. 5) und die Muskulatur der tiefen Schicht (Abb. 6).

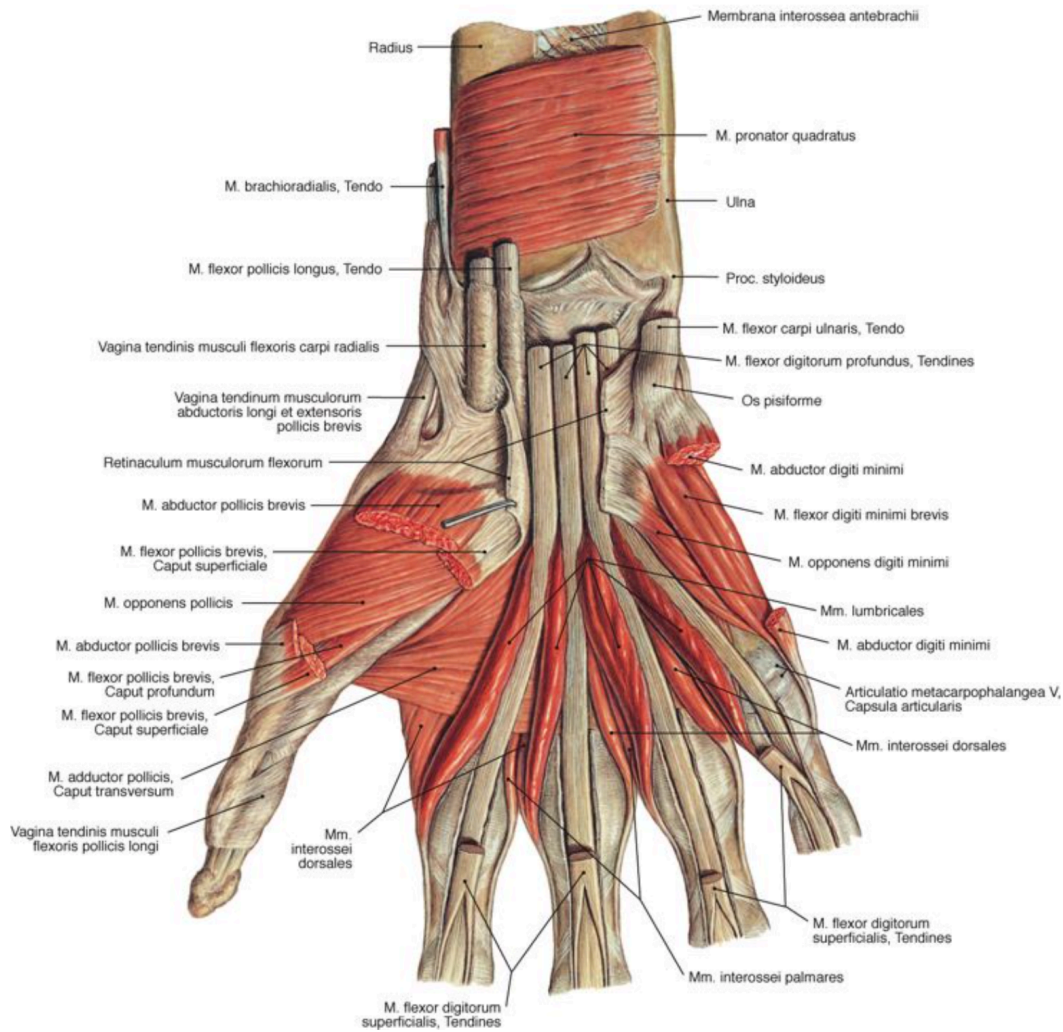


Abbildung 5: Dargestellt sind die Muskeln der palmaren Hand in Ansicht von ventral. Zur Veranschaulichung sind die oberflächlichen Beugesehnen distal auf Höhe des Grundgliedes abgesetzt, während die tiefen Beugesehnen in ihrer anatomischen Lage im eröffneten Karpalkanal und nach distal im typischen Verlauf zu liegen kommen. Die Muskeln des oberflächlichen Daumenbeugers und des Abduktor digiti minimi sind ebenso wie die Unterarmmuskulatur der langen Beugesehnen abgehoben; aus Putz, Reinhard; Pabst, Reinhard: Anatomie des Menschen: der komplette Atlas in einem Band; allgemeine Anatomie, Bewegungsapparat, innere Organe, Neuroanatomie; Innsbruck: Elsevier, Urban und Fischer, 2007

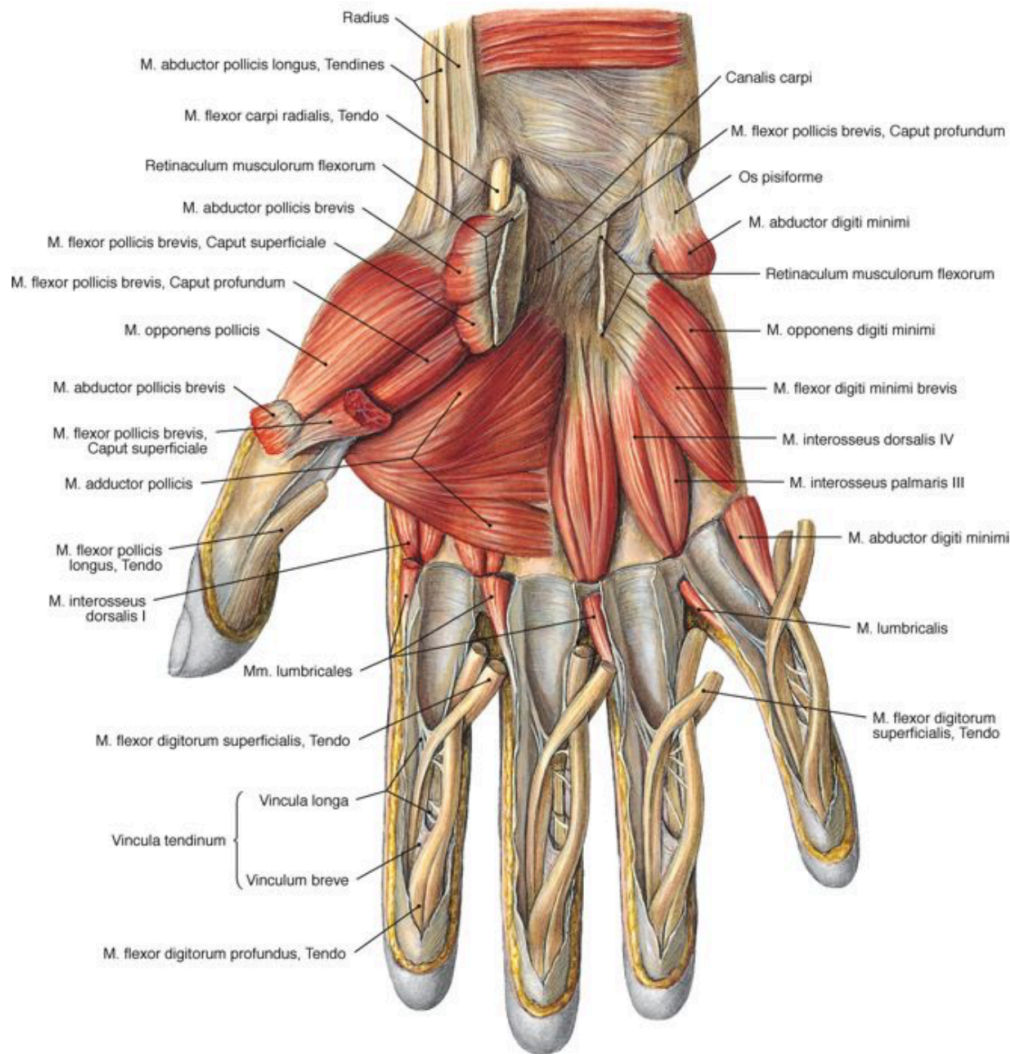


Abbildung 6: Nach Abheben der tendinösen Strukturen der Hohlhand und des Daumens sowie der Lumbrikalmuskulatur der Hohlhand stellt sich die tiefe Schicht der Muskeln der palmaren Hand in ihrem Ursprung aus den Metacarpalia dar. Die grafisch elevierten Beugesehnen an den Langfingern geben den Blick auf die Vincula tendinea mit den Vincula longa et breve frei; aus Putz, Reinhard; Pabst, Reinhard: Anatomie des Menschen: der komplette Atlas in einem Band; allgemeine Anatomie, Bewegungsapparat, innere Organe, Neuroanatomie; Innsbruck: Elsevier, Urban und Fischer, 2007

2.2.4 Sehnenscheiden

An den Hand- und Fingergelenken ermöglichen Sehnenscheiden das reibungsfreie Gleiten der Sehnen. Volar finden sich karpale Sehnenscheiden im Bereich der Handwurzel und an den Fingern digitale Sehnenscheiden.

Die karpalen und digitalen Sehnenscheiden sind für die Finger 2 - 4 getrennt, für den Daumen und den kleinen Finger häufig verbunden. Die Sehnenscheiden bestehen zum einen aus einer fibrösen Führungsröhre, dem Stratum fibrosum vaginae tendinis, welches an den Fingern auch als osteofibröser Kanal bezeichnet wird. Zum anderen befindet sich im Inneren das Stratum synoviale. Fixiert ist die Vagina fibrosa an den Fingergelenken durch die Pars cruciformis (kreuzförmige Kollagenfasern) und an den Diaphysen durch die Pars anularis (halbringförmige Kollagenfasern) [Benninghoff und Drenckhahn 2008; Aumüller 2010].

Insgesamt existieren an der Hand fünf Sehnenscheiden:

- Eine gemeinsame Sehnenscheide für die oberflächlichen und tiefen Fingerbeuger, die Vagina communis tendinum musculorum flexorum
- Jeweils eine Sehnenscheide für die Endstrecke der Fingerbeuger 2 - 4
- Jeweils eine eigene Sehnenscheide für die Sehnen des M. flexor pollicis longus und des M. flexor carpi radialis

Allerdings ist die Anatomie hier variabel (vgl. Abb. 7), so dass der vorgenannte „Lehrbuch-Situs“ lediglich in 70 % der Fälle vorliegt.

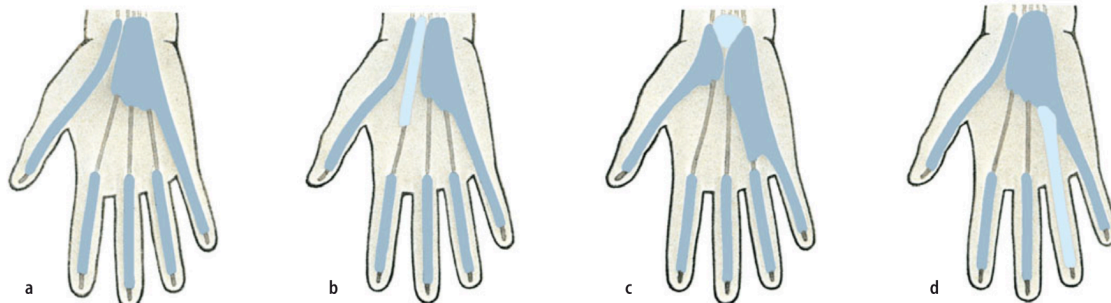


Abbildung 7: Die Abbildung der palmaren Sehnenscheiden und ihre anatomischen Varianten zeigt in a) den häufigsten anatomischen Situs. In b) zeigt sich eine Teilung der gemeinsamen Sehnenscheide des Karpalkanals unter Ausbildung einer eigenen Zeigefingersehnenscheide (hellblau hervorgehoben), während in c) die Sehnenscheide M. flexor pollicis longus auf die Sehnenscheide des Zeigefingers übergreift. Zusätzlich bildet sich in der unter c) dargestellten Variante eine Sehnenscheide des Ringfingers aus, während in d) die Sehnenscheide des Ringfingers bis an die Sehnenscheide der Hohlhand heran reicht und mit dieser kommuniziert; aus Tillmann, Bernhard: Atlas der Anatomie. 2. Aufl.. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2010.

2.2.5 Kreuzbänder und Ringbänder

Wie im vorangegangenen Abschnitt angeführt, wird das Stratum fibrosum der Sehnenscheiden im Bereich der Finger von Kreuzbändern (Ligamenta cruciata oder auch als Ligamenta obliqua bezeichnet) und Ringbändern (Ligamenta anularia) verstärkt, um ein Abheben der Sehnen bei Beugung der Finger zu verhindern (sog. Bowstring-Phänomen). Die Fasern der insgesamt fünf Ligamenta anularia pro Langfinger (vgl. Abb. 8 und 9) verlaufen halbkreisförmig quer zu den Beugersehnen. Drei Ringbänder inserieren an den faserknorpeligen Platten der Gelenkkapseln von Grundgelenk und den Interphalangealgelenken, während zwei Ringbänder ins Periost der proximalen und mittleren Phalanx inserieren. Die drei gekreuzten Ligamenta cruciata liegen proximal und distal des Fingermittelgelenks (PIP) sowie proximal des Fingerendgelenks (DIP). Die Bezeichnung der Ringbänder erfolgt, wie in Abb. 9 und Abb. 10 ersichtlich, numerisch von proximal nach distal von A1 bis A5 für die Ringbänder und C1 bis C3 für die Kreuzbänder [Benninghoff und Drenckhahn 2008; Aumüller 2010; Towfigh et al. 2011].

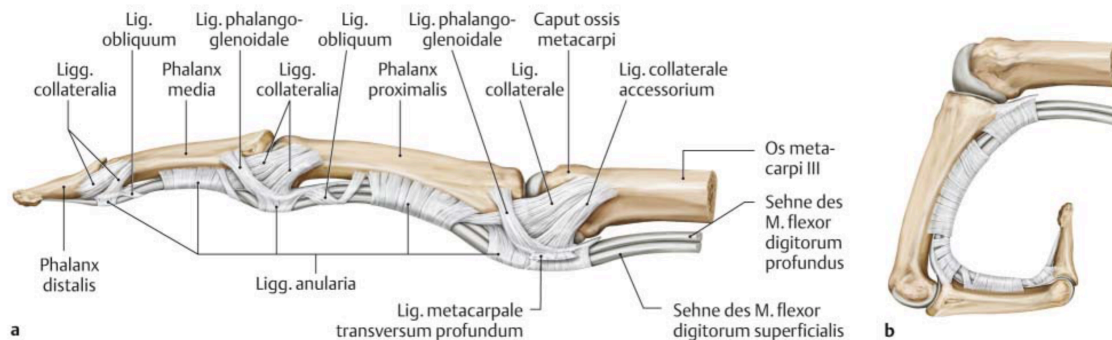


Abbildung 8: Die zeichnerische Darstellung der Anatomie des Bandapparats und der Sehnenscheide eines Langfingers zeigt in (a) die durch die Ringbänder (Ligg. annularia) und Kreuzbänder (Ligg. obliquum) geführten Beugesehnen im Detail. Die Stabilisierung der Gelenke erfolgt über die Ligg. collateralia. In (b) erfolgt die Darstellung der Verstärkungsbänder bei gebeugtem Finger. Deutlich wird hier die Funktion in der Fixierung der Beugesehnen an den Phalangen zum Kraftübertrag bei Beugung; aus Aumüller et al, Anatomie. 2. Aufl.. Stuttgart: Thieme, 2010.

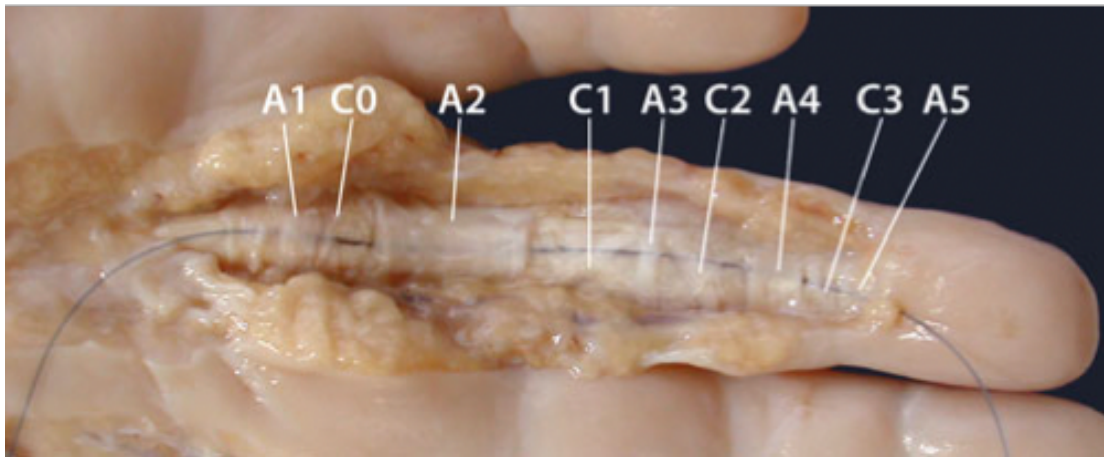


Abbildung 9: Die fotografische Darstellung der Anatomie des Bandapparats und der Sehnenscheide eines Langfingers am Präparat zeigt den anatomischen Situs an einem Zeigefinger. Zur besseren Darstellung wurde ein blaugefärbter Faden durch die Sehnenscheide hindurchgezogen, die Beschriftung der Ringbänder erfolgt von proximal nach distal von A1 bis A5, die der Kreuzbänder analog von C1 bis C3; aus Towfigh et al: Handchirurgie. 1. Aufl.. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2011

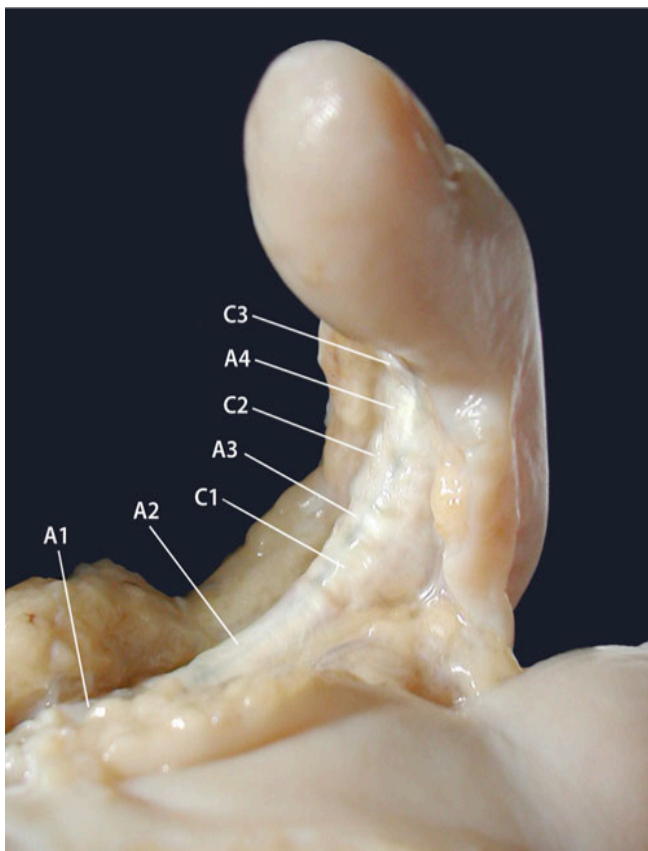


Abbildung 10: Die fotografische Darstellung der Anatomie des Bandapparats und der Sehnenscheide eines gebeugten Langfingers am Präparat eines Zeigefingers zeigt hier die Ringbänder und die Sehnenscheide in gebeugter Situation. Die Beschriftung der Ringbänder erfolgt von proximal nach distal von A1 bis A4, das Ringband A5 ist in dieser Ansicht nicht einsehbar. Die Kreuzbänder sind wiederum von C1 bis C3 beschriftet; aus Towfigh et al: Handchirurgie. 1. Aufl.. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2011

In der Hohlhand verlaufen die Beugesehnen der Langfinger ungeschützt von Sehnenscheiden, in diesem Bereich werden sie von der Palmarfaszie (Aponeurosis palmaris) gedeckt. Diese fibröse Schicht der Hohlhand inseriert in die Thenar- und Hypothenarfaszie und strahlt mit Fasern in die Lederhaut der Hand ein [Geldmacher und Köckerling 1992; Brug 1997; Aumüller 2010].

2.2.6 Zoneneinteilung der Hand

Die meisten Handchirurgen verwenden die in Abbildung 11 dargestellte Zoneneinteilung von Verdant und Nigst, um Verletzungen der Beugesehne des FDP und FDS für die Finger II bis V zu beschreiben. Hierfür werden die Regionen der Hand für die Langfinger in fünf verschiedene Zonen unterteilt:

- Zone I: distal des Ansatzes der FDS-Sehne
- Zone II: proximal des Ansatzes FDS-Sehne und distal des Ringband A1 (über dem Grundgelenk)
- Zone III: proximal des Ringband A1 und distal des Karpaltunnels
- Zone IV: im Bereich des Karpaltunnel
- Zone V: proximal des Karpaltunnel im distalen Unterarm

Die Regionen für die Sehne des FPL wiederum werden in 3 Zonen (T1-T3) unterteilt:

- Zone T1: zwischen dem Ansatz der Beugesehnen und dem Ringband A2
- Zone T2: proximal des Ringband A2 und distal des Ringband A1
- Zone T3: proximal Ringband A1 und distal des Karpaltunnels

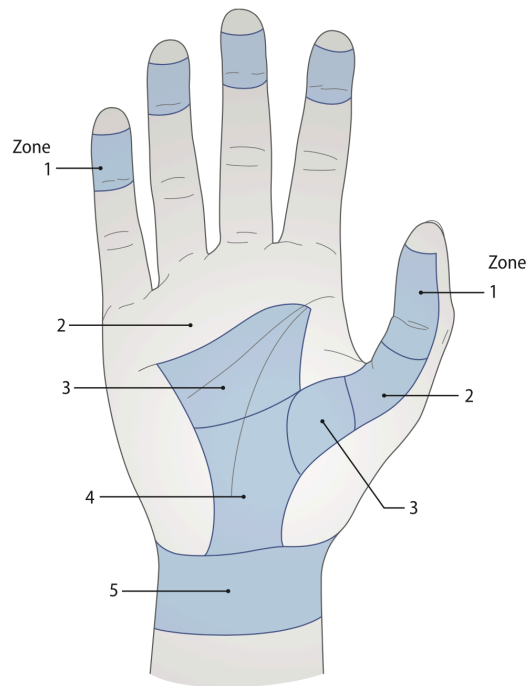


Abbildung 11: In der dargestellten klinischen Zoneneinteilung von Beugesehnenverletzungen sind die Zonen für die Langfinger-Sehnen linksseitig von distal nach proximal von 1 bis 5 markiert, die Zonen für die lange Daumenbeugesehne sind von rechts mit 1 bis 3 ebenfalls von distal nach proximal gekennzeichnet; aus Vogt: Praxis der Plastischen Chirurgie. 1. Aufl.. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2012

Die Zonen richteten sich nach den anatomischen Faktoren, die die Prognose der Ausheilung nach operativer Sehnenreparatur bestimmen.

So wurde früher die Zone II von Bunnell „Niemandland“ genannt, da Verletzungen in diesem Bereich häufig in restriktiven Bandverwachsungen resultierten. Aufgrund der engen topographischen Lage der beiden in einer gemeinsamen Sehnenscheide verlaufenden Beugesehnen und der schlechten Vaskularisation in dieser Region werden hier postoperative Adhäsionen begünstigt. Inzwischen wird diese Bezeichnung aufgrund der besseren Versorgungsdichte mit handchirurgisch versierten Ärzten abgemildert und nur noch vom „Nicht-Jedermanns-Land“ gesprochen [Bunnell. 1924; Strickland 2000; Towfigh et al. 2011].

Im Bereich der Zone III findet oft eine zusätzliche Verletzung von Blutgefäßen (Arcus superficialis) und Nerven statt, aufgrund der guten Vaskularisation besteht hier eine gute Heilungstendenz [Towfigh et al. 2011].

Für spezielle Fragestellungen kann die Einteilung noch verfeinert werden, da die einzelnen Zonen in sich Abschnitte mit unterschiedlichen postoperativen Ergebnissen aufweisen. So liegt die engste Stelle des osteofibrösen Kanals unterhalb des A2-Ringbandes, hier sind nach einer primären Naht die Ergebnisse am schlechtesten. Die Zone 1 unterteilt Moienem in 3 Zonen, die Zone 2 unterteilt Tang in 4 Zonen. Auch die Zone 3 kann in Zone 3a (unterhalb des Palmaraponeurosenkanals) und Zone 3b (Ursprung der Lumbricalismuskulatur) unterschieden werden [Towfigh et al. 2011].

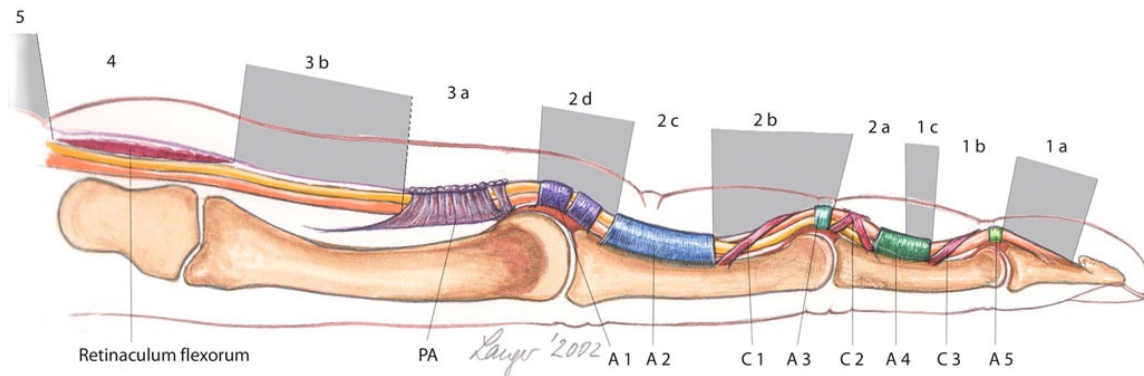


Abbildung 12: In dem Längsschnitt eines Langfingers die Zoneneinteilung mit den Untereinteilungen nach Tang (Zone 2) und nach Moienem (Zone 1) dargestellt. So unterteilt Moienem die im Bild rechts liegende Zone 1 nochmal von 1a bis 1c, Tang unterteilt die Zone 2 in die Zonen 2a bis 2d, die Zone 3 in 3a und 3b. Zur besseren Darstellung der durch ihre anatomische Lage bedingten Begrenzung der Zonen sind die Ring- und Kreuzbänder des Langfingers jeweils farblich unterschiedlich dargestellt; aus Towfigh et al: Handchirurgie. 1. Aufl.. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2011

2.3 Mikroskopische Anatomie der Sehne

2.3.1 Aufbau der Sehne

Die Sehne besteht histologisch aus straffem, parallelfaserigem kollagenem Bindegewebe, hier herrscht vor allem Kollagen Typ I (95 %) vor. Kollagen Typ III und Typ V (5 %) sowie die Proteoglykane und die elastischen Fasern treten dagegen deutlich zurück. Zwischen den Kollagenfasern liegen Reihen lang gestreckter Fibroblasten und Tenozyten (Flügelzellen), aus welchen die Regeneration der Sehne erfolgt.

Im Querschnitt einer Sehne zeigt sich, dass sie sich aus vielen Kollagenfaserbündeln (Fibrae tendineae) zu einem Primärbündel zusammensetzt, welche von dem Endotenium umgeben sind. Zwischen den Primärbündeln befindet sich das nerven- und blutgefäßführende Peritendineum internum, mehrere Primärbündel wiederum werden durch das Peritendineum externum zum Sekundärbündel umhüllt. Die Sehne im Gesamten wird von dem mit dem äußeren Peritendineum verbundenen Epitendineum umfasst. Das Epitendineum bewirkt durch eine zum Paratendineum hin lockere Verschiebeschicht den Einbau ins umliegende Gewebe.

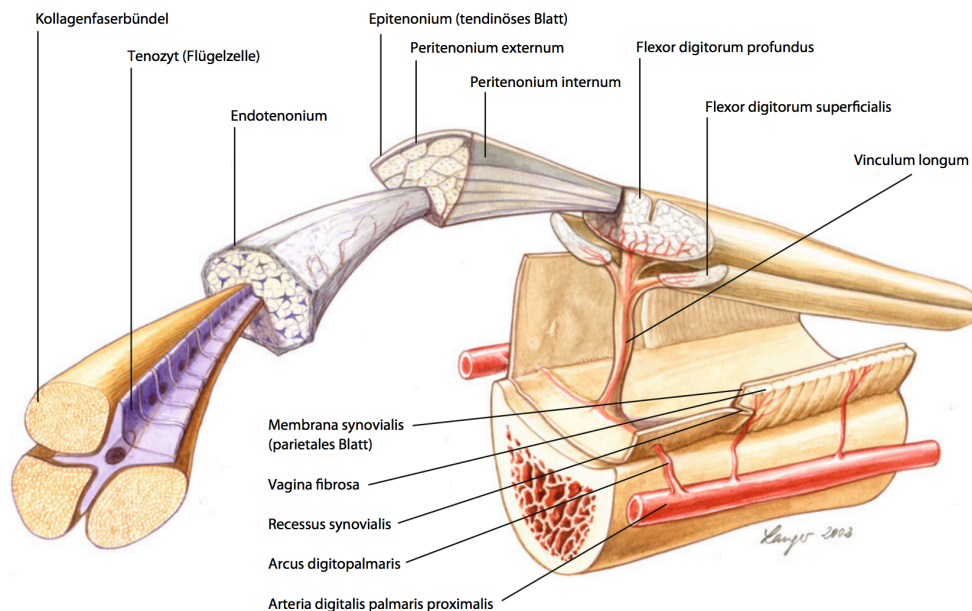


Abbildung 13: In der schematischen Darstellung des Aufbaus der Beugesehnen am Finger wird nochmals der logische Aufbau und die Durchblutung einer Beugesehne ersichtlich. So erkennt man die mit dem Peritenonium externum erfolgte Umfassung mehrerer Primärbündel mit ihren im Zentrum liegenden Tenozyten zum Sekundärbündel, welche wiederum vom Epitenonium umfasst werden und in ihrer Summe dann die Beugesehne bilden. Die Ernährung erfolgt über das Vinculum longum und den Arcus digitopalmaris aus der A. digitalis palmaris proximalis; aus Towfigh et al: Handchirurgie. 1. Aufl.. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2011

Die Fibrillen der Kollagenfasern durchmessen ca. 60 nm bis ca. 170 nm, dabei sind die Kollagenfasern in Zugrichtung angeordnet und die einzelnen Faserbündel verlaufen in Schraubentouren mit unterschiedlichem Steigungswinkel. Dadurch und durch den geringen Elastingehalt besitzt die Sehne eine geringe Dehnbarkeit, wodurch eine gedämpfte, weiche Kraftübertragung zwischen Sehne und Muskel ermöglicht wird. Weitere Faktoren der gedämpften Kraftübertragung sind das elastische Proteoglykan Decoran, das benachbarte Fibrillen verbindet, und die Aktin- und Myosinfilamente enthaltenden Tenozyten [Schiebler und Korf 2007; Benninghoff und Drenckhahn 2008; Towfigh et al. 2011].

2.3.2 Sehnenscheiden

Sehnenscheiden (Vaginae tendinum) treten an Stellen auf, an welchen die Verlaufsrichtung der Sehne umgelenkt wird oder in Bereichen, an welchen sie unmittelbar einem Knochen aufliegt. Sie besitzen einen äußeren bindegewebigen Anteil, das Stratum fibrosum, und eine innere synoviale Schicht, das Stratum synoviale.

Das Stratum fibrosum überbrückt tunnelartig die Sehne (vgl. Abb. 14), seitlich ist es im Knochen verankert, während das Stratum synoviale einen geschlossenen doppelwandigen Sack bildet. Das äußere (parietale) Blatt liegt dem Stratum fibrosum und dem Knochen an, das innere (viszerale) Blatt ist mit der Sehne verbunden. Der Raum zwischen den beiden Blättern wird als Cavitas synovialis bezeichnet und ist mit Synovialflüssigkeit, die von den Synovialozyten des Stratum synoviale gebildet wird, gefüllt. Hierdurch wird den Sehnen ein reibungsarmes Gleiten ermöglicht. Das äußere (Subintima) und innere Blatt (Intima) des Stratum synoviale sind an einigen Stellen über das Mesotendineum miteinander verbunden, über welches Gefäße und Nerven zur Sehne gelangen. Die Mesotendinea an den Fingern bezeichnet man als Vincula.

Die Intima des Stratum synoviale ist eine zellreiche Deckzellschicht, in der A- und B-Zellen vorkommen. A-Zellen befinden sich an der Oberfläche und sind als Makrophagen dem monozytären Phagozytensystem des Immunsystems zuzurechnen. B-Zellen sind Fibroblasten, die unterhalb der A-Zellen liegen und mit ihren Zellfortsätzen das Lumen der Sehnenscheide erreichen können. Sie synthetisieren die Hyaluronsäure der Synovia. Die Subintima des Stratum synoviale besteht aus lockerem Bindegewebe mit Lymphgefäßen und fenestrierten Blutkapillaren und sichert dadurch einen intensiven Stoffaustausch.

Die Enden der Sehnenscheiden sind mit einem kuppenförmigen Bogen (Plica simplex) oder einer sich entfaltenden Duplikatur (Plica duplicata) verschlossen. Hier gehen Epitendineum und parietales Blatt der Sehnenscheide ineinander über [Geldmacher und Köckerling 1992; Benninghoff und Drenckhahn 2008; Aumüller 2010; Zilles und Tillmann 2010].

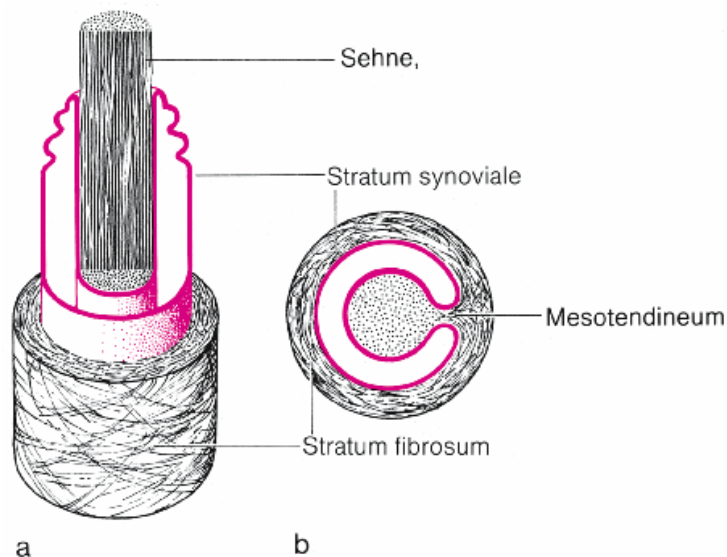


Abbildung 14: Gezeigt wird die schematische Darstellung einer Sehnenscheide mit dem die Sehne als Tunnel umfassenden Stratum synoviale, welchem das Stratum fibrosum aufliegt; aus Schiebler et al.: Anatomie: Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie. 10. Aufl.. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2007

2.3.3 Bursa synoviales

Der Schleimbeutel (Bursa synoviales) entspricht dem histologischen Aufbau einer Sehnenscheide und besitzt somit ebenfalls ein Stratum fibrosum und ein Stratum synoviale. Als mit Synovia gefüllte Säckchen verteilen Schleimbeutel den auf sie und das Gewebe wirkenden Druck und haben somit eine polsternde Wirkung an exponierten Lokalisationen, wie z.B. die Bursa olekrani oder die Bursa subacromialis, zwischen Sehnen und Knochen [Benninghoff und Drenckhahn 2008; Lüllmann-Rauch 2012].

2.3.4 Synovia

Die Synovialflüssigkeit (Synovia) ist eine klare, fadenziehende Flüssigkeit und hat in etwa die gleiche Elektrolyt- und Glucosezusammensetzung wie das Blutplasma. Sie enthält zahlreiche Plasmaproteine und die von den Zellen der Membrana synovialis sezernierten Muzine, wie die für die Viskosität der Synovia verantwortliche Hyaluronsäure.

Außerdem stellt sie die physiologische Ernährung und den physikalischen Schutz vor Stößen und Reibung der Sehne sicher [Welsch 2003; Benninghoff und Drenckhahn 2008].

2.3.5 Ernährung und Blutversorgung der Sehnen

Viele anatomische Studien und vaskuläre Perfusionsexperimente haben das Verständnis für die Ernährung der Flexoren deutlich verbessert.

So ist bekannt, dass Sehnen ihre notwendige Ernährung von sowohl vaskulären als auch synovialen Quellen erhalten. Die Gefäßversorgung erfolgt proximal von ihrem entsprungenen Muskel, distal vom periostal knöchernen Ansatz her und strahlt bei scheidenfreien Sehnen vom umgebenden Paratendineum ein. Allerdings wechseln im Verlauf einer Sehne gut und schlechter vaskularisierte Abschnitte.

Die vaskuläre Perfusion von Beugesehnen wird über mehrere Arten der anatomischen Versorgung sichergestellt. Zum einen durch Längsgefäße, die von palmar entspringen und sich dann längs der intratendinösen Kanäle erstrecken, zum anderen durch Gefäße, die von der proximalen Synovialfalte aus palmarseits der Beugesehne verlaufen. Zum Dritten existieren segmentale Zweige der paarigen digitalen Arterien, die in den langen und kurzen Vinculae verlaufen und über diese in die Sehnenscheiden eindringen. Distal schießen zu guter Letzt noch Gefäße an den knöchernen Insertionen in die Flexor digitorum superficialis (FDS) und Flexor digitorum profundus (FDP) Sehnen ein. Beide Sehnen haben relativ avaskuläre Segmente über der proximalen Phalanx, die Profundus-Sehne hat eine zusätzliche kurze avaskuläre Zone über der mittleren Phalanx.

Gerade hier sorgt die synoviale Diffusion für einen wirksamen alternativen Ernährungs- und Gleitmechanismus der Beugesehnen. Die Abgabe von Nährstoffen erfolgt scheinbar durch einen Pumpmechanismus, bei dem Synovia durch kleine Kanäle in das Interstitium der Sehne gepresst wird, wenn die Sehne gebeugt und gestreckt wird.

Hierin liegt auch die Ursache, dass bei fehlender Bewegung die Ernährung der Sehne in avaskulären Gebieten gefährdet ist und eine Immobilisation die Sehnenheilung gerade hier negativ beeinträchtigt.

Im digitalen Anteil der Sehnenscheiden liegt die Besonderheit der Gefäßversorgung, wie zuvor angeführt, in der Versorgung über die Vincula. Dabei besitzen sowohl die tiefe als auch die oberflächliche Sehne je ein Vinculum longum und ein Vinculum brevis, die dorsalseitig der Sehnen verlaufen und vom Periost der Phalangen entspringen [Geldmacher und Köckerling 1992; Strickland 2000; Towfigh et al. 2011].

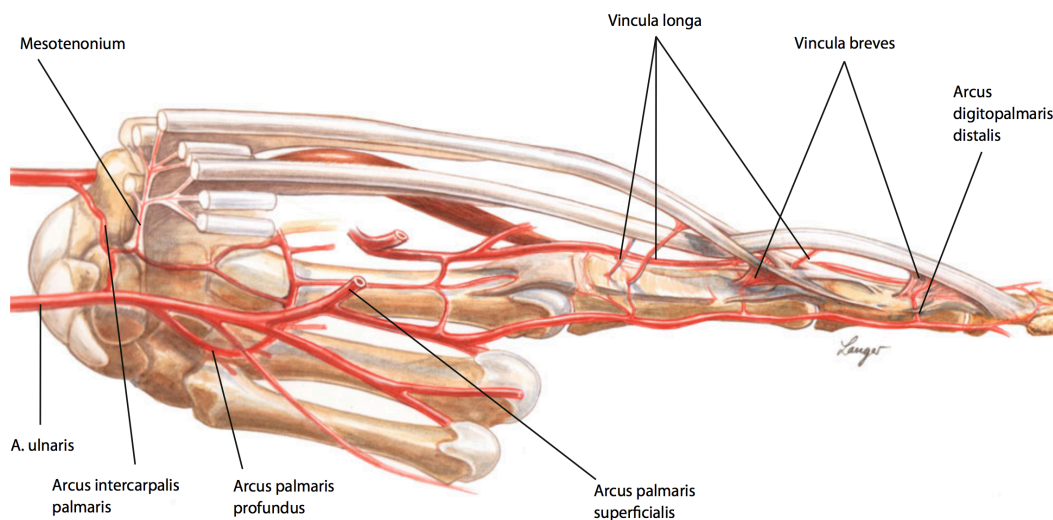


Abbildung 15: Die Gefäßversorgung der Beugesehnen der Hand hat ihren Ursprung in der A. radialis und A. ulnaris, welche mehrfach Anastomosen ausbilden, u.a. den Arcus intercarpalis palmaris, den Arcus palmaris profundus und den Arcus palmaris superficialis. Aus diesen treten z.B. die versorgenden Gefäße des Mesotenoniums hervor, aus den Anastomosen der Aa. digitales treten die Vincula longa et brevis hervor; aus Towfigh et al: Handchirurgie. 1. Aufl.. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2011

2.4 Sehnenheilung

Seit längerem ist die Annahme, dass Sehnen die Fähigkeit zur intrinsischen Heilung fehlt, im Tierversuch mit Kaninchen widerlegt worden. Vielmehr haben Sehnen sowohl eine intrinsische wie auch eine extrinsische Fähigkeit zu heilen. Der jeweilige relative Anteil an der Sehnenheilung hängt von der Art der Verletzung sowie von der chirurgischen Technik ab. Im klinischen Umfeld finden somit beiden Arten der Heilung statt.

Das Wissen über die Abläufe der Sehnenheilung ist grundlegend für die korrekte chirurgische Behandlung der Sehne, da die Heilungsprozesse spezielle Nahttechniken erfordern, um Nahttechnik-assoziierte Komplikationen zu vermeiden [Lundborg und Rank 1978; Koob 2002; Strickland 2005; Towfigh et al. 2011] .

2.4.1 Intrinsische Sehnenheilung

Von intrinsischer Sehnenheilung spricht man, wenn die Sehnenheilung von den proliferierenden Tendozyten oder Fibroblasten des Endotendineums ausgeht. Sie findet zwischen den genähten Sehnenstümpfen statt und ist aufgrund der geringeren Ausbildung von Adhäsionen anzustreben und Ziel der operativen Versorgung samt Nachbehandlung. Die intrinsische Sehnenheilung benötigt neben einer gewissen – altersabhängigen – Aktivität der beteiligten Tendozyten eine ausreichende Blutversorgung der Sehne, aber auch die Synovialflüssigkeit spielt hier eine bedeutende Rolle [Lundborg und Rank 1978; Strickland 2005; Towfigh et al. 2011].

2.4.2 Extrinsische Sehnenheilung

Bei der extrinsischen Sehnenheilung wiederum erfolgt die Heilung durch Migration von Fibroblasten, Zellen des retikulohistiozyteren Systems und Botenstoffen aus der Umgebung der verletzten Sehne. Dies hat, unter anderem durch Einsprossung von extratendinösen Gefäßen, eine im Vergleich erhöhte Adhäsion der in Heilung befindlichen Sehne zur Folge. Gerade durch die Adhäsionen erfolgt hier die Versorgung des Sehngewebes mit Blut und Zellen [Potenza 1962; Strickland 2005; Towfigh et al. 2011; Worsley et al. 2014].

2.4.3 Phasen der Sehnenheilung

Die Sehnenheilung wird in drei sich überlappende und nicht voneinander abgrenzbare Phasen eingeteilt.

Sie beginnt mit der **inflammatorischen Phase** (3 - 7 Tage), in welcher die mit dem initialen Hämatom eingeschwemmten Thrombozyten zunächst Wachstumsfaktoren und Zytokine ins Gewebe abgeben sowie inflammatorische Zellen einwandern. In den ersten 24 Stunden überwiegt die Phagozytose-Aktivität der Monozyten und Makrophagen zum Abbau von nekrotischen Substanzen. Mit Zunahme der vaskulären Permeabilität werden vasoaktive und chemotaktische Substanzen sezerniert, die die Angiogenese, Tenozytenproliferation und Einwanderung entzündlicher Zellen anregen.

Tenozyten migrieren in der Folge allmählich zur Wunde und beginnen die Synthese von Kollagen Typ III [Murphy und Hart 1994; Sharma und Maffulli 2005; Towfigh et al. 2011].

Die sich anschließende **Proliferationsphase** dauert zwischen 5 und 21 Tagen. Die eingewanderten Fibroblasten, und Endotheliumzellen werden durch die von Makrophagen und Thrombozyten exprimierten Wachstumsfaktoren stimuliert, so dass eine Synthese von vorwiegend Kollagen Typ III, Hyaluronsäure und Glykosaminoglykane erfolgt. Ihre Ernährung erfolgt durch Formation neuer Kapillaren und deren Anschluss an existierende Kapillaren.

Die in diesem Granulationsgewebe initial ungerichtet gebildeten Kollagenfasern richten sich allmählich entlang der Zugachse aus und das Kollagen Typ III wird etwa ab dem 12.–14. Tag der Proliferationsphase durch Kollagen I erneuert [Lindsay und Birch 1964; Garner et al. 1989; Sharma und Maffulli 2005; Towfigh et al. 2011].

Die letzte Phase der Sehnenheilung ist die **Remodelling-Phase** und überdauert Monate bis zu einem Jahr. Kollagen Typ III wird in dieser Phase mehr und mehr durch Kollagen Typ I ersetzt und im Rahmen der allmählichen Belastung richten sich die Kollagenfasern weiter entlang der Sehnen- und Lastachse aus. Zelldichte und Zellaktivität des Sehnendefektes nehmen ab und es entsteht fibröses Narbengewebe, die Sehne wird hierdurch belastbarer, auch wenn die Belastbarkeit noch Monate eingeschränkt ist [Carpenter et al. 1998; Strickland 2000; Sharma und Maffulli 2005; Towfigh et al. 2011].

2.5 Chirurgischer Anspruch an die Beugesehnennaht

Die traumatische Durchtrennung der Beugesehen benötigt eine zeitnahe primäre Naht im Rahmen einer operativen Versorgung und eine akkurate Adaption der Sehnenstümpfe, um bestmögliche Ergebnisse zu erzielen [Lister et al. 1977; Winters et al. 1997; Towfigh et al. 2011].

In der Literatur findet sich wiederkehrend als Konsequenz der vorgenannten Heilungsprozesse die Forderung an die Eigenschaften einer optimalen Sehnennaht mit den von Strickland formulierten Bedingungen:

1. Die Naht muss während der gesamten Sehnenheilung so stabil sein, dass eine frühe Übungsbehandlung erfolgen kann.
2. Das Nahtmaterial sollte möglichst innerhalb der Sehne liegen.
3. Es muss eine sicherer Naht-Knoten erfolgen.
4. Die Sehnenenden sollen eine glatte Verbindung aufweisen.
5. Im Bereich der Sehnennaht sollte die Lückenbildung minimal gehalten werden.
6. Die Sehnendurchblutung sollte möglichst wenig beeinträchtigt werden.

[Strickland 2005]

Diese Bedingungen werden, um eine Repetition der Inhalte zu vermeiden, nochmals im Kontext der Ergebnisse im Diskussionsabschnitt (vgl. Abschnitt 5) der Dissertation ausführlich beleuchtet.

2.6 Bedeutung der frühen Mobilisation für die Sehnenheilung

Die Stabilität einer mittels Naht versorgten Sehne ist um den 5. bis 8. Tag postoperativ am geringsten, so dass hier die Stabilität der versorgten Sehne fast gänzlich nur von der Technik der Naht und dem verwendeten Nahtmaterial abhängt. Trotzdem ist eine frühe postoperative Mobilisierung der genähten Beugesehne von entscheidender Bedeutung [Langer et al. 2015].

Gelberman hat in mehreren Studien an Hundebeugesehnen sowohl histologisch nachgewiesen, dass passiv mobilisierte Sehnen im Vergleich zu immobilisierten Sehnen schneller heilen, weniger Adhäsionen ausbilden und eine gleichmäßigere Oberfläche entwickeln. In der technischen Prüfung konnten sie außerdem nachweisen, dass sowohl die Beweglichkeit wie auch die Belastbarkeit einer genähten Sehne deutlich ansteigen, wenn sich eine Frühmobilisierung an die Naht anschließt, zu ähnlichen Ergebnissen kam auch Hitchcock 1987 [Gelberman et al. 1981; Gelberman et al. 1982; Hitchcock et al. 1987].

Am Menschen zeigen sich in klinischen Untersuchungen sowohl bessere Rehabilitationsergebnisse als auch eine verkürzte Behandlungsdauer bei Durchführung einer Mobilisierung nach Beugesehnennaht [Cullen et al. 1989; Adolfsson et al. 1996; Baktir et al. 1996].

Die Nachbehandlungsschemata nach Durchführung einer Beugesehennaht sind vielfältig, ihnen gemeinsam ist der Beginn einer frühen Mobilisation, dem „early passive movement“. Auch wenn häufig eine passive Mobilisierung der betroffenen Finger durch den Therapeuten im Rahmen der Nachbehandlung erfolgt, ist die Nachbehandlung mittels Kleinert-Schiene eine etablierte passive Nachbehandlung [Asmus et al. 2015].

Die von Kleinert entwickelte Nachbehandlung beginnt am ersten postoperativen Tag. Hier wird zunächst eine dorsale Unterarmschiene in 30° Handgelenksbeugung und 60° Flexion der MCP-Gelenke angelegt und palmarseitig Gummibänder befestigt, die wiederum an den Fingernägeln befestigt werden. Hierdurch erfolgt eine passive Flexion der Finger unter Entlastung der Beugesehne, während aktiv die Streckung über die Extensoren erfolgt. Nach dreiwöchigem Tragen der Kleinert-Schiene wird diese am Handgelenk in Neutralstellung umgefertigt und der Patient beginnt mit Flexion des PIP-Gelenkes bei fixiertem MCP-Gelenk und fixiertem DIP-Gelenk. Im weiteren Verlauf erfolgt die aktive Flexion im PIP-Gelenk und DIP-Gelenk. Sechs Wochen postoperativ wird die Schiene entfernt und der Patient zur aktiven Flexion der DIP-Gelenke angehalten, was für acht bis zwölf Wochen zusammen mit Koordinationsübungen und Kräftigungsübungen erfolgen soll [Kleinert et al. 1975; Pettengill 2005; Werdin und Schaller 2008; Hundozi et al. 2013].

Duran und Houser legten in ihrem Nachbehandlungsschema den Schwerpunkt auf die kontrollierte passive Bewegung durch den Patienten und den Therapeuten, nachdem sie nachweisen konnten, dass die Gleitbewegung der Beugesehnen zwischen 3-5 mm ausreichend ist, um Adhäsionen zu vermeiden. Hierbei wird das Handgelenk mittels dorsaler Schiene in 20° Beugung fixiert, die PIP- und DIP-Gelenke bei leicht gebeugten MCP-Gelenken passiv mobilisiert oder Kombinationen aus den vorgenannten Behandlungsprinzipien [Pettengill 2005].

Insgesamt sind bei der Nachbehandlung jeweils verschiedenste Faktoren zu beachten, wie die verwendete Nahttechnik, der Operationsverlauf, der Zustand der Sehnen und des umgebenden Gewebes, eventuelle Begleitverletzungen sowie die individuelle Compliance des Patienten. Daher gibt es keinen Goldstandard, das Nachbehandlungsschema muss individuell gewählt werden [Werdin und Schaller 2008; Towfigh et al. 2011; Waldner-Nilsson 2013].

2.7 Entwicklung der Sehnennaht

Ein definierter Zeitpunkt der Entstehung der Beugesehnennaht als Startpunkt ihrer Geschichte existiert nicht. Ein möglicher Beginn findet sich im 2. Jahrhundert nach Christus, als Galen von Pergamon zum einen die Anatomie der Hand beschrieb und auch eine Art Sehnennaht – unter Einbeziehung des umgebenden Weichgewebes – durchführte. Erst in der Renaissance wurde die Sehnennaht wiederentdeckt und bis ins 19. Jahrhundert durchgeführt, wobei im 19. Jahrhundert die Vorstellung und Durchführungen von kurativen Sehnentransplantationen vorherrschten [Hagert 2001]. 1874 führte König erstmals unter aseptischen Bedingungen erfolgreich eine direkte Sehnennaht durch, Nicoladoni entwickelte 1880 die erste moderne Sehnennaht mit quer verlaufender, von der Rupturstelle etwa 1 cm entfernter umgreifender („grasping“) Naht [Singh et al. 2015]. Nach der Jahrhundertwende zum 20. Jahrhundert erfolgte eine fundamentale wissenschaftliche Weiterentwicklung. Bereits 1912 betonte Lexer die Notwendigkeit einer vorsichtigen Nahttechnik und einer frühen Mobilisierung ab dem 6. postoperativen Tag, um Adhäsionen zu minimieren. Dieses Wissen setzte sich jedoch bis in die 6. Dekade des 20. Jahrhunderts nicht durch [Richards 1980; Benatar 2003; Várhidy und Erzsébet 2004; Langer et al. 2015].

1917 stellte Kirchmayr seine inzwischen vielfach abgewandelte aber immer noch aktuelle Sehnennaht vor [Kirchmayr 1917; Langer et al. 2015].

Mit der Weiterentwicklung der Sehnennaht entstanden im Wesentlichen modifizierte Abwandlungen der Kirchmayr-Naht, die die innerhalb der Sehne liegende Kernnaht gemein hatten und deren Variationen überwiegend in Anzahl und Lage der Knoten lag. Aufgrund der Fülle sind hier nur die führenden benannt. Während Kessler die zwei Knoten seiner Naht an je einem Sehnenende aufliegen ließ, propagierte Lange bereits 1929 die in der Ruptur versenkte Knotenlage, bei Zechner wiederum wird der Knoten im gesunden Bereich der Sehne versenkt. Tsuge entwickelte seine technisch unkomplizierte Schlingennahttechnik 1977 [Towfigh et al. 2011; Langer et al. 2015].

Einen anschaulichen Überblick: über die wichtigsten Nahttechniken zeigen im nachfolgenden Abschnitt die Abbildungen 16 a-g aus [Towfigh et al. 2011]:

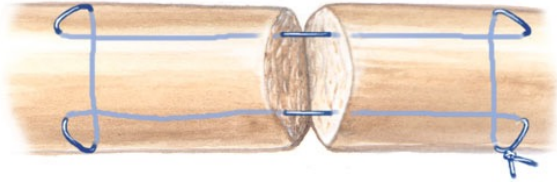


Abb: 16 a): Die Naht nach Kirchmayr (links) ist eine 2-Strang-Naht mit geringem Anteil der Sehne aufliegenden Fadenmaterials, wobei der Knoten der Sehne aufliegt.

Abb. 16 b): Bei der 1929 von Lange entwickelten vier-strängigen Sehnennaht wird jeder Strang einzeln so verknotet, dass die Knoten im Bereich der Ruptur zu liegen kommen.

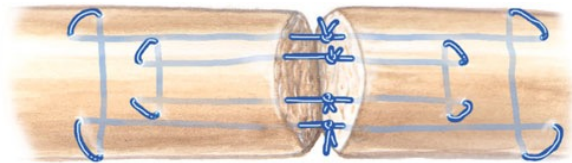
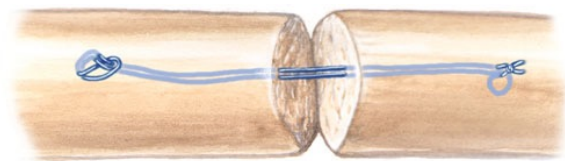


Abb. 16 c): Auch bei der Sehnennaht nach Kessler (1969) erfolgt die Verknotung beider Stränge wieder einzeln, die Knoten liegen hier wieder der genähten Sehne außen auf.

Abb. 16 d): Die Tsuge-Naht (1977) ist durch einen äußerst geringen Fadenanteil außerhalb der Sehne gekennzeichnet, ihre beiden Stränge werden einzeln außerhalb der aufliegend verknotet.



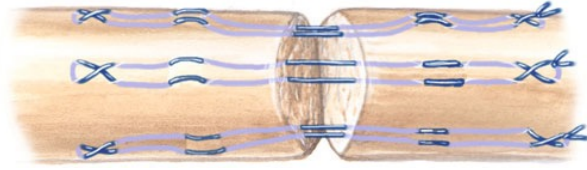


Abb. 16 e): Savage entwickelte 1985 seine 6-Strang-Naht, welche viel Fadenmaterial und auch die Knoten der Sehne aufliegen lässt.

Abb. 16 f): Kennzeichnend für die ebenfalls 1985 von Zechner eingeführte 2-Strang-Sehnennaht sind ein geringer Anteil von Fadenmaterial an der Sehnenoberfläche sowie das Versenken des Knotens in der Sehne.

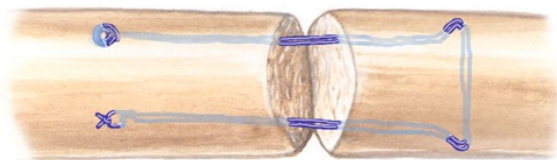
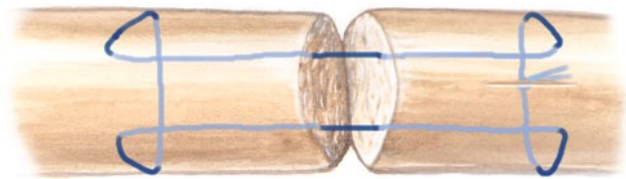


Abb. 16 g): Tang wiederum entwickelte 2005 eine Nahttechnik mit vier Strängen, bei welcher zwar der Knoten der Sehne aufliegt, aber vergleichsweise wenig Nahtmaterial außerhalb der Sehne zu liegen kommt.

Mit seiner ersten Arbeit „Repair of Tendons in the Fingers and Description of Two New Instruments“ 1918 hat Bunnell den ersten Beitrag zur Sehnen- und Handchirurgie geleistet und gilt als der Begründer der Handchirurgie mit der Veröffentlichung seines Hauptwerks 1944. Wegen den überwiegend enttäuschenden Ergebnissen nach Beugesehnennähten im Bereich der Zone II erklärte er die Zone II als „no-mans-land“ und postulierte, dass Beugesehnenverletzungen in diesem Bereich grundsätzlich durch freie Transplantationen behandelt werden sollten [Bunnell. 1924; Benatar 2003].

Mit den Ergebnissen von Verdan und Kleinert in den 1960er-Jahren wurde letztlich 1967 von Kleinert das „no-man's land“ in „some man's land“ unter der Prämisse der gewebeschonenden und korrekt durchgeführten primären Beugesehnnäht umbenannt. Erst zehn Jahre später etablierte sich mit der Veröffentlichung von Lister die primäre Beugesehnnäht in der Zone II als bevorzugte Methode gegenüber der Beugesehnnentransplantation. Zur Jahrtausendwende wird für den deutschsprachigen Raum der Begriff „Nichtjedermannsland“ für die Zone II, geschaffen, der aus Sicht des Handchirurgen den treffenderen Begriff darstellt. Das von Kleinert entwickelte Nachbehandlungsschema für Beugesehnnerverletzungen der Hand wird auch heute noch verwendet [Brug 1997; Strickland 2005; Langer et al. 2015] .

2.8 Geschichte des Nahtmaterials

Das ideale Nahtmaterial sollte eine hohe Zugfestigkeit aufweisen, leicht zu handhaben sein und so wenig Lokalreaktion wie möglich induzieren. Derzeit gibt es keinen Goldstandard zur Wahl des Nahtmaterials für Sehnnähte und so beruht die Entscheidung zur Materialwahl häufig auf der individuellen Erfahrung und erhaltener Ausbildung des Operateurs [Wu und Tang 2014; Langer et al. 2015].

Sowohl im Altertum wie im 18. Jahrhundert wurden Metallfäden zur Sehnnäht eingesetzt, von der Mitte des 19. Jahrhunderts an wurde unter Nutzen der bakteriostatischen Eigenschaften Draht einer Aluminium-Bronze-Legierung verwendet. Die Stahlindustrie liefert heute noch monofile und polyfile Fäden, deren Vorteile auf die einfache Sterilisierbarkeit, die hohe Reißfestigkeit und die weitgehende Reizlosigkeit im Gewebe zurückzuführen sind. Allerdings kann Metall im Gewebe korrodieren, eine Metallose oder eine Allergie begünstigen. Deswegen und auch aufgrund der unhandlichen Anwendung werden Stahlfäden seit ca. 30 Jahren nicht mehr eingesetzt und Kunststoff-Fäden verwendet. Bisher ohne klinische Konsequenz blieben jüngere ex-vivo-Studien um Karjalainen, der Nickel-Titanium-Drähte zur Beugesehnnäht mit positivem Ergebnis testete [Carls und Wirth 2000; Karjalainen et al. 2010; McDonald et al. 2011; Wu und Tang 2014].

Heute werden sowohl resorbierbare und nicht resorbierbare Nahtmaterialien in der Sehnenchirurgie verwendet.

Die Entwicklung der nicht-resorbierbaren Nahtmaterialien begann 1931 mit Polyvinyl-Alkohol und war die Grundlage der Fortentwicklung des nicht-resorbierbaren Nahtmaterials zum heute häufig genutzten Polypropylenfaden. Ihre häufige Anwendung begründet sich in der hohen Reißfestigkeit und der Geschmeidigkeit, obwohl sie aufgrund der benötigten zusätzlichen Knotenschlingen lokale Irritationen auslösen können. Aktuell häufig verwendete nicht-resorbierbare Fäden bestehen aus geflochtenen Polyesterfäden, monofilem Nylon, geflochtenen und beschichteten Nylonfäden, monofilem Polypropylen oder aus geflochtenem Polyäthylen [Geldmacher und Köckerling 1992; Carls und Wirth 2000; Pillukat et al. 2017].

Resorbierbares Nahtmaterial, das aus Schafsdarm gewonnene Catgut, wurde bereits im 17. Jahrhundert verwendet. Im Rahmen der BSE-Gefahr und der unsicheren Sterilisierbarkeit unter diesem Aspekt wurde es 2001 nach über 300-jähriger Anwendung vom Markt genommen [Adams 2001; Johnson & Johnson 2013]. In den 1970er Jahren wurde Nahtmaterial aus Glykolsäure als synthetisch hergestelltes, resorbierbares Nahtmaterial entwickelt und eingeführt. Alle Weiterentwicklungen von resorbierbarem Nahtmaterial bauen hierauf auf und sind Polyglykolsäureester. Im Jahr 1985 etablierte Ketchum den PDS-Faden aus Polydioxanon in der Sehnenchirurgie, da er zeigen konnte, dass dieser im Rahmen seines Zerfalls durch Hydrolyse im Bereich der Sehne keine Fremdkörperreaktionen auslöst. PDS-Nahtmaterial gehört aufgrund seiner Stabilität und ausreichend langen Standzeit inzwischen zum mit am meisten genutzten Nahtmaterial bei der Beugesehnennaht [Carls und Wirth 2000; Adams 2001; Wada et al. 2002; Krajewski 2010; Moutet et al. 2014].

Wenig Erkenntnisse gibt es über die Sehnen-Naht-Wechselwirkung und bezüglich der Stabilität einer Sehnennaht ohne Knoten durch Anwendung eines Fadens mit Widerhaken, womit sich die vorliegende Dissertationsschrift befasst. Erstmals wurde die Idee eines chirurgischen Fadens mit Widerhaken 1956 als US-Patent angemeldet. Die ersten kommerziell vermarkteten Fäden mit Widerhaken waren der von Sulamanidze entwickelte Faden „APTOS“, ein nicht resorbierbarer 2-0 Polypropylen-Faden mit bidirektionalen Widerhaken. Der erste Faden mit Widerhaken aus Polydioxanon, ähnlich des in dieser Arbeit verwendeten Stratafix-Fadens, wurde 2004 von der FDA zugelassen. Allerdings sind signifikante Vorteile in der Stabilität gegenüber den traditionellen geknoteten Sehnennähten bisher nicht ausreichend bewiesen. [Sulamanidze et al. 2005; Shi et al. 2007; Greenberg 2010; McClellan et al. 2011; Wu und Tang 2014].

3 Material und Methoden

Die Untersuchungen fanden im Zeitraum vom 09.03.2017 bis zum 27.03.2017 statt.

3.1 Material

3.1.1 Kriterien zur Auswahl der Tiermodellsehnen

Eine Versuchsdurchführung in vivo ist im Rahmen der Fragestellung nicht möglich und frische humane Leichenpräparate in gleichbleibend regelmäßiger Morphologie stehen in diesem Umfang nicht zur Verfügung. Die Prüfung an Formalin-fixierten Leichensehnen ist aufgrund der veränderten Physik durch die Fixierung nicht sinnvoll, auch tiefgefrorene „fresh frozen“ Sehnen verändern nach Clavert sowohl Elastizität wie Reißverhalten [Wetzel 1920; Clavert et al. 2001].

Für die Prüfung neuer Erkenntnisse in der Sehnenchirurgie ist das Tiermodell sowohl in vivo wie auch am Kadaver üblich. Die methodische Vielfalt der Publikationen erschwert die Vergleichbarkeit und führt teils zu widersprüchlichen Ergebnissen, ein standardisiertes Verfahren hat sich bislang nicht etabliert. Häufig wurden dabei in vivo die Tiermodelle am Hund, Schwein oder Schaf angewandt, in den ex-vivo-Modellen findet besonders häufig das Schweinmodell Anwendung [Savage 1985; Havulinna et al. 2011; Mao et al. 2011; Savage 2014; Pillukat et al. 2017].

Aufgrund der morphologischen und biomechanischen Vergleichbarkeit humaner und porciner Sehnen erfolgt in diesem Versuchsaufbau die Durchführung des Sehnennahtversuchs an Schweinesehnen. Die makroskopische Ähnlichkeit zur humanen Fingerbeugesehne in ihrer Stärke und ohne Einsprossungen von Muskulatur oder Gefäßen begründet die Entscheidung zur Wahl der porcinen Extensor-Sehne. Auch die Zugfestigkeit nativer Schweinesehnen liegt im für die menschliche Sehne vergleichbaren Bereich [Savage 1985; Boyer et al. 2001; Viinikainen et al. 2004; Lachi 2006; Havulinna et al. 2011].

Zur Prüfung der biomechanischen Eigenschaften der Beugesehnennaht mit dem mit Widerhaken versehenen Stratafix-Faden wurden 48 Sehnen der Vorderpfoten frisch geschlachteter Hausschweine verwendet. Die Tiere hatten ein Schlachtagter von acht Monaten, waren männlich und wiesen ein Lebendgewicht von 110 kg bis 120 kg auf. Es wurde für die Sehnennaht jeweils die Sehne des M. extensor digitorum III der Schweinevorderpfoten verwendet.

Die Versuche wurden jeweils am Tag der Schlachtung der Tiere durchgeführt, der Transport der Schweinpfoten sowie die Lagerung erfolgte zur Sicherung des Frischegrads unter ständiger Kühlung.

3.1.2 Nahtmaterial

Um die Enden der explorierten Sehnen zu adaptieren, wurden für verschiedene Nahtmethoden folgende Nahtmaterialien und Fadentypen verwendet. Die Stärkenangaben erfolgen im USP-System:

3.1.2.1 PDS Plus

Hersteller: Ethicon, Johnson & Johnson Medical GmbH, Norderstedt, Deutschland

Artikelnummer: PDP9950H

Fadenstärke: 4-0

Eigenschaften: ungefärbt monofil

Reißkraftprofil: 60 % 42 Tage, 0 % 70 Tage

Resorption: ca. 180-240 Tage

Nadel: 3/8-Kreis Dreieckkörper schneidend

Bogenlänge 19 mm

FS2

Material: Polydioxanon, antiseptisch

[Ethicon 2017]

3.1.2.2 STRATAFIX Spiral PDO bidirektional

Hersteller:	Ethicon, Johnson & Johnson Medical GmbH, Norderstedt, Deutschland
Artikelnummer:	SXPD2B423
Fadenstärke:	4-0
Eigenschaften:	violett gefärbt monofil bidirektional Reißkraftprofil: 80 % 28 Tage, 40 % - 70 % 42 Tage Resorption: ca. 120-180 Tage
Nadel:	3/8-Kreis Dreieckkörper schneidend Bogenlänge 19 mm doppelt armiert, 2 x FS2
Material:	Polydioxanon

[Ethicon 2017]

Der Faden „STRATAFIX Spiral PDO bidirektional“ besteht aus Polydioxanon, verfügt zur besseren Fixierung des Gewebes über Widerhaken auf seiner Oberfläche und gehört somit in die Gruppe der zunehmende Verwendung findenden „Barbed Suture“. Die Widerhaken verhindern ein Zurückziehen des Fadens und sichern so die Naht. Beim verwendeten doppelt armierten Faden ändert sich, bei Betrachtung des Fadens in seiner Länge, in der Mitte die Richtung der Widerhaken, so dass ein Durchziehen jeweils bis zur Mitte möglich ist und dann der Faden blockiert.

Die Herstellung aller auf dem Markt verfügbaren „Barbed Suture“ ist – wie auch beim vorliegenden Faden – zueinander ähnlich. So werden nach Produktion des Fadens maschinell oberflächliche, spiralförmig umlaufende Einschnitte angelegt, welche die Funktion des Einhakens im Gewebe übernehmen. Infolgedessen zeigt die angegebene Fadenstärke „USP 4-0“ den Kerndurchmesser als Indikator für die Reißfestigkeit an, allerdings ist der Gesamtdurchmesser entsprechend größer [Ethicon; Greenberg und Goldman 2013; Jordan et al. 2014].

3.1.3 Versuchsaufbau der biomechanischen Testung

Die Stabilitätsprüfung der Sehnennaht der Schweinesehenen erfolgte mittels Zugversuch mit der servohydraulischen Universalprüfmaschine MTS 810 des Instituts für Werkstofftechnik der Universität Siegen. Die Funktionsweise der im Institut genutzten Prüfmaschine wird von Dr.-Ing. Arne Ohrndorf folgendermaßen beschrieben:

„Die Maschine besitzt einen auf eine Maximalkraft von 50 kN ausgelegten Lastrahmen MTS 810 mit einem uniaxialen Hydraulikzylinder. Es handelt sich um ein servohydraulisches Prüfsystem, welches über ein Hydraulikaggregat mit einem konstanten Öl-Arbeitsdruck von $p = 210$ bar versorgt wird. Die Krafterzeugung erfolgt also durch Öldruck, wobei der Ölfluss zu den beiden Kammern des Hydraulikzylinders mittels eines Servoventils gesteuert wird. Dieses Servoventil ist sozusagen das Herzstück der Maschine, indem es die von einem PID-Regler als elektrische Stellgröße vorgegebenen Signale in einen entsprechenden Ölfluss umsetzt. Die Regelung des Sollwertverlaufes geschieht in einem geschlossenen Regelkreis durch Messung und Rückführung der aktiven Regelgröße (also z.B. der Verformungsweg bei den Sehnenszugversuchen, oder aber Kraft, Dehnung, plastische Dehnung,...) in den Regelkreis, wo dann aus dem Vergleich zwischen Sollwert und Istwert eine Stellgröße gebildet wird. Als Regler verwendet die Maschine ein digitales Regelsystem TestStar IIs der Firma MTS mit zugehörigem Softwarepaket. Für den sehr einfachen Fall des Zugversuchs mit konstanter Verformungsgeschwindigkeit wurde bei den Sehnensversuchen die Multi Purpose Testware (MPT) benutzt.“ [Ohrndorf 2017]

Der schematische Aufbau der servohydraulischen Universalprüfmaschine MTS 810 ist in der nachfolgende Abbildung 17 dargestellt, Fotografien des Aufbaus (Abb. 18 und 19) sowie die Visualisierung der Messung des laufenden Versuchs (Abb. 20) werden im weiteren Anschluss dargestellt.

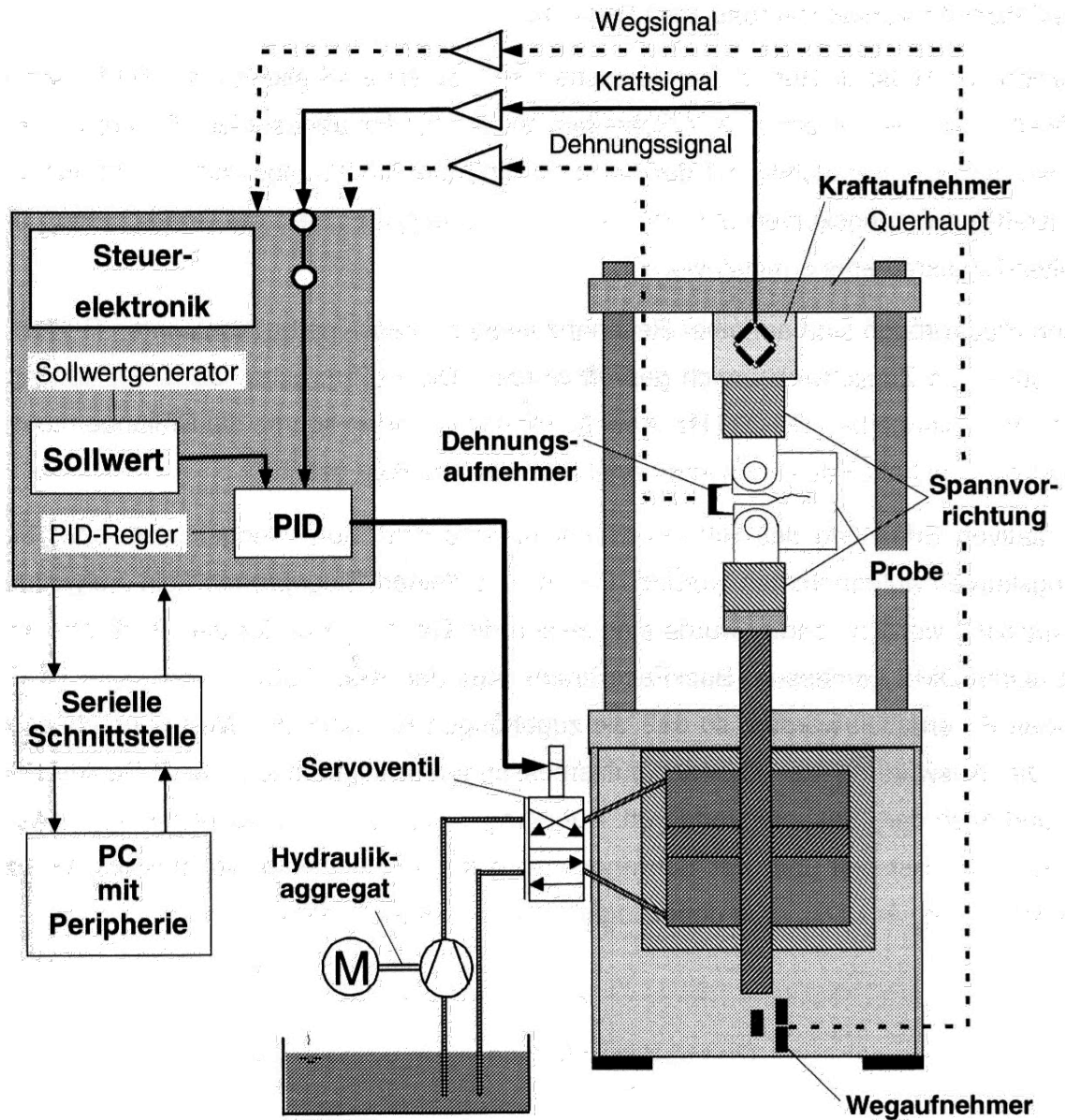


Abbildung 17: Funktionsschema des servohydraulischen Prüfsystems; Die über den Kraftaufnehmer entwickelte Kraft wird mittels Kraft-Signal an die Steuerelektronik übermittelt, welche wiederum mittels serieller Schnittstelle an einen Computer zur Visualisierung und Speicherung der Messwerte angebunden ist. [Ohrndorf 2017]

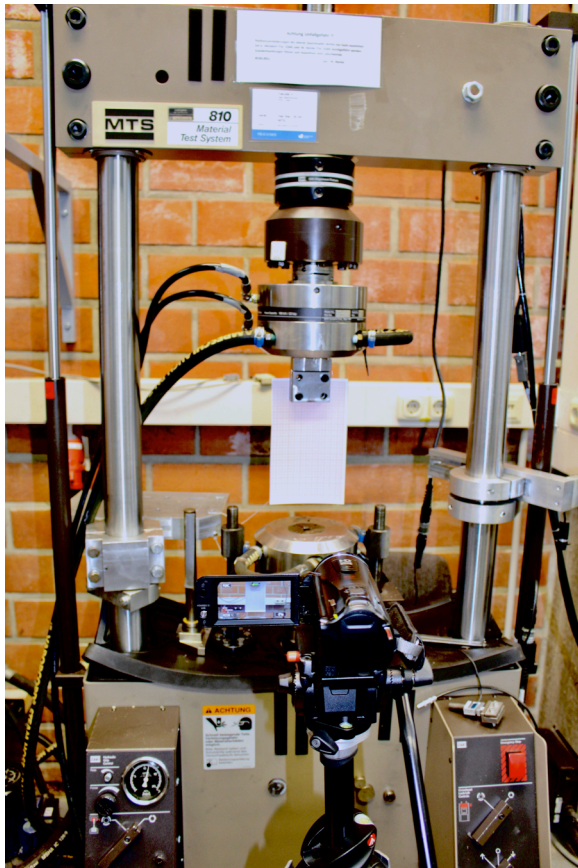


Abbildung 18: Das Foto des Versuchsaufbaus am Institut für Werkstofftechnik der Universität Siegen zeigt die Universalprüfmaschine, an deren Kraftaufnehmer bereits eine Kartonage mit Millimeterpapier befestigt ist. Im Vordergrund steht die HD-Videokamera zur digitalen Aufzeichnung des Verhaltens der genähten Sehne im Rahmen des Zugversuchs.

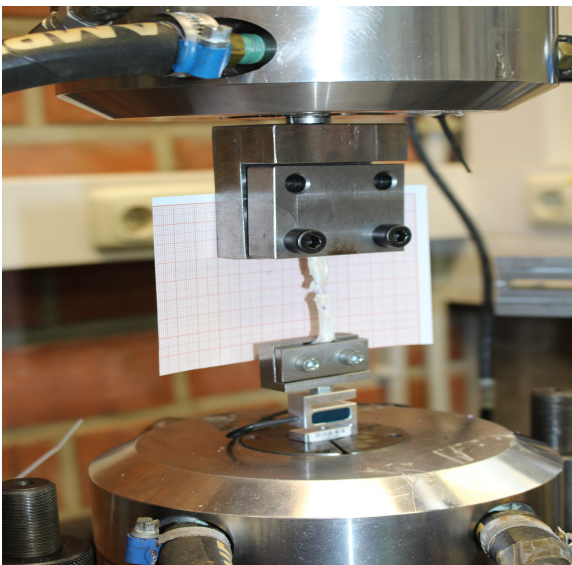


Abbildung 19: Nahaufnahme des Versuchsaufbaus mit eingespannter Sehne im laufenden Versuch, hinter der Sehne ist zur Beobachtung der Spaltbildung Millimeterpapier befestigt.

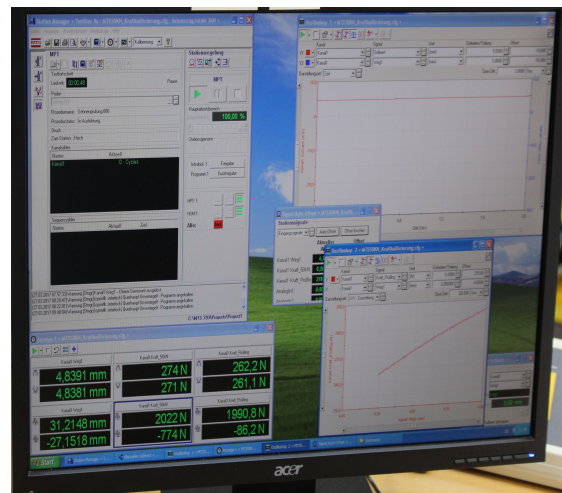


Abbildung 20: Die Aufzeichnung der Messung erfolgte mit Multi Purpose Testware Software mit laufender Visualisierung der laufenden Messung.

3.1.4 Definition der zu messenden Parameter

Folgende Parameter wurden gemessen sowie der Versagensmechanismus der Naht bestimmt:

- Maximale Kraft (N),
- Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen,
- Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung,
- Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung,
- Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung,
- Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung.

Die Übernahme der im Zugversuch gemessenen Werte des servohydraulischen Prüfsystems „MTS 810“ erfolgte EDV-gestützt nach Weg, Kraft und Zeit in einer Log-Datei der Multi Purpose Testware Software. Zeitgleich erfolgte die Video-Aufzeichnung des Zugversuchs zum Erfassen des Nahtverhaltens mit einer HD-Videokamera aus dem Bestand des Hochschulrechenzentrums (Canon Legria HFM 46). Die Aufzeichnungen der Messwerte der Zugversuche wurden im Nachgang mit den Videoaufzeichnungen der Untersuchungen verglichen.

Es wurde als **Maximalkraft (N)** die in der Log-Datei gespeicherte höchste Kraft des Zugversuchs übernommen.

Die Prüfung der **Spaltbildung in mm** erfolgte visuell anhand der Filmaufnahmen. Ein Spalt wurde als im Protokoll festgelegter durchgehend gleichmäßiger Abstand der Sehnenstümpfe zueinander definiert. Zur Messung der Spaltbildung wurde hinter der zu prüfenden Sehne Millimeterpapier an der oberen Klemme der Universalprüfmaschine befestigt und so justiert, dass in der frontalen Aufsicht der Videoaufnahme ein Ablesen möglich war.

Zur Ermittlung der Daten der **Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 10 mm Spaltbildung** wurde die Videoaufzeichnung bei entsprechender Spaltbildung gestoppt und die entsprechende gemessene Kraftwirkung des Prüfsystems aus der Log-Datei zum Zeitpunkt des Stopps dokumentiert.

Der **Versagensmechanismus der Naht** wurde während der Zugversuche ermittelt und anhand der Videodokumentationen der Experimente nochmals geprüft.

Der Versagensmechanismus wurde wie folgt definiert:

- Fadenruptur:
Plötzliches Reißen des Fadens, kombiniert mit auf Video dokumentiertem und charakteristischem Geräusch sowie plötzlichem Kraftabfall in der Messung.
- Sehnenversagen:
Intakter und noch verknoteter Faden, teilweise mit daran anheftendem Sehngewebe, welcher im Rahmen des Zugversuchs durch das Sehngewebe gezogen wurde (vgl. Abb. 21).
- Knotenversagen:
Intakter Faden, welcher im Rahmen des Zugversuchs durch das Sehngewebe herausgezogen wurde. Hierunter fällt auch das Versagen der Fixierung des Stratafix-Fadens im Sehngewebe bei der Stratafix-Naht ohne Knoten (vgl. Abb. 22).
- Technisches Versagen:
Sehne löste sich im Laufe des Zugversuchs aus oberer oder unterer Klemme oder anderer technischer Fehler.
- Ausfall vor Zugversuch:
Erkennen einer Beschädigung des Fadens oder der Sehne, die nach Abschluss der Sehnennaht, z.B. bei Verschluss des Schweinfußes nach Naht oder bei Heben der genähten Sehne vor dem Zugversuch, entstanden ist.

Die folgenden Abbildungen 21 und 22 dokumentieren exemplarisch die beiden Versagensmechanismen Sehnenversagen bzw. Knotenversagen.

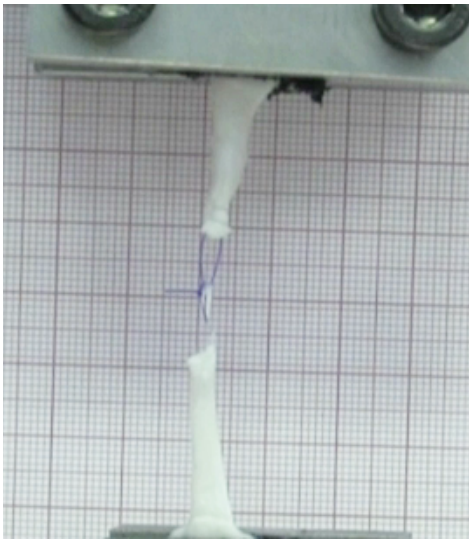


Abbildung 21: Beispiel des Versagensmechanismus, hier ein Sehnenversagen; der Knoten wurde durch die Sehne hindurchgezogen, der Faden und Knoten blieben intakt.

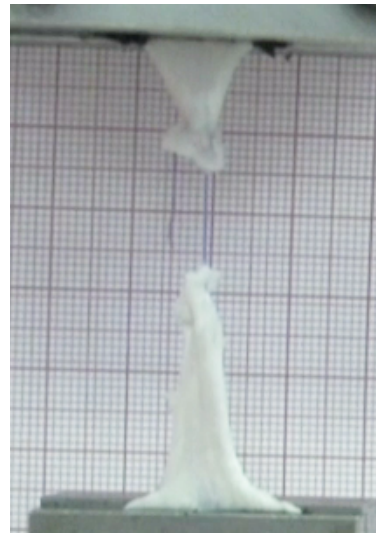


Abbildung 22: Beispiel des Versagensmechanismus, hier ein Versagen des Stratafix-Mechanismus; der Faden wurde nach und nach aus der Sehne herausgezogen, bis die Adaption nur noch einseitig gehalten wurde.

3.2 Methode

3.2.1 Präparation und Behandlung der porcinen Sehnen

Nach Erhalt der Schweine-Vorderpfoten in der Schlachtereierfolgte eine konstante Kühlung bei 4° Celsius in einer Thermobox während des Transports und im Rahmen der Versuchsreihe in einem handelsüblichen Kühlschranks. Die Schweinepfoten wurden unmittelbar vor der Versuchsdurchführung durch einen dorso-medialen Hautschnitt eröffnet, die Faszien durchtrennt und dann die M. extensor digitorum III Sehne dargestellt, ohne diese proximal aus dem Gewebe oder distal vom Ansatz zu lösen. Die frei gelegte M. extensor digitorum III Sehne wurde mittig mit einem Skalpell (Konfiguration 15) senkrecht zur Längsachse, wie in Abbildung 23 dargestellt, durchtrennt und mittels der drei unterschiedlichen Nahttechniken in situ adaptiert.

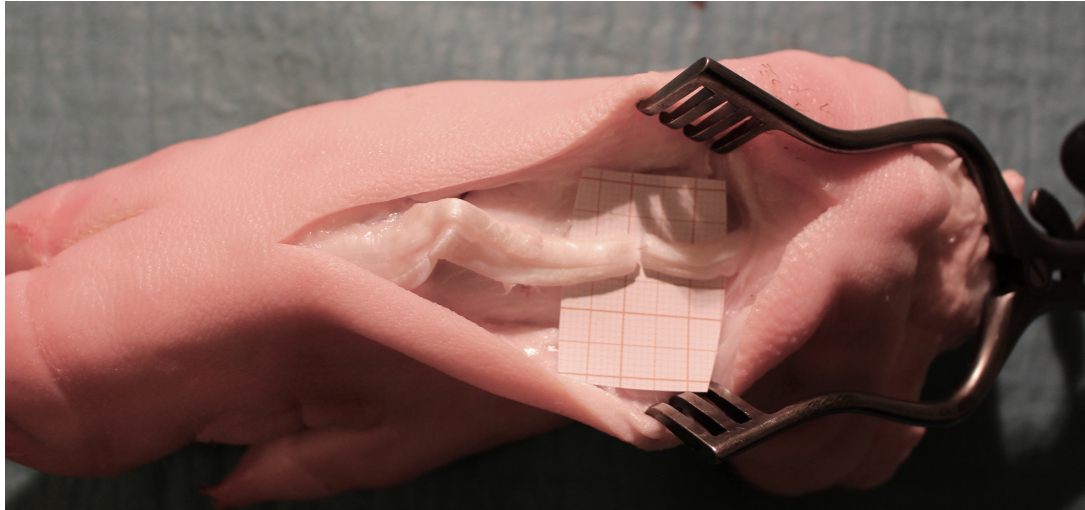


Abbildung 23: Bei der abgebildeten Schweinepfote wurde die Sehne des M. Extensor digitorum III präpariert und quer durchtrennt, dabei wird das Präparationsgebiet mittels eines Wundspreizers aufgehalten. Zur besseren fotografischen Darstellung wird das relevante Gebiet des gesetzten Sehndefekts mit Millimeterpapier hinterlegt.

3.2.2 Die Adaption der Sehnenstümpfe

Die Reihenfolge der durchzuführenden Sehnennähte wurde nach dem Zufallsprinzip über den Zufallsgenerator der Webseite „randomize.org“ festgelegt. So erfolgte die zufällige Aufteilung in drei äquivalente Versuchsgruppen.

Es wurden 16 Sehnen mittels Zechernäht mit PDS-Faden, 16 Sehnen mittels Zechernäht mit Stratafix-Faden und 16 Sehnen mittels modifizierter Zechernäht mit Stratafix-Faden vernäht. Die Durchführung der Sehnennähte erfolgte bei Raumtemperatur unter intermittierender Befeuchtung der Sehnenstümpfe mit NaCl-Lösung. Im Anschluss an die Sehnennaht erfolgte der Verschluss der Schweinefüße mittels Klammernaht, um ein Austrocknen zu verhindern und um ein physiologisches Milieu zu gewährleisten. Unmittelbar an die Naht erfolgte die weitere Kühlung der Schweinefüße bis zum Zugversuch.

Die präparierten Sehnen wurden durch einen Unfallchirurgen mit handchirurgischer Zusatzbezeichnung des Universitätsklinikum Gießen unter Anwendung der nachfolgend genannten Nahttechniken in situ adaptiert.

3.2.3 Beschreibung der verwendeten Nahttechniken

Im Experiment wurden folgende Nahttechniken durchgeführt:

- Zechnernaht mit PDS-Faden,
- Zechnernaht mit Stratafix-Faden,
- Modifizierte Zechnernaht mit Stratafix-Faden ohne Knotenfixierung.

3.2.3.1 Die Zechnernaht

Die Zechnernaht ist nach Towfigh die am weitesten verbreitete und auch eine in der Literatur häufig empfohlene Nahttechnik für Beugesehnen. Sie entspricht mit Änderungen u.a. durch Max Lange und Isidor Kessler dem Prinzip einer modifizierten Sehnennaht nach Kirchmayr [Towfigh et al. 2011]. Während bei der Kirchmayr-Naht als auch bei Kessler die Knoten außen auf der Sehne aufliegen und hier eine Verringerung der Gleitfähigkeit hervor rufen, verlagerte Zechner den Knoten in den unverletzten proximalen oder distalen Sehnenstumpf durch Längsinzision der Sehne im Bereich der späteren Knotenlage (vgl. Abb. 16f im Grundlagen-Abschnitt der vorliegenden Arbeit) [Zechner et al. 1985; Towfigh et al. 2011]. Zechner selbst bezeichnet die Naht als eine Kombination zwischen Kleinert- und Ikuta-Naht. Bei Letzterer wird ebenfalls ein Versenken des Knotens außerhalb der Schnittfläche mittels einer kleinen Inzision bewerkstelligt [Quadlbauer et al. 2016].

3.2.3.2 Durchführung der Zechnernaht

Die modifizierte Kirchmayr-Kernnaht nach Zechner wird mit einem doppelt armierten Faden durchgeführt. Die Nadel wird 10 mm vom verletzten Bereich entfernt quer über die Sehne gestochen, danach erfolgt ein Rückstich, der durch die Sehne in Richtung des Schnittes gestochen wird, wobei darauf geachtet wird, den Faden unterhalb der Quernaht für beide Fäden zu halten. Dadurch wird die Locking-Loop-Konfiguration gewährleistet. Jeder Faden wird parallel in den anderen Stumpf der Sehne gestochen und verlässt die Nadel 10 mm von der Schnittkante entfernt. Die Fäden werden getrennt und ein leichter medianer Schnitt wird in der Sehne angelegt. Mit einem seitengleichen Rückstich kommen beide Nadeln durch die Inzisionsstelle, wobei die erste Nadel in situ bleibt, um ein Durchstechen des Fadens zu verhindern.

Sodann werden beide Enden der Sehne zusammengezogen und anschließend durch die Schleife blockiert. Nach Verknoten der Fäden erfolgt jeweils ein Ausstich zur Seite der Sehne, so wird der Knoten in der Inzision der Sehne versenkt und die Fäden letztlich außerhalb der Sehne abgeschnitten [Zechner et al. 1985; Quadlbauer et al. 2016].

3.2.3.3 Durchführung der modifizierten Zechnernaht

Bei der modifizierten Zechnernaht erfolgt circa 10 mm proximal des ersten Sehnenstumpfes mithilfe eines Skalpells die Anlage einer 5 mm messenden, kleinen Inzision, in welcher später der Knoten zu liegen kommt. In dieser Inzision wird mit der Nadel senkrecht zur Sehnenfaserrichtung mit einem Querstich einige Sehnenfaserbündel fassend nach außen ausgestochen und anschließend von oben kommend in Faserrichtung des Sehnenfaserverlaufs zur Rupturstelle hin erneut durch die Sehne gestochen, so dass ein Ausstich im Querschnitt der verletzten Region der Sehne erfolgt. Durch den ersten Aus- und Wiedereinstich bildet sich eine kleine Schlaufe auf der Sehnenoberfläche, die die Naht verankert. Der 10 mm vom Stumpf entfernte Einstich verhindert ein längs verlaufendes Durchschneiden der Sehne durch das Nahtmaterial. Im nächsten Schritt wird die Nadel in Längsrichtung des anderen Sehnenstumpfes in dessen Querschnitt eingestochen und nach 8-10 mm axialem Fadenverlauf nach oben ausgestochen. Es folgt ein Querstich zur Fixierung des Nahtmaterials sowie nachfolgend ein Einstich zur Rückführung des Fadens in Längsrichtung. Im Querschnitt erfolgt dann der Ausstich aus dem zweiten Stumpf und im Querschnitt des ersten Stumpfes der Einstich in längsverlaufender Richtung, so dass eine Adaptation der Sehnenenden erfolgt. Nach Austritt wiederum ca. 10 mm proximal des Stumpfes erfolgt ein letzter Querstich, welcher in der im ersten Schritt gefertigten Inzision aussticht. Hier werden die Fadenenden verknüpft und der Knoten versenkt.

Die **Ausführung der Zechnernaht mit dem Stratafix-Faden** erfolgte analog.

In der dritten Gruppe **Zechnernaht mit dem Stratafix-Faden ohne Knoten** wurde anstatt des Verknotens in der Inzision nach Adaptation der Sehnenenden mit den beiden Fadenenden jeweils aus der Inzision nach außen ausgestochen. Anschließend wurde nach proximal gehend jeweils dreimal quer durch die Sehne gestochen, um die Adaptation der Naht über den Mechanismus der Widerhaken des Stratafix-Fadens zu sichern und dabei gleichzeitig auf einen Knoten zu verzichten.

Die Durchführung der Zechernnaht mit dem Stratafix-Faden ohne Knoten wird nachfolgend anhand einer Zeichnung nochmals erläutert.

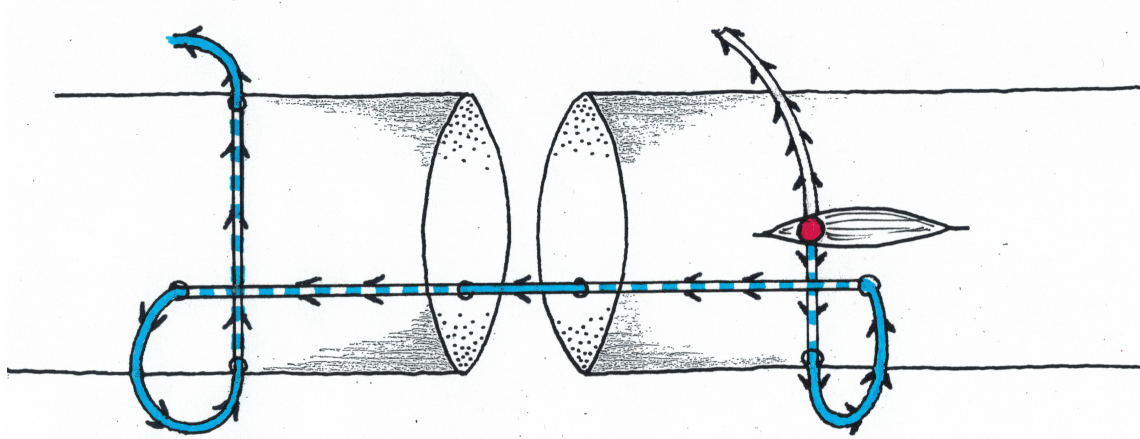


Abbildung 24: Darstellung des ersten Schritts der modifizierten Zechernnaht. Der rote Punkt symbolisiert die Mitte des doppelt armierten Stratafix-Fadens, an welchem sich die Richtung der Widerhaken umkehrt. Bis hierhin wird der Faden im Rahmen des ersten Querstichs durchgezogen, bis der Faden in der Sehne blockiert, Aus- und Wiedereinstich zum ersten Strang der Kernnaht erfolgen wie zuvor beschrieben.

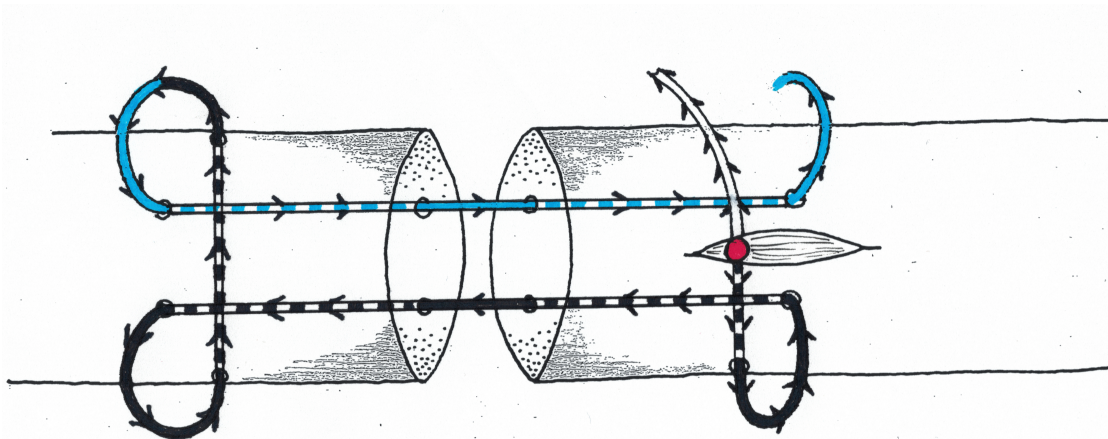


Abbildung 25: Die zuvor erfolgten Arbeitsschritte werden schwarz dargestellt; im hier abgebildeten zweiten Schritt erfolgt der seitliche Rückstich und längsstechend die Adaption der Sehnenenden.

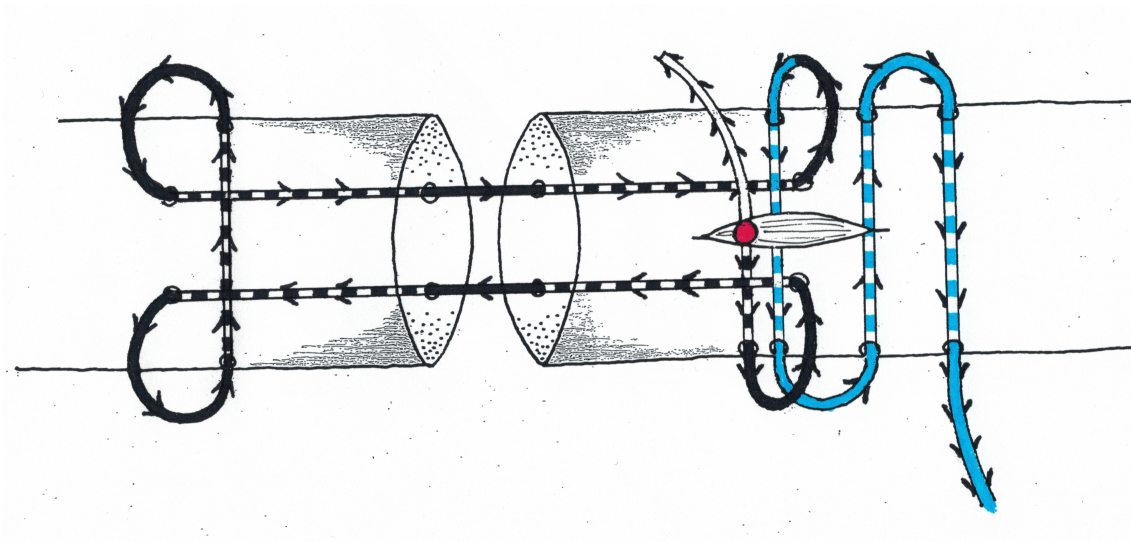


Abbildung 26: Es folgt der seitliche Rückstich und mit dreifachem Durchstechen der Sehne die Blockierung des Fadens durch die Widerhaken.

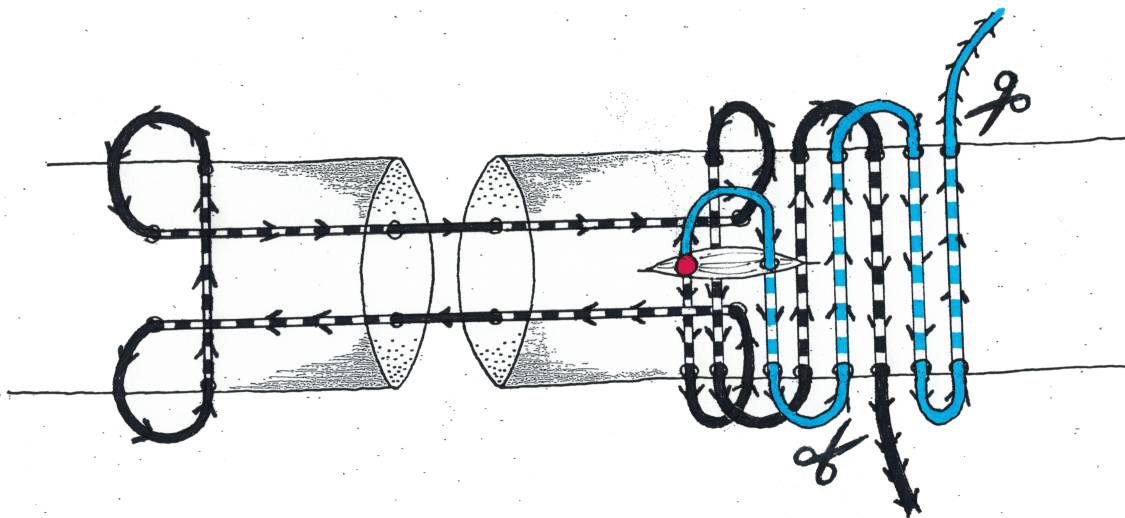


Abbildung 27: Im letzten Schritt erfolgt das Blockieren der zweiten Fadenhälfte ebenfalls durch drei Querstiche, abschließend Kürzen der Fäden auf Sehnenniveau.

Auf den nächsten Seiten erfolgt zum besseren Verständnis eine Übersicht der Arbeitsabschnitte in fotografischer Dokumentation.

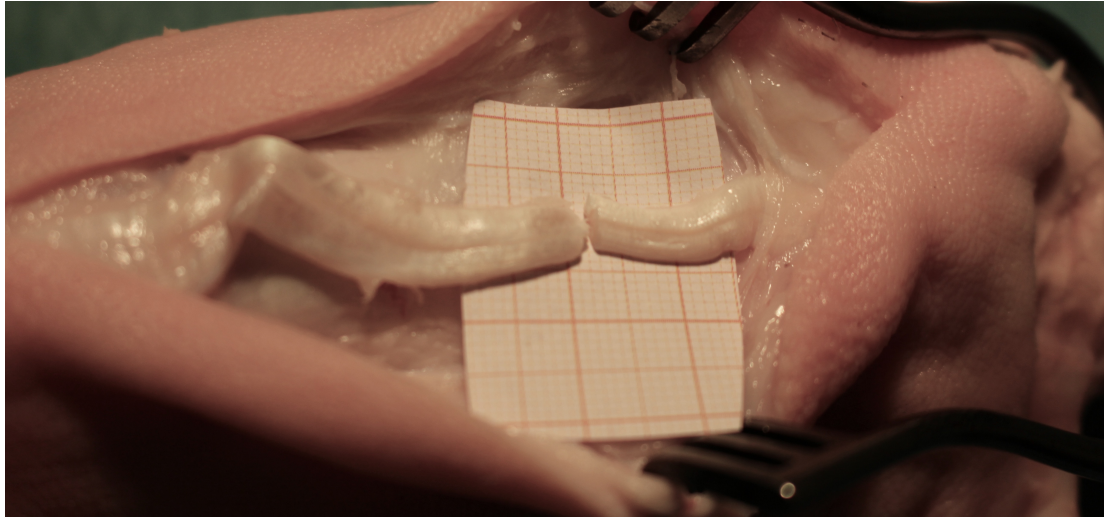


Abbildung 28: Im vorliegenden Bild ist die Präparation der Sehne des Extensor digitorum III bereits erfolgt, ihr Ursprung liegt rechtsseitig, ihr Ansatz findet sich am linken Bildrand. Die Sehne liegt mittig im Bild und ist bereits quer durchtrennt. Zur Veranschaulichung der Sehne ist diese mit Millimeterpapier hinterlegt, das Präparationsgebiet wird durch einen Wundspreizer offen gehalten.

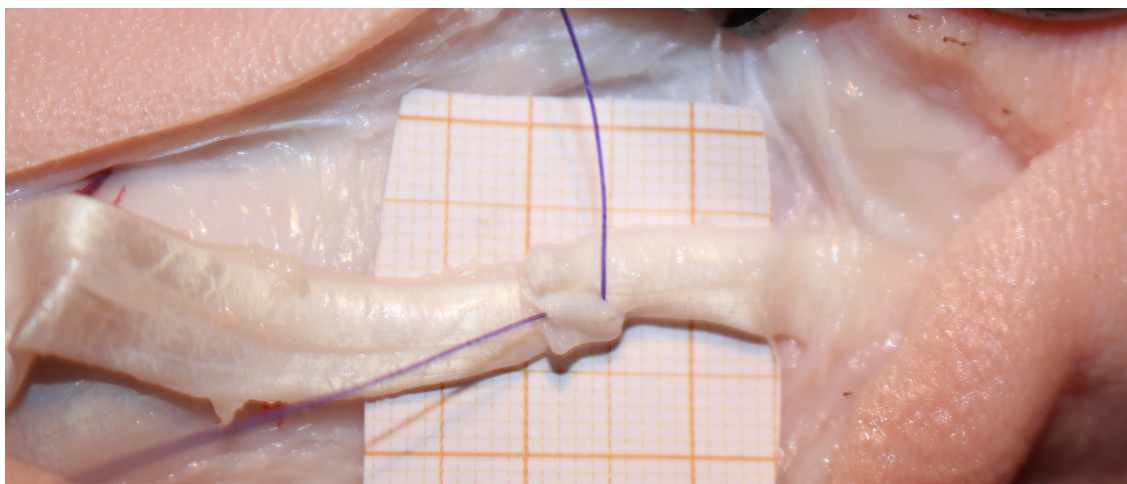


Abbildung 29: Das Bild zeigt am rechtsgelegenen Sehnenstumpf den ersten Schritt der Naht, bei dem die Inzision im mittleren Bereich des Sehnenstumpfes einen Zentimeter proximal des Defekts gesetzt wurde. Es erfolgte die Durchführung des ersten Nahtschrittes mit querem Stich durch die Inzision und Ausstich nach außen sowie des Wiedereinstichs seitlich mit Längs-Ausstich aus dem Querschnitt (im Bild der nach links gehaltene Faden). Der von oben kommende Faden markiert die Inzision der Sehne, in welcher bei der Zehnernaht nach Abschluß der Naht der Knoten zu liegen kommt.

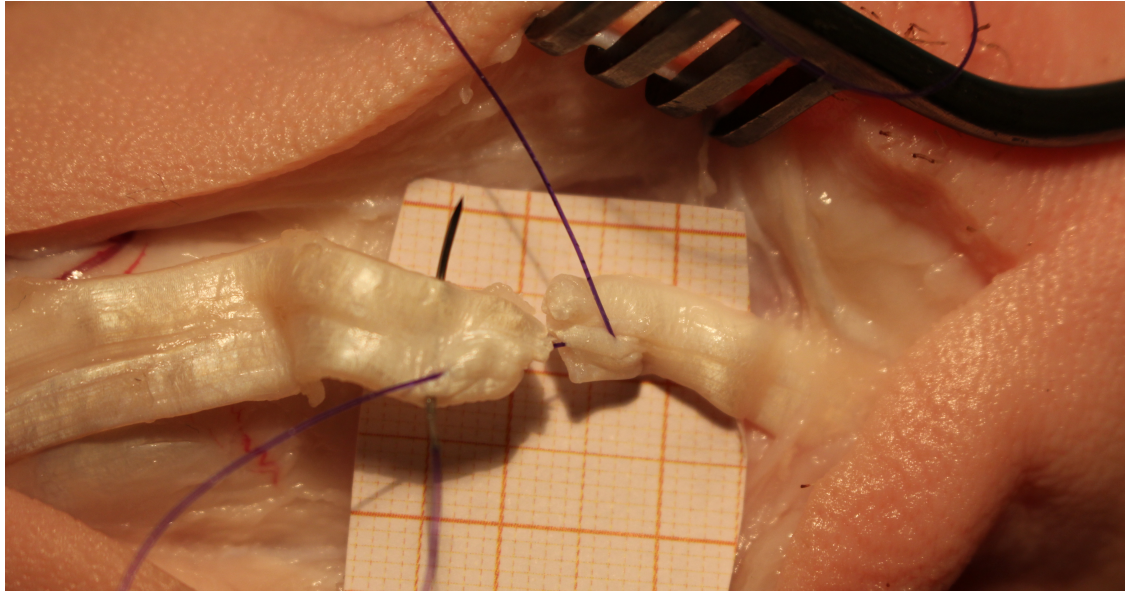


Abbildung 30: Im zweiten Nahtschritt erfolgt der Einstich längsverlaufend in den Querschnitt des links gelegenen Sehnenstumpfes, danach der seitliche Ausstich auf den ein Querstich folgt. In der Abbildung sieht man (wieder rechts gelegen) den Faden in die Inzision des proximalen Sehnenabschnittes eintreten. Zwischen den Stümpfen kann man den durch den im Querschnitt erfolgten Einstich gebildeten ersten Strang der Naht erkennen. Der Ausstich stellt sich distal des Stumpfes dar und die zur Veranschaulichung quer gestochen belassene Nadel symbolisiert den anschließenden Querstich.

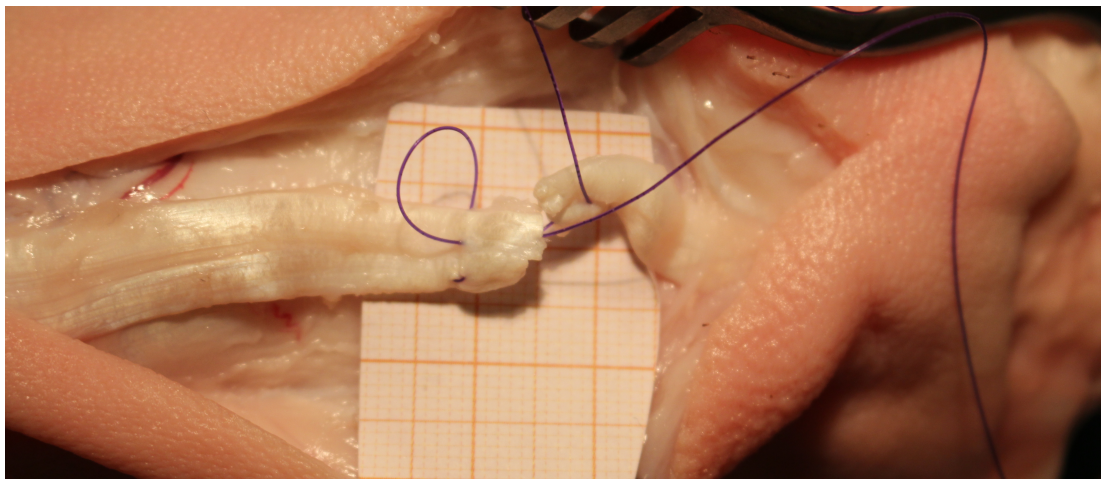


Abbildung 31: Der proximale (rechte) Sehnenabschnitt wird in diesem Bild von dem in der Inzision einliegenden Faden zur besseren Darstellung weg gehalten. Im linken Bildbereich zeigt sich am oberen Rand der Ausstich und im mittleren Sehnenbereich der Wiedereinstich, die Schlaufenbildung symbolisiert hierbei die Fadenführung. Weiter erkennt man den Ausstich aus dem Defekt-Querschnitt des links-gelegenen distalen Sehnenstumpfes mit dem nach rechts-oben auslaufenden Faden.

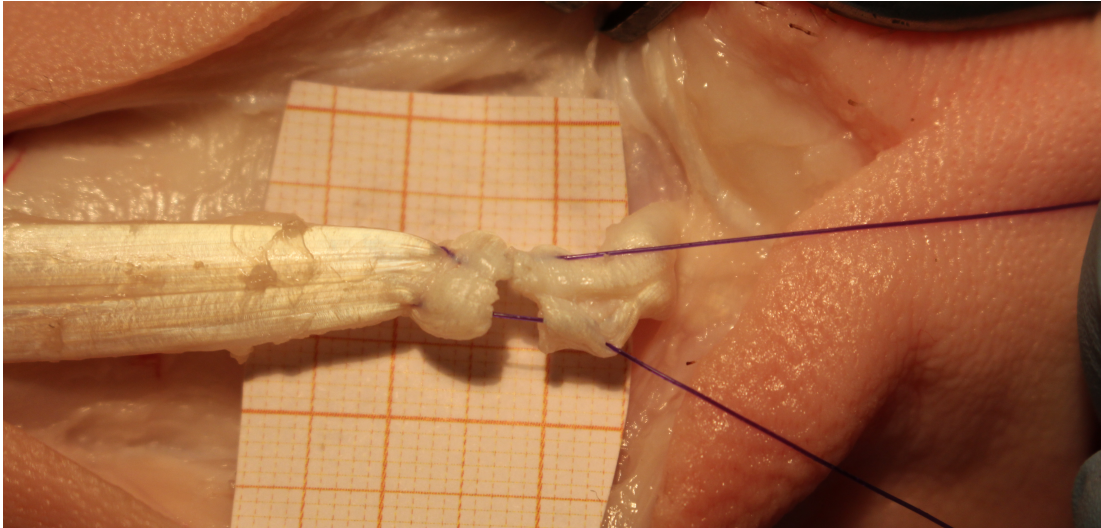


Abbildung 32: Die in Abbildung 31 dargestellte Schlaufe am linken Sehnenstumpf ist nun durchgezogen, desweiteren ist der Einstich in den Querschnitt des rechts liegenden Sehnenstumpfes und der nachfolgende nach außen (im Bild oben gelegen) gerichtete Ausstich erfolgt. Im Rahmen dieses Schrittes erfolgt im oberen Bereich der Sehnennaht bereits eine Adaptation der Sehnenenden durch den Fadenzug und die Fixierung der Situation durch die Widerhaken des Fadens, so dass diese Adaptation in diesem Bild den zweiten Strang der Kernnaht verdeckt.

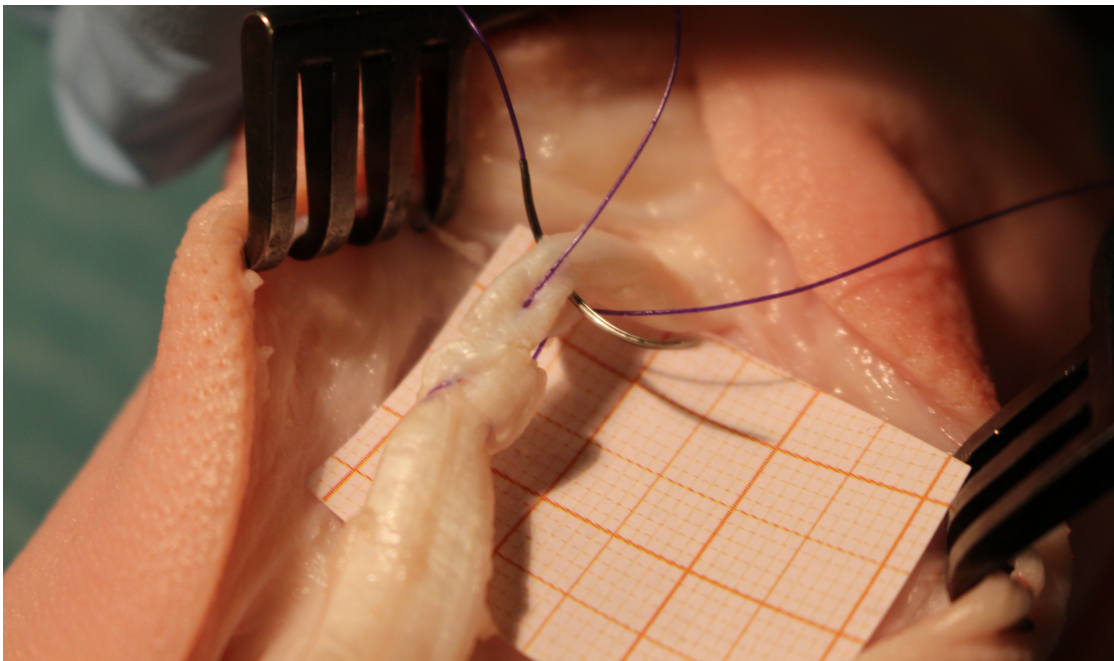


Abbildung 33: Die Sehnenstümpfe zeigen sich durch die Widerhaken bereits in ihrer Adaptation fixiert, am proximalen Stumpf ist mit dem Nadelstich der Beginn der Fixierung des Fadens mittels eines die ganze Sehne fassenden Querstichs dargestellt.

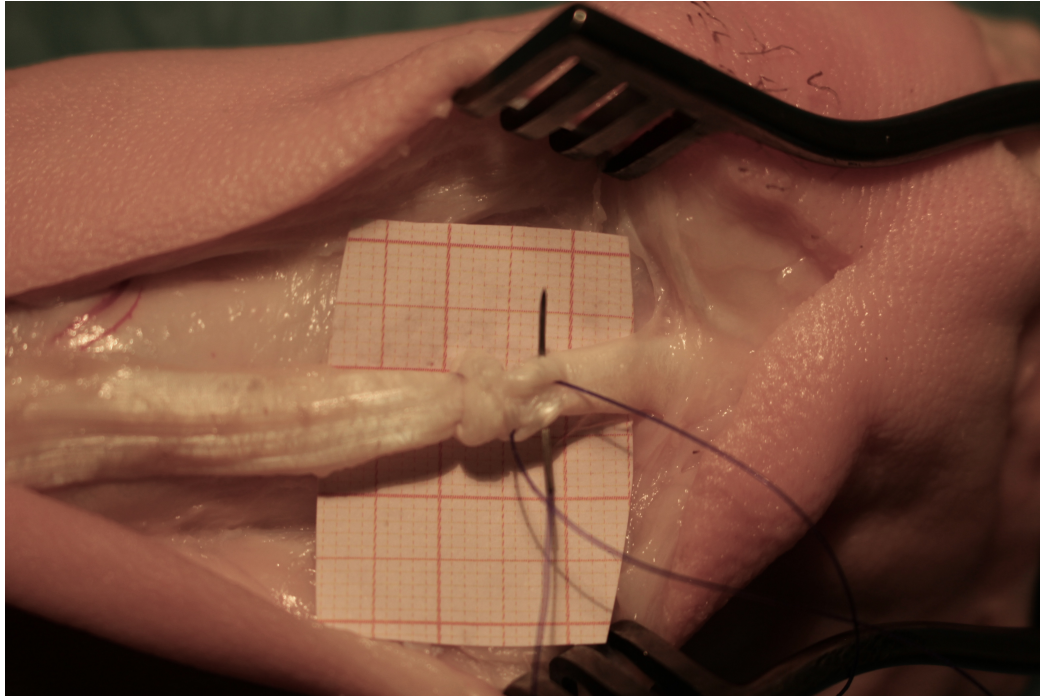


Abbildung 34: In der Aufsicht zeigt sich die Sehne im Zentrum des Bildes gut adaptiert. Mittels der vertikal abgebildeten Nadel erfolgt ein leicht nach proximal gerichteter Querstich zur weiteren Fixierung des Fadens im Gewebe.

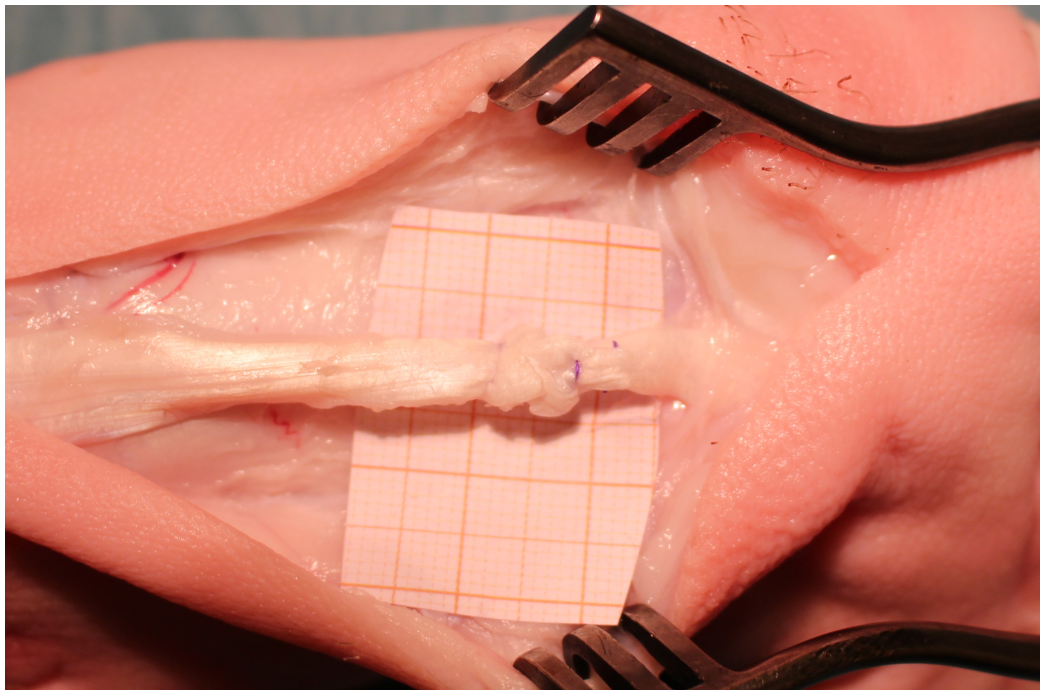


Abbildung 35: Wiederum in der Aufsicht stellt sich die Adaptation der Sehnenstümpfe mittig gut adaptiert dar, am oberen Rand des rechts gelegenen Sehnenstumpfes zeigt sich einer der beiden auf Sehnenniveau gekürzte Stratafix-Fäden.

In der vorliegenden Arbeit wurde bewusst auf die Verwendung von epitendinösen Ringnähten verzichtet, da zum einen dann eine Messung der sich im Rahmen der Kraftereinwirkung entwickelnden Lücken nicht möglich gewesen wäre. Zum anderen erhöht eine epitendinöse Ringnaht die Belastbarkeit der adaptierten Sehnen, womit eine Aussage zur Stabilität der geprüften Nähte gerade im Hinblick auf die Belastbarkeit des Knotens bzw. des Blockierens durch die Stratafix-Widerhaken verzerrt worden wäre [Brug 1997; Strickland 2005; Langer et al. 2015; Pillukat et al. 2017].

Um interindividuell unterschiedlich ausgeprägte Fähigkeiten und somit Einflussfaktoren auf die Vergleichbarkeit der Nähte zu vermeiden, erfolgte die Ausführung aller Nähte durch nur einen versierten handchirurgischen Operateur.

3.2.4 Transport und der Aufbewahrung der Sehnen

Während des circa einstündigen Transportes von Gießen nach Siegen wurden die Schweinfüße in einer Thermobox auf 4° Celsius gekühlt.

An der Universität Siegen im Institut für Werkstofftechnik wurden die Sehnen aus den Schweinfüßen in toto gehoben und auf ihre definierten biomechanischen Eigenschaften untersucht. Die Zugversuche fanden bei Raumtemperatur statt.

3.2.5 Durchführung der Zugversuche

Die Messung der definierten biomechanischen Eigenschaften „Maximalkraft (N), Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen, Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung, Versagensmechanismus der Naht“ der drei technisch unterschiedlich vernähten Sehnen erfolgte durch Maximallastversuche an der Universalprüfmaschine MTS 810, bei denen die Sehnen auf Zug belastet wurden. Die Messwerte (Zeit, Weg und Kraft) wurden EDV-gestützt durch die Multi Purpose Testware Software aufgezeichnet. Hierbei war eine Zuggeschwindigkeit des unteren Zylinders mit 0,1 m/s festgelegt worden, die Aufzeichnung der gemessenen Kräfte erfolgte durch die Software im 0,1-Sekunden-Abstand.

Zeitgleich erfolgte die Video-Aufzeichnung des Zugversuchs zum Erfassen des Nahtverhaltens mit einer HD-Videokamera (Canon Legria HFM 46) aus dem Bestand des Hochschulrechenzentrums der Justus-Liebig-Universität.

Um vergleichbare Bedingungen und möglichst axiale Kraftwirkung zu erreichen, wurden die zu messenden Sehnen jeweils mittig in der oberen und unteren Klemme ohne Vorspannung eingespannt (vgl. Abb. 36a). Der Klemmenabstand zueinander betrug zu Versuchsbeginn zwischen 30 und 40 mm. Um eine Beeinflussung des Messergebnisses durch die Elastizitätskräfte der Sehnen zu vermeiden, erfolgte die Positionierung der Sehne beim Einspannen so, dass die Sehnennaht bei Versuchsbeginn in der Mitte des Klemmenabstandes lag. Zur Verhinderung eines Herausgleitens der Sehnenenden aus den Klemmen während der Versuche fand eine Auskleidung der Innenseiten der Klemmen mit dunkel gefärbtem Sandpapier statt. Durch die Färbung des Sandpapiers konnte zudem ein Herausgleiten der Sehnen aus den Klemmen sicher detektiert werden.

Die gemessenen Daten wurden mit den Videoaufzeichnungen verglichen (Zeit- und Kraftverlauf, vgl. Abb. 37, Abb. 38 und Abb. 39). Der Vergleich der Daten erfolgte zur Fehlervermeidung jeweils dreifach.

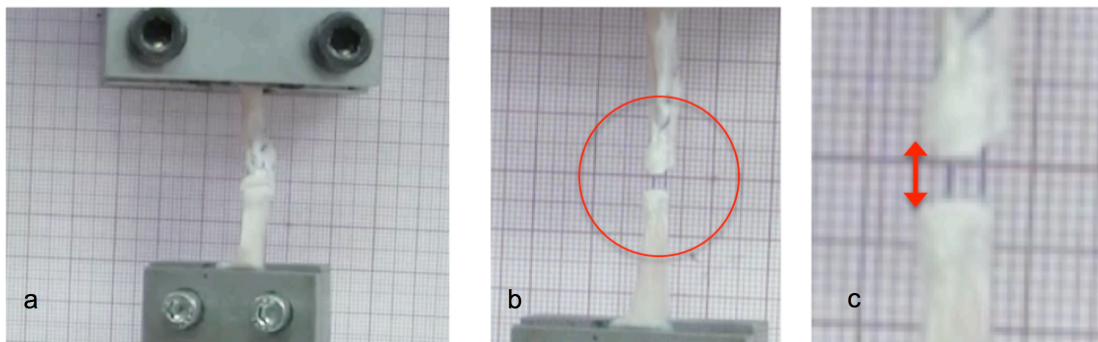


Abbildung 36: Darstellung des Zugversuchs; a) Eingespannte Sehne zu Beginn des Zugversuchs mit Einspannung im mittleren Bereich der Klemmen und Positionierung der Naht in mittigem Abstand zu den Klemmen; b) Mit auf die Sehne ansteigender Kraft und Zug auf die Sehne kommt es zur Spaltbildung (roter Kreis); c) In der Frontalaufsicht kann anhand des hinter der Sehne befestigten Millimeterpapiers der entsprechende Abstand gemessen werden (roter Wechsel-Pfeil).

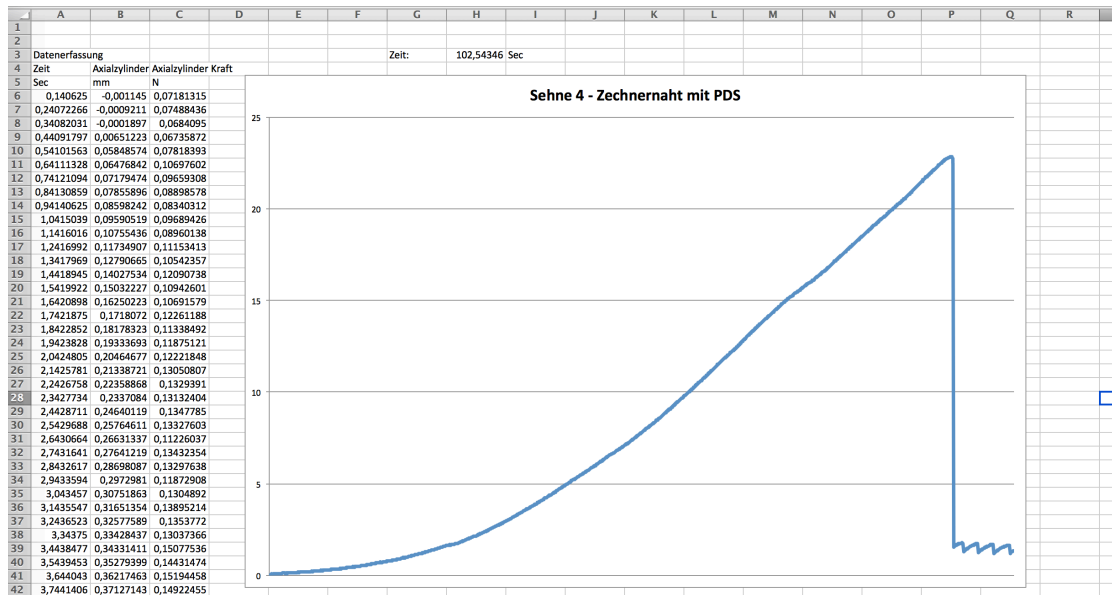


Abbildung 37: Exemplarische Darstellung einer Kraft-Zeit-Kurve bei einer Zechnernaht mit PDS-Faden. Typisch sind der annähernd lineare Kraftanstieg bis zum Nahtversagen durch Fadenruptur, welche sich in einem plötzlichen und gänzlichem Kraftabfall darstellt. Da nach der Fadenruptur der längere Teil des Restfadens häufig die Sehne noch marginal hält, zeigen sich zum Versuchsende marginal positive Kraftwerte.

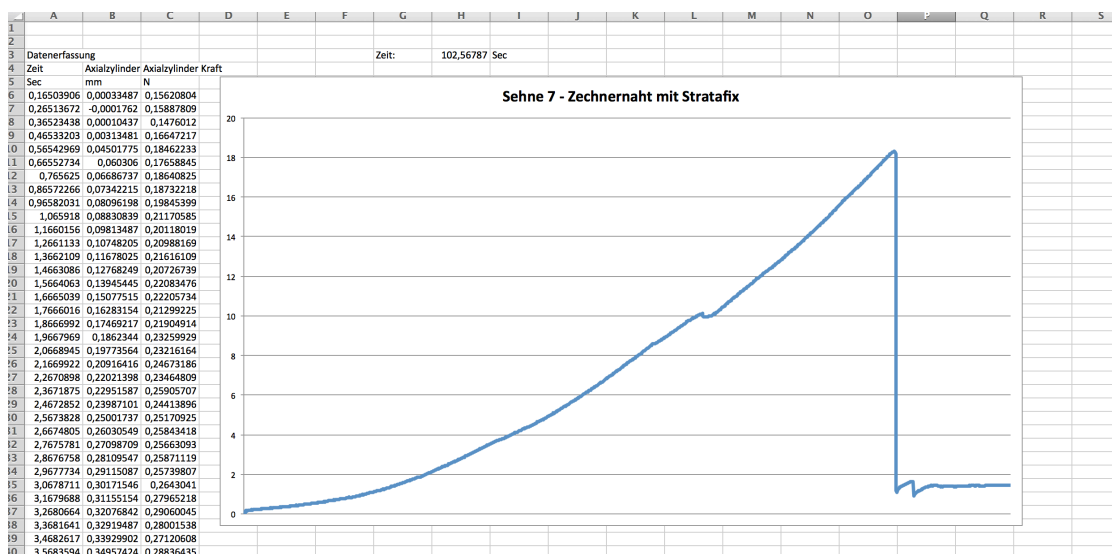


Abbildung 38: Exemplarische Darstellung einer Kraft-Zeit-Kurve bei einer Zechnernaht mit Stratifix-Faden. Auch hier zeigt sich ein annähernd lineare Kraftanstieg bis zum Nahtversagen durch Fadenruptur, welche sich in einem plötzlichen und gänzlichem Kraftabfall darstellt. Da auch hier nach der Fadenruptur der längere Teil des Restfadens häufig die Sehne noch marginal hält, zeigen sich zum Versuchsende marginal positive Kraftwerte.



Abbildung 39: Exemplarische Darstellung einer Kraft-Zeit-Kurve bei einer modifizierten Zechernahrt mit dem Stratafix-Faden. Typisch ist hier nach annähernd linearem Kraftanstieg, dass regelhaft kein plötzliches und totales Nahtversagen eintritt, sondern der Faden aus der Sehne herausgezogen wird, aber durch ein Wiedereinhaken der Widerhaken in der Sehne nochmals ein Kraftaufbau erfolgt (rote Pfeilmarkierung). Auch hier zeigen sich durch „Resthalten“ des Fadens zum Versuchsende noch marginal positive Kraftwerte.

3.2.6 Statistische Auswertung

Die beobachteten Messwerte wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel für Mac 2011 (Firma Microsoft, Seattle, USA, 2010) erfasst. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm IBM SPSS Statistics for Macintosh, Version 24.0 (Armonk, NY, IBM Corp.). Eine statistische Beratung erfolgte vor der Versuchsdurchführung und im Rahmen der Auswertung durch die Arbeitsgruppe Medizinische Statistik, Institut für Medizinische Informatik der Justus-Liebig-Universität Gießen.

Alle erhobenen Variablen wurden getrennt nach den drei Nahttechniken deskriptiv ausgewertet. Es wurde für die stetigen Variablen jeweils das Minimum und Maximum, das erste und dritte Quartil sowie der Median angegeben. Zur Vergleichbarkeit mit der angewandten Literatur erfolgte zusätzlich die Angabe der arithmetischen Mittelwerte und der jeweiligen Standardabweichung. Für die Ausprägung des Parameters Versagensmechanismus wurden die absoluten und relativen Häufigkeiten der jeweiligen Versuchsgruppe angegeben.

Die Ergebnisse wurden grafisch durch Box-Whisker-Plots dargestellt, die die Streuungsmaße (Spannweite der Messwerte) und Lagemaße (Mittelwert, Median, Quartil, Minimum, Maximum) zusammen abbilden. Die Box stellt hierbei den Wertebereich der mittleren 50 % der Daten dar, das 1. Quartil und das 3. Quartil bilden die untere bzw. obere Boxbegrenzung. Die horizontal durch die Box gehende Linie stellt den Median dar und teilt somit anschaulich die Gesamtheit der Werte in zwei Bereiche, in denen jeweils 50 % der Werte liegen. Die außerhalb der Box liegenden Antennen (Whisker), zeigen das 1,5-Fache des Interquartilsabstands an. Außerhalb der Whisker liegende Werte werden als „°“ gekennzeichnet und nennt man Ausreißer [Ehle et al. 2000; Weiß 2010].

3.2.6.1 Inferenzstatistik

Die Analyse der Daten und die Interpretation der Ergebnisse erfolgte im explorativen Sinne. Bei der Darstellung der Ergebnisse wurde daher immer die errechnete Wahrscheinlichkeit für das beobachtete oder ein extremeres Ereignis unter der Nullhypothese angegeben. Die errechnete Wahrscheinlichkeit ist damit ein Maß für die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse unter der Nullhypothese.

Nach Shapiro-Wilk zeigte sich eine Normalverteilung der gemessenen Kraft und bei der Spaltbildung, ebenso lag nach dem Levene-Test Homogenität bei der gemessenen Kraft und bei der Spaltbildung vor. Daher wurde zur Überprüfung eines möglichen globalen Unterschiedes zwischen den drei Nahttechniken bezüglich der Kraft bei Versagen bzw. der drei Nahttechniken bezüglich der Spaltbildung eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt.

Für das diskrete Merkmal „Versagensmechanismus“ erfolgte die Überprüfung eines möglichen Unterschiedes zwischen den drei Naht-Techniken mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests nach Pearson.

Als Nullhypothese bzw. Alternativhypothese wurde formuliert:

- Nullhypothese (H_0): Zwischen den unterschiedlichen Nahttechniken besteht hinsichtlich deren zu untersuchenden biomechanischen Eigenschaften (Maximalkraft (N) der Naht, Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen, Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung) kein Unterschied.
- Alternativhypothese (H_1): Zwischen den unterschiedlichen Nahttechniken besteht hinsichtlich deren zu untersuchenden biomechanischen Eigenschaften (Maximalkraft (N) der Naht, Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen, Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung) ein Unterschied.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Maximallastversuche

Die nachfolgenden Ergebnisse beziehen sich auf die Zugversuche und die daraus resultierenden Messwerte der Universalprüfmaschine, welche im Vergleich der Videoaufnahmen der Experimente erhoben wurden.

Es werden zuerst die Maximallastversuche, d.h. die Kraft beim Versagen der Naht und die dabei entstehende Spaltbildung betrachtet. Hierbei wird die deskriptive Statistik der einzelnen Nahtverfahren mit Auflistung von Minimum, Maximum, Median, 1. Quartil und 3. Quartil, Mittelwert und Standardabweichung die Untersuchungsergebnisse aufzeigen. Die Inferenzstatistik soll die vergleichende Gegenüberstellung der einzelnen Nahttechniken bezüglich der Maximalkraft (N) sowie der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen ermöglichen.

Im Anschluss wird der Versagensmechanismus der Naht demonstriert.

Zur Auswertung kamen insgesamt 42 der 48 für den Versuchsaufbau genähten Schweinesehnen. In jeder Gruppe fiel jeweils eine Sehne aufgrund technischen Versagens aus, in der Gruppe der Zehnernaht mit PDS gab es zwei Ausfälle vor dem Zugversuch, bei der Stratafix-Naht ohne Knoten einen.

Die nachfolgende Tabelle stellt die Ausfälle und zur Auswertung verfügbaren genähten Schweinesehnen getrennt nach den Nahttechniken dar.

Nahttechnik		Anzahl	Prozent
Zechnernaht mit PDS	Größe der Versuchsgruppe	16	100,0
	technisches Versagen	1	6,3
	Ausfall vor Zugversuch	2	12,5
	Zur Auswertung verfügbar	13	81,3
Zechnernaht mit Stratafix	Größe der Versuchsgruppe	16	100,0
	technisches Versagen	1	6,3
	Zur Auswertung verfügbar	15	93,8
Stratafix ohne Knoten	Größe der Versuchsgruppe	16	100,0
	technisches Versagen	1	6,3
	Ausfall vor Zugversuch	1	6,3
	Zur Auswertung verfügbar	14	87,5
Insgesamt zur Auswertung verfügbar		42	90,0

Tabelle 1: Aufstellung der Gruppengrößen getrennt nach Nahttechnik mit Art und Anzahl der Ausfälle des entsprechenden Kollektivs

4.1.1 Maximalkraft (N)

Deskriptive Statistik

Die folgende Tabelle zeigt die Verteilung der Maximalkraft (N) getrennt nach den drei Nahttechniken.

Nahttechnik	N	Median	Minimum	Maximum	Quartil 1	Quartil 3	Mittelwert ± Standardabweichung
Zechernaht mit PDS	13	27,78	18,56	34,12	21,65	30,36	26,53 ± 5,09
Zechernaht mit Stratafix	15	18,6	7,04	25,37	12,89	19,94	17,67 ± 5,01
Stratafix ohne Knoten	14	15,22	7,57	23,72	9,99	19,85	15,40 ± 5,29

Tabelle 2: Verteilung der Maximalkraft (N) nach den drei Nahttechniken

Das folgende Diagramm zeigt im Boxplot die Verteilung der Maximalkraft (N) getrennt nach den drei Nahttechniken und der nativen Kontrollgruppe.

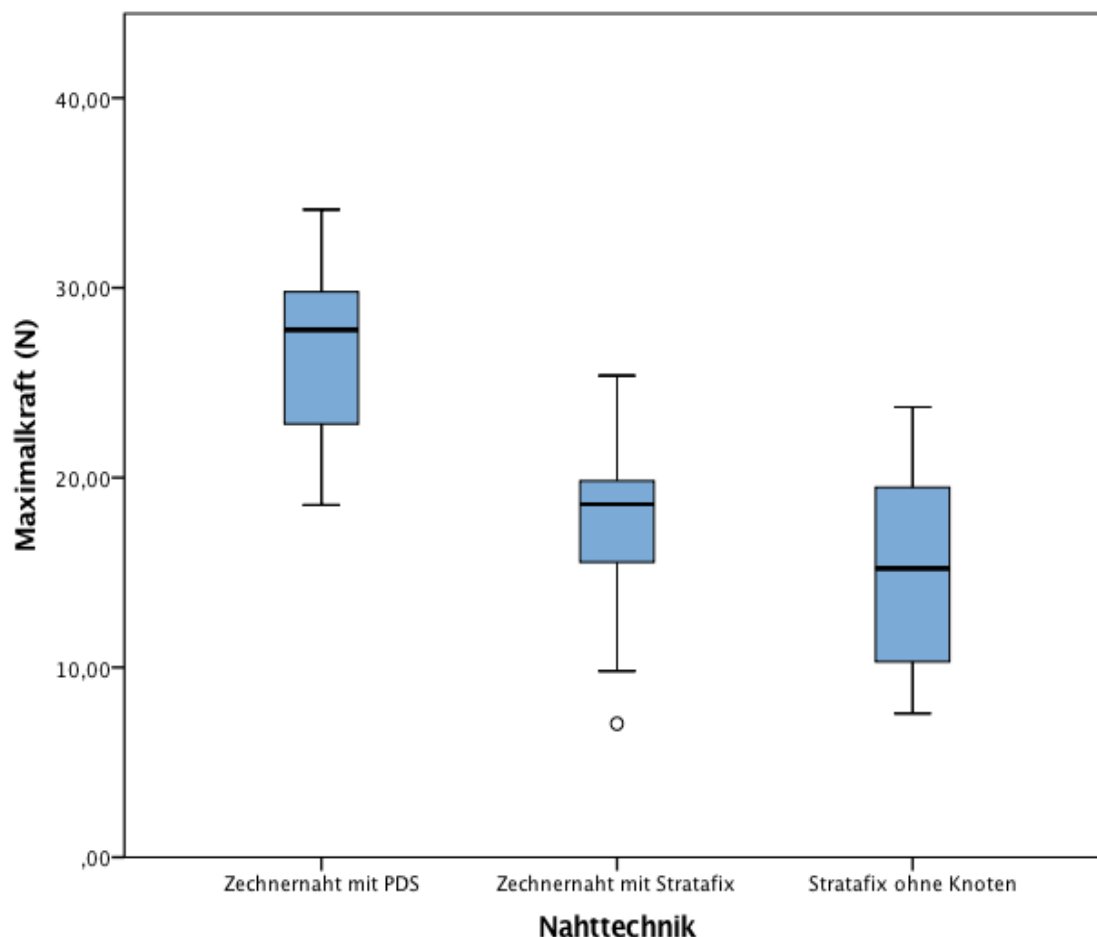


Abbildung 40: Boxplot der Verteilung der Maximalkraft (N) getrennt nach den drei Nahttechniken; Man erkennt die Überlegenheit des PDS-Fadens in Zechernaht-Technik gegenüber der mit dem Stratafix-Faden durchgeführten Zechernaht mit und ohne Knoten, wobei sich die erreichten Maximalkräfte der beiden letztgenannten Nähte in ähnlicher Größenordnung darstellen.

Die aufgeführte Tabelle und das Diagramm zeigen eine deutlich stärkere Maximalkraft in der Gruppe der Zechernaht mit PDS-Faden mit einem Mittelwert von 26,53 N, während die Zechernaht mit Stratafix-Faden 17,67 N und die Naht mit Stratafix-Faden ohne Knoten mit 15,40 N geringere Maximalkräfte erreichten.

Inferenzstatistik

Die einfaktorielle ANOVA ergab, dass es einen signifikanten Effekt zwischen den Gruppen der Nahttechniken bezüglich der Maximalkraft gab ($F(2, 39)=17,635$, $p<0,001$).

Die Post-Hoc-Vergleiche mittels Tukey-HSD-Test ergaben, dass sich in der Maximalkraft (N) die Zechernaht mit PDS sowohl gegenüber der Zechernaht mit Stratafix-Faden als auch gegenüber der Naht mit Stratafix-Faden ohne Knoten signifikant unterscheidet. Die mittlere Differenz betrug hier 8,86 N bzw. 11,13 N zwischen den Gruppen. Keine Signifikanz zeigt sich im Unterschied der Gruppen Zechernaht mit Stratafix-Faden und Stratafix-Faden ohne Knoten.

		Mittlere Differenz	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
Zechernaht mit PDS	Zechernaht mit Stratafix	8,86*	1,94	< 0,001	4,12	13,59
Zechernaht mit PDS	Stratafix ohne Knoten	11,13*	1,97	<0,001	6,32	15,94
Zechernaht mit Stratafix	Stratafix ohne Knoten	2,28	1,91	0,464	-2,37	6,92

* Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau 0.05 signifikant.

Tabelle 3: Post-Hoc-Vergleiche mittels Tukey-HSD-Test der Maximalkraft (N) zwischen den drei Nahttechniken

4.1.2 Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen

Deskriptive Statistik

Die folgende Tabelle zeigt die Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen getrennt nach den drei Nahttechniken.

Nahttechnik	N	Minimum	Maximum	Quartil 1	Quartil 3	Mittelwert \pm Standardabweichung
Zechernaht mit PDS	13	5,00	16,00	5,50	11,50	8,62 \pm 3,55
Zechernaht mit Stratafix	14	0,00	9,00	2,00	7,25	4,64 \pm 2,84
Stratafix ohne Knoten	14	3,00	11,00	5,00	7,50	6,07 \pm 2,20

Tabelle 4: Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen getrennt nach den drei Nahttechniken

In Hinsicht auf die Spaltbildung bei Nahtversagen zeigt sich, dass die Zechernaht mit PDS bei größerer Spaltbildung (Mittelwert 8,62 mm) versagt als die Naht mit Stratafix-Faden ohne Knoten (Mittelwert 6,07 mm), die Zechernaht mit Stratafix-Faden versagt mit einem Mittelwert von 4,64 mm bei der geringsten Spaltbildung im Vergleich der drei Gruppen.

Das folgende Diagramm zeigt die Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen getrennt nach den drei Nahttechniken.

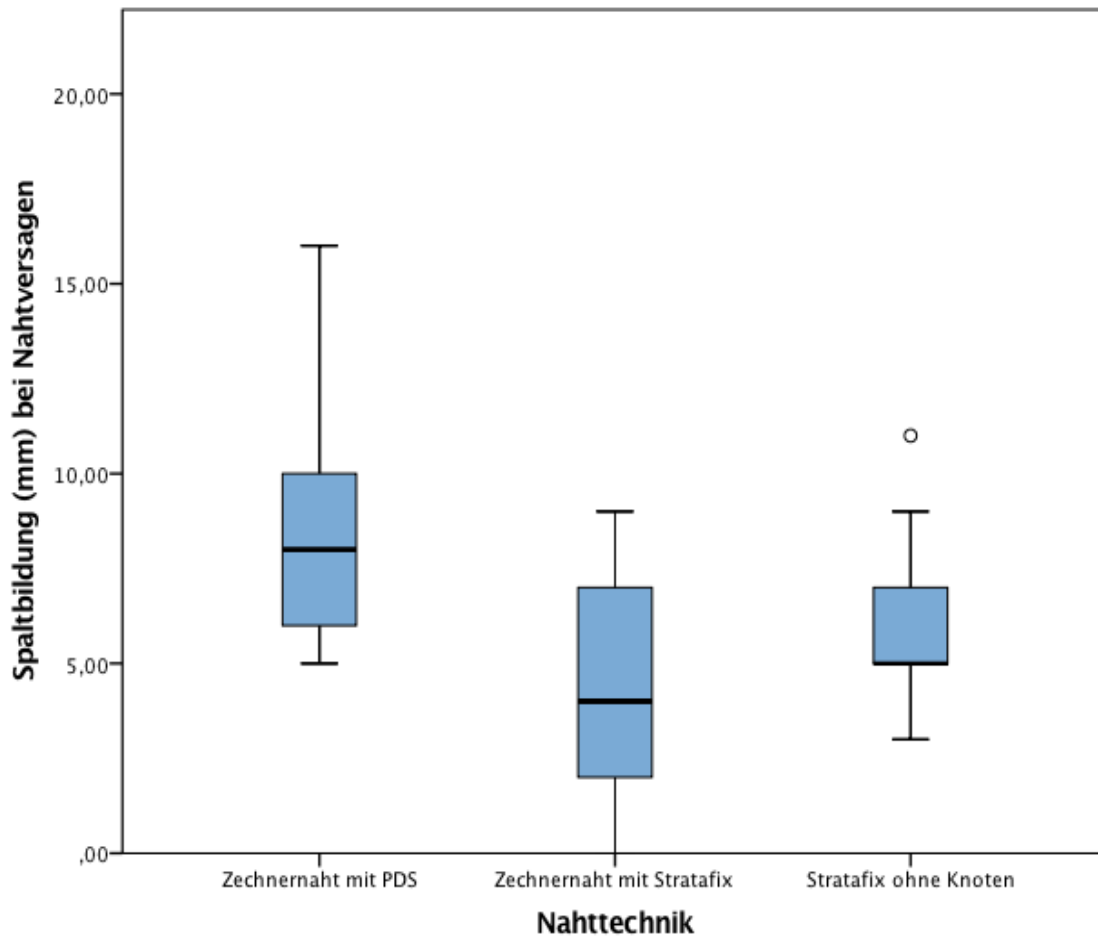


Abbildung 41: Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen getrennt nach den drei Nahttechniken. Die Grafik macht deutlich, dass bei den Nahttechniken mit Stratafix-Faden bei Nahtversagen die Spaltbildung im Kollektiv geringer ist.

Inferenzstatistik

Zwischen den drei Nahttechniken wurde ein signifikanter Unterschied bezüglich der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen in der Prüfung mittels einfaktorieller ANOVA gefunden werden ($F(2, 38)=6,460$, $p=0,004$).

Die Post-Hoc-Vergleiche mittels Tukey-HSD-Test ergaben, dass sich in der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen die Zechnernaht mit PDS gegenüber der Zechnernaht mit Stratafix-Faden signifikant unterscheidet, hier betrug die mittlere Differenz 3,97 mm. Bei einer mittleren Differenz von -2,54 mm zwischen Stratafix ohne Knoten und Zechnernaht mit PDS und 1,43 mm zwischen Stratafix ohne Knoten und Zechnernaht mit Stratafix zeigte sich kein signifikanter Unterschied.

		Mittlere Differenz	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
Zechnernaht mit PDS	Zechnernaht mit Stratafix	3,97*	1,12	0,003	1,25	6,70
Stratafix ohne Knoten	Zechnernaht mit PDS	-2,54	1,12	0,071	-5,27	0,18
Stratafix ohne Knoten	Zechnernaht mit Stratafix	1,43	1,10	0,402	-1,24	4,10

Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau 0.05 signifikant.

Tabelle 5: Post-Hoc-Vergleiche mittels Tukey-HSD-Test der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen der drei Nahttechniken

4.1.3 Versagensmechanismus

Zwischen den drei Nahttechniken konnte im Chi-Quadrat-Test ein signifikanter Unterschied bezüglich des Versagensmechanismus gefunden werden (χ^2 (6, N=45)= 27,130, $p < 0,001$).

Als häufigster Versagensmechanismus der Zechnernaht sowohl mit PDS (78,6 %) als auch mit Stratafix-Faden (75 %) ergab sich der Riss des Fadens, während dies nur in 13,3 % der Fälle bei der Naht mit Stratafix-Faden ohne Knoten auftrat. Dafür war Hauptversagensmechanismus der Stratafix-Naht ohne Knoten das Knotenversagen (80 %), welches bei der Zechnernaht mit Stratafix-Faden in 12,5 % der Fälle und bei der Zechnernaht mit PDS gar nicht auftrat.

Ein Sehnenversagen trat bei der Zechernnaht mit PDS zweimal auf (14,3 %) und bei der Zechernnaht mit Stratafix einmal (6,3 %). Kein Sehnenversagen trat bei der Stratafix-Naht ohne Knoten auf.

Die folgende Tabelle zeigt die Verteilung des Versagensmechanismus getrennt nach den drei Nahttechniken.

		Zechernnaht mit PDS	Zechernnaht mit Stratafix	Stratafix ohne Knoten	Gesamt
Fadenruptur	Anzahl	11	12	2	25
	% innerhalb der Nahttechnik	78,6%	75,0%	13,3%	55,6%
Knotenversagen	Anzahl	0	2	12	14
	% innerhalb der Nahttechnik	0,0%	12,5%	80,0%	31,1%
Sehnenversagen	Anzahl	2	1	0	3
	% innerhalb der Nahttechnik	14,3%	6,3%	0,0%	6,7%
technisches Versagen	Anzahl	1	1	1	3
	% innerhalb der Nahttechnik	7,1%	6,3%	6,7%	6,7%
Gesamt		14	16	15	45

Tabelle 6: Verteilung des Versagensmechanismus (links) getrennt nach den drei Nahttechniken

Bei allen drei Gruppen trat jeweils ein technisches Versagen bei der Zugtestung auf.

Zur anschaulichen Darstellung zeigt das folgende Balkendiagramm die Verteilung des Versagensmechanismus.

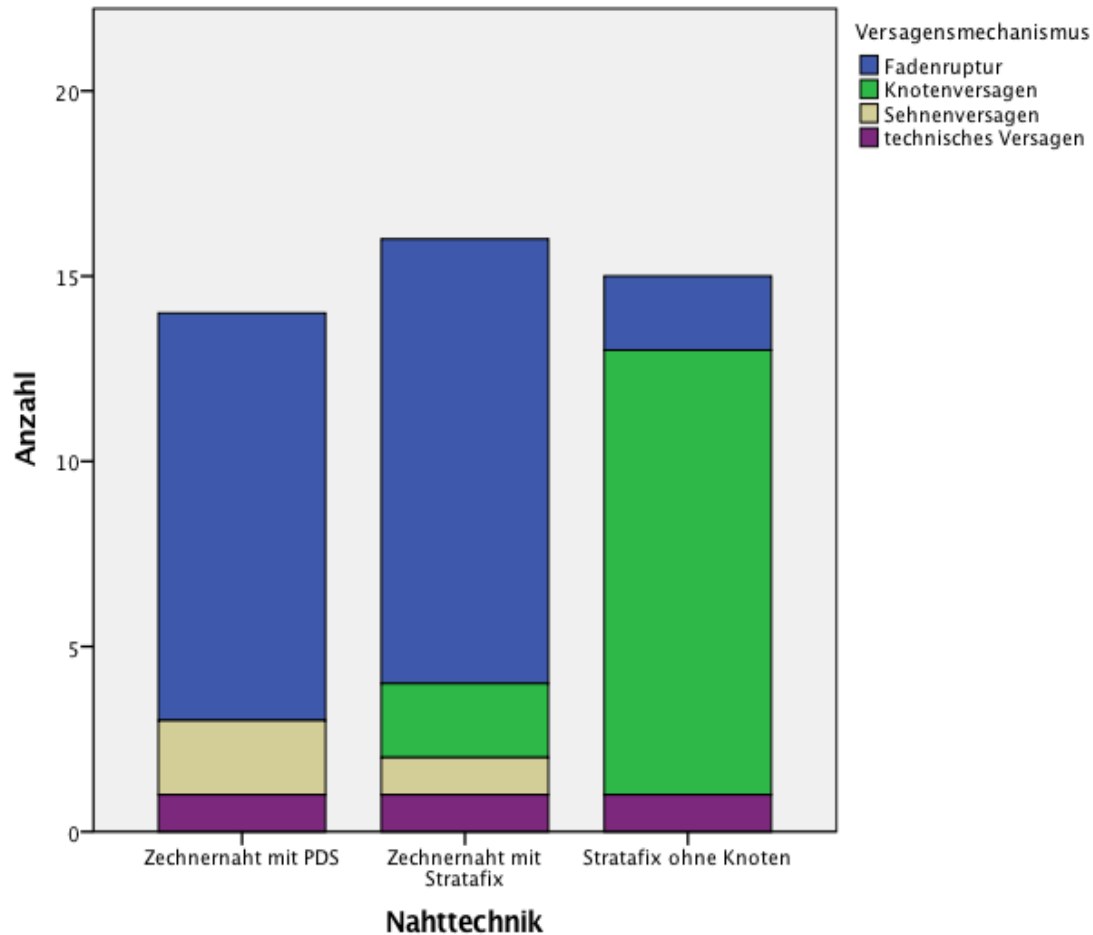


Abbildung 42: Darstellung der Verteilung des Versagensmechanismus innerhalb der Nahittechniken im Balkendiagramm. Während bei den Nahittechniken mit Knoten (Zechernahit mit PDS und Zechernahit mit Stratafix) die Fadenruptur den überwiegenden Versagensmechanismus darstellt, ist für die Sehnennahit mit Stratafix-Faden ohne Knoten das Knotenversagen – also das Versagen der Verankerung des Fadens in der Sehne (vgl. Abschnitt 3.1.4 – Definition des Versagensmechanismus) – der überwiegende Versagensgrund bei Erreichen der Maximallast.

4.2 Die Ergebnisse der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung

Die Auswertung der durchgeführten Sehnzugversuche erfolgte mittels digitaler Videoaufzeichnung und der mit der Multi Purpose Testware aufgezeichneten Messwerte der Universalprüfmaschine.

Als Spaltbildung wurde ein durchgängiger sichtbarer Abstand von 1 mm (bzw. 2 mm, 3 mm, 10 mm) mittels Millimeterpapier definiert. Der Zeitpunkt der Spaltbildung wurde mit den durch die Universalprüfmaschine gemessenen Daten verglichen.

4.2.1 Zechnernaht mit PDS

Deskriptive Statistik

Die nachfolgende Tabelle zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 10 mm Spalt für die Zechnernaht mit PDS.

Zechnernaht mit PDS	Kraft (N) bei 1 mm	Kraft (N) bei 2 mm	Kraft (N) bei 3 mm	Kraft (N) bei 10 mm
Mittelwert	7,72	10,26	12,89	21,94
Standardabweichung	4,03	5,25	5,86	4,88
Median	8,28	9,41	12,27	20,69
Varianz	16,24	27,60	34,30	23,80
1. Quartil	3,60	5,87	8,16	17,95
3. Quartil	11,22	15,34	17,23	26,57
Minimum	1,68	2,44	4,08	15,67
Maximum	13,31	17,49	22,87	28,64

Tabelle 7: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 10 mm Spalt für die Zechnernaht mit PDS

Bei einer Spaltbildung von 1 mm beträgt der Median der Krafteinwirkung 8,28 N und der Mittelwert beträgt $7,72 \text{ N} \pm 4,03 \text{ N}$ (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 3,60 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 11,22 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 1 mm Spaltbildung 1,68 N, das Maximum 13,31 N.

Bei einer Spaltbildung von 2 mm beträgt der Median der Krafteinwirkung 9,41 N und der Mittelwert beträgt $10,26 \text{ N} \pm 5,25 \text{ N}$ (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 5,87 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 15,34 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 2 mm Spaltbildung 2,44 N, das Maximum 17,49 N.

Bei einer Spaltbildung von 3 mm beträgt der Median der Krafteinwirkung 12,27 N und der Mittelwert beträgt $12,89 \text{ N} \pm 5,86 \text{ N}$ (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 8,16 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 17,23 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 3 mm Spaltbildung 4,08 N, das Maximum 22,87 N.

Bei einer Spaltbildung von 10 mm beträgt der Median der Krafteinwirkung 20,69 N und der Mittelwert beträgt $21,94 \text{ N} \pm 4,88 \text{ N}$ (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 17,95 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 26,57 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 10 mm Spaltbildung 15,67 N, das Maximum 28,64 N.

4.2.2 Zechnernaht mit Stratafix

Deskriptive Statistik

Die folgende Tabelle zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm und 3 mm Spalt für die Zechnernaht mit Stratafix. Da keine der Nähte der Zugbelastung bis 10 mm Spaltbildung stand gehalten hat, entfällt in der nachfolgenden Tabelle die entsprechende Spalte.

Zechnernaht mit Stratafix	Kraft (N) bei 1 mm	Kraft (N) bei 2 mm	Kraft (N) bei 3 mm
Mittelwert	9,68	11,65	12,02
Standardabweichung	4,20	4,91	4,91
Median	9,88	12,50	12,03
Varianz	17,62	24,14	24,09
1. Quartil	6,24	7,67	9,93
3. Quartil	12,31	15,53	15,11
Minimum	3,72	2,76	1,61
Maximum	17,14	19,85	18,48

Tabelle 8: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm und 3 mm Spaltbildung für die Zechnernaht mit Stratafix-Faden

Bei einer Spaltbildung von 1 mm beträgt der Median der Kraffteinwirkung 9,88 N und der Mittelwert beträgt 9,68 N \pm 4,20 N (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 6,24 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 12,31 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 1 mm Spaltbildung 3,72 N, das Maximum 17,14 N.

Bei einer Spaltbildung von 2 mm beträgt der Median der Krafteinwirkung 12,50 N und der Mittelwert beträgt 11,65 N \pm 4,91 N (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 7,67 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 15,53 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 2 mm Spaltbildung 2,76 N, das Maximum 19,85 N.

Bei einer Spaltbildung von 3 mm beträgt der Median der Krafteinwirkung 12,03 N und der Mittelwert beträgt 12,02 N \pm 4,91 N (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 9,93 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 15,11 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 3 mm Spaltbildung 1,61 N, das Maximum 18,48 N.

4.2.3 Naht mit Stratafix-Faden ohne Knoten

Deskriptive Statistik

Die folgende Tabelle zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 10 mm Spaltbildung für die Naht mit dem Stratafix-Faden ohne Knoten. Aufgrund der geringen Anzahl der Sehnen (N=3), welche der Zugbelastung bis 10 mm Spaltbildung stand gehalten haben, entfällt in der nachfolgenden Tabelle der Wert für das 3. Quartil bei der Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung.

Stratafix ohne Knoten	Kraft (N) bei 1 mm	Kraft (N) bei 2 mm	Kraft (N) bei 3 mm	Kraft (N) bei 10 mm
Mittelwert	10,27	11,84	12,75	2,49
Standardabweichung	3,95	4,15	4,96	1,45
Median	9,97	12,29	13,60	1,83
Varianz	15,59	17,25	24,60	2,11
1. Quartil	6,76	7,10	8,78	1,49
3. Quartil	13,99	14,64	15,47	-
Minimum	5,10	5,84	3,80	1,49
Maximum	17,61	18,17	20,84	4,16

Tabelle 9: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 10 mm Spaltbildung für die Stratafix-Naht ohne Knoten

Bei einer Spaltbildung von 1 mm beträgt der Median der Krafteinwirkung 9,97 N und der Mittelwert beträgt $10,27 \text{ N} \pm 3,95 \text{ N}$ (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 6,76 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 13,99 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 1 mm Spaltbildung 5,10 N, das Maximum 17,61 N.

Bei einer Spaltbildung von 2 mm beträgt der Median der Krafteinwirkung 12,29 N und der Mittelwert beträgt $11,84 \text{ N} \pm 4,15 \text{ N}$ (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 7,10 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 14,64 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 2 mm Spaltbildung 5,84 N, das Maximum 18,17 N.

Bei einer Spaltbildung von 3 mm beträgt der Median der Krafteinwirkung 13,60 N und der Mittelwert beträgt $12,75 \text{ N} \pm 4,96 \text{ N}$ (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 8,78 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 15,47 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 3 mm Spaltbildung 3,80 N, das Maximum 20,84 N.

Bei einer Spaltbildung von 10 mm beträgt der Median der Krafteinwirkung 1,83 N und der Mittelwert beträgt $2,49 \text{ N} \pm 1,45 \text{ N}$ (Standardabweichung). Die untere Quartilsgrenze beträgt 1,49 N (1. Quartil), die obere Quartilsgrenze lässt sich aufgrund der geringen Anzahl der Sehnen, die den Beobachtungspunkt 10 mm Spaltbildung erreicht haben, nicht berechnen. Das Minimum der Kraft beträgt bei 10 mm Spaltbildung 1,49 N, das Maximum 4,16 N.

4.2.4 Zusammenfassende Darstellung der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung

Deskriptive Statistik

Die folgende Tabelle zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 10 mm Spalt getrennt nach den drei Nahttechniken.

Nahttechnik	Kraft (N) bei 1 mm	Kraft (N) bei 2 mm	Kraft (N) bei 3 mm	Kraft (N) bei 10 mm	
Zechner- naht mit PDS	Mittelwert	7,72	10,26	12,89	21,94
	Standardabweichung	4,03	5,25	5,86	4,88
	1. Quartil	3,60	5,87	8,16	17,95
	3. Quartil	11,22	15,34	17,23	26,57
	Minimum	1,68	2,44	4,08	15,67
	Maximum	13,31	17,49	22,87	28,64
Zechner- naht mit Stratafix	Mittelwert	9,68	11,65	12,02	—
	Standardabweichung	4,20	4,91	4,91	—
	1. Quartil	6,24	7,67	9,93	—
	3. Quartil	12,31	15,53	15,11	—
	Minimum	3,72	2,76	1,61	—
	Maximum	17,14	19,85	18,48	—
Stratafix ohne Knoten	Mittelwert	10,27	11,84	12,75	2,49
	Standardabweichung	3,95	4,15	4,96	1,45
	1. Quartil	6,76	7,10	8,78	1,49
	3. Quartil	13,99	14,64	15,47	-
	Minimum	5,10	5,84	3,80	1,49
	Maximum	17,61	18,17	20,84	4,16

Tabelle 9: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 10 mm Spalt getrennt nach den drei Nahttechniken

4.2.4.1 Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistik

Aus den zuvor aufgeführten Messwerten und dem nachfolgenden Diagramm ergibt sich, dass die auf die genähten Sehnen einwirkende Kraft bei einer Spaltbildung von 1 mm bei der Stratafix-Naht ohne Knoten am größten ist. Diskret weniger Kraft bewirkt bei der Zechnernaht mit Stratafix-Faden eine Spaltbildung von 1 mm, die geringste Kraft zur 1-mm-Spaltbildung wird bei der Zechnernaht mit PDS-Faden benötigt.

Das folgende Diagramm zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken.

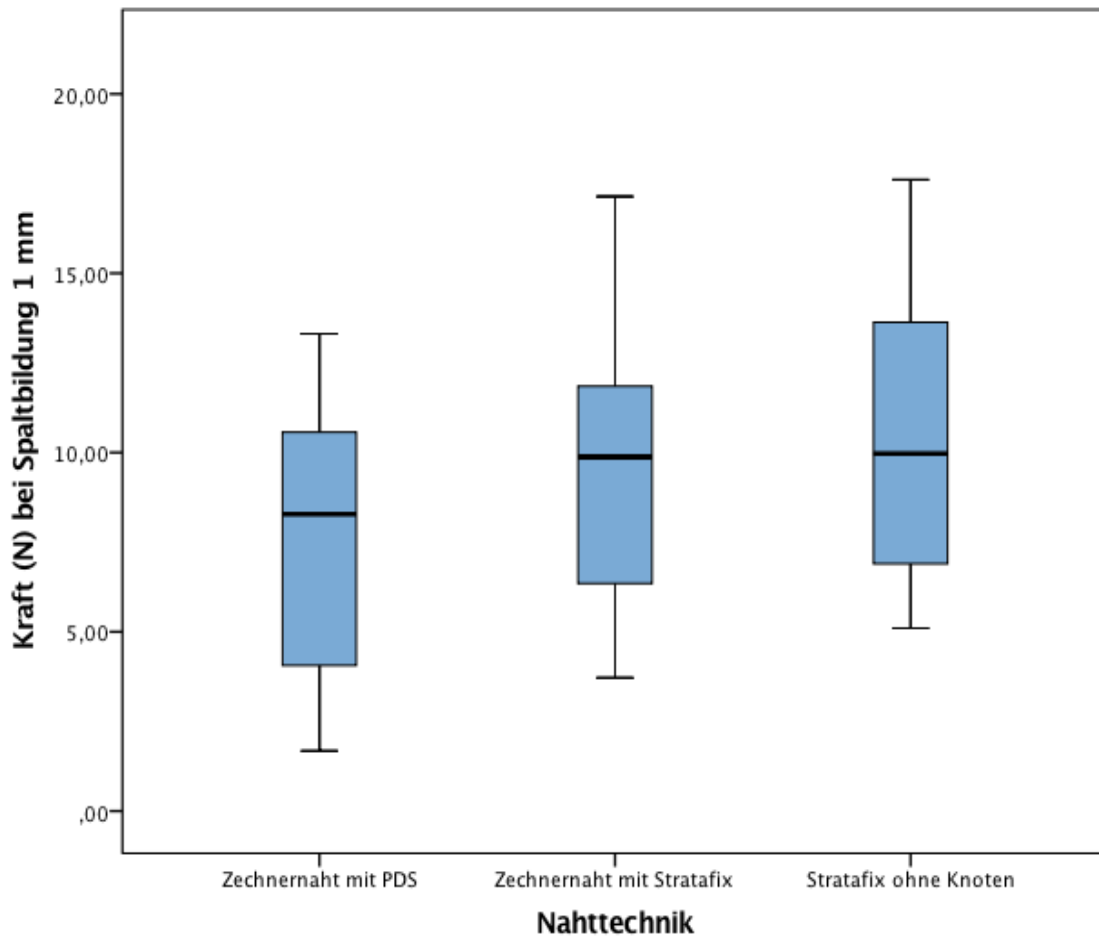


Abbildung 43: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken. Der abgebildete Boxplot visualisiert eine annähernd gleiche Kraftverteilung bei 1 mm Spaltbildung sowie eine Tendenz zur leichten Überlegenheit der beiden Nahttechniken mit dem Stratafix-Faden.

Inferenzstatistik

Die einfaktorielle ANOVA ergab, dass es keinen signifikanten Effekt zwischen den Gruppen der Nahttechniken bezüglich der Kraft (N) bei Spaltbildung 1 mm gab ($F(2, 38)=1,439, p=0,250$).

4.2.4.2 Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistik

Das folgende Diagramm zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken.

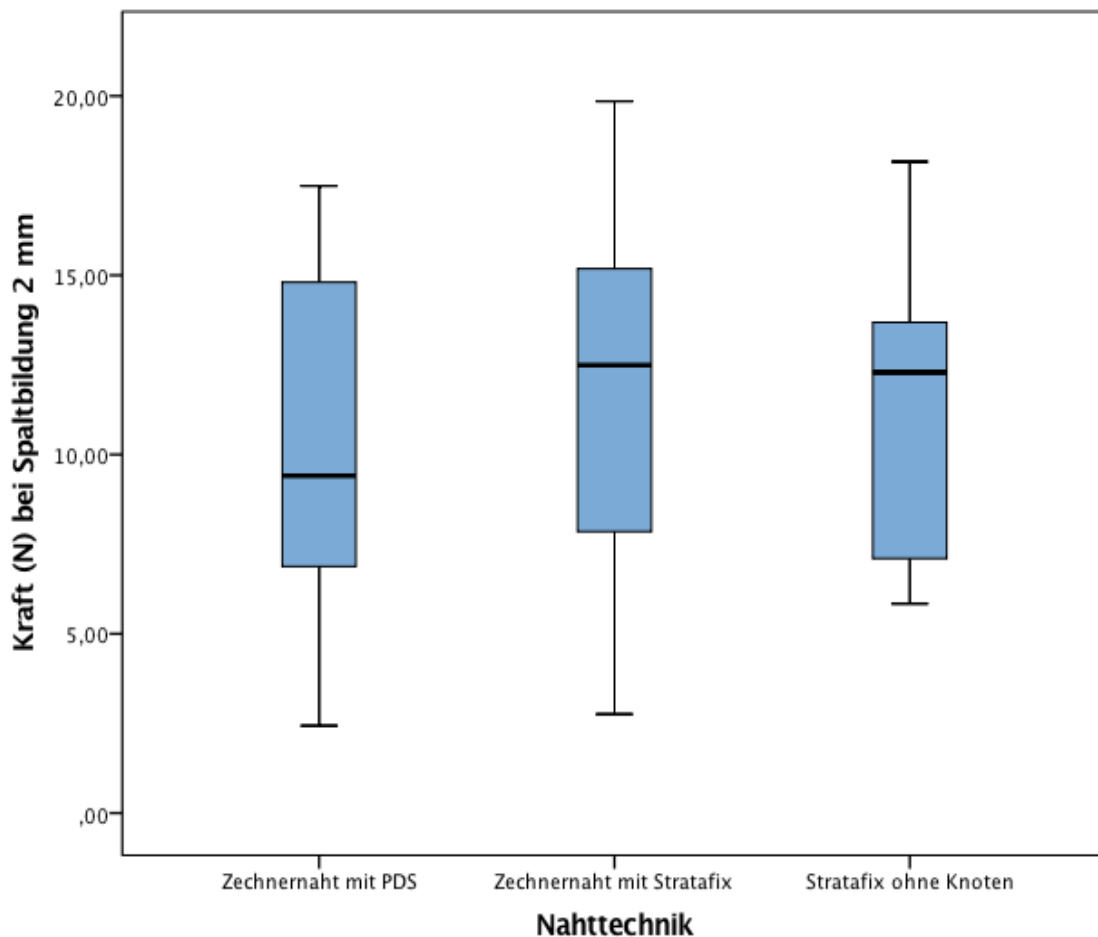


Abbildung 44: Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken. Der abgebildete Boxplot visualisiert eine annähernd gleiche Kraftverteilung bei 2 mm Spaltbildung sowie die Tendenz der leichten Überlegenheit im höheren Median der beiden Nahttechniken mit dem Stratafix-Faden.

Zur 2-mm-Spaltbildung bedarf es bei der Stratafix-Naht ohne Knoten marginal größerer Kräfte als bei der Zechernaht mit Stratafix-Faden. Die Zechernaht mit PDS benötigt hierfür die geringsten Kräfte bei insgesamt geringen Unterschieden der benötigten Kräfte.

Inferenzstatistik

Die einfaktorielle ANOVA ergab, dass es keinen signifikanten Effekt zwischen den Gruppen der Nahttechniken bezüglich der Kraft (N) bei Spaltbildung 2 mm gab ($F(2, 38)=0,430$, $p=0,654$).

4.2.4.3 Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistik

Das folgende Diagramm zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken.

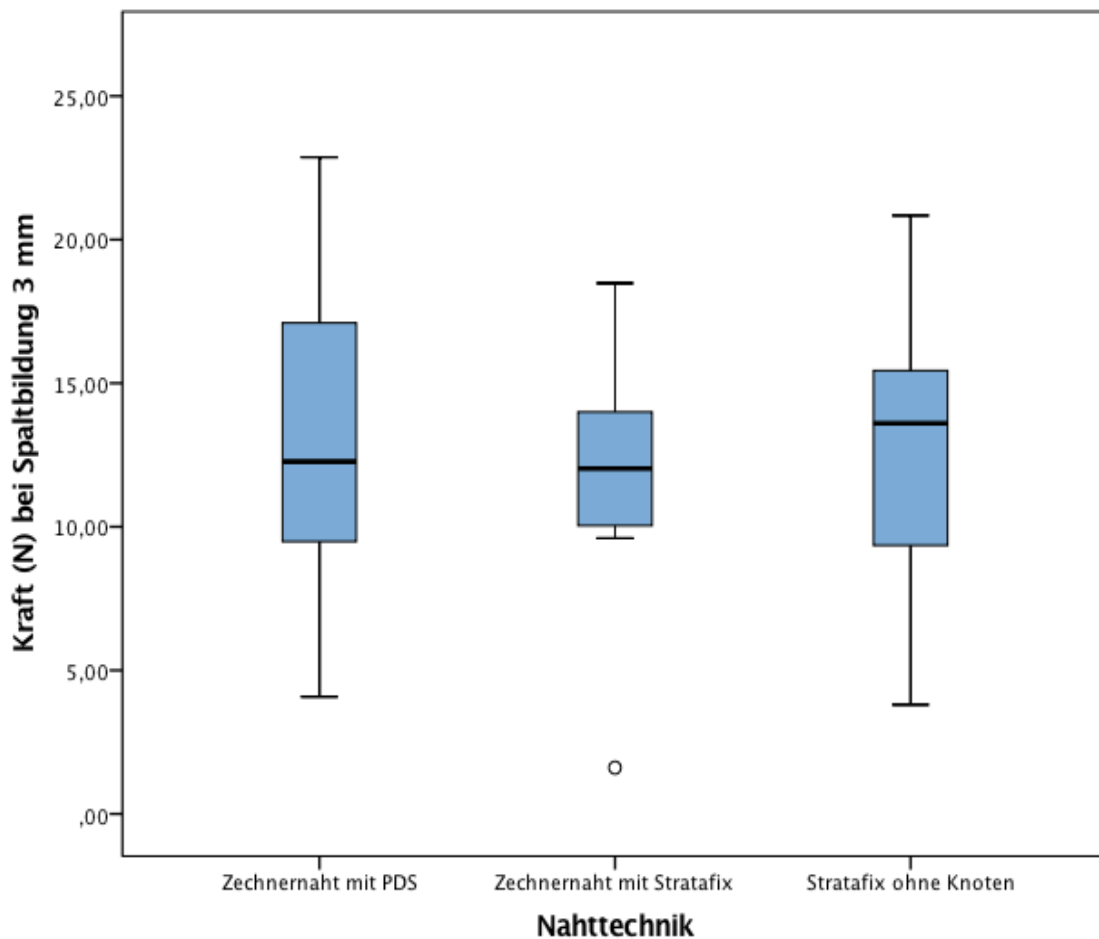


Abbildung 45: Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken. Der abgebildete Boxplot visualisiert wiederum eine annähernd gleiche Kraftverteilung bei 3 mm Spaltbildung zwischen den drei geprüften Nahttechniken.

Aus den zuvor aufgeführten Messwerten und dem Diagramm ergibt sich, dass die auf die genähten Sehnen einwirkenden Kräfte bei einer Spaltbildung von 3 mm sich nur wenig unterscheiden, auch die Betrachtung der Mediane und Mittelwerte zueinander zeigt hier keine Tendenzen.

Inferenzstatistik

Die einfaktorielle ANOVA ergab, dass es keinen signifikanten Effekt zwischen den Gruppen der Nahttechniken bezüglich der Kraft (N) bei Spaltbildung 3 mm gab ($F(2, 34)=0,85$, $p=0,918$).

4.2.4.4 Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistik

Die Aussagekraft der gemessenen Kraftwerte bei einer Spaltbildung von 10 mm ist stark eingeschränkt, da nur 5 Sehnen aus der Gruppe Zechernaht mit PDS und 3 Sehnen aus der Gruppe Stratafix-Naht ohne Knoten ohne Eintritt eines Versagensmechanismus den Kräften bis zu diesem Beobachtungspunkt stand hielten. Deutlich wird, dass die bis dahin stabilen Sehnennähte mit Zechernaht mit PDS die Stratafixnaht ohne Knoten deutlich in der gemessenen Kraft überragen.

Das folgende Diagramm zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung getrennt nach den Nahttechniken.

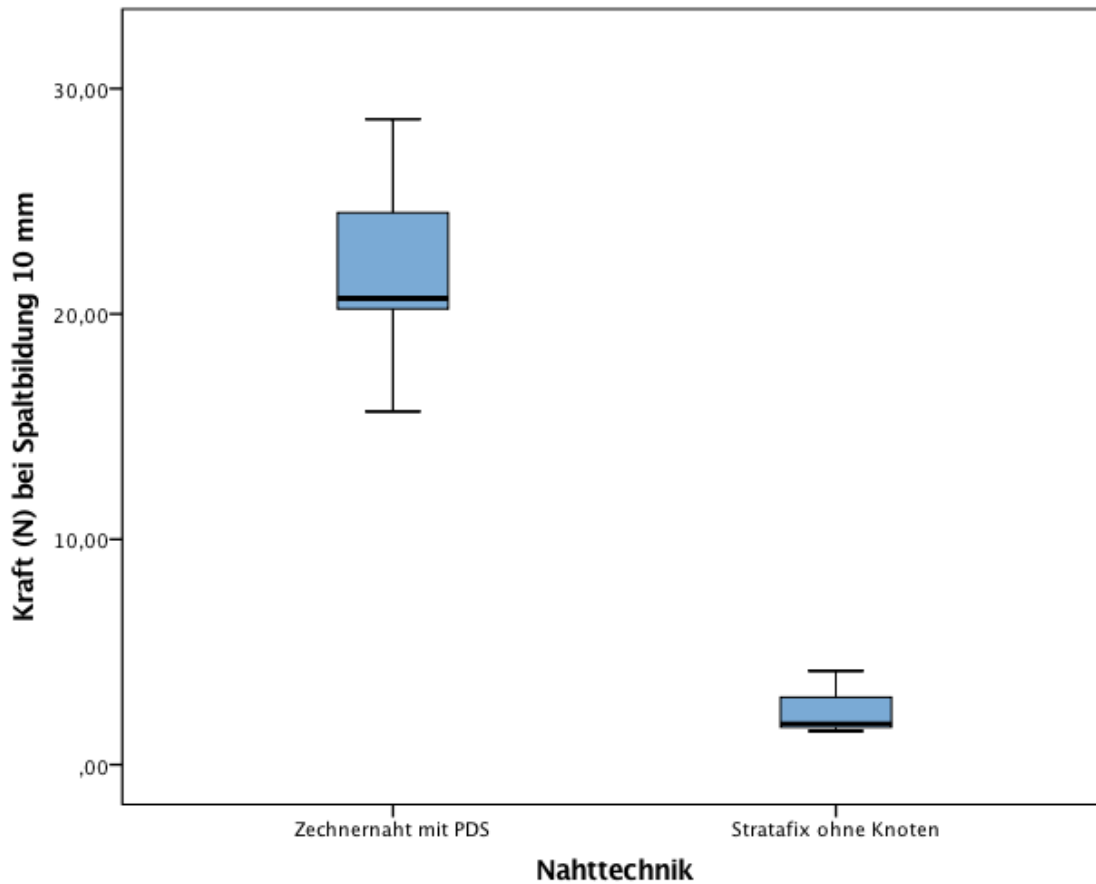


Abbildung 46: Verteilung der Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung getrennt nach den Nahttechniken Zechernaht mit PDS und Stratafix ohne Knoten. Keine der Sehnen aus der Gruppe Zechernaht mit Stratafix erreichte den Beobachtungspunkt 10 mm Spaltbildung und wird daher nicht abgebildet.

Inferenzstatistik

Aufgrund der geringen Stichprobengrößen für die Nahttechniken (n=5, n=0, n=3) ist eine Inferenzstatistik nicht möglich.

5 Diskussion

5.1 Epidemiologie und Bedeutung der Beugesehnenverletzung

Die Sehnenverletzung ist eine häufige traumatologische Verletzung des Menschen. Bei fast der Hälfte aller Arbeitsunfälle handelt es sich um Handverletzungen, von welchen ca. 10 % so schwer sind, dass sie einer stationären Behandlung bedürfen. Der Anteil der Sehnenverletzung aller Hand- und Handgelenksverletzungen beträgt bis zu 29 % und ist nach der Gruppe der Frakturen die zweithäufigste Verletzung der Region. Übereinstimmend berichten Clayton und auch Angermann von einem Anteil der Beugesehnenverletzung von 5 % aller Weichteilverletzungen in ihren betrachteten Kollektiven. Die Inzidenz der Beugesehnenläsion der oberen Extremität liegt bei 4,83, wobei Männer viermal häufiger betroffen sind als Frauen. Der Altersgipfel der Patienten mit Beugesehnenverletzungen an der Hand befindet sich in der zweiten und dritten Lebensdekade, die Häufigkeit nimmt mit steigendem Alter ab. Mehr als jede vierte Handverletzung erfolgt – zumindest in Polen – im alkoholisierten Zustand [Smith et al. 1985; Angermann und Lohmann 1993; Clayton und Court-Brown 2008].

Die offene, traumatische Durchtrennung der Beugesehne ist die Regel, während die geschlossene, spontane Beugesehnenruptur eher eine Rarität darstellt. Die tiefen Beugesehnen des Zeige- und Kleinfingers sind die am häufigsten verletzten Beugesehnen, die am seltensten verletzte Beugesehne stellt die Sehne des M. flexor pollicis brevis dar. In der Zone 2 ziehen sich die Patienten am häufigsten Verletzungen der tiefen Flexoren zu. Die dominante Hand ist bei Beugesehnenverletzungen nur in zwei von fünf Fällen betroffen, in knapp der Hälfte der Fälle erfolgte die Verletzung durch ein Messer, gefolgt von gläsernen (26 %) oder metallischen (19 %) Gegenständen. Die Therapie der Wahl besteht in der operativen Adaption der Sehnenstümpfe, Revisionen sind immerhin in 6 % der Fälle notwendig [Smith et al. 1985; Towfigh et al. 2011; Dy et al. 2012; de Jong et al. 2014].

Auch wenn sich hieraus keine signifikanten epidemiologischen Daten für die Bundesrepublik ableiten, so ist zumindest ersichtlich, dass das Verletzungsbild einer Beugesehnenverletzung häufig ist und einer optimierten Versorgung mittels Beugesehnennaht und adäquater Nachbehandlung eine erhebliche Bedeutung zukommt. Interessanterweise nahm trotz fortschreitendem Umbruch der Gesellschaft in eine Dienstleistungsgesellschaft die Verletzungshäufigkeit von Handverletzungen aufgrund der zeitgleichen Zunahme der privaten handwerklichen und sportlichen Betätigungen nicht ab [Voigt 2002; Towfigh et al. 2011].

Wie bereits zuvor ausgeführt (vgl. 2.6) benötigt die traumatische Durchtrennung der Beugesehnen eine zeitnahe primäre Naht im Rahmen einer operativen Versorgung und eine akkurate Adaption der Sehnenstümpfe, um bestmögliche Ergebnisse zu erzielen [Lister et al. 1977; Winters et al. 1997; Towfigh et al. 2011].

5.2 Anforderungen an die Beugesehennaht

Die logische Folge einer Beugesehnenendurchtrennung der Hand ist die Adaption der Sehnenstümpfe im Rahmen einer primären Naht.

Die von Strickland oder auch Pillukat geforderten Ansprüchen an eine Beugesehennaht erfordern eine hohe Expertise und Kenntnis der extrinsischen und intrinsischen Heilungsvorgänge sowie der postoperativen Nachbehandlung. Zusätzlich können Infektionen, Nahtdehiszenzen und Adhäsionen auftreten. Es sollte eine Nahttechnik angewandt werden, die stabil genug ist, die Zugbelastungen einer Sehne bei frühfunktioneller Mobilisation zu tolerieren. Die postoperative kontrollierte Mobilisation ist nötig, um Adhäsionen und Narbenbildung der extrinsischen Heilung zu verhindern sowie die Ernährung der Sehne zu verbessern, um die Vorteile der intrinsischen Heilung zu nutzen. Eine mögliche Spaltbildung sollte zur Verminderung der inflammatorischen Reparationsvorgänge vermieden werden, während das eingebrachte Nahtmaterial durch eine möglichst intratendinöse Lage weder die Vaskularisation, noch den Gleitmechanismus der Sehne kompromittieren sollte [Strickland 2005; Rust und Eckersley 2008; Schöffl und Winkelmann 2010; Pillukat et al. 2017]

Das Ziel dieser Arbeit war es, den Stratafix-Faden der Stärke 4-0 unter Anwendung einer Zechernaht, auf seine biomechanischen Eigenschaften wie Belastbarkeit, Spaltbildung bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 10 mm sowie den Versagensmechanismus der Naht zu vergleichen. Weiter sollte geprüft werden, ob die neue knotenlose Stratafix-Naht den hohen Anforderungen einer Beugesehennaht gerecht werden, den Kräften bei frühfunktioneller postoperativer Mobilisation standhalten und im klinischen Alltag Anwendung finden könnte.

5.3 Nahtmaterial

5.3.1 PDS - Polydioxanon

Alle Nahttechniken wurden aufgrund der klinischen Etablierung mit resorbierbarem, **monofilem Nahtmaterial aus Polydioxanon (PDS)** durchgeführt. Polydioxanon wird im Rahmen einer hydrolytischen Reaktion aufgelöst und zerfällt nach Knoop dadurch innerhalb von 200 Tagen komplett ohne Fremdkörperreaktionen [Knoop et al. 1987]. Obwohl Wada auch inflammatorische Vorgänge bei Verwendung von PDS-Fäden nachgewiesen hat, resultierte daraus keine Zunahme von Kallusbildung oder Adhäsionen von Sehnen [Wada et al. 2001]. In vielen Studien konnte eine gute Stabilität sowohl in der rein mechanischen Stabilität wie auch unter Betrachtung der postoperativen Frühmobilisierung ohne Anstieg von vermehrter Nahtdehiszenz nachgewiesen werden [von Fraunhofer et al. 1985; O'Broin et al. 1995; Wada et al. 2002; Komatsu et al. 2006]. Ebenso wurde durch O'Broin gezeigt, dass Fäden aus Polydioxanon in den ersten kritischen Wochen der Sehnenheilung in der Stabilität gleichauf mit herkömmlichem nicht-resorbierbarem Nahtmaterial aus Polypropylen liegen. Bei ausreichenden langer Standzeit begründet sich so die Etablierung von PDS-Fäden in der Sehnenchirurgie, so dass Polydioxanon inzwischen das meist genutzte Nahtmaterial in der Beugesehnenchirurgie ist [Carls und Wirth 2000; Towfigh et al. 2011; Pillukat et al. 2017].

Auch bei ausreichender Literaturlage erfolgte die Prüfung einer Zechner-Naht mit PDS-Faden als Kontrollgruppe, um eine direkte Vergleichbarkeit des Stratafix-Fadens zum PDS-Faden zu erreichen. Die Ergebnisse der Zechernnaht mit PDS-Faden decken sich in ihren Ergebnissen der durchschnittlich erreichten Maximalkraft $26,53 \pm 5,09$ N, dem Maximum $34,12$ N und dem Minimum $18,56$ N mit der Literatur, in welcher vergleichbare Maxima an Schweinebeugesehnen erreicht werden [Lachi 2006]. Der hier verwendete PDS-Faden war ein mit Triclosan IRGACARE MP getränkter PDS Plus Faden. Ein Einfluss auf die Stabilität im Vergleich zu PDS-Fäden ohne den antiseptischen Zusatz kann nicht angenommen werden. Auch durch die Literatur wird eine physikalische Veränderung des PDS-Fadens durch Triclosan IRGACARE MP negiert [Wang et al. 2013].

Im Rahmen der Zugtestung zeigte sich, dass die maximale Belastbarkeit der Zechernnaht mit PDS Plus Faden dem nach der Literatur erwarteten Ergebnis entspricht.

Die Zechnernaht mit dem Stratafix-Faden gleicher Stärke bei gleicher Technik hingegen zeigt einen signifikanten Unterschied in ihrer Maximalbelastbarkeit mit einem Mittelwert von $17,67 \pm 5,01$ N, einem durchschnittlichem Maximum von 25,37 N und einem Minimum von 7,04 N. Bei diesen beiden Nahttechniken war die Ruptur des Fadens jeweils die Regel und somit das die Maximalbelastung limitierende Ereignis, so dass in diesem Versuchsaufbau eine im Durchschnitt signifikant verringerte Maximalbelastbarkeit einer Zechnernaht mit dem Stratafix-Faden postuliert werden kann.

Die modifizierte Zechnernaht mit Stratafix-Faden ohne Knoten zeigte im Vergleich zum PDS Plus Faden ebenfalls eine signifikant verringerte durchschnittliche Maximalbelastbarkeit, auch wenn hier im Gegensatz zu den beiden anderen Gruppen das Knotenversagen als die Maximallast (MW $15,40 \pm 5,29$ N) begrenzender Versagensmechanismus vorlag. Auch das Maximum mit 24,72 N zeigte sich wie auch das Minimum mit 7,57 N deutlich vermindert.

5.3.2 Barbed Sutures – Fäden mit Widerhaken

Die Idee einer Sehnennaht mit Nahtmaterial mit Widerhaken wurde erstmals mit rein experimentell hergestellten Nylon-Fäden mit Widerhaken von McKenzie in Australien im Jahre 1967 konzipiert. In dieser Arbeit zeigte er mit einer individuellen 2-Strang-Naht eine Zugfestigkeit von 17,8 bis 26,7 N an der Kaninchen-Sehne [McKenzie 1967]. Erst 2006 erfolgte wieder eine Veröffentlichung zur Anwendung von „Barbed Sutures“ zum Hautverschluß [Murtha et al. 2006]. Parikh stellte im Rahmen seiner ex-vivo-Studie dar, dass durch Fixierung der Fäden mit Widerhaken im Sehngewebe die Zahl der Stränge einer Kernnaht von 4 auf 3 reduziert und auch auf einen Knoten verzichtet werden kann. Hierbei wurden Maximalkräfte von 36 ± 7 N bei der 3-Strang-Naht und 88 ± 4 N bei der 6-Strang-Naht erreicht. Auffällig ist, dass der Hauptversagensmechanismus bei Parikh die Fadenruptur darstellt, während diese im hier durchgeführten Versuch kaum in der knotenlosen Naht auftrat, eine direkte Vergleichbarkeit ist allerdings aufgrund der dort erfolgten Anwendung von Polypropylen-Fäden dickeren Durchmessers nicht möglich [Parikh et al. 2009]. Trocchia verglich eine knotenlose Kessler-Bunnell-Nahttechnik mit Faden aus Polypropylen und Widerhaken (2-0 Quill-Faden) mit einer modifizierten, geknoteten Naht nach Kessler mit Faden aus geflochtenem Polyester (3-0 Ethibond). Hier zeigten sich vergleichbare Lasten bei 2-mm-Spaltbildung, in der Maximalkraft unterlag der knotenlose Faden [Trocchia et al. 2009].

McClellan erreichte mit einem Quill-Faden Größe 0 eine Maximalkraft von über 70 N bei verwenden einer 4-Strang-Technik, Lin erreichte - ebenfalls bei einer 4-Strang-Naht – mit dem V-Loc-Faden Größe 0 52 N [McClellan et al. 2011; Lin et al. 2013]. Mit einer knotenlosen 2-Strang-Naht (3-0 Glycolic-Carbonat) erzielte Zeplin Maxima von 38 N, mit einer 4-Strang-Naht annähernd das vierfache Kraftmaximum [Zeplin et al. 2011]. Sato wiederum verglich an einer 2-strängigen modifizierten Kessler-Naht den V-Loc-Faden 4-0 aus Polyglyconat mit Maxon 4-0 aus Polyglyconat, wobei der Maxon-Faden sich deutlich stärker zeigte (26.3 ± 1.53 N vs. 22.3 ± 2.41) [Sato et al. 2014]. Deutlich unter den von Sato gemessenen Werten liegt die hier getestete Stratafix-Naht ohne Knoten mit $15,40 \pm 5,29$ N Maximalkraft wie auch die Zechernnaht mit Stratafix-Faden ($17,67 \pm 5,01$ N), während die hier als Vergleichsgruppe durchgeführte Zechernnaht mit PDS-Faden mit Knoten mit Sato vergleichbare Maxima erreichte. Bei Betrachtung der Arbeiten nach Versagensmechanismus wird deutlich, dass dieser häufig nicht publiziert wird, sondern das Hauptaugenmerk auf der Messung der Kräfte, Spaltbildung und teilweise Querschnittsveränderung liegt. Sind die Versagensmechanismen benannt, so variieren hier doch häufig die Ausprägungen der betrachteten Mechanismen. Das Herausziehen des „Barbed Suture“ aus der intakten Sehne dominiert in der hier durchgeführten Nahttechnik (vgl. 4.1.3) wie auch z.B. bei Marrero-Amadeo oder Trocchia [Trocchia et al. 2009; Marrero-Amadeo et al. 2011; Sato et al. 2014].

5.3.3 Durchmesser des Nahtmaterials

In der Literatur - trotz heterogener Studienlage aufgrund unterschiedlicher Wahl von Nahttechnik, Nahtmaterial und Nahtdurchmesser - zeigt sich wiederkehrend die Erkenntnis der verbesserten Stabilität und die Empfehlung zur Durchführung der Kernnaht mit dem Faden-Durchmesser 4-0 im Vergleich zu 5-0 [Werber 2005; Towfigh et al. 2011; Langer et al. 2015; Pillukat et al. 2017]. Taras konnte für den Ethibond-Faden zeigen, dass der Faden der Stärke 4-0 um 66 % kraftstabiler ist als im Durchmesser 5-0, der PDS-Faden zeigte mit 62 % eine annähernd gleiche Steigerung der Reißfestigkeit im Vergleich 4-0- zu 5-0- Durchmesser [Taras et al. 2001]. Zur Vollständigkeit wird ergänzt, dass in der englischsprachigen Literatur bei ebenfalls inhomogener Studien- und Empfehlungslage ein relativ ausgewogenes Verhältnis der Empfehlung zwischen 3-0- und 4-0-Fadendurchmesser existiert [Strickland 2000; Wong und Peck 2014; Wu und Tang 2014].

Um eine Vergleichbarkeit auch bezüglich der Stabilität zu erzielen, wurde bei den zu prüfenden Nahttechniken Nahtmaterial der gleichen Stärke 4-0 verwendet. In den zuvor genannten Studien (vgl. 5.2.2) wurde häufig in den Versuchsgruppen der Fäden mit Widerhaken stärkeres Nahtmaterial als in der Vergleichsgruppe gewählt, was die Vergleichbarkeit der hier ermittelten Ergebnisse wiederum erschwert.

5.3.4 Nadeltyp

Es existieren kaum vergleichende Studien zur Verwendung und Prüfung verschiedener Nadeltypen zur Sehnennaht, auch die Empfehlungen hierzu sind unterschiedlich. So empfiehlt z.B. Watkins die Verwendung von scharfen, schneidenden Nadeln, während durch Strickland atraumatische Nadeln empfohlen werden [Watkins et al. 1997; Lam et al. 2003]. Lam wiederum wies 2003 nach, dass die Wahl des Nadeltyps keinen Einfluss auf die mechanische Stabilität der Sehnennaht hat [Lam et al. 2003]. Da ein gewisser Mindestabstand der Kernnahtverankerung von der Rupturstelle von 7 mm bzw. auch von mindestens 10 mm empfohlen wird, sind Nadeln mit kleinem Durchmesser eher ungünstig [Tang et al. 2001; Towfigh et al. 2011]. Aufgrund der im deutschsprachigen Raum vorherrschenden Empfehlung erfolgte die Verwendung von atraumatischen Nadeln im durchgeführten Nahtversuch [Bühren und Marzi 2011; Towfigh et al. 2011].

5.4 Nahttechnik

5.4.1 Kernnaht

Es gibt keine allseits akzeptierte Evidenz oder Empfehlung über die optimale Anzahl von Kernsträngen oder über die optimale Nahtkonfiguration. Die Zechernnaht stellt die häufigste Nahttechnik bei der Beugesehnnennaht in der deutschsprachigen Literatur dar, auch wenn vereinzelt in der Literatur die persönlichen Erfahrungen und erhaltene Ausbildung als Grund für die Wahl des Nahtmaterials und der Nahttechnik benannt werden [Werber 2005; Schöffl und Winkelmann 2010; Towfigh et al. 2011; Lögters und Windolf 2016]. Obwohl mit der Anzahl der Kernnähte die Stabilität einer Sehnennaht steigt, ist eine Beugesehenadaptation mittels Zweistrang-Nahttechnik ausreichend stabil, um eine passive Mobilisierung zu gewährleisten [Strickland 2005; Pillukat et al. 2017]. Nicht zuletzt hat Quadlbauer zusätzlich die Zuverlässigkeit der Zechner-Naht im Rahmen einer postoperativen Mobilisation mittels Wiener Beugesehen-Rehabilitationsschema bewiesen [Quadlbauer et al. 2016].

Ein Vorteil der Zechernaht liegt in der Fadenführung, denn erhöhte Reibung und Adhäsionsbildung wird durch die geringe Menge an Nahtmaterial auf der Sehnenoberfläche verhindert [Sandvall et al. 2013; Pillukat et al. 2017].

Des Weiteren erfolgt durch die 2-strängige Nahttechnik mit ihrer geringen Anzahl an Einstichen und geringer Schlaufenbildung nur eine geringe Traumatisierung der Sehne. Bei Nahttechniken mit mehr als zwei Strängen wird wiederum eine vermehrte Traumatisierung der Sehne und das Auftreiben der Sehne durch das Volumen der zahlreichen Knoten beschrieben [Strickland 2005; Al-Qattan et al. 2011].

Aufgrund der angeführten Gründe und der Etablierung des Pendants innerhalb der klinischen Verwendung erfolgte in dieser Arbeit die Prüfung einer knotenlosen Naht mit Stratafix-Faden in modifizierter Zechernaht als zweisträngige Nahttechnik.

5.4.2 Zirkumferente Adaptationsnaht

Neben der Kernnaht nimmt auch die Durchführung einer Feinadaptation eine bedeutende Rolle in der operativen Beugesehnenrekonstruktion ein. Eine mit feinem Nahtmaterial durchgeführte umlaufende Adaptationsnaht glättet nicht nur die Oberfläche im Bereich der Nahtzone und reduziert das Auftreten von Dehiszenzen, sie verbessert auch die Reißfestigkeit der genähten Beugesehne je nach angewandeter Technik um bis zu 50 %. Aufgrund der einfachen technischen Umsetzung wird von vielen Operateuren eine einfache fortlaufende Naht bevorzugt, diese sollte über den gesamten Umfang ausgeführt werden. [Diao et al. 1996; Kubota et al. 1996; Strickland 2005; Pillukat et al. 2017].

In der vorliegenden Arbeit wurde auf die Anlage einer zirkumferenten Adaptationsnaht verzichtet, da das Augenmerk auf die Stabilität der bis dato nicht angewendeten Kernnaht-Technik gelegt wurde.

Es lassen sich die hier erhobenen Daten allerdings mit der Veröffentlichung von Wade aus 1986 vergleichen, der an einer 2-strängigen Kirchmayr-Kessler-Naht mit 4-0 Polyester-Faden durch eine fortlaufende Zirkumferenznaht mit 6-0 Polypropylen-Faden mehr als eine Verdopplung der möglichen Maximalkraft und Kraft bei Lückenbildung erreichte [Wade et al. 1986]. Übertragen auf die hier erhobenen Ergebnisse würde dies für die ohne Adaptationsnaht insgesamt nur niedrig belastbaren Nähte mit dem Stratafix-Faden eine für klinische Anwendungen akzeptable Belastbarkeit zeigen, zumal Lotz postuliert, dass die Ringnaht für 2/3 der Gesamtbelastbarkeit in einer Kombination aus Kern- und Ringnaht verantwortlich ist [Lotz et al. 1998].

Sull wies in seiner Arbeit nach, dass bei Sehnennähten mit „barbed sutures“ die Zirkumferenznaht die 2-mm-Spaltbelastbarkeit um das Doppelte verbessert, während die Maximalbelastbarkeit der genähten Sehnen unverändert blieb, da die Zirkumferenznaht vor der Kernnaht versagte [Sull et al. 2016b].

5.4.3 Knoten

Die Sehnengleitfähigkeit wird durch das eingebrachte Nahtmaterial zum einen durch die Lage des Materials zum anderen durch die Erhöhung des Sehnenvolumens infolge des eingebrachten Nahtmaterials beeinflusst. So führt auf der Sehnenoberfläche liegendes Nahtmaterial wie auch ein außen auf der Sehne liegender Knoten zu einer Erhöhung der Reibung und somit zu einer Erhöhung des Gleitwiderstands, weshalb unter anderem Strickland das Versenken des Nahtknotens empfiehlt [Noguchi et al. 1993; Momose et al. 2000; Zhao et al. 2001; Amadio 2005; Strickland 2005; Pillukat et al. 2017]. Histologisch folgt der erhöhten Reibung eine lokale Entzündungsreaktion, welche wiederum Adhäsionen provozieren kann [Strickland 2005; Schöffl und Winkelmann 2010]. Die Ruptur einer Sehnennaht tritt meistens am Knoten auf, da durch Knotenbildungen eine Schwächung des Nahtmaterials entsteht, die die Festigkeit um die Hälfte vermindern kann [Trail et al. 1989; Pillukat et al. 2017]. Die Anwendung von Nahttechniken mit mehr als einem Knoten zeigt nach Rees und auch nach Aoki einen negativen Effekt auf die Stabilität der Sehnennaht, das Versenken des Knotens in der Rupturzone vermindert die zur Sehnenheilung verfügbare Kontaktfläche der Sehnenenden erheblich [Aoki et al. 1995; Strickland 2005; Rees et al. 2009; Langer et al. 2015].

Gerade in dem Verzicht auf den als potentielle Schwachstelle bekannten Knoten kann ein oder vielleicht sogar der entscheidende Vorteil einer knotenlosen Sehnennaht liegen, zumal die Kraft, die für eine Sehnenbewegung erforderlich ist, in einer reparierten Sehne durch Ödeme, Beschädigung der Gleitflächen und durch die Naht selbst steigt. Die Stabilität einer Sehnennaht hängt davon ab, wie effektiv sie die axiale Spannung durch Umgreifen der Sehnenfaserbündel auf die Sehne überträgt. Nahtmaterial mit Widerhaken kann die Übertragung der axialen Kraft durch die Verankerung der Widerhaken in den Sehnenfasern erhöhen, so dass es möglich ist, mit weniger Kernnähten eine Sehnennaht durchzuführen, wie Parikh mit dem 2-0-Quill-Faden zeigen konnte [Parikh et al. 2009]. Durch die Verringerung der Anzahl der Kernnähte verringert sich somit auch der durch die außen liegenden Verankerungspunkte erhöhte Gleitwiderstand der reparierten Sehne.

Somit könnte die Anwendung von Nahtmaterial mit Widerhaken dem Trend zur Vierstrangnaht entgegenwirken und die Menge des in der Sehne liegenden Nahtmaterials, die Traumatisierung der Sehne durch multiple Einstiche sowie die Menge des der Sehne außen aufliegende Nahtmaterials verringern. Allerdings ist bezüglich des Gleitwiderstands nach Sehnennaht mit Widerhaken-Nahtmaterial die Literatur wieder divergent. Nayak konnte im Vergleich zweier Vierstrangnähte keine Veränderung des Gleitwiderstandes eruieren, während das Team um Ben-Amotz eine deutlich Zunahme der notwendigen Kraft zur Sehnenbeugung in ähnlichem Versuchsaufbau feststellen konnte [Momose et al. 2000; Zhao et al. 2001; Amadio 2005; Parikh et al. 2009; Ben-Amotz et al. 2015; Nayak et al. 2015; Vijayakumar et al. 2015].

5.5 Sehnenheilung

Weitere potentielle Vorteile der Anwendung einer knotenlosen Sehnennaht ergeben sich, wenn man den Prozess der Sehnenheilung betrachtet. Wong hat nachgewiesen, dass es bei Nähten, welche unter Spannung stehen, im Bereich des unter Spannung stehenden Fadens zur Ausbildung von azellulären Zonen kommt. Die Ursache wird dem durch das Nahtmaterial übertragenen Druck in das umgriffene Sehnenewebe zugeschrieben. In den über 14 Tage beschriebenen azellulären Regionen findet nach Wong auch keine Sehnenheilung statt, vielmehr wurden lokale Entzündungsreaktionen beschrieben, welche wiederum Adhäsionen stimulieren könnten. Dies wiederum kann nach Sicht der Autoren das Auftreten von Adhäsionen oder Nahtversagen in den am meisten belasteten Regionen erklären [Wong et al. 2010]. Hier sehen viele Autoren Potential in knotenlosen Sehnennähten, da durch die multiplen Widerhaken Zonen mit großem mechanischen Stress verringert würden und sich die wirkenden Kräfte auf die kleinen Anker des Fadens verteilen würden. Ein weiterer positiver Aspekt der Widerhaken wäre, dass das Entwinden von Verriegelungsschleifen als mögliche Nahtkomplikation verringert würde [Wong et al. 2006; Parikh et al. 2009; Wong et al. 2010; Sato et al. 2014; Vijayakumar et al. 2015].

Um Durchblutungsstörungen und lokale Ischämien und damit Störungen in der Biologie der Sehnenheilung zu vermeiden, muss im Rahmen der Beugesehnnennaht die jeweils lokale Durchblutungssituation beachtet werden. So kann eine falsch positionierte oder strangulierend durchgeführte Naht sowie die Verletzung der lokalen Gefäßversorgung, z.B. der Vinculae, eine Ischämie und ein entsprechend schlechteres Ergebnis auslösen [Amadio et al. 1985; Amadio 2005; Strickland 2005; Towfigh et al. 2011]

5.6 Nahtversagen

Bei der vorliegenden Arbeit wurden die Versagensmechanismen wie im Abschnitt 3.1.4 definiert. Hierbei wurde das Versagen der Fixierung des Stratafix-Fadens bei der knotenlosen Naht als Knotenversagen definiert, da es sich in der Beobachtung wie beim klassischen Knotenversagen um ein Lösen des Fixierungsmechanismus ohne strukturellen Schaden am Faden oder der Sehne handelt.

In vielen Veröffentlichungen wird diese Art des Versagens als „pull out“, Herausziehen des Fadens aus der Sehne, beschrieben, in anderen wiederum gar nicht [Shah et al. 2015].

Um eine Vergleichbarkeit zwischen den Nahttechniken zu erreichen, erfolgte die Definition wie dargelegt. In der nachfolgenden Bewertung wird der Versagensmechanismus zum besseren Leseverständnis im Zusammenhang mit der knotenlosen Naht als „pull out“ bezeichnet, auch wenn er im statistischen Vergleich ein Knotenversagen darstellt.

Bei Betrachtung der im Versuch erhobenen Ergebnisse zeigt sich, dass für die Zechernaht mit Stratafix mit Knoten wie auch bei der Vergleichsnaht Zechernaht mit PDS die Fadenruptur den Hauptversagensmechanismus darstellt, während die Fadenruptur bei der knotenlosen Naht mit Stratafix-Faden eine untergeordnete Rolle spielt. Hier zeigt sich als limitierender Faktor der Maximalkraft der pull out, welcher in der zu prüfenden Gruppe zu 80 % auftrat.

Während bei dem in dieser Schrift zu prüfendem Versuchsaufbau eine Fixierung der Naht durch jeweils dreimaliges diagonales Durchstechen der Sehne erfolgte, erreichte McClellan ebenfalls in einer Zweistrang-Naht mit zweimaligem diagonalem Durchstechen aber abschließendem Locking-Loop eine pull-out-Quote von 18 %. Allerdings wurde von ihm ein Quill-Faden mit dem deutlich größeren Durchmesser 0 verwendet, was auch zumindest teilweise die höheren Kraftmaxima mit 72 N erklärt, während die knotenlose Stratafix-Naht $15,40 \pm 5,29$ N erreicht hat [McClellan et al. 2011]. Marrero-Amadeo erreichte mit seiner modifizierten 4-strängigen Kesslernaht und jeweils dreifachem Querstechen Maximalkräfte von 48 ± 12 N und berichtet mit 67 % mit der Stratafix-Naht vergleichbar hohe pull-out-Raten unter Verwendung eines 2-0 Quill-Fadens [Marrero-Amadeo et al. 2011].

Clemente wendet bei einer viersträngigen Naht nach einem abschließenden Querstich ebenfalls einen abschließenden Locking-Loop an, erreicht Belastungsmaxima von über 50 N und hat hierunter keine pull-out-Ereignisse. Allerdings erschwert hier die Vergleichbarkeit sowohl die Wahl des Nahtmaterials (2-0 polypropylene Quill und 2-0 Polydioxanon Quill) wie auch die Nahttechnik [Clemente et al. 2015].

Mit der Fragestellung der Konfigurationen von Widerhaken zur bestmöglichen Verankerung im Sehngewebe hat sich Ingle in einer Finite-Elemente-Methode beschäftigt. Er kam hier zu dem Schluß, dass das Sehngewebe aufgrund des höheren Widerstandes von Sehngewebe im Vergleich zur Haut stärkere Widerhaken benötigt, um das umgebende Gewebe zu durchdringen und hierin zu verankern. Seine Empfehlung zur für Sehnennähte geeignete Widerhaken beschreibt einen Schnittwinkel von 150° und eine Schnitttiefe von 0,18 mm. In der Betrachtung der möglichen Fixierung einer Sehnennaht und des Nahtmaterials mittels spezieller Nahttechniken oder Materialien, wie z.B. die Nähte mit Widerhaken, erinnert Sato auch daran, dass die durchgeführte Technik sich an der jeweiligen biologischen Substanz der zu versorgenden Sehne orientieren muss [Ingle et al. 2010; Sato et al. 2014].

Im Abschnitt 3.2.5. der vorliegenden Dissertationsschrift zeigt die Abbildung 39 beispielhaft den typischen Kraftverlauf des Zugversuchs der knotenlosen Stratafix-Naht. Entgegen des plötzlich einsetzenden und vollständigen Stabilitätsverlustes des PDS-Fadens, zeigte sich beim Stratafix-Faden in 80 % der Fälle eine neue Form des Nahtversagens. Mit dem sich bei Kraftzunahme nur nach und nach aus dem Gewebe herausziehenden Stratafix-Faden mit den zirkumferenten Widerhaken destabilisiert sich die Naht nur allmählich und in mehreren unterschiedlich großen Einzelschritten. Eine Fadenruptur mit sofortigem, totalem Kraftabfall und der damit einhergehenden totalen Destabilisierung findet nicht statt. Da selbst bei Ausriss eines der beiden Stränge der andere Strang regelhaft noch eine Restverankerung in der Sehne zeigte, blieb jeweils eine gewisse Restadaption und geringe Kraftaufnahme durch den Restfaden bestehen. Das allmähliche Versagen der Naht könnte in einer klinischen Anwendung ein positiver Aspekt sein, wenn dadurch das Risiko einer plötzlichen Komplettruptur nach postoperativer Überbelastung verringert würde.

5.7 Stabilität

Bezüglich der geforderten Stabilität an eine Sehnennaht hat Schuind im in-vivo-Versuch am lokal anästhesierten Patienten gezeigt, dass bei passiver Bewegung milde Kräfte auf die menschliche Beugesehne wirken (2-4 N), bei aktiver Beugung können bereits bis zu 34 N auf die Beugesehne einwirken. Beim Faustschluss betrug die durchschnittlich wirkende Kraft ca. 70 N. Hierbei wirken auf die tiefe Beugesehne bis zu dreifach stärkere Kräfte als auf die Sehnen der Mm. flexor superficialis, auch die Stellung der Finger- und Handgelenke trägt zu einer Belastung der Sehnen bei Bewegung bei [Schuind et al. 1992]. Santha stellte dar, dass eine Beugesehnennaht einwirkenden Zugkräften von 20 N standhalten müsse, damit eine sofortige aktive postoperative Mobilisierung der Langfinger erfolgen kann [Sántha und Répásy 1990]. Die Messungen von Powell zeigen ähnliche Ergebnisse für die lastfreie aktive und passive Mobilisierung der Beugesehnen mit im Median nur geringen Kräfte mit 7 N und Maxima ohne Last bis 27 N, bei Belastungen bis 500 g werden Beugesehnen mit bis zu 50 N belastet [Powell und Trail 2004; Strickland 2005; Tanaka et al. 2005; Langer et al. 2015].

Tang veranschaulichte im Rahmen der Prüfung seiner Nahttechnik, dass eine Spaltbildung von 2 mm bei der überwiegenden Anzahl der Beugesehnennähte schon bei einer mittleren Kraft zwischen 20 und 30 N eintritt [Tang et al. 1999].

Im Weiteren wird für die Sehnennaht eine möglichst gute Adaptation der Sehnenenden ohne Ausbildung eines Spaltes gefordert. Gelbermann und Kollegen wiesen 1999 nach, dass auch eine Spaltbildung von 3 mm durch die Sehnenheilung überbrückt werden kann, am Endpunkt nach 3-monatiger Beobachtung zeigte sich allerdings eine deutliche Unterlegenheit in der Belastbarkeit im Vergleich zu Sehnennähten mit geringerer Spaltbildung [Gelberman et al. 1999]. Eine geringere Spaltbildung, welche häufig im Rahmen der postoperativen Mobilisierung auftritt, kann aber über die Sehnenheilung ausgeglichen werden, auch wenn dies das Risiko einer sekundären Adhäsion aufgrund der extrinsischen Sehnenheilung vergrößert. Übermäßige Spaltbildung erhöht zusätzlich den Gleitwiderstand und kann ab 3 mm zum kompletten Blockieren einer Sehne führen [Zhao et al. 2004; Boyer et al. 2005; Langer et al. 2015].

In Zusammenschau dieser Erkenntnisse stellt man fest, dass alle hier geprüften Kombinationen aus Nahtmaterial, Nahtstärke und Nahtkonfiguration in der gemessenen maximalen Belastbarkeit die notwendige Stabilität für eine passive postoperative Mobilisierung bereits ohne Zirkumferenznaht nachweisen (Zechernaht mit PDS $26,53 \pm 5,09$ N, Zechernaht mit Stratafix $17,67 \pm 5,01$ N, Stratafix ohne Knoten $15,40 \pm 5,29$ N). Eine sofortige aktive Mobilisierung erscheint mit den hier geprüften Nähten nur mit der Vergleichsnaht Zechernaht mit PDS möglich. Interessanterweise erreicht auch die Zechernaht mittels Stratafix-Faden und Knoten nicht die gleiche Stabilität wie die Vergleichsnaht, obwohl dies beim Entwickeln des Versuchsdesign erwartet wurde. Eine mögliche Erklärung wäre, dass im Rahmen der Produktion des Fadens durch die zur Anlage der Widerhaken gesetzte Inzisionen eine strukturelle Schwächung des Fadens statt findet, welche sich in einer Verminderung der Belastbarkeit auswirkt.

Sull allerdings erreichte in seiner vergleichenden ex-vivo-Studie an Schweinebeugesehnen mit einer Vierstrang-Naht mit einem 3-0 Stratafix-Faden $68,1 \pm 8,4$ N und unterstellt damit eine physiologische Belastbarkeit. Gerade in Hinblick auf die zuvor zitierten Ergebnisse von McClellan oder Parikh, welche teilweise ein Vielfaches der hier erreichten Belastungsmaxima erbringen, erscheint die knotenlose Stratafix-Naht des hiesigen Versuchsaufbaus deutlich unterlegen [Parikh et al. 2009; McClellan et al. 2011; Sull et al. 2016a].

Die Prüfung des Kraftauftrags bei 2-mm-Spaltbildung zwischen den genähten Sehnenenden hat sich in der Literatur zur Testung von Beugesehnennähten etabliert. Zwar hat Silfverskiöld 1992 veröffentlicht, dass bei 10-mm-Spaltbildung zwischen den Sehnenenden eine gute Funktion der Finger möglich ist, allerdings konnte Gelberman eine verminderte Heilung einer Sehnennaht und ein erhöhtes Rupturrisiko bei Spaltbildungen über 3 mm nachweisen [Silfverskiöld et al. 1992; Gelberman et al. 1999]. Ketchum verweist bereits 1977 auf eine deutlich verbesserte Durchblutungs- und Perfusionssituation im Bereich der Sehnennaht, wenn die Spaltbildung unter 1 mm gehalten wird [Ketchum et al. 1977]. Zhao konnte zeigen, dass sich der Gleitwiderstand einer genähten Sehne ab einer Spaltbildung von 2 mm signifikant erhöht und warnt vor Komplikationen wie Verhaken an den Ringbändern und Adhäsionsbildung ab 3-mm-Spaltbildung [Zhao et al. 2004].

Auch bei Betrachtung der Kraft bei 2-mm-Spaltbildung zeigt die geprüfte Stratafix-Naht ohne Knoten mit $11,84 \pm 4,15$ N im Vergleich zu anderen 2-Strang-Nähten nur eine geringe Belastbarkeit, während Trocchia mit einem 2-0 Quill-Faden $29,6 \pm 3,6$ N und McClellan mit einem Quill-Faden Größe 0 sogar $72,39 \pm 8,96$ N erreicht. Allerdings muss man hier anmerken, dass sowohl Trocchia wie McClellan Fäden mit einem Durchmesser prüfen, welchen die praktische Anwendbarkeit und Empfehlung bei der Beugesehennaht in der Literatur fehlt [Strickland 2005; Trocchia et al. 2009; McClellan et al. 2011; Pillukat et al. 2017].

Auffällig ist in unserem Versuch die statistisch nicht signifikante Tendenz der beiden Stratafix-Nähte mit und ohne Knoten zur erhöhten Stabilität bei 2-mm-Spaltbildung gegenüber der Vergleichsnaht mit PDS-Faden in Zechnernaht-Technik (Zechnernaht mit PDS $10,26 \pm 5,25$ N, Zechnernaht mit Stratafix $11,65 \pm 4,91$ N, Stratafix ohne Knoten $11,84 \pm 4,96$ N).

Sull konnte ebenfalls keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Kraftentwicklung bei 2-mm-Spaltbildung zwischen einer knotenlosen Naht mit Stratafix-Faden und einer herkömmlichen Naht mit PDS-Faden der Stärken 3-0 nachweisen [Sull et al. 2016a].

Auch bei 1-mm-Spaltbildung und 3-mm-Spaltbildung zeigte sich innerhalb der hier geprüften Gruppen kein signifikanter Unterschied in der Belastbarkeit. Die Tatsache, dass keine Naht der Gruppe Zechnernaht mit Stratafix mit Knoten den Messpunkt 10 mm erreicht hat und der Versagensmechanismus in 75 % der Fälle die Fadenruptur darstellt, legt den Schluss nahe, dass – obwohl es sich mit Polydioxanon um das gleiche Material handelt - der Stratafix-Faden nicht dieselbe Belastbarkeit wie der übliche PDS-Faden aufweist.

Die Tatsache, dass es bei dem Stratafix-Faden bei 10-mm-Spaltbildung noch zu einem Kraftübertrag bei bereits versagter Naht kommt, beruht auf dem isolierten Herausziehen eines der beiden Stränge im Rahmen des Zugversuchs, während der zweite Faden mit geringem Anteil noch im zweiten Abschnitt der Sehne fixiert war. Einen klinischen Nutzen kann man daraus allerdings nicht ziehen.

In der Literaturrecherche zeigt sich, dass eine Vergleichbarkeit der Publikationen aufgrund der unterschiedlichen Materialien, Techniken, Fadenstärken und Widerhakenkonfigurationen kaum möglich ist. Kaum beachtet ist beispielsweise die unterschiedliche Konfiguration der Widerhaken der Fäden, wie sie Jordan beschreibt. Im Vergleich der veröffentlichten Arbeiten sowie der eigenen Arbeit zeigt sich zumindest, dass für die „barbed sutures“ die gleichen Faktoren die Stabilität einer Naht verbessern, wie auch bei den üblichen Fäden, wie z.B. die Zunahme des Fadendurchmessers, die steigende Anzahl der Nahtstränge sowie eine sichere Verankerung analog der von Strickland geforderten festen Knotenbildung [Strickland 2005; Parikh et al. 2009; McClellan et al. 2011; Zeplin et al. 2011; Jordan et al. 2014; Shah et al. 2015].

Auch wenn viele Publikationen gute Ergebnisse zeigen, bleibt festzustellen, dass bis dato fast ausschließlich ex-vivo-Versuche mit Widerhakenfäden an Sehnennähten durchgeführt wurden. Es findet sich derzeit lediglich eine Veröffentlichung eines in-vivo-Versuchs durch Maddox an Hühnersehnen. Hier beschreibt Maddox zwar keinen Unterschied der gemessenen Kräfte einer knotenlosen Dreistrangnaht im Vergleich zu einer konventionellen Vierstrangnaht, allerdings zeigt sich in der knotenlosen Technik eine ums dreifache erhöhte Ausfallquote [Maddox et al. 2015]. Die Aussagekraft der Untersuchung ist allerdings aufgrund der geringen Stichprobengröße wenig verlässlich. McClellan wie auch Joyce konnten dafür im ex-vivo-Versuch zeigen, dass knotenlose Nähte zu einem geringeren Anstieg der Querschnittsfläche in der Reparaturzone führen und postulieren daraus positive Effekte auf die postoperativen Gleiteigenschaften [McClellan et al. 2011; Joyce et al. 2014].

6 Zusammenfassung

Die Durchtrennung der Beugesehnen der Hand ist eine relativ häufige und für den Patienten eine langwierige Verletzung, zu deren Beginn die operative Versorgung mittels Sehnennaht steht.

Die Ansprüche an die Beugesehnenennaht sind aufgrund der komplexen Biologie und der physikalischen Interaktionen der Sehne mit dem Nahtmaterial bezüglich der Naht- und Operationstechnik hoch. Eine Anforderung ist die Sicherstellung einer ausreichend stabilen Naht, die eine frühfunktionelle, postoperative Nachbehandlung ermöglicht, dabei aber Spaltbildung und Reibung minimiert.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war die Evaluation des Stratafix-Fadens unter Beachtung einer im klinischen Bereich etablierten, häufigen Kombination aus Nahttechnik, Nahtmaterial und Fadenstärke. Aufgrund dessen erfolgte die Prüfung der definierten biomechanischen Eigenschaften einer modifizierten Zechnernaht mit dem 4-0 Stratafix-Faden sowohl mit als auch ohne Knoten im Vergleich zur Zechnernaht mit üblichem 4-0 PDS-Faden.

Im Rahmen der experimentellen Untersuchungen wurde die Kraft (N) bei Versagen der Naht, die Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen, die Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm sowie 10 mm Spaltbildung und der Versagensmechanismus der Nähte überprüft. Hierzu wurden jeweils 16 Extensor-Digitorum-III-Sehnen der Schweinvorderpfote mittig durchtrennt und mittels modifizierter Zechnernaht mit PDS-Faden, mit Stratafix-Faden mit Knoten und mit Stratafix-Faden ohne Knoten genäht.

Die Belastbarkeit der einzelnen Nähte wurde anschließend im Zugversuch mittels Maximallastversuch geprüft und die automatisiert erhobenen Werte Zeit, Weg und Kraft anhand digitaler Videoaufzeichnungen den entsprechenden Beobachtungspunkten zugeordnet. Die statistische Auswertung erfolgte im explorativen Sinn mittels einfaktorieller Varianzanalyse und mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests nach Pearson.

Es konnte gezeigt werden, dass bei Verwendung des 4-0 Stratafix-Fadens sowohl die Zechnernaht mit Knoten wie die Zechnernaht ohne Knoten eine Stabilität aufweisen, welche eine passive postoperative Mobilisierung ermöglicht, auch wenn sie in der Maximalkraft der Zechnernaht mit 4-0 PDS-Faden unterliegen. In den Kraftbereichen bis zur Entwicklung einer 3-mm-Spaltbildung zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Nähten, allerdings besteht eine Tendenz zum Vorteil des Stratafix-Fadens mit Widerhaken.

Die Ergebnisse zeigen weiterhin, dass bei der angewendeten knotenlosen Nahttechnik mit Stratafix-Faden die Maximalkraft durch den „pull-out“ des Fadens begrenzt wurde.

In Zusammenschau mit der Literatur zeigen die Ergebnisse der knotenlosen, modifizierte Zehnernaht mit Stratafix-Faden, dass sie in den bedeutsamen Merkmalen der 1-mm-, 2-mm- und 3-mm-Spaltbildung der am häufigsten angewendeten Nahttechnik- und Faden-Kombination ebenbürtig und in der Tendenz vielleicht sogar etwas überlegen ist.

Dieses für eine klinische Anwendung grundsätzlich positive Ergebnis stellt eine geeignete Grundlage dar, sowohl den Faden wie auch die Nahttechnik in Modifikation der Fixierung zu überprüfen. So ist vielleicht diese Arbeit die Basis einer zukünftigen stabilen knotenlosen Kernnaht mit vergleichsweise dünnem Nahtmaterial und den hieraus erwachsenden Vorteilen.

7 Literaturverzeichnis

- Adams D (2001): Catgut sutures--possible BSE risk. *AustVetJ* 79, 245–246
- Adolfsson L, Soderberg G, Larsson M, Karlander LE (1996): The effects of a shortened postoperative mobilization programme after flexor tendon repair in zone 2. *Journal of Hand Surgery* 21 B, 67–71
- Al-Qattan MM, Al-Rakan MA, Al-Hassan TS (2011): A biomechanical study of flexor tendon repair in zone II: Comparing a combined grasping and locking core suture technique to its grasping and locking components. *Injury* 42, 1300–1302
- Amadio PC (2005): Friction of the gliding surface: Implications for tendon surgery and rehabilitation. *Journal of Hand Therapy* 18, 112–119
- Amadio PC, Hunter JM, Jaeger SH, Wehbe MA, Schneider LH (1985): The effect of vincular injury on the results of flexor tendon surgery in zone 2. *The Journal of hand surgery* 10, 626–32
- Angermann P, Lohmann M (1993): Injuries to the hand and wrist. A study of 50,272 injuries. *Journal of Hand Surgery* 18, 642–644
- Aoki M, Pruitt DL, Kubota H, Manske PR (1995): Effect of suture knots on tensile strength of repaired canine flexor tendons. *Journal of Hand Surgery (British and European Volume)* 20, 72–75
- Asmus A, Kim S, Millrose M, Jodkowski J, Ekkernkamp A, Eisenschenk A (2015): Rehabilitation nach Beugesehnenverletzungen an der Hand. *Orthopäde* 44, 786–802
- Aumüller G et al.: *Duale Reihe Anatomie*. 2010
- Baktir A, Türk CY, Kabak Ş, Şahin V, Kardaş Y (1996): Flexor tendon repair in zone 2 followed by early active mobilization. *Journal of Hand Surgery: European Volume* 21, 624–628
- Ben-Amotz O, Kargel J, Mailey B, Sammer DM (2015): The effect of barbed suture tendon repair on work of flexion. *Journal of Hand Surgery* 40, 969–974
- Benatar N (2003): Wie in Amerika die Handchirurgie entstand. *Handchirurgie · Mikrochirurgie · Plastische Chirurgie* 35, 233–244
- Benninghoff A, Drenckhahn D: *Anatomie - Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie Band 1*. Band 17. Aufl.; 2008
- Boyer MI, Meunier MJ, Lescheid J, Burns ME, Gelberman RH, Silva MJ (2001): The influence of cross-sectional area on the tensile properties of flexor tendons. *Journal of Hand Surgery* 26, 828–832
- Boyer MI, Goldfarb CA, Gelberman RH (2005): Recent progress in flexor tendon healing: The modulation of tendon healing with rehabilitation variables. *Journal of Hand Therapy* 18, 80–86
- Brug E (1997): Primary repair of flexor tendons of the hand. *Der Unfallchirurg* 100, 602–612
- Bühren V, Marzi I: *Checkliste Traumatologie*. Band 23; 2011
- Bunnell S.: *Reconstructive surgery of the hand*. Band 39; J.B. Lippincott, Philadelphia 1924
- Carls J, Wirth CJ (2000): Die Sehnennaht. *Der Orthopäde* 29, 188–195
- Carpenter JE, Thomopoulos S, Flanagan CL, DeBano CM, Soslowky LJ (1998): Rotator cuff defect healing: a biomechanical and histologic analysis in an animal model. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons* 7, 599–605

- Clavert P, Kempf JF, Bonnomet F, Boutemy P, Marcelin L, Kahn JL (2001): Effects of freezing/thawing on the biomechanical properties of human tendons. *Surgical and Radiologic Anatomy* 23, 259–262
- Clayton RAE, Court-Brown CM (2008): The epidemiology of musculoskeletal tendinous and ligamentous injuries. *Injury* 39, 1338–1344
- Clemente A, Bergamin F, Surace C, Lepore E, Pugno N (2015): Barbed suture vs conventional tenorrhaphy: biomechanical analysis in an animal model. *Journal of Orthopaedics and Traumatology* 16, 251–257
- Cullen KW, Tolhurst P, Lang D, Page RE (1989): Flexor tendon repair in zone 2 followed by controlled active mobilisation. *Journal of Hand Surgery* 14, 392–395
- Diao E, Hariharan JS, Soejima O, Lotz JC (1996): Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs. *Journal of Hand Surgery* 21, 234–239
- Dy C, Daluiski A, Do H, Hernandez-Soria A, Marx R, Lyman S (2012): The Epidemiology of Reoperation After Flexor Tendon Repair. *Journal of Hand Surgery* , Vol 37 , 919 - 924
- Ehle B, Trampisch HJ, Trampisch-Windeler : *Medizinische Statistik*. Springer 2000
- Ethicon (2017): ETHICON Gesamtkatalog.
[Http://De.Ethicon.Com/Sites/Com.Ethicon.De/Files/Managed-Documents/Ethicon_Katalog_Apr_2017.Pdf](http://De.Ethicon.Com/Sites/Com.Ethicon.De/Files/Managed-Documents/Ethicon_Katalog_Apr_2017.Pdf), 2017
- Ethicon. <http://de.ethicon.com/healthcare-professionals/Unsere-Produkte/Nahtmaterial/Nahtmaterial-resorbierbar/PDS-PLUS>; Zugriff am 25.05.2017
- von Fraunhofer JA, Storey RS, Stone IK, Masterson BJ (1985): Tensile strength of suture materials. *Journal of Biomedical Materials Research* 19, 595–600
- Garner WL, McDonald JA, Koo M, Kuhn C 3rd, Weeks PM (1989): Identification of the collagen-producing cells in healing flexor tendons. *Plastic and reconstructive surgery* 83, 875–879
- Gelberman RH, Amiel D, Gonsalves M, Woo S, Akeson WH (1981): The influence of protected passive mobilization on the healing of flexor tendons: A biochemical and microangiographic study. *Hand* 13, 120–128
- Gelberman RH, Woo SL, Lothringer K, Akeson WH, Amiel D (1982): Effects of early intermittent passive mobilization on healing canine flexor tendons. *The Journal of hand surgery* 7, 170–175
- Gelberman RH, Boyer MI, Brodt MD, Winters SC, Silva MJ (1999): The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 81, 975–982
- Geldmacher J, Köckerling F: *Sehnenchirurgie*. Urban & Schwarzenberg, München, Baltimore 1992
- Greenberg JA, Goldman RH (2013): Barbed suture: a review of the technology and clinical uses in obstetrics and gynecology. *Reviews in obstetrics & gynecology* 6, 107–115
- Greenberg JA (2010): The use of barbed sutures in obstetrics and gynecology. *Reviews in obstetrics and gynecology* 3, 82–91
- Hagert CG (2001): The history of hand surgery in Sweden. *Journal of Hand Surgery* 26, 78–83
- Havulinna J, Leppanen O V., Jarvinen TLN, Goransson H (2011): Comparison of modified Kessler tendon suture at different levels in the human flexor digitorum profundus tendon and porcine flexors and porcine extensors: an experimental biomechanical study. *Journal of Hand Surgery (European Volume)* 36, 670–676

Hitchcock TF, Light TR, Bunch WH, Knight GW, Sartori MJ, Patwardhan a G, Hollyfield RL (1987): The effect of immediate constrained digital motion on the strength of flexor tendon repairs in chickens. *The Journal of hand surgery* 12, 590–5

Hundozi H, Murtezani A, Hysenaj V, Hysenaj V, Mustafa A (2013): Rehabilitation After Surgery Repair of Flexor Tendon Injuries of the Hand with Kleinert early Passive Mobilization Protocol. *Medical Archives* 67, 115

Ingle NP, King MW, Zikry MA (2010): Finite element analysis of barbed sutures in skin and tendon tissues. *Journal of Biomechanics* 43, 879–886

de Jong JP, Nguyen JT, Sonnema AJM, Nguyen EC, Amadio PC, Moran SL (2014): The incidence of acute traumatic tendon injuries in the hand and wrist: A 10-year population-based study. *Clinics in Orthopedic Surgery* 6, 196–202

Johnson & Johnson. <http://de.ethicon.com/sites/com.ethicon.de/files/managed-documents/j11b061-schon-gewusst-2015-interaktiv-mit-startseite.pdf>; Zugriff am 21.05.2017

Jordan MC, Hölscher-Doht S, Jakubietz MG, Jakubietz RG, Meffert RH, Schmidt K (2014): Suture material for flexor tendon repair: 3-0 V-Loc versus 3-0 Stratafix in a biomechanical comparison ex vivo. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 9, 72

Joyce CW, Whately KE, Chan JC, Murphy M, O'Brien FJ, Carroll SM (2014): Flexor tendon repair: a comparative study between a knotless barbed suture repair and a traditional four-strand monofilament suture repair. *The Journal of hand surgery, European volume* 39, 40–5

Karjalainen T, Göransson H, Viinikainen a, Jämsä T, Ryhänen J (2010): Nickel-titanium wire as a flexor tendon suture material: an ex vivo study. *The Journal of hand surgery, European volume* 35, 469–74

Ketchum LD, Martin NL, Kappel DA (1977): Experimental evaluation of factors affecting the strength of tendon repairs. *Plastic and Reconstructive Surgery* 59, 708–719

Kirchmayr L (1917): Zur Technik der Sehnennaht. *Zentralbl Chir*

Kleinert HE, Kutz JE, Cohen MJ: Primary repair of zone 2 flexor tendon lacerations; in: AAOS Symposium on tendon surgery in the hand; 1975, 91–104

Knoop M, Lünstedt B, Thiede A (1987): Maxon und PDS - Bewertung physikalischer und biologischer Eigenschaften monofiler, absorbierbarer Nahtmaterialien. *Langenbecks Archiv* 371, 13–28

Komatsu F, Mori R, Uchio Y (2006): Optimum surgical suture material and methods to obtain high tensile strength at knots: Problems of conventional knots and the reinforcement effect of adhesive agent. *Journal of Orthopaedic Science* 11, 70–74

Koob TJ (2002): Biomimetic approaches to tendon repair. *Comparative Biochemistry and Physiology - A Molecular and Integrative Physiology* 133, 1171–1192

Krajewski A (2010): From history of surgery. 317–323

Kubota H, Aoki M, Pruitt DL, Manske PR (1996): Mechanical properties of various circumferential tendon suture techniques. *Journal of Hand Surgery: European Volume* 21, 474–480

Lachi A: Biomechanische Untersuchung der Primärstabilität von Beugesehnennähten. 2006

Lam WL, Vandermeulen J, Fagan MJ, Stanley PRW (2003): Cutting or round-bodied needles for tendon repair. *Journal of Hand Surgery* 28 B, 475–477

Langer MF, Oeckenpöhler S, Kösters C, Herrmann K, Wieskötter B (2015): Nahttechniken für Beugesehnen der Hand. *Orthopade* 44, 748–756

- Lin TE, Lakhiani C, Lee MR, Saint-Cyr M, Sammer DM (2013): Biomechanical analysis of knotless flexor tendon repair using large-diameter unidirection barbed suture. *Hand* 8, 315–319
- Lindsay WK, Birch JR (1964): The Fibroblast in Flexor Tendon Healing. *Plastic and reconstructive surgery* 34, 223–232
- Lippert H: *Lehrbuch Anatomie*. Elsevier Health Sciences Germany 2011
- Lister GD, Kleinert HE, Kutz JE, Atasoy E (1977): Primary flexor tendon repair followed by immediate controlled mobilization. *The Journal of Hand Surgery* 2, 441–451
- Lögters T, Windolf J (2016): Beugesehnenverletzungen. *Op-Journal* 31, 160–166
- Lotz JC, Hariharan JS, Diao E (1998): Analytic model to predict the strength of tendon repairs. *Journal of Orthopaedic Research* 16, 399–405
- Lüllmann-Rauch R: *Taschenlehrbuch Histologie*. 2012
- Lundborg G, Rank F (1978): Experimental intrinsic healing of flexor tendons based upon synovial fluid nutrition. *The Journal of hand surgery* 3, 21–31
- Maddox GE, Ludwig J, Craig ER, Woods D, Joiner A, Chaudhari N, Killingsworth C, Siegal GP, Eberhardt A, Ponce B (2015): Flexor tendon repair with a knotless, bidirectional barbed suture: An in vivo biomechanical analysis. *Journal of Hand Surgery* 40, 963–968
- Mao WF, Wu YF, Zhou YL, Tang JB (2011): A study of the anatomy and repair strengths of porcine flexor and extensor tendons: are they appropriate experimental models? *Journal of Hand Surgery (European Volume)* 36, 663–669
- Marrero-Amadeo IC, Chauhan A, Warden SJ, Merrell GA (2011): Flexor tendon repair with a knotless barbed suture: A comparative biomechanical study. *Journal of Hand Surgery* 36, 1204–1208
- McClellan WT, Schessler MJ, Ruch DS, Levin LS, Goldner RD (2011): A Knotless Flexor Tendon Repair Technique Using a Bidirectional Barbed Suture. *Plastic and Reconstructive Surgery* 128, 322e–327e
- McDonald E, Gordon JA, Buckley JM, Gordon L (2011): Comparison of a new multifilament stainless steel suture with frequently used sutures for flexor tendon repair. *Journal of Hand Surgery* 36, 1028–1034
- McKenzie AR (1967): An experimental multiple barbed suture for the long flexor tendons of the palm and fingers. Preliminary report. *The Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume* 49, 440–7
- Momose T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, An KN (2000): The effect of knot location, suture material, and suture size on the gliding resistance of flexor tendons. *Journal of Biomedical Materials Research* 53, 806–811
- Moutet F, Corcella D, Forli A, Mesquida V (2014): Une histoire de la réparation des tendons fléchisseurs. *Chirurgie de la Main* 33, 2–12
- Murphy PG, Hart DA (1994): Influence of exogenous growth factors on the expression of plasminogen activators and plasminogen activator inhibitors by cells isolated from normal and healing rabbit ligaments. *Journal of Orthopaedic Research* 12, 564–575
- Murtha AP, Kaplan AL, Paglia MJ, Mills BB, Feldstein ML, Ruff GL (2006): Evaluation of a novel technique for wound closure using a barbed suture. *Plastic and Reconstructive Surgery* 117, 1769–1780
- Nayak AN, Nguyen DV, Brabender RC, Hiro ME, Miles JJ, Smithson IR, Santoni BG, Stone JD, Hess A V. (2015): A mechanical evaluation of zone II flexor tendon repair using a knotless barbed suture versus a traditional braided suture. *Journal of Hand Surgery* 40, 1355–1362

- Noguchi M, Seiler JG, Gelberman RH, Sofranko RA, Woo SL (1993): In vitro biomechanical analysis of suture methods for flexor tendon repair. *Journal of Orthopaedic Research* 11, 603–611
- O’Broin ES, Earley MJ, Smyth H, Hooper ACB (1995): Absorbable sutures in tendon repair. A comparison of PDS with prolene in rabbit tendon repair. *Journal of Hand Surgery* 20, 505–508
- Ohrndorf, Arne Dr.-Ing (2017): AW: Zitation des Prüfgeräts Institut für Werkstofftechnik, Universität Siegen, 01.06.2017. E-Mail an Martin Heinrich.
- Parikh PM, Davison SP, Higgins JP (2009): Barbed suture tenorrhaphy: an ex vivo biomechanical analysis. *Plastic and Reconstructive Surgery* 124, 1551–8
- Pettengill KM (2005): The evolution of early mobilization of the repaired flexor tendon. *Journal of Hand Therapy* 18, 157–168
- Pillukat T, Fuhrmann R, Windolf J, van Schoonhoven J (2017): Nahttechniken und Nahtmaterial in der Beugesehnenchirurgie. *Chirurg* 88, 259–270
- Potenza AD (1962): Tendon healing within the flexor digital sheath in the dog. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 44–A, 49–64
- Powell ES, Trail IA (2004): Forces transmitted along human flexor tendons during passive and active movements of the fingers. *Journal of Hand Surgery* 29, 386–389
- Quadlbauer S, Pezzei C, Jurkowitsch J, Reb P, Beer T, Leixnering M (2016): Early Passive Movement in flexor tendon injuries of the hand. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 136, 285–293
- Rees L, Matthews A, Masouros SD, Bull AMJ, Haywood R (2009): Comparison of 1- and 2-Knot, 4-Strand, Double-Modified Kessler Tendon Repairs in a Porcine Model. *Journal of Hand Surgery* 34, 705–709
- Richards HJ (1980): Factors Affecting the Healing and Return of Function in the Repaired Digital Flexor Tendon. *Australian and New Zealand Journal of Surgery* 50, 258–263
- Rust PA, Eckersley R (2008): (iii) Twenty questions on tendon injuries in the hand. *Current Orthopaedics* 22, 17–24
- Sandvall BK, Kuhlman-Wood K, Recor C, Friedrich JB (2013): Flexor tendon repair, rehabilitation, and reconstruction. *Plastic and reconstructive surgery* 132, 1493–503
- Sántha E, Répásy G (1990): Primary tensile strength of newer and modified tendon sutures. A comparative in-vitro study. *Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie* 22, 240–6
- Sato M, Matsumura H, Gondo M, Shimada K, Watanabe K (2014): Flexor tendon repair with barbed suture: an experimental study. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology* 24, 1421–1424
- Savage R (1985): In vitro studies of a new method of flexor tendon repair. *The Journal of Hand Surgery: British & European Volume* 10, 135–141
- Savage R (2014): The search for the ideal tendon repair in zone 2: strand number, anchor points and suture thickness. *The Journal of hand surgery, European volume* 39, 20–9
- Schiebler TH, Korf H-W: *Anatomie. Steinkopff, Heidelberg* 2007
- Schöffl V, Winkelmann HP (2010): Traumatische und degenerative Läsionen der Sehnen an der Hand. *Orthopade* 39, 1108–1116
- Schuind F, Garcia-Elias M, Cooney WP, An KN (1992): Flexor tendon forces: In vivo measurements. *Journal of Hand Surgery* 17, 291–298

- Schünke M: Topographie und Funktion des Bewegungssystem - funktionelle Anatomie. Georg Thieme 2014
- Shah A, Rowlands M, Au A (2015): Barbed Sutures and Tendon Repair-a Review. *Hand* (New York, NY) 10, 6–15
- Sharma P, Maffulli N (2005): Basic biology of tendon injury and healing. *The Surgeon* 3, 309–316
- Shi MA, Mirrafati SJ, Editors SML: Simplified Facial Rejuvenation. 2007
- Silfverskiöld KL, May EJ, Tornvall AH (1992): Gap formation during controlled motion after flexor tendon repair in zone II: a prospective clinical study. *J Hand Surg Am* 17, 539–546
- Singh R, Rymer B, Theobald P, Thomas PBM (2015): A review of current concepts in flexor tendon repair: Physiology, biomechanics, surgical technique and rehabilitation. *Orthopedic Reviews* 7, 101–105
- Smith ME, Auchincloss JM, Ali MS (1985): Causes and consequences of hand injury. *Journal of Hand Surgery* 10, 288–292
- Strickland JW (2000): Development of flexor tendon surgery: Twenty-five years of progress. *Journal of Hand Surgery* 25, 214–235
- Strickland JW (2005): The scientific basis for advances in flexor tendon surgery. *Journal of Hand Therapy* 18, 94–111
- Sulamanidze MA, Paikidze TG, Sulamanidze GM, Neigel JM (2005): Facial lifting with „APTOS“ threads: Featherlift. *Otolaryngologic Clinics of North America* 38, 1109–1117
- Sull A, Inceoglu S, August A, Gregorius S, Wongworawat MD (2016a): Comparison of Barbed Sutures in Porcine Flexor Tenorrhaphy. *Hand* 11, 475–478
- Sull A, Inceoglu S, Wongworawat MD (2016b): Does Barbed Suture Repair Negate the Benefit of Peripheral Repair in Porcine Flexor Tendon? *Hand* 11, 479–483
- Tanaka T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, An KN (2005): Flexor digitorum profundus tendon tension during finger manipulation: A study in human cadaver hands. *Journal of Hand Therapy* 18, 330–338
- Tang J, Wang B, Chen F, Pan C, Xie R (2001): Biomechanical evaluation of flexor tendon repair techniques. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 252–9
- Tang JB, Pan CZ, Xie RG, Chen F (1999): A biomechanical study of Tang's multiple locking techniques for flexor tendon repair. *Chir Main* 18, 254–260
- Taras JS, Raphael JS, Marczyk SC, Bauerle WB (2001): Evaluation of suture caliber in flexor tendon repair. *Journal of Hand Surgery* 26, 1100–1104
- Towfigh H, Hierner R, Langer M, Friedel R (Hrsg.): *Handchirurgie*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg 2011
- Trail IA, Powell ES, Noble J: An evaluation of suture materials used in tendon surgery. Band 14; 1989
- Trocchia A, Aho H, Sobol G (2009): A re-exploration of the use of barbed sutures in flexor tendon repairs. *Orthopedics* 32, 731–736
- Vámhidy Project leader L, Erzsébet R (2004): Experimental and clinical investigations of the possibilities for the reconstruction of flexor tendon injuries.

Viinikainen A, Göransson H, Huovinen K, Kellomäki M, Rokkanen P (2004): A comparative analysis of the biomechanical behaviour of five flexor tendon core sutures. *Journal of Hand Surgery* 29, 536–543

Vijayakumar A, Murdeshwar P, Sanghvi H (2015): Barbed Suture in Tendon Repair. *Journal of Advanced Plastic Surgery Research* 1, 5–9

Voigt C (2002): Sehnenverletzungen an der Hand. *Chirurg* 73, 744–767

Wada A, Kubota H, Akiyama T, Hatanaka H, Miura H, Iwamoto Y (2001): Effect of absorbable polydioxanone flexor tendon repair and restricted active mobilization in a canine model. *Journal of Hand Surgery* 26, 398–406

Wada A, Kubota H, Taketa M, Miura H, Iwamoto Y (2002): Comparison Of The Mechanical Properties Of Polyglycolide-Trimethylene Carbonate (Maxon) And Polydioxanone Sutures (PDS2) Used For Flexor Tendon Repair And Active Mobilization. *The Journal Of Hand Surgery* 27b, 329–332

Wade PJF, Muir IFK, Hutcheon LL (1986): Primary flexor tendon repair: The mechanical limitations of the modified kessler technique. *Journal of Hand Surgery* 11, 71–76

Waldner-Nilsson B: *Handrehabilitation*. 1. Auflage; Springer 2013

Wang ZX, Jiang CP, Cao Y, Ding YT (2013): Systematic review and meta-analysis of triclosan-coated sutures for the prevention of surgical-site infection. *British Journal of Surgery* 100, 465–473

Watkins FH, London SD, Neal JG, Thacker JG, Edlich RF (1997): Biomechanical performance of cutting edge surgical needles. *Journal of Emergency Medicine* 15, 679–685

Weiß C: *Basiswissen Medizinische Statistik*. Band 6. Auflage; 2010

Welsch U: *Sobotta, Lehrbuch Histologie*. 2003

Werber KD (2005): Beugesehnenverletzung der hand. *Unfallchirurg* 108, 873–882

Werdin F, Schaller H (2008): Kombinierte Beugesehnen-und Nervenverletzungen der Hand. *Der Orthopäde* 1202–1209

Wetzel G (1920): Die physikalische Beschaffenheit fixierter Gewebe und ihre Veränderung durch die Einwirkung des Alkohols. *Archiv für mikroskopische Anatomie* 94, 568–579

Winters SC, Seiler JG, Woo SL-Y, Gelberman RH (1997): Suture methods for flexor tendon. *Annales de Chirurgie de la Main et du Membre Supérieur* 16, 229–234

Wong JKF, Peck F (2014): Improving Results of Flexor Tendon Repair and Rehabilitation. *Plastic and Reconstructive Surgery* 134, 913e–925e

Wong JKF, Cerovac S, Ferguson MWJ, McGrouther DA (2006): The Cellular effect of a single interrupted suture on tendon. *Journal of Hand Surgery* 31, 358–367

Wong JKF, Alyouha S, Kadler KE, Ferguson MWJ, McGrouther DA (2010): The cell biology of suturing tendons. *Matrix Biology* 29, 525–536

Worsley PR, Kitsell F, Samuel D, Stokes M (2014): Validity of measuring distal vastus medialis muscle using rehabilitative ultrasound imaging versus magnetic resonance imaging. *Manual Therapy* 19, 259–263

Wu YF, Tang JB (2014): Recent developments in flexor tendon repair techniques and factors influencing strength of the tendon repair. *The Journal of hand surgery, European volume* 39, 6–19

Zechner W, Buck-Gramcko D, Lohmann H, Goth D, Stock W (1985): Improvement of suture technic in flexor tendon injuries. Clinical and experimental study. *Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie* 17, 8–13

Zeplin PH, Zahn RK, Meffert RH, Schmidt K (2011): Biomechanical evaluation of flexor tendon repair using barbed suture material: A comparative ex vivo study. *Journal of Hand Surgery* 36, 446–449

Zhao C, Amadio PC, Zobitz ME, Momose T, Couvreur P, An KN (2001): Gliding resistance after repair of partially lacerated human flexor digitorum profundus tendon in vitro. *Clinical Biomechanics* 16, 696–701

Zhao C, Amadio PC, Tanaka T, Kutsumi K, Tsubone T, Zobitz ME, An K-N (2004): Effect of gap size on gliding resistance after flexor tendon repair. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 86–A, 2482–8

Zilles K, Tillmann BN: *Anatomie. (Springer-Lehrbuch); Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg 2010*

Zilles K, Tillmann BN, Schiebler TH, Korf H-WW, Aumüller G et al., Schiebler TH, Korf H-WW: *Anatomie. (Springer-Lehrbuch), Band 2010; Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2010*

8 Anhang

8.1 Abkürzungsverzeichnis

A.	-	Arterie
Abb.	-	Abbildung
ANOVA	-	Analysis of Variance
bzw.	-	beziehungsweise
DIP	-	Distales Interphalangealgelenk
FDP	-	Flexor digitorum profundus
FDS	-	Flexor digitorum superficialis
Inkl.	-	Inklusive
Lig.	-	Ligamentum
Ligg.	-	Ligamenta
M.	-	Musculus
MCP	-	Metacarpophalangealgelenk
Mm.	-	Musculi
NaCl	-	Natriumchlorid
PIP	-	Proximales Interphalangealgelenk
R.	-	Ramus
s. u.	-	siehe unten
u. a.	-	unter anderem
USP	-	United States Pharmacopeia
v.a.	-	vor allem
z. B.	-	zum Beispiel

8.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Rechter Unterarm von ventral	5
Abbildung 2: Beugesehne und Chiasma tendineum Langfinger	6
Abbildung 3: Abbildung des Chiasma tendineum	7
Abbildung 4: Schnitt durch den Karpaltunnel	9
Abbildung 5: Muskeln der palmaren Hand	11
Abbildung 6: Muskeln der palmaren Hand, tiefe Schicht	12
Abbildung 7: Palmare Sehnenscheiden und ihre anatomischen Varianten	13
Abbildung 8: Anatomie des Bandapparat und Sehnenscheide eines Fingers	14
Abbildung 9: Präparat des Bandapparat eines gestreckten Finger	15
Abbildung 10: Präparat des Bandapparat eines gebeugten Finger	15
Abbildung 11: Klinische Zoneneinteilung von Beugesehnenverletzungen	17
Abbildung 12: Zonen-Untereinteilungen nach Tang und nach Moienem	18
Abbildung 13: Schematische Darstellung des Aufbaus einer Beugesehnen	19
Abbildung 14: Schematische Darstellung einer Sehenscheide	21
Abbildung 15: Gefäßversorgung der Beugesehnen der Hand	23
Abbildungen 16 a bis 16 g: Überblick: über die wichtigsten Nahttechniken	29f
Abbildung 17: Funktionsschema des servohydraulischen Prüfsystems	37
Abbildung 18: Versuchsaufbau an der Universität Siegen	38
Abbildung 19: Nahaufnahme des Versuchsaufbau	38
Abbildung 20: Software-gestützte Aufzeichnung der Messung	38
Abbildung 21: Versagensmechanismus (Sehnenversagen)	41
Abbildung 22: Versagensmechanismus (Knotenversagen / "Pull-out")	41
Abbildung 23: Übersichts-Aufnahme des Präparationsgebiet vor Sehnennaht	42
Abbildung 24: Darstellung des ersten Schritts der modifizierten Zechnernaht	45
Abbildung 25: Darstellung des zweiten Schritts der modifizierten Zechnernaht	45
Abbildung 26: Darstellung des dritten Schritts der modifizierten Zechnernaht	46
Abbildung 27: Darstellung des letzten Schritts der modifizierten Zechnernaht	46
Abbildung 28: Fotografische Aufnahme des Präparationsgebiet vor Nahtbeginn	47
Abbildung 29: Fotografische Aufnahme des ersten Schritts der modifizierten Zechnernaht	47
Abbildung 30: Fotografische Aufnahme des zweiten Schritts der modifizierten Zechnernaht	48
Abbildung 31: Fotografische Aufnahme des dritten Schritts der modifizierten Zechnernaht	48

Abbildung 32: Fotografische Aufnahme des vierten Schritts der modifizierten Zechernaht	49
Abbildung 33: Fotografische Aufnahme des fünften Schritts der modifizierten Zechernaht	49
Abbildung 34: Fotografische Nahaufnahme des letzten Schritts der modifizierten Zechernaht	50
Abbildung 35: Fotografische Aufnahme einer mittels modifizierter Zechernaht genähten Sehne	50
Abbildung 36: a - c) Ablauf und Darstellung des Zugversuchs	52
Abbildung 37: Kraft-Zeit-Kurve Zechernaht mit PDS-Faden	53
Abbildung 38: Kraft-Zeit-Kurve Zechernaht mit Stratafix-Faden	53
Abbildung 39: Kraft-Zeit-Kurve modifizierten Zechernaht mit Stratafix-Faden	54
Abbildung 40: Boxplot der Verteilung der Maximalkraft (N)	59
Abbildung 41: Boxplot der Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen	62
Abbildung 42: Balkendiagramm des Versagensmechanismus innerhalb der Nahttechniken	65
Abbildung 43: Boxplot der Verteilung Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung	72
Abbildung 44: Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung	73
Abbildung 45: Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung	74
Abbildung 46: Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung	76

8.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Aufstellung der Gruppengrößen	57
Tabelle 2: Verteilung der Maximalkraft (N)	58
Tabelle 3: Tukey-HSD-Test der Maximalkraft (N)	60
Tabelle 4: Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen	61
Tabelle 5: Tukey-HSD-Test der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen	63
Tabelle 6: Verteilung des Versagensmechanismus	64
Tabelle 7: Kraft (N) nach Spaltbildung für die Zechernaht mit PDS	66
Tabelle 8: Kraft (N) nach Spaltbildung für die Zechernaht mit Stratafix-Faden	68
Tabelle 9: Kraft (N) nach Spaltbildung für die Stratafix-Naht ohne Knoten	69
Tabelle 10: Kraft (N) nach Spaltbildung aller Nahttechniken	71

9 Danksagung

Ich danke Dir, lieber Gabor, für die freundschaftliche Entwicklung und Betreuung dieser Arbeit und vor allem für die beeindruckende Geschwindigkeit der Korrektur-Lesungen. Nie mehr müssen wir uns deswegen ans Treppenhaus im Altbau erinnern... ;)

Dafür, dass die Arbeit parallel zur beruflichen Belastung ermöglicht wurde und im Dienst- und Urlaubsplan jede Lücke für mich „gejagt“ wurde, bedanke ich mich bei meinem Chef, Prof. Christian Heiß, und meinem dienstplanenden Kollegen Dr. Alexander Eicher.

Herrn Dr.-Ing. Arne Ohrndorf möchte ich für die Unterstützung und die aufgewendete Zeit bei der Durchführung des Zugversuchs danken.

Dank geht auch an Herrn Jan Lotz für die Unterstützung und die „Initialzündung“ mit der Bereitstellung der ersten Literatur und Diskussion des Versuchsaufbaus.

Leider konnte niemand miterleben, mit welcher Präzision meine liebe Schwester jeden Fehler der Satzstellung, des Genitivs (!) und meiner ausschweifenden Nominalisierung bekämpft hat. Vielen Dank, liebe Cordula!

Wengk Wangorsch danke ich für die Unterstützung bei der Anfertigung der Grafiken!

Liebe Sinje: Dir möchte ich für die Geduld danken, die Du mit mir mit der Dissertation hattest! Gerade in der „heißen“ Phase war ich jede freie Minute am Laptop und wenn nicht, war ich entweder müde oder übellaunig oder gedanklich dann doch bei der Dissertation... Meistens aber doch alle drei gleichzeitig... Danke fürs Aufpassen, Kümmern und Ertragen! Ich liebe Dich!

**Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen
Version der Arbeit entfernt.**

**The curriculum vitae was removed from the
electronic version of the paper.**