

Eine biomechanische Analyse verschiedener Sehnenplastiken mit und ohne  
knotenlosem Nahtsystem zur Versorgung der Achillessehnenruptur

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

Vorgelegt von Bürger, Henry Valentin  
aus Gießen

Gießen 2026

**Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen**

Klinik und Poliklinik für  
Orthopädie und orthopädische Chirurgie  
Universitätsklinikum Gießen

und

Labor für Biomechanik  
Klinik für Orthopädie  
Justus-Liebig Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. Rickert, Markus

Gutachter: PD Dr. Kraus, Ralf

Tag der Disputation: 27.04.2026

# Inhaltsverzeichnis

<b>1 EINLEITUNG</b> .....	<b>1</b>
<b>2 STAND DER FORSCHUNG</b> .....	<b>3</b>
2.1 NAHTTECHNIK UND KNOTENSTABILITÄT .....	3
2.2 KNOTENLOSE NAHTSYSTEME.....	4
2.3 „BARBED SUTURES“ UND KONVENTIONELLE PDS-FÄDEN .....	5
2.4 UMKIPPPLASTIK NACH SILFVERSKIÖLD UND Z-PLASTIK .....	7
<b>3 FRAGESTELLUNG</b> .....	<b>8</b>
<b>4 THEORETISCHE GRUNDLAGEN</b> .....	<b>10</b>
4.1 MAKROSKOPISCHE ANATOMIE.....	10
4.2 MIKROSKOPISCHE ANATOMIE .....	12
4.3 MYOTENDINÖSER ÜBERGANG.....	14
4.4 BIOMECHANIK.....	15
4.5 KLINIK DER ACHILLESSEHNENRUPTUR .....	16
4.5.1 <i>Epidemiologie</i> .....	16
4.5.2 <i>Ätiologie</i> .....	18
4.5.3 <i>Diagnostik</i> .....	20
4.5.4 <i>Therapieoptionen</i> .....	20
4.5.5 <i>Komplikationen</i> .....	23
<b>5 MATERIAL UND METHODEN</b> .....	<b>24</b>
5.1 ZUSAMMENFASSUNG UNTERSUCHUNGSDESIGN .....	24
5.1.1 <i>Anatomie der Sehnenpräparate</i> .....	24
5.1.2 <i>Präparation der Sehnen</i> .....	25
5.1.3 <i>Tiefkühlkonservierung der Sehnen</i> .....	27
5.2 NAHTTECHNIKEN UND NAHTMATERIALIEN.....	29
5.2.1 <i>Stratafix-Naht, „Barbed Suture“</i> .....	29
5.2.2 <i>Nahttechniken: Z-Plastik und Umkipplastik nach Silfverskiöld</i> .....	30
5.2.3 <i>Gruppeneinteilung</i> .....	32
5.3 VERMESSUNG DES SEHNENQUERSCHNITTES .....	33
5.3.1 <i>Einspannvorgang</i> .....	33
5.3.2 <i>Polyangulation mithilfe einer Laseroptik</i> .....	35
5.3.3 <i>Ablauf einer Messung</i> .....	37
5.4 DEFLEKTSETZUNG DER SEHNENPRÄPARATE UND REKONSTRUKTION .....	38
5.4.1 <i>Umkipplastik nach Silfverskiöld mit Polydioxanon</i> .....	39

---

5.4.2 Umkipplastik nach Silfverskiöld mit Stratafix.....	40
5.4.3 Z-Plastik mit Polydioxanon .....	41
5.4.4 Z-Plastik mit Stratafix.....	42
5.5 BIOMECHANISCHE TESTUNG UND MESSPROTOKOLL.....	43
5.5.1 Kriechtest bei 30 N.....	44
5.5.2 Zyklischer Test.....	45
5.5.3 Abrisstest .....	46
5.6 TESTUNG DES NAHTMATERIALS.....	47
5.7 PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN UND BERECHNUNG DER WERTE.....	47
5.8 STATISTISCHE METHODEN .....	49
<b>6 ERGEBNISSE.....</b>	<b>50</b>
6.1 VERMESSUNG DER SEHNENQUERSCHNITTE.....	50
6.2 ERGEBNISSE DER BIOMECHANISCHEN TESTUNG.....	52
6.2.1 Kriechtest.....	52
6.2.2 Zyklischer Test.....	53
6.2.3 Abrisstests.....	55
6.3 VERGLEICH MIT DER NATIVEN SEHNE IM ABRISSTEST .....	60
6.4 MATERIALTESTUNG .....	62
6.5 ÜBERSICHT ALLER MESSERGEBNISSE.....	64
<b>7 DISKUSSION.....</b>	<b>65</b>
7.1 WESENTLICHE ERGEBNISSE .....	65
7.2 VERGLEICH MIT ANDEREN ARBEITEN.....	66
7.2.1 Messmethode des Querschnitts und Standardisierung .....	66
7.2.2 Nahtmaterial: Stratafix im Vergleich .....	66
7.2.3 Einfluss der Nahttechnik.....	67
7.2.4 Zusammenfassung.....	68
7.3 INTERPRETATION DER ERGEBNISSE .....	69
7.4 KLINISCHE ANWENDUNG .....	71
7.4.1 Wahl der Technik: Z-Plastik im Vergleich zur Umkipplastik nach Silfverskiöld.....	71
7.4.2 Wahl des Nahtmaterials: Knotenlos oder konventioneller PDS.....	71
7.4.3 Einschränkungen durch biologische Einflussfaktoren.....	72
7.4.4 Übertragbarkeit auf den klinischen Alltag .....	73
7.5 LIMITATIONEN UND STÄRKEN .....	73
7.5.1 Modellwahl sowie biologische Limitationen .....	73
7.5.2 Methodische Limitationen .....	74
7.5.3 Limitationen der Nahttechnik und Grenzen der Standardisierung .....	75
7.5.4 Stärken dieser Studie .....	75
<b>8 AUSBLICK.....</b>	<b>77</b>

---

<b>9 FAZIT .....</b>	<b>79</b>
<b>10 ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>80</b>
<b>11 ABSTRACT .....</b>	<b>81</b>
<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>82</b>
<b>TABELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>84</b>
<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....</b>	<b>85</b>
<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>87</b>
<b>ANHANG.....</b>	<b>93</b>
<b>PUBLIKATIONSVERZEICHNIS .....</b>	<b>100</b>
<b>EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG .....</b>	<b>101</b>
<b>DANKSAGUNG.....</b>	<b>102</b>

# 1 Einleitung

Die häufigste Sehnenruptur des menschlichen Körpers ist die Achillessehnenruptur mit einer Inzidenz von 12 bis 20 Fällen pro 100.000 Einwohner und Jahr. Man unterscheidet die meist sportlich bedingten akuten Rupturen mit einem Altersgipfel zwischen dem 30. und 50. Lebensjahr und die Rupturen älterer Patienten mit einem Altersgipfel oberhalb des 60. Lebensjahres (Yamaguchi et al. 2021; Park et al. 2021). Aufgrund des demografischen Wandels nimmt insbesondere die letztgenannte Gruppe in den letzten Jahren stark zu (Lantto et al. 2015). Daher kommt der optimalen chirurgischen Versorgung der Achillessehnenruptur eine essenzielle Bedeutung zu.

Man unterscheidet zwischen konservativen, also nicht operativen, sowie den operativen Behandlungsverfahren für die Achillessehnenruptur (Barrios-Cárdenas und Lazo-Vera 2021). Für die operativen Verfahren gibt es die klassische offene direkte Sehnennaht und minimalinvasive Verfahren. Es gilt, das allgemeine Risiko einer Operation gegen die Nachteile einer konservativen Therapie abzuwägen. Die Indikation zur konservativen Therapie sollte kritisch gestellt werden, da sich ein erhöhtes Risiko für erneute Rupturen zeigt, auch wenn das funktionelle Langzeitergebnis mit dem der operativen Versorgung vergleichbar ist (Gulati et al. 2015).

Ziel ist es, im klinischen Alltag eine schnelle Rehabilitation und Teilhabe am Leben zu ermöglichen. Dies geschieht zum einen aus ökonomischen Gründen, zum anderen, um Komplikationen vorzubeugen. Das Risiko für thromboembolische Ereignisse steigt durch die Immobilisierung und verlängerte Liegezeiten (Davidson et al. 1992; Eriksson et al. 1991). Besonders erschwert ist die Behandlung bei einer verspäteten Vorstellung der Patienten. Die Sehnenenden präsentieren sich hier meist verkürzt, und es muss zusätzlich ein Defekt überbrückt werden. Hier sind neben diversen Sehnenplastiken auch Augmentationen mit der Sehne des M. flexor hallucis longus oder synthetischen Materialien beschrieben, um die Primärstabilität zu erhöhen (Apinun et al. 2020).

Für die operative Therapie beim jüngeren Patientenkollektiv wird in der Regel auf eine direkte Sehnennaht zurückgegriffen. Durch einen kurzen Eingriff werden die beiden Sehnenenden mithilfe eines Fadens, meist aus dem Nahtmaterial Polydioxanon, wieder miteinander verbunden. Hier ist eine Vielzahl an Nahttechniken beschrieben. Am

häufigsten werden die Nahttechniken nach Bunnell oder nach Kirchmayr-Kessler verwendet. Diese finden sowohl bei der Versorgung großer Rupturen wie der Achillessehne als auch bei kleinen Beuge- oder Strecksehnennähten Verwendung. Die Wahl der Nahttechnik richtet sich letztlich nach dem Hausstandard und der Präferenz des Chirurgen (Grifka 2021; Henne-Bruns 2012; Hertel et al. 2016).

Bei der Gruppe der älteren Patienten findet sich oft zusätzlich milieugeschädigtes Sehnengewebe aufgrund von Vorerkrankungen. Hier sind in der Literatur eine Reihe von Risikofaktoren wie systemische Erkrankungen, Medikamente oder genetische Faktoren beschrieben (Teng et al. 2022). Die Verankerungen der Nähte und besonders das Setzen der Knoten gestalten sich in diesem Gewebe besonders schwierig. Hierfür ist eine Vielzahl an Techniken beschrieben, um durch zusätzliche Augmentationen oder weiteres Nahtmaterial die Stabilität zu erhöhen. Jedoch kann es intraoperativ dennoch zum Ausreißen einzelner Nähte kommen, was das Sehnengewebe zusätzlich schwächen kann. Jeder weitere Knoten kann die Primärstabilität um bis zu 50 Prozent reduzieren. Dies ist auf die Druckmaxima zurückzuführen, die um den Knoten entstehen (Pieranski et al. 2001). Hier setzt die Überlegung an, auf Knoten zu verzichten und neben der Wahl der Nahttechnik auch das Nahtmaterial zu überdenken.

Moderne Nahtmaterialien, die sogenannten „Barbed Sutures“ (zu Deutsch: Fäden mit Widerhaken), könnten diese Probleme reduzieren. Diese Naht unterscheidet sich im Design von einer regulären glatten Naht. Sie ist aus dem synthetischen Material Polydioxanon gefertigt, verfügt aber über feine Widerhaken unterschiedlicher Größe, die sogenannten „Barbs“ (zu Deutsch: Widerhaken). Zusätzlich findet sich am Fadenende ein spezielles System, oft als „Suture Anchor“ (zu Deutsch: Fadenanker) bezeichnet. Hierdurch lässt sich auf den Knoten verzichten und eine gleichmäßige Spannung über die gesamte Länge des Fadens aufbauen. In der Theorie lässt sich also das Druckmaximum um den Knoten, wie von Pieranski et al. (2001) beschrieben, mit diesen Nahtmaterialien umgehen. Dies könnte eine bessere Versorgung von milieugeschädigtem Sehnengewebe ermöglichen und ein Einschneiden und Ausreißen des Nahtmaterials reduzieren. Aus dem unterschiedlichen Design ergeben sich spezifische Vor-, aber auch Nachteile und letztlich unterschiedliche biomechanische Eigenschaften. Dies könnte dazu beitragen, eine optimierte Versorgung der Achillessehnenruptur zu erreichen und durch die Wahl des Nahtmaterials die klinischen Parameter direkt zu beeinflussen.

## 2 Stand der Forschung

### 2.1 Nahttechnik und Knotenstabilität

Für die Versorgung einer Achillessehnenruptur sind neben dem Nahtmaterial auch die Nahttechniken von entscheidender Bedeutung für eine optimale chirurgische Versorgung. Im Rahmen zahlreicher biomechanischer Versuche, teils an tierischen, teils an humanen Leichensehnen, sind besonders die Techniken der direkten Sehnennaht nach Bunnell, Kirchmayr-Kessler oder nach Krakow bekannt und untersucht.

Yammine und Assi (2017) untersuchten in ihrer Metaanalyse 26 Studien mit insgesamt 596 verschiedenen Sehnen. Hier konnten die direkten Sehnennähte nach Bunnell und nach Krakow besser abschneiden als jene nach Kirchmayr-Kessler. Außerdem zeigten sie, dass die doppelten Sehnennähte unabhängig von der Nahttechnik eine höhere biomechanische Stabilität aufweisen als die einfache Sehnennaht.

Die Autoren McCoy und Haddad (2010) untersuchten in ihrer biomechanischen Analyse entsprechend die doppelten Nahttechniken nach Bunnell, Kirchmayr-Kessler und Krakow. Es konnten hier keine signifikanten Unterschiede zwischen den Techniken festgestellt werden. Sie konnten außerdem zeigen, dass alle Rupturen durch Knotenversagen entstanden und nicht durch ein Ausreißen aus dem Sehngewebe selbst. Die Knotenkonfiguration ist demnach kritisch für die Stabilität der Nahttechnik. Jeder Knoten reduziert nicht nur die Bewegung innerhalb der Sehnenscheide, sondern auch die Zugfestigkeit des gesamten Nahtmaterials um bis zu 50 Prozent (Pieranski et al. 2001).

Kritisch zu bewerten sind bei den meisten biomechanischen Studien neben kleinen Stichproben auch heterogene Versuchsaufbauten. Teils wird nur die maximale Kraft, teils nur eine zyklische Belastung ermittelt. Dies erschwert valide Schlussfolgerungen, und die Aussagekraft, welche Nahttechnik am besten ist, ist oft methodisch limitiert (Sadoghi et al. 2012). Der Versagensmechanismus und die Interaktionseffekte werden oft unzureichend differenziert. Nahtauriss, Material- und Knotenversagen sowie eine mögliche pathologische Verlängerung werden uneindeutig beschrieben. Dies ist vor allem für die Gruppe der älteren Patienten (> 60 Jahre) relevant, in der durch degenerative Veränderungen erschwerte Nahtbedingungen herrschen (Lantto et al. 2015).

Zusammenfassend lässt sich für die einfachen direkten Sehnennähte festhalten, dass es keine definitive Aussage zur optimalen Nahttechnik gibt und vielmehr eine differenzierte Betrachtung unter Berücksichtigung der Präferenz des Chirurgen und des Sehnengewebes erfolgen muss. Studien konnten zeigen, dass mehr Nahtmaterial zwar zu einer höheren Stabilität führt, jedoch die Gleitfähigkeit in der Sehnenscheide reduziert. Außerdem stellt der Knoten einen besonderen Schwachpunkt dar und setzt die Zugfestigkeit des Nahtmaterials herab.

## **2.2 Knotenlose Nahtsysteme**

Eine Metaanalyse der Autoren Shin et al. (2016) zur Versorgung der Flexoren mit „Barbed Sutures“ und konventionellem Polydioxanon-Nahtmaterial (PDS) konnte zeigen, dass die beiden Nahtmaterialien gleichwertig in Bezug auf die Zugfestigkeit sind. Die Metaanalyse von 62 biomechanischen Studien unterschiedlicher Spezies von Xiang et al. (2024) zeigte eine deutlich erhöhte Effizienz für die „Barbed Sutures“ und weniger Ausreißen des Nahtmaterials aus dem Sehnengewebe. Sie weist aber auch auf die Heterogenität der verschiedenen Spezies und biomechanischen Protokolle hin.

Weitere Metaanalysen ergaben eine Gleichwertigkeit oder sogar eine Überlegenheit der „Barbed Sutures“ hinsichtlich Operationsdauer und der postoperativen Sicherheit (Ataya et al. 2024; Sarhan et al. 2024).

Sull et al. (2016) zeigten in ihrem porzinen Modell einen Nachteil für die „Barbed Sutures“ in Bezug auf die maximale Kraft. Auch die Autoren Kanz et al. (2014) zeigten in ihrer biomechanischen Studie eine reduzierte Maximalkraft.

Diese heterogenen Ergebnisse werfen Fragen hinsichtlich der Eignung von „Barbed Sutures“ für hochbelastete Strukturen wie die Achillessehne auf (Kanz et al. 2014). Es lässt sich noch keine definitive Empfehlung für oder gegen „Barbed Sutures“ aussprechen (Ataya et al. 2024; Xiang et al. 2024). Die Studien haben untereinander eine unzureichende Vergleichbarkeit der biomechanischen Protokolle und oft eine geringe Aussagekraft für zyklische und statische Belastungen. Weitere Forschungsarbeiten mit einem entsprechenden biomechanischen Protokoll sind daher notwendig.

## 2.3 „Barbed Sutures“ und konventionelle PDS-Fäden

„Barbed Sutures“, wie das Nahtmaterial Stratafix, unterscheiden sich in Design und Anwendung von konventionellen glatten Monofilamentfäden. Beide bestehen aus PDS, einem synthetischen und resorbierbaren Material.

Sie verfügen über kleine Widerhaken in unterschiedlichen Größen, die die Spannung gleichmäßig verteilen. Sie besitzen häufig einen sogenannten Nahtanker an ihrem Ende. Dieser dient der sicheren Fixierung im Gewebe. Hierdurch wird ein Durchrutschen der Naht verhindert und der chirurgische Knoten obsolet (Paul 2009). Dieses knotenlose Design kann die Operationszeit verkürzen, das Verrutschen der Naht verringern und dabei helfen, Druckpunkte zu reduzieren (Smith et al. 2014; Greenberg und Goldman 2013; Ruff 2006). Die „Barbed Sutures“ zeichnen sich vor allem durch ihr exzellentes Handling im Gewebe aus. Durch die Widerhaken findet die Naht auch im milieugeschädigten Gewebe Halt und ein Ausreißen des Nahtmaterials wird reduziert (Smith et al. 2014).

Allerdings können die Widerhaken bei falscher Platzierung und nachträglicher Korrektur Gewebeschäden verursachen und lassen sich nach dem Einbringen nur eingeschränkt justieren (Ingle et al. 2010; Smith et al. 2014). Gewebe, die aufgrund dynamischer Belastung oder ungleicher Wundränder mehr Flexibilität benötigen, sind daher schlechter für knotenlose Nahtsysteme geeignet (Ingle et al. 2010). Zudem können die „Barbed Sutures“ aufgrund des Designs mit Startanker und Widerhaken nur in einer fortlaufenden Nahttechnik verwendet werden. Sollte es zum Riss des Nahtmaterials kommen, ist meist eine neue Naht nötig. Dies kann aufgrund des höheren Preises der Nähte die Anwendung finanziell unattraktiver machen, auch wenn eine potenzielle Zeitersparnis durch den Knotenverzicht entstehen kann (Goldstein et al. 2014).

Konventionelles PDS-Nahtmaterial ist ein Monofilamentfaden. Es bietet eine hohe Zugfestigkeit, gute Gewebeverträglichkeit und ist allgemein kostengünstig verfügbar. Zur sicheren Platzierung im Gewebe erfordert PDS-Nahtmaterial einen chirurgischen Knoten. Ein glatter Faden verfügt über keine zusätzlichen Mechanismen wie Widerhaken oder Startanker, wie die knotenlosen „Barbed Sutures“ (Stone et al. 1986; Höer et al. 2002). Jeder Stich kann dafür einzeln gesetzt und adaptiert werden, was Stabilität und Flexibilität bietet. Dies ist besonders in Situationen mit unterschiedlichen Spannungen und Gewebequalitäten im Verlauf der Naht von Vorteil (Paul 2009). Das Setzen von chirurgischen Knoten verlängert natürlich die Operationszeit und schwächt das

Nahtmaterial durch Ausdünnen und Druckmaxima um die Knoten. Dies erhöht die Wahrscheinlichkeit eines Nahtversagens (Greenberg und Goldman 2013; Huber et al. 1999). Außerdem ist durch die Notwendigkeit von Knoten die Gefahr von technischen Fehlern deutlich erhöht, da diese zu fest oder zu locker geknotet werden können, was die Naht insgesamt schwächt. Außerdem ist es bei schlechten Geweben besonders anspruchsvoll, eine sichere Platzierung zu erreichen (Shaw und Duthie 1995).

**Tabelle 1: Übersicht der Vor- und Nachteile der Nahtmaterialien**

	„Barbed Suture“ (Stratafix)	konventioneller PDS- Faden
<b>Sicherung</b>	Knotenlos/Startanker	Durch Knoten
<b>Kraftverteilung</b>	Gleichmäßig	Um den Knoten am höchsten
<b>Operationszeit</b>	Reduziert	Länger wegen Knoten
<b>Flexibilität</b>	Widerhaken verhindern Korrektur	Hohe Flexibilität durch Einzelknopfnähte
<b>Korrekturmöglichkeit</b>	Stark eingeschränkt	Einfach zu korrigieren
<b>Kosten</b>	Meist deutlich teurer	Kostengünstig
<b>Gewebeschaden</b>	Möglich durch Widerhaken	Keine
<b>Anwendung</b>	Spezielle Technik nötig, dafür gutes Handling	Altbekannte und etablierte Technik
<b>Wundheilung</b>	Verbessert, gleichmäßigere Kraftverteilung	Gut, besonders für langsam heilende Gewebe

**Zusammenfassung Nachteile:**

**„Barbed Suture“:** Gewebeschaden durch Widerhaken möglich, reduzierte Korrekturmöglichkeit, nur fortlaufende Nahttechnik, weniger flexibel.

**PDS-Faden:** Längere Operationszeit, Druckmaximum isoliert um die Knoten, Knoten anfällig für technische Fehler, Nahtbruch und Ausriss wahrscheinlicher.

## 2.4 Umkipplastik nach Silfverskiöld und Z-Plastik

Die Umkipplastik nach Silfverskiöld wurde speziell für chronische oder schwere Achillessehnenrupturen entwickelt. Das Prinzip dieser Technik besteht darin, einen Teil des Sehngewebes aus der Gastrocnemius- oder Soleussehne herauszulösen und nach distal „umzuklappen“. Ziel ist es, einen möglichen Defekt zu überbrücken oder eine strukturelle Unterstützung für die Naht zu schaffen. Dieser Sehnenlappen wird dann mit Nahtmaterial an der Sehne befestigt. Die Idee ist, dass durch diesen Sehnenlappen die Regeneration unterstützt wird und eine höhere Stabilität erreicht werden kann. Die Technik zeigt sich insbesondere bei hohen Belastungsansprüchen von Sportlern als sinnvolle Alternative. Sie hat eine geringe Re-Ruptur-Rate von unter zwei Prozent (Ateschrang et al. 2007). Während das primäre Ziel dieser Technik darin besteht, Sehnenrisse durch Auffüllen eines Defekts mit zusätzlichem Sehngewebe zu reparieren, legt das zugrunde liegende Prinzip auch eine potenzielle Anwendbarkeit für Sehnenverlängerungen nahe. Allerdings wird die Sehnenverlängerung häufiger mit Sehnenplastiken wie der Z-Plastik durchgeführt (Hundeshagen et al. 2017; Salam und Amin 2003).

Die Z-Plastik ist eine häufig verwendete chirurgische Technik, die zur Verbesserung der Mobilität und Funktionalität von Geweben eingesetzt werden kann (Hundeshagen et al. 2017). Sie kann für verschiedene Deformitäten und Kontrakturen verwendet werden (Salam und Amin 2003). Technisch wird die Sehne längs gespalten und anschließend werden zwei diagonale Einschnitte vorgenommen, die das namensgebende „Z“ bilden. Dies ermöglicht es dem Chirurgen, die Sehne neu auszurichten, die Spannung zu verringern und kontrahierte oder enge Bereiche zu verlängern. Bei der Achillessehne wird diese Technik zur kontrollierten Verlängerung oder Verkürzung der Sehne verwendet (Hudson 2000; Aasi 2010).

### 3 Fragestellung

Die bisherige Studienlage zu Sehnennähten mit „Barbed Sutures“ weist teils erhebliche methodische Defizite auf. Oft liegt eine uneinheitliche Definition der Versagensmechanismen vor, man findet heterogene Studienprotokolle und es wird nur die maximale Last betrachtet und keine realitätsnäheren zyklischen Belastungen.

Studien wie Yammine und Assi (2017) oder McCoy und Haddad (2010) zeigen, dass mehr Nahtmaterial Stabilität bringt und der Hauptversagenspunkt bei einem Materialversagen der Knoten ist. Diese setzen also die Gesamtstabilität der Naht herab. Mehr Nahtmaterial bringt zwar mehr Stabilität, reduziert aber gleichzeitig die Gleitfähigkeit innerhalb der Sehnenscheide. Ein endloses Augmentieren mit zusätzlichem Nahtmaterial führt also zu keiner echten Verbesserung der Gesamtstabilität, weshalb andere Möglichkeiten untersucht werden sollten.

Die Gruppe der „Barbed Sutures“ verspricht hier eine Lösung: Durch eine gleichmäßigere Verteilung der Zugkräfte und die Elimination des Knotens kann in der Theorie eine höhere Gesamtstabilität ohne zusätzliches Nahtmaterial erreicht werden. Diese „Barbed Sutures“, wie das Stratafix-Nahtmaterial, können jedoch nur in fortlaufender und leicht modifizierter Nahttechnik verwendet werden und sind bei falscher Applikation nur noch begrenzt korrigierbar.

Bisherige biomechanische Studien zu „Barbed Sutures“ erschweren ebenfalls durch hohe Heterogenität eine definitive Aussage. Außerdem werden neben den gut untersuchten porzinen Sehnen oft andere Tiermodelle verwendet und zyklische Belastungen werden selten untersucht. Studien wie Shin et al. (2016) oder die Übersichtsarbeit Xiang et al. (2024) zeigen, dass die Frage, ob „Barbed Sutures“ eine biomechanische Verbesserung mit sich bringen, nicht abschließend geklärt ist. Außerdem gibt es keine systematische Untersuchung zu den spezifischen Techniken Z-Plastik und der Umkippplastik nach Silfverskiöld.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, zu überprüfen, ob die knotenlose Technologie die biomechanischen Eigenschaften verbessern kann. Hierzu wird die Stratafix-Naht mit konventionellem PDS-Nahtmaterial verglichen, für die beiden Nahttechniken Z-Plastik (Achillessehnenverlängerung oder -verkürzung) und Umkippplastik nach Silfverskiöld (Achillessehnenrupturen). Evaluiert werden sollen die biomechanische Primärstabilität,

die maximale Last und der Versagensmechanismus sowie das Verhalten bei zyklischen Belastungen.

Es ergeben sich aus diesen Überlegungen folgende Hypothesen:

1. Die gleichmäßige Kraftverteilung der „Barbed Sutures“ durch die feinen Widerhaken führt zu signifikant verbesserten biomechanischen Eigenschaften im Vergleich zu konventionellem PDS-Nahtmaterial (geringere Kriechdeformation, geringere zyklische Dehnung, höhere maximale Spannung, höhere maximale Kraft, höhere maximale Dehnung vor Ruptur).
2. Die „Barbed Sutures“ zeigen einen anderen Versagensmechanismus mit einem geringeren Anteil an Nahtbrüchen durch den Knotenverzicht.
3. Die Kombination von „Barbed Sutures“ mit der Umkipplastik nach Silfverskiöld bietet eine biomechanisch sinnvolle Option zur Sehnenverlängerung als neue Technik für hochbelastete Strukturen wie die Achillessehne (bessere Messwerte in allen fünf biomechanischen Parametern).

Mit steigender Inzidenz der Achillessehnenruptur durch den demografischen Wandel der letzten Jahre ist eine optimale Versorgung entscheidend. Besonders die Gruppe der Patienten mit schlechter Sehnenqualität und systemischen Vorerkrankungen nimmt zu. Daher ist es notwendig, innovative Nahttechniken mit neuem Nahtmaterial zu untersuchen, um trotzdem eine stabile Rekonstruktion zu ermöglichen. „Barbed Sutures“ könnten eine einfache operative Alternative auch für komplexe Nahttechniken darstellen. Das knotenlose Nahtsystem „Stratafix“ ist unter dem Aspekt der Achillessehnenruptur und Sehnenplastik mit einem realitätsnahen biomechanischen Protokoll bislang unzureichend untersucht. Die vorliegende Arbeit versucht, diese Forschungslücke zu adressieren.

## 4 Theoretische Grundlagen

### 4.1 Makroskopische Anatomie

Die Achillessehne bildet die gemeinsame Endsehne des *M. gastrocnemius* und des *M. soleus*. Sie ist die dickste und stärkste Sehne im menschlichen Körper. Die Muskeln werden im Verbund auch als *M. triceps surae* bezeichnet. Die Funktion des *M. triceps surae* ist die Plantarflexion im oberen Sprunggelenk und die Inversion im unteren Sprunggelenk (Aumüller et al. 2020).

Der *M. gastrocnemius* besteht aus zwei Köpfen, die jeweils medial und lateral der Femurcondylen entspringen und am *Tuber calcanei* des Fersenbeins ansetzen. Der *M. soleus* entspringt an der *Linea musculi solei* der Tibia und der *Facies posterior* der Fibula. Er verläuft dann ebenfalls zum *Tuber calcanei* (Schünke 2018). Der *Tuber calcanei* ist ein Knochenvorsprung am *Os calcaneus*. Hier ist die Achillessehne zusätzlich von einer Bursa unterlagert. Die Achillessehne setzt hier halbmondförmig an. Es zeigt sich außerdem am Knochenvorsprung eine mediale Erhöhung von 9,1 Millimetern [mm] und eine laterale von 5,5 mm (Lohrer et al. 2008).

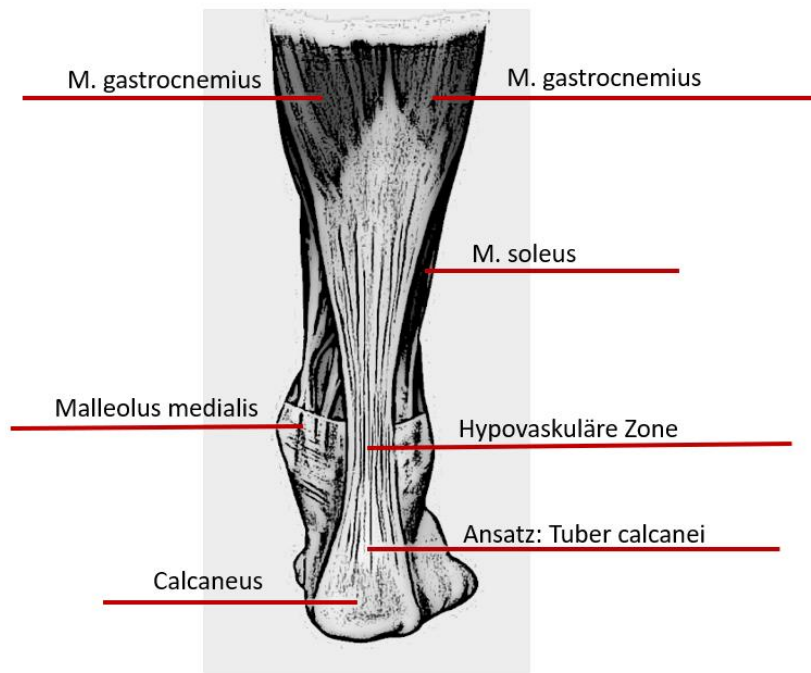
Die Achillessehne ist im Mittel 15 Zentimeter [cm] lang, es zeigt sich eine Spanne von 11–25 cm. Die dickste Stelle misst bis zu 6,8 cm. Sie verjüngt sich nach kaudal und misst an der dünnsten Stelle lediglich noch 1,8 cm. Über dem gesamten Sehnenverlauf zeigt sich ein durchschnittlicher Sehnenumfang von 3,4 cm (Doral et al. 2010).

Der *M. triceps surae* liegt innerhalb der oberflächlichen Flexorenloge des Unterschenkels. Außer ihm befindet sich dort auch der *M. plantaris*. Darunter befindet sich die ebenfalls von einer Bindegewebshülle umschlossene tiefe Flexorenloge mit den Muskeln: *M. flexor digitorum longus*, *M. tibialis posterior* und *M. flexor hallucis longus*. Lateral davon schließt sich die Fibularisloge mit den *Mm. fibulares longus et brevis* an. Ventral der Flexorenlogen liegt die Extensorenloge mit dem *M. tibialis anterior*, *M. extensor hallucis longus* und dem *M. extensor digitorum longus* (Aumüller et al. 2020).

Die Blutversorgung erfolgt über die beiden großen Gefäße *A. tibialis posterior* und *A. fibularis*. Diese kommen aus der *A. femoralis*, nachdem diese sich als *A. poplitea* durch den Adduktorenkanal fortsetzt und sich aufzweigt (Chen et al. 2009).

Die Sehne lässt sich außerdem in drei vaskuläre Zonen einteilen. Der kraniale und der kaudale Anteil werden durch die A. tibialis posterior versorgt, der Mittelteil durch die A. fibularis. Der mittlere Teil der Sehne verfügt außerdem über eine hypovaskuläre Zone durch die Zugbelastung. Diese Stelle dient klinisch als Prädilektionsstelle für die Achillessehnenruptur (Chen et al. 2009).

Die Innervation des M. triceps surae wird vom N. tibialis aus den spinalen Segmenten S1 und S2 übernommen. Die Achillessehne ist außerdem in der klinischen Untersuchung für die Plantarflexion und die Funktion des Rückenmarksegmentes S1 von Bedeutung (Aumüller et al. 2020).



**Abbildung 1:** Schematische Darstellung der Topographie der unteren Extremität.

*Anmerkung:* Dargestellt ist der M. gastrocnemius in seinem Verlauf inklusive Ansatz am Tuber calcanei und mit der hypovaskulären Zone als Prädilektionsstelle für die Sehnenruptur.

## 4.2 Mikroskopische Anatomie

Zum weiteren Verständnis von Sehnenrupturen und Sehnen im Allgemeinen spielen neben der makroskopischen Anatomie auch die mikroskopische Anatomie und die beteiligten Strukturproteine eine entscheidende Rolle. Sehnen dienen allgemein der Fixierung der Muskulatur über die eigene Bindegewebshülle hinaus. Sie bilden ein Kollagenfasersystem, welches sich als sogenannte „Sharpey-Fasern“ bis in die Knochenhartschicht fortsetzt (Zilles und Tillmann 2010).

Sehnen bestehen aus parallel angeordneten Kollagenfasern des Typs I und haben eine Zugfestigkeit von 50–100 Newton pro Quadratmillimeter [ $\text{N}/\text{mm}^2$ ] (Zilles und Tillmann 2010).

Die genaue Anordnung der Kollagenfasern hängt von der Länge der Sehne ab. So sind bei kurzen Sehnen die Kollagenfasern stets parallel angeordnet, wohingegen lange Sehnen wie die Achillessehne schraubenartig in ihrem mikroskopischen Aufbau verlaufen. Genau wie Muskeln sind auch Sehnen von lockerem Bindegewebe umhüllt. Diese Hülle wird als Peritendineum externum bezeichnet und umhüllt die gesamte Sehne. Es zieht als Peritendineum internum nach intratendinös und bildet dort die sekundären Bündel. Vom Peritendineum internum strahlen weitere feine Septen aus Bindegewebe in die Sekundärbündel ein und bilden dort die feinen Primärbündel mit den dazwischen liegenden Fibroblasten. In diesem lockeren Bindegewebe liegen auch die für die Versorgung essenziellen Nerven und Gefäße. Durch diesen Aufbau haben gesunde Sehnen eine sehr gute Regenerationsfähigkeit, die nach einer Verletzung von den Fibroblasten ausgeht (Schiebler und Korf 2007; Zilles und Tillmann 2010).

Zwischen diesen Kollagenfasern liegen vereinzelt Fibrozyten. Diese werden im Sehngewebe als „Flügelzellen“ bezeichnet. Sie passen sich in Reihenstellung der Umgebung an und haben einen entsprechend langgezogenen Zellkörper mit einem gestreckten Kern und verhältnismäßig wenig Zytoplasma. Die Kollagenfasern des Typs I sind im ungedehnten Zustand leicht gewellt. Diese Struktur verstreicht bei Beginn einer Belastung (Ulfing 2019; Schiebler und Korf 2007).

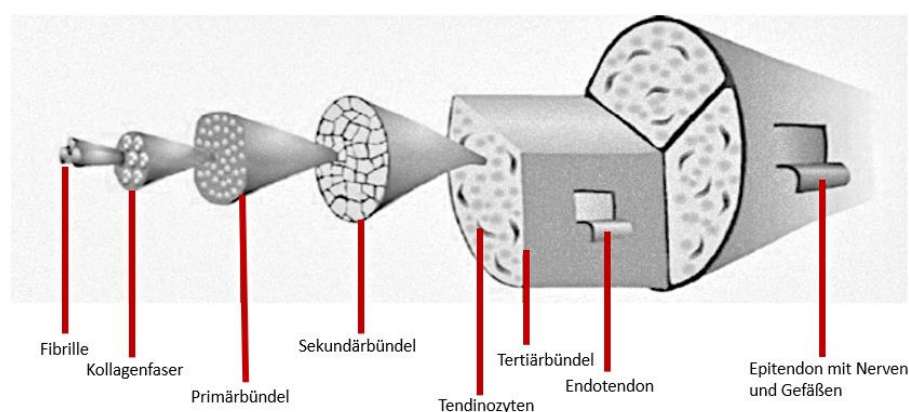
Kollagene sind Glykoproteine, die von den Fibroblasten gebildet werden. Sie verleihen extrazellulär den Geweben mechanische Stabilität. Dies ist besonders bei Sehnen wichtig, da hier eine maximale Zugbelastung herrscht. Kollagenfasern als solche lagern sich dann zu Makromolekülen zusammen, die im Verbund auch Polymere genannt werden. Es sind

derzeit 25 Isoformen der Kollagene bekannt. Diese unterscheiden sich in ihrer spezifischen Aminosäuresequenz.

Grundsätzlich unterscheidet man zwei Gruppen von Kollagentypen: die faserbildenden fibrillären und die nicht-fibrillären Typen. Zu den faserbildenden Kollagenen lassen sich die Typen I, II, III, V und XI zählen. Die Typen IV, VIII und X zählen beispielsweise zu den nicht-fibrillären Kollagentypen. Die Grundstruktur aller Kollagenmoleküle ist immer gleich durch eine repetitive Folge von Aminosäuren. Die erste Aminosäure ist immer Glycin. An zweiter Stelle folgen Prolin, Lysin oder Hydroxylysin in absteigender Wahrscheinlichkeit. Die letzte Aminosäure ist am häufigsten Hydroxyprolin, gefolgt von Lysin und Hydroxylysin.

Eine Kollagenfibrille besteht aus mehreren Tropokollagenen. Diese wiederum bestehen aus den in den EZR (Extrazellulärraum) sezernierten Kollagen-Triplehelix-Strukturen. Die Kollagenfibrillen setzen sich in dickeren Bündeln zusammen und werden nun als Kollagenfasern bezeichnet und verleihen der EZM (extrazelluläre Matrix) Stabilität und fungieren als Gerüst für matrixspezifische Proteine. Die Fibroblasten selbst bilden Kollagenasen. Diese Enzyme dienen dem Abbau alter Fasern.

Grunderkrankungen, die sich negativ auf das Milieu der Sehnen auswirken, lassen sich bis auf die Ebene der Kollagensynthese zurückführen. Sie führen hier zur klinischen Erscheinung einer Tendinopathie. Für die ungestörte Synthese und Resynthese von Kollagenfasern wird eine Reihe von Coenzymen und Cofaktoren benötigt. So lassen sich neben Vitamin C (Ascorbat) auch Alpha-Ketoglutarat, zweiwertiges Eisen und Sauerstoff nennen (Horn 2021; Aumüller et al. 2020; Ulfing 2019; Zilles und Tillmann 2010).

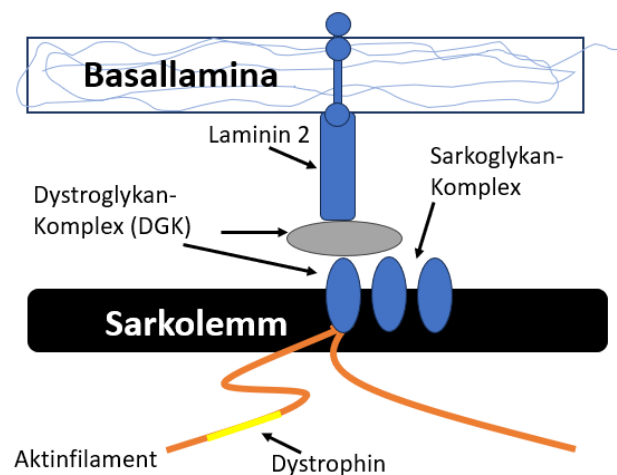


**Abbildung 2:** Schematische Darstellung des Sehnenaufbaus, modifiziert nach Onays et al.

### 4.3 Myotendinöser Übergang

Besondere histologische Strukturen finden sich am myotendinösen Übergang. Hier wird durch eine spezielle Ultrastruktur eine besondere Stabilität erreicht. Es zeigt sich eine starke Vergrößerung der Oberfläche (Sarkolemm) der Basallamina durch tiefe Einfaltungen. Die Kollagenfibrillen der Sehnen dringen tief in diese Einfaltungen hinein und enden in einer speziellen Verankerung an der Basallamina. Diese Verankerung verbindet das Aktinbündel der Muskulatur mit dem Kollagenbündel der Sehne. Dieser Anker besteht aus zwei Transmembranproteinen mit jeweils einem spezifischen Adapterprotein. Die erste Verankerung wird als Dystrophin-Glykoprotein-Komplex (DGC) bezeichnet und besteht aus Dystroglykan als Transmembranprotein und Dystrophin als Adapter. Die zweite Verankerung besteht aus Integrin, Vinculin und Talin als Adaptoren. Der DGC und das Integrin wiederum sind am Laminin 2 der Basallamina verankert und dieses wiederum am Endomysium.

Diese spezielle Ultrastruktur von Adaptoren und Transmembranproteinen sowie die Kontinuität des Fasersystems führen zu einer äußerst stabilen Verbindung. Dies erklärt, warum eine gesunde Sehne bei Überlastung nur selten vom Muskel oder von der knöchernen Fixierung abreißt. Daher finden sich am häufigsten Rupturen im Sehngewebe oder knöcherne Ausrisse mit Knochenschaden (Lüllmann-Rauch und Asan 2019; Zilles und Tillmann 2010; Zimmer und Appell 2021).



**Abbildung 3:** Schematische Darstellung der Mikrostruktur des myotendinösen Übergangs.

*Anmerkung:* Dargestellt ist die Verankerung der Aktinfilamente in der Basallamina über den DGC.

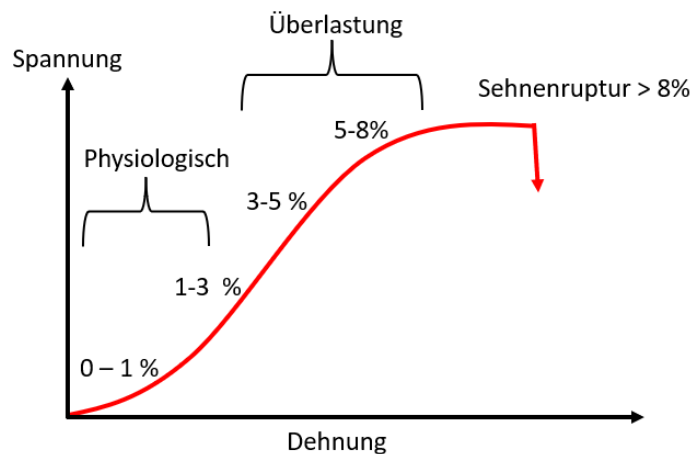
## 4.4 Biomechanik

Der M. triceps surae mit der Achillessehne fällt besonders durch seine biomechanischen Eigenschaften auf. Er kann eine Zugkraft von bis zu 300 Kilogramm [kg] aufbringen. Ursächlich hierfür ist sein Querschnitt. Außerdem ist der Abstand zur Bewegungsachse des oberen Sprunggelenkes von allen Flexoren am größten. Hieraus resultiert der entsprechende Hebelarm und damit die größte Kraftentfaltung. Am Ansatz des Calcaneus inseriert dieses kräftige Zugpaket auf einer Querschnittsfläche von lediglich 1–2 Quadratzentimetern [cm<sup>2</sup>] und muss in extremen Belastungsspitzen bis zu 500 kg tragen (Aumüller et al. 2020; Schünke 2018; Lohrer et al. 2008).

Funktionell übernehmen die Muskeln des M. triceps surae 90 % der Plantarflexion im oberen Sprunggelenk. Hier werden 50 % vom M. gastrocnemius getragen und die restlichen 40 % vom M. soleus. Die genaue prozentuale Verteilung der Muskelfaseranteile variiert jedoch interindividuell. Der M. triceps surae leistet außerdem ungefähr 50 % der Muskelarbeit für die Inversion im unteren Sprunggelenk (Doral et al. 2010).

Um zu verstehen, wie es zu einer Sehnenruptur kommt, sind neben der speziellen Anatomie und der avaskulären Zone als Prädilektionsstelle auch die Histologie mit der genauen Zusammensetzung der Strukturproteine relevant sowie eine genaue Kenntnis über das Belastungsverhalten der entsprechenden Sehne. Sehnen sind das dynamische Bindeglied zwischen Knochen und Muskulatur. Sie sind für unseren Alltag und die regelrechte Funktion unseres Bewegungsapparates unerlässlich. Sie sorgen für eine Optimierung von Bewegungsabläufen und positionieren unsere Knochen durch ihre Zugkraft korrekt im Raum. Erst diese Tatsache ermöglicht uns das Ausführen und die Ökonomisierung von komplexen Bewegungsabläufen. Es gibt ein lineares Verhältnis zwischen Krafteinwirkung und Sehnenwirkung. Dieses wird beschrieben durch die klassische Spannungs-Dehnungskurve nach den Erstbeschreibern Carl Joachim Wirth und Ludwig Zichner. Sie beschreiben anhand der Dehnung, die bei Zugbelastung auf die Sehne wirkt, deren Verformung. Das Elastizitätsmodul steigt zunächst langsam, dann mit zunehmender Zugbelastung linear, bis die Fließpunktgrenze überschritten ist. Hier besteht nun kein linearer Zusammenhang zwischen Dehnung und Zugkraft mehr. Das Elastizitätsmodul nimmt irgendwann überproportional zu und es folgt schließlich die Ruptur (Wirth 2009).

Eine Dehnung von 0–3 % kommt bei physiologischen Belastungen vor. 3–5 % an der Belastungsgrenze und zwischen 6 und 10 % kommt es zur Ruptur (Maffulli et al. 2017).



**Abbildung 4:** Dehnungskurve bis Ruptur von Sehngewebe nach Maffulli et al.

## 4.5 Klinik der Achillessehnenruptur

### 4.5.1 Epidemiologie

Die Achillessehnenruptur ist von allen Rupturen die häufigste, gefolgt von Rupturen der Quadrizepssehne und der Patellasehne an den unteren Extremitäten. An den oberen Extremitäten sind die häufigsten Rupturen die der Bizepssehne oder der Rotatorenmanschette (Bonnin et al. 2016; Grim et al. 2010).

Für die Achillessehnenruptur lässt sich sowohl eine spezifische Alters- als auch Geschlechtsverteilung erkennen. So sind Männer durch alle Altersgruppen hinweg häufiger betroffen als Frauen. In Deutschland zeigt sich eine Inzidenz von 20 Fällen pro 100.000 Einwohner im Jahr mit einer steigenden Tendenz. Es werden ungefähr 16.000 Fälle im Jahr versorgt. Der Altersgipfel liegt für Deutschland zwischen 30 und 50 Jahren. Es zeigt sich eine Geschlechtsverteilung von 5:1 (Männer:Frauen) (Chirurgie für Studium und Praxis 2011).

Diese Verteilungen stimmen mit den Daten, die wir international aus dem weiteren europäischen Raum und den Vereinigten Staaten und neueren Daten aus dem asiatischen Raum haben, überein.

Die Autoren Yamaguchi et al. (2021) gehen für Japan von einer Inzidenz zwischen 10 und 12 Fällen pro 100.000 Einwohner aus. Für Frauen zeigt sich eine Inzidenz von 8,2–

8,9 Fällen pro 100.000 Einwohner. Die Inzidenz beträgt für Männer 17,2–19,5 Fälle pro 100.000 Einwohner und Jahr. Die Verteilung kann ungefähr als zwei zu eins zum Nachteil der Männer ausgelegt werden. Des Weiteren differenzieren die Autoren die Altersgruppen weiter und zeigen, dass 24 % der Patienten über 60 Jahre alt waren. Etwa 32 % waren zwischen 20 und 39 Jahre alt. Die letzte und größte Gruppe mit 44 % bestand aus den 40–59-Jährigen (Yamaguchi et al. 2021).

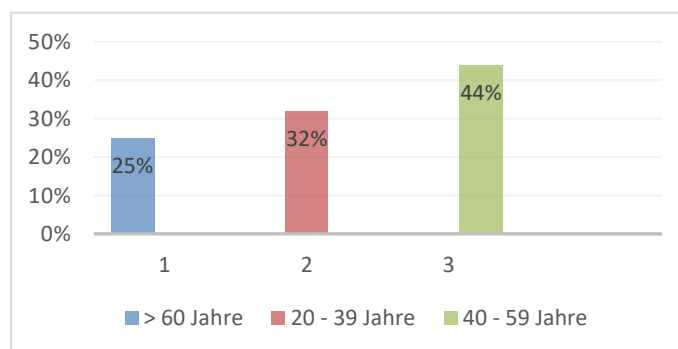
Für Shanghai und China liegt das Durchschnittsalter der Ruptur laut den Autoren Teng et al. bei 37,5 Jahren. Sie stellten einen Häufigkeitsgipfel im Alter von 25–39 Jahren fest (Teng et al. 2022).

Für Spanien konnte ebenfalls eine ähnliche Verteilung beobachtet werden. Es zeigten sich meist männliche Patienten zwischen 29–48 Jahren (Barrios-Cárdenas und Lazo-Vera 2021).

In Südkorea fiel den Autoren ebenfalls ein Häufigkeitsgipfel sowie ein Inzidenzanstieg in den letzten 10 Jahren für die Altersgruppe der 40–59-Jährigen auf (Park et al. 2021).

Bereits in den Jahren zuvor, über die 80er, 90er und in die 2000er hinein, konnten diverse Autoren einen Anstieg in den Inzidenzen feststellen. Sie beobachteten auch eine ähnliche Häufigkeitsverteilung bezogen auf Alter und Geschlecht (Jahnke et al. 2019).

Auffallend ist außerdem, dass für die ältere Gruppe die Inzidenz der traumatischen Sportverletzungen abnimmt und sich eine Zunahme der nicht sportlichen Rupturen zeigt. Hier ändert sich außerdem die spezifische Geschlechtsverteilung. Frauen sind genauso häufig betroffen wie Männer (Lantto et al. 2015).



**Abbildung 5:** Inzidenzen der Achillessehnenruptur in Japan nach Yamaguchi et al.

*Anmerkung:* Dargestellt sind in Blau die Gruppe der über 60-Jährigen mit 25 %, der 20–39-Jährigen in Orange mit 32 % und in Grau die 40–59-Jährigen mit 44 %.

### 4.5.2 Ätiologie

Bei der Achillessehnenruptur ist meist das linke Bein betroffen. Die Rupturzone befindet sich 2–5 cm oberhalb des Ansatzes. Die meisten Rupturen sind Sportunfälle mit ca. 61 %. Der verursachende Sport ist meist Fußball oder andere Disziplinen mit abbremsenden Bewegungen oder schnellen Richtungswechseln. Entsprechend zeigt sich ein saisonaler Häufigkeitsgipfel im Sommer und Frühjahr, wenn die sportliche Aktivität zunimmt. Außerdem ist ein höherer sozioökonomischer Status mit einer erhöhten sportlichen Aktivität und damit einem gesteigerten Rupturrisiko verbunden. Als Ursache der sportlichen Rupturen wird meist ein unzureichendes Aufwärmen genannt (Teng et al. 2022). Besonders gefährdet sind außerdem Sportarten mit repetitiven Bewegungen und somit wiederholten Mikrotraumata, wie Läufer oder Radfahrer (Kujala et al. 2005; Dhillon et al. 2020).

Neben der akuten Ruptur des jüngeren Sportlers steigt die Inzidenz für Rupturen mit Risikofaktoren. Der Verletzungsmechanismus ist hier meist spontan und es lässt sich kein adäquates Trauma mehr feststellen (Yamaguchi et al. 2021). Ein eventuell resultierender Sturz ist hier meist bereits Ausdruck der stattgefundenen Ruptur. Diese Rupturen mit Risikofaktoren lassen sich neuer Forschung nach in zwei Gruppen einteilen. Zum einen intrinsische Faktoren mit Veränderungen der am myotendinösen Übergang beteiligten Strukturproteine, zum anderen metabolische Systemerkrankungen (Cramer et al. 2022). Die Ruptur entsteht dann durch wiederholte Belastung und fibrotischen Umbau des Sehnengewebes. Die geschädigte Sehne kann vom Körper nicht adäquat repariert werden und es folgt das pathologische Einwachsen von Gefäßen und Nerven. Diese setzen wiederum Entzündungsmediatoren frei, die den Umbau weiter vorantreiben. Es entsteht ein klassischer Circulus vitiosus (Rechartt et al. 2010). Hier konnte das veränderte Verhältnis von Kollagen Typ I zu Typ III als ursächlich ermittelt werden. Während die unbeschädigte Sehne physiologisch einen hohen Anteil an zugfestem Kollagen I hat, zeigt sich bei Sehnen mit mikrovaskulären Veränderungen und Verkalkungen ein erhöhter Anteil an Kollagen Typ III. Das Kollagen Typ III scheint hier zum einen der Versuch zu sein, auf Mikrotraumata zu reagieren, zum anderen steigt der Anteil an Kollagen Typ III auch physiologisch mit fortschreitendem Alter. Kollagen Typ III ist weniger zugfest als Typ I und kommt normalerweise in Haut, vaskulären Geweben und dem Skelettmuskel vor. Im Sehnengewebe ist ein hoher Teil von Kollagen Typ III mit weniger maximaler Last und einem höheren Rupturrisiko assoziiert (Maffulli et al. 2017).

Histologisch zeigt sich meist eine mukoide Degeneration, die aus einer Fibrozyten-Membraninsuffizienz resultiert. Diese endet in der Apoptose. Die apoptotischen Zellen bringen eine Kettenreaktion in Gang, die in der pathologischen Sehnenverkalkung endet und das Sehngewebe weiter schwächt (Wening et al. 2010).

Ursächlich sind meist systemische Erkrankungen, die zu mikrovaskulären Schädigungen führen. So konnten bei Adipositas kleine Fetteinlagerungen in der Sehne beobachtet werden. Außerdem erhöhen Injektionen oder systemische Therapien mit Kortikosteroiden das Rupturrisiko. Auch rheumatische Erkrankungen wie die rheumatoide Arthritis oder die Spondylitis ankylosans führen zu entzündlichen Veränderungen. Bekannt ist außerdem eine Ruptur unter Einnahme von Fluorchinolonen (Petersen et al. 2021).

**Tabelle 2:** Übersicht der verschiedenen Risikofaktoren

---

**Risikofaktoren akute Ruptur:**

---

- Sportart mit Richtungswechsel: Spielsportarten, Tennis
- Sportarten mit repetitiven Bewegungen: Marathonlauf, Radfahren
- Fehlstellungen oder muskuläre Dysbalancen

---

**Systemische Erkrankungen:**

---

- Diabetes mellitus
- Chronische Niereninsuffizienz
- Rheumatoide Arthritis

---

**Weitere Risikofaktoren:**

---

- Medikamente (Kortikosteroide, systemisch oder lokal)
- Hohes Alter
- Hormonelle Veränderungen
- Genetische Prädisposition

### 4.5.3 Diagnostik

In der Regel wird durch die Eigen- oder Fremdanamnese von einem „Peitschenknall“ berichtet. Nach Ruptur ist die Plantarflexion nicht mehr möglich. Der Patient verbleibt in der Regel immobilisiert. Meist werden Schmerzen in der Ferse oder im Wadenbereich angegeben. Je nach Alter der Verletzung zeigt sich ein entsprechendes begleitendes Hämatom. In der Regel lässt sich zudem eine Lücke in der Sehne tasten. Klinisch ist der Zehenstand auf der betroffenen Seite nicht möglich. Zusätzlich lässt sich der nach dem Erstbeschreiber benannte Thompson-Test durchführen. Hier wird durch die Hand des Untersuchers eine Kompressionskraft auf den M. gastrocnemius ausgeübt. Durch diese forcierte Kontraktion wird bei intakter Sehne eine Kraftübertragung in Richtung des Ansatzes ausgeübt. Der Thompson-Test hat eine Sensitivität von 96 % und eine Spezifität von 93 %. Zur weiteren Diagnostik erfolgt anschließend die Sonografie der Achillessehne oder die Bildgebung mittels MRT (Magnetresonanztomografie). Die Sonografie ist aufgrund ihrer einfachen, kostengünstigen und zeitsparenden Anwendung als Goldstandard in der Diagnostik zu betrachten (Zimmer und Appell 2021; Zilles und Tillmann 2010; Wirth 2009; White et al. 1998; Chirurgie für Studium und Praxis 2011).

### 4.5.4 Therapieoptionen

In der Therapie der Achillessehnenruptur unterscheidet man zwischen direkten offenen Nahtverfahren und minimalinvasiven Ansätzen. Bei den minimalinvasiven Ansätzen wird direkt durch die Haut „perkutan“ genäht. Außerdem gibt es die konservativen Verfahren, bei denen über Ruhigstellung in einer Orthese die spontane Heilung abgewartet wird.

#### Minimalinvasive Verfahren:

Die minimalinvasiven Verfahren versprechen eine geringere Rate an Weichteilkomplikationen und eine schnellere Rehabilitation sowie kosmetisch günstigere Ergebnisse. Hier sind etwa die direkten perkutanen Nähte nach Ma & Griffith oder AchilloBloc-Systeme beschrieben.

Vorteilhaft sind hier die kleinen Hautschnitte und die kurze Operations- und damit Narkosezeit zu nennen. Die Techniken sind jedoch technisch anspruchsvoll, da ein blindes Durchziehen des Fadens nötig ist, welches die Gefahr einer Nervenläsion erhöht. Ohne Sichtkontrolle ist außerdem eine Adaptation erschwert.

Außerdem sind auch Techniken mit speziellen Instrumentarien wie dem Dresden-Instrumentarium beschrieben. Diese ermöglichen das Einbringen der transkutanen Nähte über ein spezielles Führungssystem und versprechen eine gute Nahtführung, eine geringe Re-Ruptur-Rate und reduzierte Wundkomplikationen (Aktas et al. 2007; Metz et al. 2008). Funktionell zeigen sich laut einer Übersichtsarbeit keine Unterschiede zu den offen chirurgischen Verfahren (Ataya et al. 2024).

#### Offene direkte Nahtverfahren:

Die direkten Nahtverfahren bilden den Goldstandard bei der Versorgung der Achillessehnenruptur, sowohl für die akuten als auch für die chronischen Rupturen, Re-Rupturen oder bei besonders schlechter Gewebequalität.

Die klassischen Nahttechniken nach Bunnell, Krakow und Kirchmayr-Kessler werden heute meist in doppelter oder sogar dreifacher Ausführung angewendet, um die Stabilität der Versorgung zu erhöhen (Yammine und Assi 2017; McCoy und Haddad 2010). Die offenen Verfahren ermöglichen die beste Sicht auf die Sehnenstümpfe und somit eine sichere Adaptation. Die Metaanalysen zeigen außerdem, dass keine Nahttechnik der anderen grundlegend überlegen ist.

Bei chronischen Rupturen, Re-Rupturen und solchen mit schlechter Gewebequalität kann ein ausgeprägter Sehndefekt vorliegen oder die Sehnenenden lassen sich nicht ohne Weiteres adaptieren. In solchen Fällen sind rekonstruktive Verfahren wie die V-Y-Plastik, der Transfer von Muskeln zur Augmentation oder Umkipplastiken beschrieben. Alle diese Techniken haben gemein, dass sie einen Defekt entweder durch sehneigenes oder durch anderes Gewebe überbrücken.

#### Konservative Therapie:

Patienten, bei denen das Operationsrisiko den Nutzen einer operativen Versorgung übersteigt, sollten durch eine funktionelle Behandlung mit einer Orthese oder einem Gipsverband in Spitzfußstellung versorgt werden. Hierdurch können langfristig vergleichbare funktionelle Ergebnisse wie bei der Operation erreicht werden (Willits et al. 2010). Das Re-Rupturrisiko zeigt sich hier jedoch erhöht.

Funktionelle Nachbehandlung:

Bereits am ersten postoperativen Tag wird mit der funktionellen Nachbehandlung begonnen. Hierzu zählt die Anpassung einer AchilloDyn-Schiene sowie die Versorgung des gesunden Beins mit einer Absatzerhöhung, um das Becken auszugleichen.

Die Spitzfußstellung wird dabei auf 30° eingestellt. Zusätzlich werden aktive Dorsalextensionsübungen bis zur Schmerzgrenze durchgeführt – zunächst nur unter 20° Knieflexion. Eine Vollbelastung ist mit Gehhilfen erlaubt. Für die Nacht wird eine Nachtschiene in 30° Spitzfuß verwendet. In der 2. postoperativen Woche findet eine Kontrolluntersuchung mit Fadenentfernung statt. Die AchilloDyn-Schiene wird nun auf 15° Spitzfuß eingestellt, ebenso die Nachtschiene. In der 3. bis 6. postoperativen Woche wird die Schiene auf 0° Neutralstellung eingestellt, ebenso die Nachtschiene. Zusätzlich wird ein Rezept für 3 cm hohe Absatzerhöhungen ausgestellt. In der 6. postoperativen Woche wird die Schiene entfernt. Der Patient trägt für weitere sechs Wochen Schuhe mit einer 3 cm hohen Absatzerhöhung. Parallel erfolgt die Ausstellung eines Rezepts für eine 1,5 cm hohe Absatzerhöhung. Ab der 12. postoperativen Woche wird eine Absatzerhöhung um 1,5 cm für weitere sechs Wochen empfohlen. Ab der 24. Woche ist ein Wiederbeginn der sportlichen Belastung möglich.

### 4.5.5 Komplikationen

Für die Achillessehnenrupturen lassen sich die möglichen Komplikationen in zwei Gruppen einteilen: die allgemeinen Operationskomplikationen und die speziellen Komplikationen. Die allgemeinen Operationskomplikationen umfassen Lungenarterienembolie, tiefe Beinvenenthrombose, Wundheilungsstörungen, Nachblutungen und Atrophie der Muskulatur. Sie gehen auf die postoperative Immobilisierungs- und Rehabilitationsphase zurück und lassen sich somit indirekt durch eine bessere operative Versorgung und eine entsprechende Frühmobilisation beeinflussen (Davidson et al. 1992; Eriksson et al. 1991). Bei den speziellen Komplikationen sind die Re-Ruptur oder die chronische Ruptur und die pathologische Sehnenverlängerung mit fehlender Plantarflexion zu nennen. Zur Re-Ruptur kommt es bei degenerativ vorgeschädigtem Sehnengewebe oder bei Überlastung des Nahtmaterials durch falsche Belastung (Hertel et al. 2016). Für diese Patienten sind spezielle Nahttechniken wie zum Beispiel die Umkipplastik nach Silfverskiöld in der Literatur beschrieben (Ateschrang et al. 2007). Bei der pathologischen Sehnenverlängerung kommt es durch zu frühe und falsche Belastung zu einem repetitiven Auseinanderreißen des frisch verheilten Sehnengewebes und somit letztlich zu einer Sehnenverlängerung. Als Folge ist keine adäquate Plantarflexion mehr möglich (Gulati et al. 2015). Es ist dann notwendig, die Sehne operativ zu verkürzen, um eine adäquate Kraftübertragung wiederherzustellen. Hierzu eignet sich die Z-Plastik.

## 5 Material und Methoden

### 5.1 Zusammenfassung Untersuchungsdesign

Diese experimentelle Studie untersucht das knotenlose Nahtsystem Stratafix als „Barbed Suture“ im Vergleich zur Standardtherapie, dem konventionellen PDS-Faden. Hierzu werden Sehnen des *M. flexor digitorum superficialis* des gemeinen Hausschweines (lat. *Sus scrofa domesticus*) als Sehnenpräparate verwendet. Es erfolgt die Tiefkühlkonservierung analog zu anderen Arbeiten unserer Forschungsgruppe (Jahnke et al. 2019; Oswald et al. 2017). Die Randomisierung erfolgt durch ein zufälliges Auswählen der tiefgefrorenen Sehne aus dem Tiefkühler. Die Nahtmaterialien werden für die Nahttechnik Z-Plastik und die Umkippplastik nach Silfverskiöld untersucht. Durch eine Materialprüfmaschine werden die biomechanischen Eigenschaften Kriechdehnung, zyklische Dehnung, maximale Spannung, maximale Dehnung und maximale Kraft gemessen und anschließend mittels einer Laborsoftware verarbeitet und statistisch ausgewertet.

#### 5.1.1 Anatomie der Sehnenpräparate

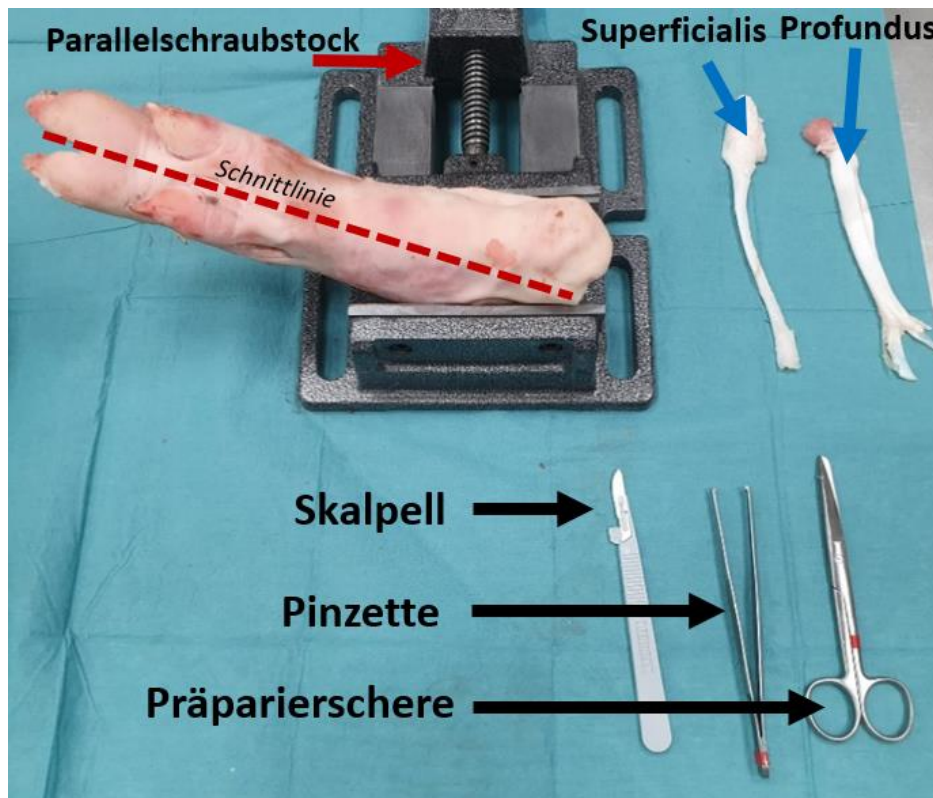
Der *M. flexor digitorum superficialis* des Schweines wurde bereits in zahlreichen biomechanischen Studien verwendet. Er zeigt sich in seinen biomechanischen Eigenschaften als geeignetes Vergleichsmaterial zur Achillessehne (Wren et al. 2001; Zuo et al. 2023; Burgio et al. 2022).

In dieser Studie wurden Sehnen aus den Hinterläufen verwendet, da hier der homogene Teil der Sehne deutlich größer als bei den Vorderläufen ist. Dies ermöglicht es, den Querschnitt exakter zu bestimmen und genug Platz für das Einbringen von Nahtmaterial zu haben. Eine entsprechende Länge ist außerdem nötig, um ein adäquates Einspannen in die verwendete Universalprüfmaschine durch die Klemmbacken sicherzustellen. Der porcine Sehnenstrang verläuft vom Fersenbeinhocker (*Tuber calcanei*) bis zur Aufzweigung der Zehengrundglieder. Hier teilt sich die Sehne und bildet mit dem *M. flexor digitorum profundus* einen gemeinsamen Ansatz an den proximalen Phalangen. Der längste homogene Teil der Sehne ist circa 15 cm lang und variiert im Querschnitt. Die Variation hängt vom Alter der Tiere und ihrer Genetik ab (Peltz et al. 2017). Um

diese Variation so gering wie möglich zu halten, wurde in dieser Studie nur auf einen einzigen lokalen Anbieter zurückgegriffen.

### 5.1.2 Präparation der Sehnen

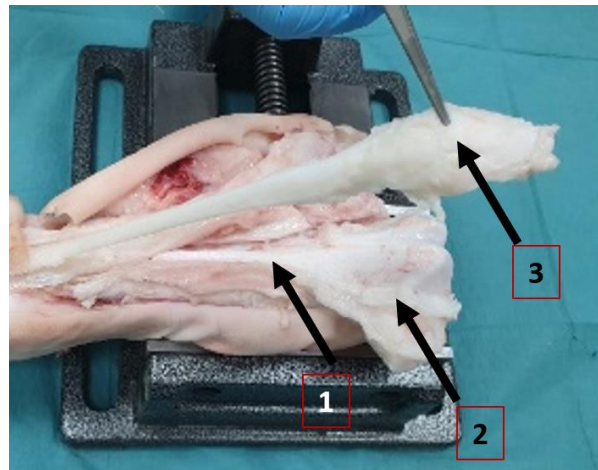
Die Hinterläufe wurden zunächst auf makroskopische Beschädigungen untersucht und entsprechend aussortiert. Anschließend wurden die Hinterläufe auf einer Unterlage in einer Klemmbanke fixiert.



**Abbildung 6:** Hinterlauf eines Schweines in der Übersicht der Entnahmematerialien.

*Anmerkung:* Der rote Pfeil zeigt auf den Parallelschraubstock, der nötig ist, um die Sehne ohne Beschädigungen vom umliegenden Gewebe zu lösen. Die blauen Pfeile zeigen exemplarisch auf die beiden Sehnen des Rückfußes, M. flexor digitorum superficialis und M. flexor digitorum profundus. Die schwarzen Pfeile zeigen auf die benötigten Materialien: Skalpell, Pinzette und Präparierschere.

Es erfolgt zunächst ein dorsomedialer Schnitt vom Hufballen bis über das Großzehengrundgelenk. Die kräftige Schweineschwarte muss durchtrennt und konsequent vom Unterhautfettgewebe abgelöst werden. Anschließend erfolgt eine subkutane Präparation, bis die Oberfläche der Sehne freigelegt ist. Hier ist besondere Vorsicht darauf zu legen, das Sehngewebe nicht zu verletzen. Nach sicherer Identifikation der Sehne entlang ihres gesamten Verlaufs wird diese vom umliegenden Weichteilgewebe gelöst. Alle makroskopisch beschädigten Sehnenpräparate, durch Schlachtung oder Präparation, wurden von der Studie ausgeschlossen und verworfen.



**Abbildung 7:** Darstellung des Hinterlaufes zur Entnahme in Schichten.

*Anmerkung:* Mit der Ziffer 1 ist im Bild der Knochen gezeigt. 2 Zeigt auf die dorsale Fläche des M. flexor digitorum profundus. Die 3 markiert das Sehnenpräparat des M. flexor digitorum superficialis.

Die gewonnenen Sehnenpräparate trocknen schnell aus und wurden daher in einer Nierenschale mit physiologischer 0,9%iger Natriumchlorid-Lösung gelagert.



**Abbildung 8:** Sehnenpräparate nach Entnahme.

### 5.1.3 Tiefkühlkonservierung der Sehnen

Durch die Komplexität des Messprotokolls ist es nicht möglich, alle Sehnen am gleichen Tag zu entnehmen und anschließend zu vermessen. Eine Messung ermittelt pro biomechanischem Parameter ungefähr 70.000 Rohdaten und ist entsprechend zeitintensiv. Daher ist es nötig, eine adäquate Lagerungsmethode zu entwickeln. Hierbei sollten die Sehnenpräparate die gleichen biomechanischen Eigenschaften wie frisch gewonnene Sehnen haben und nicht beschädigt werden. Hierzu wurden die Sehnen zunächst in einen Streifen Aluminiumfolie eingerollt. Hier ist ein unnötiges Knicken der Sehne zu vermeiden und zu überprüfen, ob wirklich das gesamte Sehnenmaterial von Aluminiumfolie bedeckt ist. Anschließend wird das Präparat in ein 50 Milliliter [ml] Falcon-Röhrchen verpackt und danach bei  $-20$  Grad Celsius [ $^{\circ}\text{C}$ ] tiefgefroren.



**Abbildung 9:** einzelnes Sehnenpräparat vor dem Einfrieren in Aluminiumfolie.

Am Versuchstag wurde zunächst eine Nierenschale mit isotonischer NaCl-Lösung befüllt. Diese Lösung wurde mithilfe von Natriumchlorid-Pulver (Sodium Chloride, Carl Roth GmbH + Co. KG, Karlsruhe) und destilliertem Wasser (Chemica GmbH, Sarstedt) hergestellt. Dazu wurden 9 Gramm [g] Natriumchlorid-Pulver mit destilliertem Wasser aufgefüllt, bis 1 Liter [L] erreicht war. Dies entspricht einer physiologischen 0,9%igen-Natriumchlorid-Lösung (Jahnke et al. 2019).

Anschließend wurde die Lösung in einem Brutofen (Brutschrank IN110, Memmert GmbH + Co. KG, Büchenbach) auf  $37$   $^{\circ}\text{C}$  erwärmt, um Körpertemperatur zu simulieren. Die Sehnen wurden dann bei konstanter Temperatur für 30 Minuten aufgewärmt, bis die Sensoren eine Kerntemperatur von  $37$   $^{\circ}\text{C}$  meldeten.



**Abbildung 10:** *Versuchsmaterialien zur Tiefkühlkonservierung.*

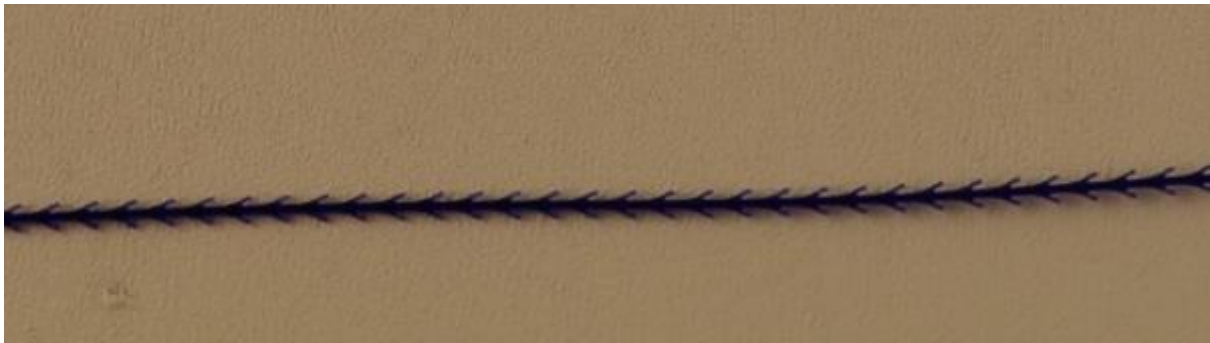
*Anmerkung:* Gezeigt sind die Falcon-Röhrchen (50 ml) mit Deckel. Der Gefrierbeutel mit Datierung sowie die vorgeschnittene Aluminiumfolie aus Abbildung 12.

Die angewandte Tiefkühlkonservierung sowie die Aufwärmtechnik führen zu keiner Veränderung in den biomechanischen Eigenschaften der Sehnen und können für unsere Arbeitsgruppe als etabliert betrachtet werden (Oswald et al. 2017).

## 5.2 Nahttechniken und Nahtmaterialien

### 5.2.1 Stratafix-Naht, „Barbed Suture“

Für diese Studie wurde das knotenlose Nahtsystem der Firma Ethicon Stratafix (Stratafix Symmetric PDS™ Plus, Johnson & Johnson Medical Ltd., Livingston, England), 45 cm Länge, Größe 0, Nadel 1/2 C, 40 mm, mit einer einfachen Naht aus Polydioxanon (PDS II™, Johnson & Johnson Medical Ltd., Livingston, England), 70 cm Länge, Größe 0, Nadel 1/2 C, 36 mm, verglichen.



**Abbildung 11:** *Stratafix-Naht mit feinen Widerhaken.*

Bei der Stratafix-Naht handelt es sich um eine sterile, resorbierbare Naht aus Polydioxanon, die sich durch feine Widerhaken entlang ihres Verlaufs auszeichnet. Der Hersteller Ethicon beschreibt die Stratafix-Naht als selbstsicherndes und knotenloses Nahtsystem. Es ermöglicht eine gleichmäßige Spannungsverteilung und Stabilität des genähten Gewebes. Der Hersteller verspricht ein zeitsparendes und einfaches Handling sowie einen effizienteren Verschluss von Faszien und Weichteilen als mit herkömmlichem Nahtmaterial ohne Widerhaken.

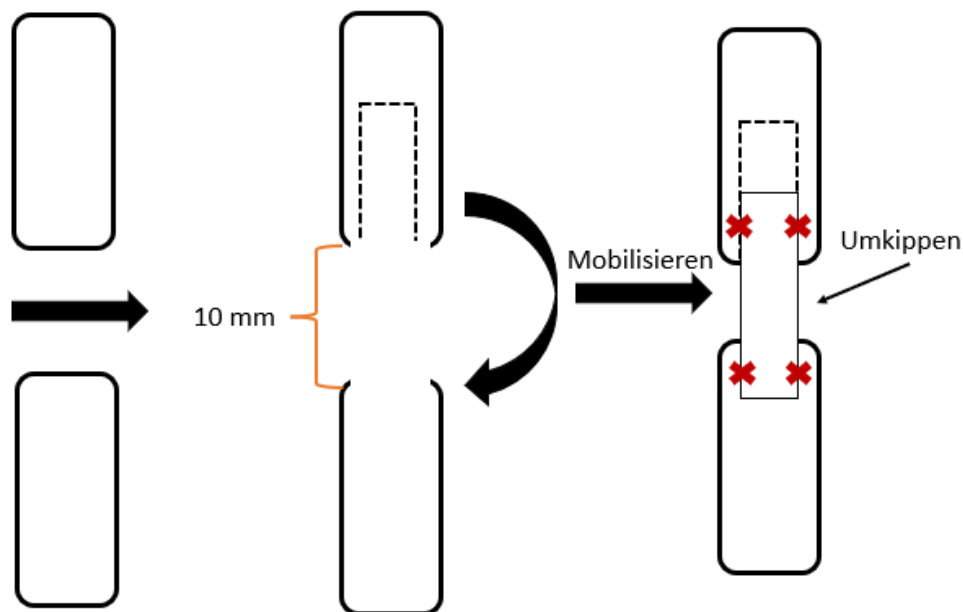


**Abbildung 12:** *Die Polydioxanon-Naht ohne Widerhaken.*

## 5.2.2 Nahttechniken: Z-Plastik und Umkipplastik nach Silfverskiöld

Bei dieser Studie werden die beiden Nahttechniken Z-Plastik und die Umkipplastik nach Silfverskiöld angewandt.

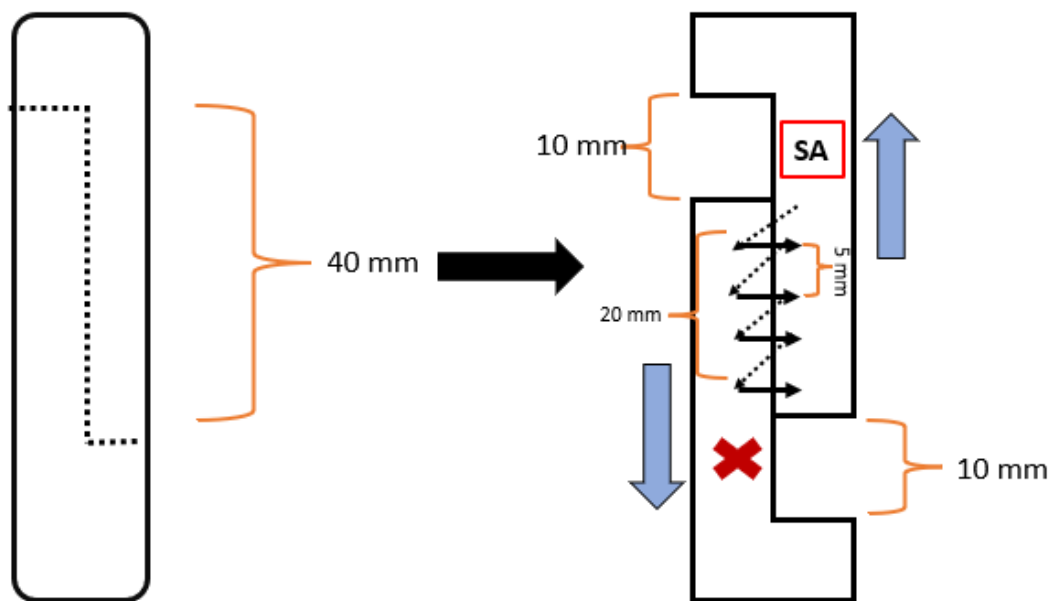
Für die Umkipplastik nach Silfverskiöld wird ca. 1 cm vor der Defektzone ein 3 cm langer Sehnenlappen aus einer Seite herausgelöst. Dieser teilt die Sehne in ihrem Querschnitt ungefähr auf die Hälfte. Dieser Sehnenlappen wird anschließend umgeklappt und ermöglicht dadurch ein Überbrücken des Defektes. Der umgeklappte Sehnenlappen wird anschließend auf beiden Seiten mittels zweier absorbierbarer PDS-Fäden mit vier Instrumentenknoten gesichert.



**Abbildung 13:** Schematische Darstellung der Umkipplastik nach Silfverskiöld.

*Anmerkung:* Die gestrichelte schwarze Linie zeigt die Schnittführung zum Herauslösen des Sehnenlappens zur Defektüberbrückung. Die roten Markierungen zeigen die fixierenden Rahmennähte, die ein weiteres Herauslösen des umgeklappten Sehnenlappens verhindern. Die gelbe Klammer zeigt den überbrückten Defekt von 10 mm.

Für die Z-Plastik wird die Sehne zunächst in ihrer Längsachse gespalten. Anschließend wird jeweils auf gegenüberliegenden Seiten die Sehne durchtrennt. Das so entstandene und namensgebende „Z“ kann anschließend durch Zug an den beiden Sehnenenden so verschoben werden, bis der Defekt ausreichend überbrückt ist. Anschließend werden die beiden halbierten Sehnenstümpfe durch eine fortlaufende Naht miteinander fest verbunden.



**Abbildung 14:** Schematische Darstellung der Z-Plastik.

*Anmerkung:* Die gestrichelte schwarze Linie zeigt die Schnittführung von insgesamt 40 mm. Rechts im Bild zeigt die gelbe Markierung den Defekt von insgesamt 10 mm. Die blauen Pfeile markieren die Verschieberichtung. Die roten Kreuze zeigen Start- und Endpunkt der Naht. „SA“ markiert die Platzierung des Nahtankers. Die schwarzen Pfeile zeigen die Durchgänge des Fadens bei fortlaufender Nahttechnik.

### 5.2.3 Gruppeneinteilung

In dieser experimentellen Laborstudie wurden insgesamt 50 Sehnen des M. flexor digitorum superficialis des Hausschweines randomisiert in 5 Gruppen mit jeweils 10 Sehnen eingeteilt.

**Tabelle 3:** Gruppeneinteilung nach Nahtmaterial und Defektart.

Gruppe	Stichprobengröße (n)	Nahtmaterial	Rekonstruktionstechnik	Defekt
1	10	Nativ	Nativ	Nein
2	10	PDS	Umkippplastik	Ja
3	10	PDS	Z-Plastik	Ja
4	10	Stratafix	Umkippplastik	Ja
5	10	Stratafix	Z-Plastik	Ja

*Anmerkung:* Für die Gruppe der nativen Sehnen erfolgte keine Defektsetzung und daher auch keine Rekonstruktion. Der Defekt ist in allen Gruppen 10 mm. Umkippplastik bezieht sich auf die beschriebene Umkippplastik nach Silfverskiöld. Für das Nahtmaterial PDS = Polydioxanon.

**Tabelle 4:** Gruppeneinteilung und Abkürzungen

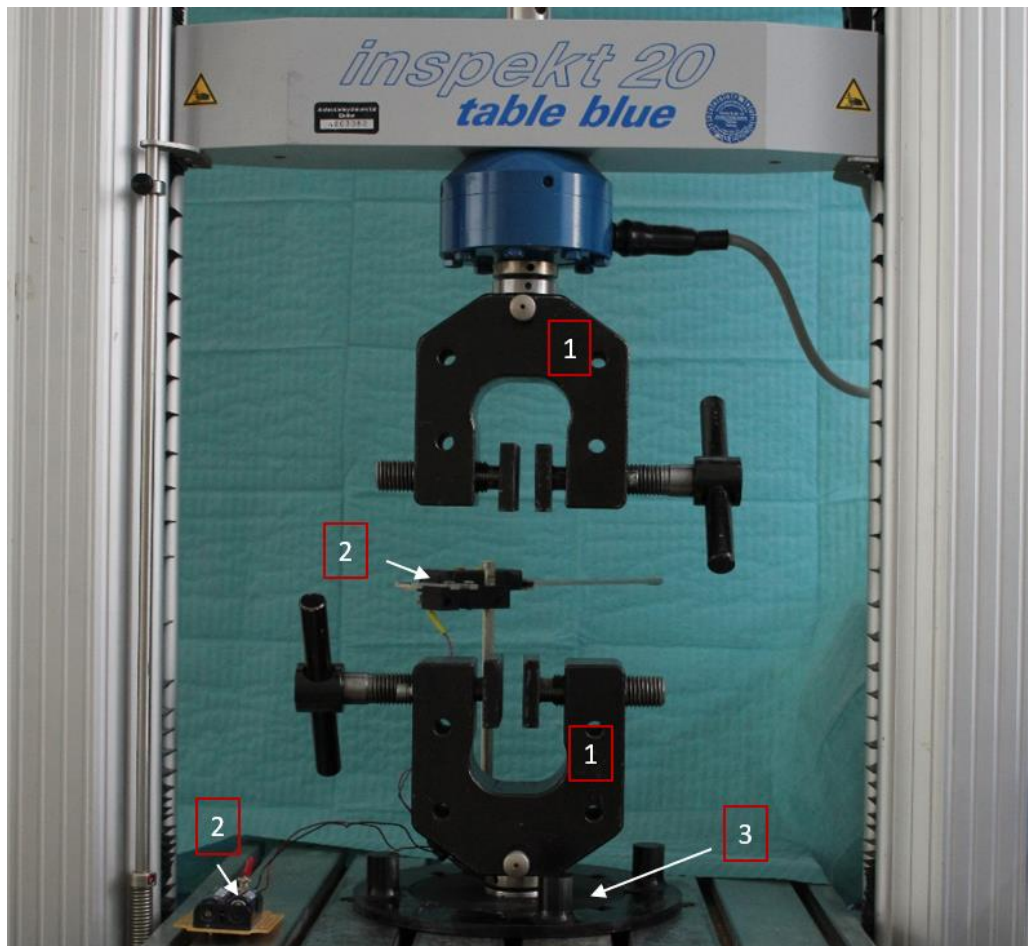
Gruppennummer	Nahtmaterial / Nahttechnik	Abkürzung
1	native Sehne	Nativ
2	Polydioxanon & Umkippplastik	UPDS
3	Polydioxanon & Z-Plastik	ZPDS
4	Stratafix & Umkippplastik	USTRATA
5	Stratafix & Z-Plastik	ZSTRATA

*Anmerkung:* Übersicht der in den Abbildungen verwendeten Abkürzungen mit dazugehöriger Nahtmaterial- und Nahttechnik-Kombination.

## 5.3 Vermessung des Sehnenquerschnittes

### 5.3.1 Einspannvorgang

Die Sehnenpräparate werden in die Klemmbacken der Materialprüfmaschine eingespannt (Inspekt table Blue 20 EDC 222, Hegewald & Peschke Meß- und Prüftechnik GmbH, Nossen, Deutschland).

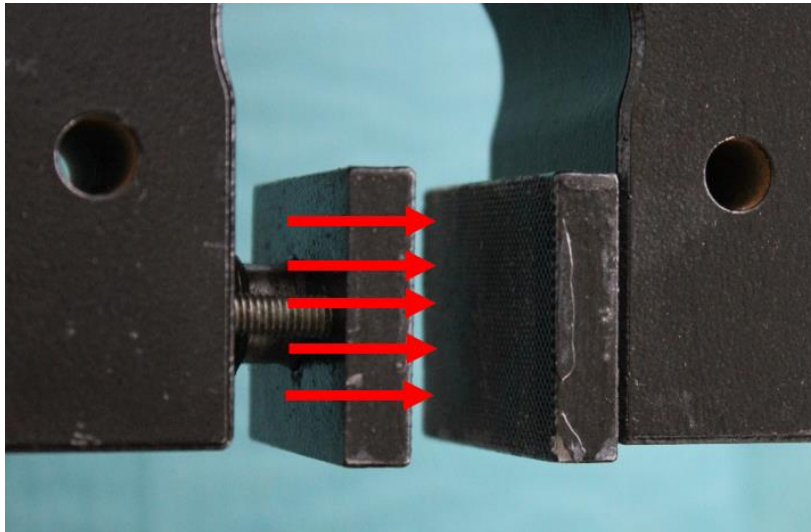


**Abbildung 15:** Dargestellt ist die Materialprüfmaschine mit Versuchsaufbau.

*Anmerkung:* Universalprüfmaschine (Inspekt table BLUE 20 EDC 222, Hegewald & Peschke Mess- und Prüftechnik GmbH, Nossen, Deutschland) mit eingestellten Klemmbacken (1), Unterbau (2) und Messschieber inklusive Laseroptik für die Polyangulation des Sehnenquerschnittes (3).

Um einen engen Kontakt zwischen Sehne und den Klemmbacken der Prüfmaschine herzustellen, wurde zunächst die Sehne in eine 5 cm × 10 cm breite Mullbinde eingewickelt. Hierdurch wird zum einen die Sehne geschützt, zum anderen der Querschnitt vergrößert.

Die Klemmbacken haben eine raue Oberfläche, die einen festeren Verbund zwischen Klemmbacke und eingespanntem Objekt ermöglicht.

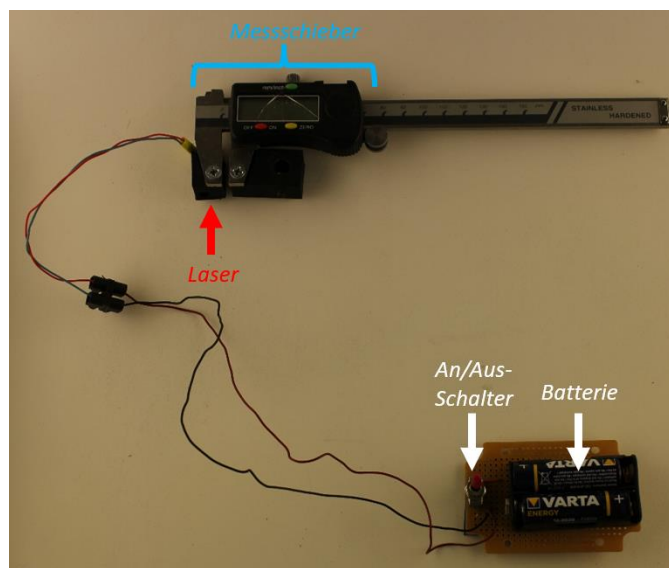


**Abbildung 16:** *Klemmbacke in Nahaufnahme.*

*Anmerkung:* Die roten Pfeile zeigen auf die raue Oberfläche, die für den festen Verbund zwischen Kompressen, Sehnenpräparat und Klemmbacke sorgt.

### 5.3.2 Polyangulation mithilfe einer Laseroptik

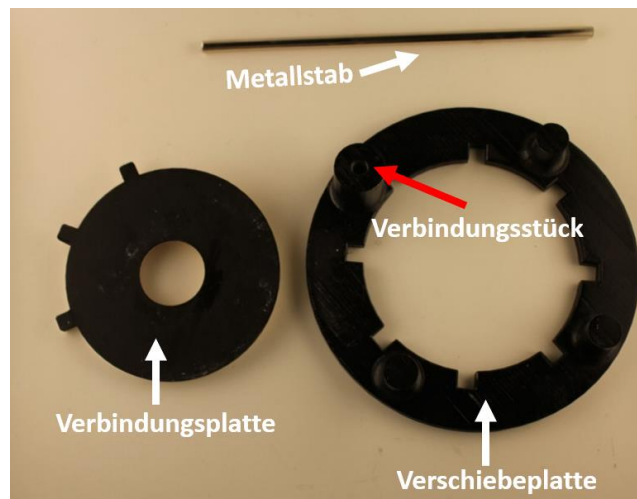
Die Sehnenpräparate werden in die Materialprüfmaschine eingespannt. Anschließend erfolgt die Bestimmung des Querschnitts der Sehnenpräparate. Um ein Komprimieren der Sehnen durch den Messschieber zu verhindern, bietet sich eine lasergestützte Messmethode an. Zur weiteren Standardisierung der Messung wird diese unter einer Vorlast von 10 N durchgeführt. Dies dient sowohl der Arbeitserleichterung bei der Polyangulation, da alle Sehnen gleich verankert sind, als auch einer Annäherung an die biomechanischen Eigenschaften und die physiologischen Bedingungen, die einer humanen Achillessehne nahekommen.



**Abbildung 17:** Laseroptik zur Polyangulation und Bestimmung des Querschnitts.

*Anmerkung:* Der rote Pfeil markiert den Laser. Die blaue Klammer zeigt den verwendeten Messschieber inklusive Millimeterskalierung. Die weißen Pfeile zeigen den Aufbau der Stromversorgung.

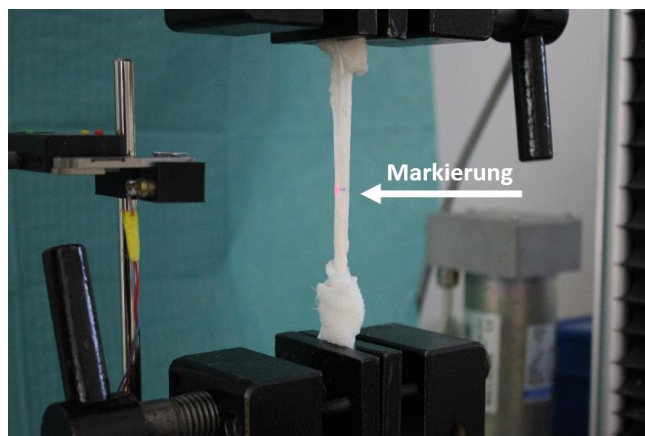
Die eigentliche Querschnittbestimmung erfolgt dann mittels eines digitalen Messschiebers, an dessen vorderem Ende ein Laser montiert wurde. Der Aufbau wurde im Vergleich zu vorherigen Arbeiten unserer Forschungsgruppe weiter optimiert. Durch einen im 3D-Druck gefertigten Unterbau ließ sich dieses Messsystem in die Materialprüfmaschine integrieren und ermöglicht eine einfachere Messung.



**Abbildung 18:** 3D-Druck-Komponenten des Unterbaues für den Lasermessschieber.

*Anmerkung:* Abgebildet sind die aus dem 3D-Drucker hergestellten Komponenten: Verschiebeplatte, Verbindungsplatte und der Metallstab zur Höhenadaptation des Messschiebers.

Die Sehne konnte so aus vier verschiedenen festen Winkeln bei 0 Grad [°], 45°, 90° und 135° berührungslos durch Verschieben entlang der Platte vermessen werden. Für die Querschnittsvermessung wurde die makroskopisch dünnste Stelle gewählt. Diese Stelle wurde anschließend mittels eines wasserfesten Stiftes markiert. An dieser Stelle wurde später auch der Defekt gesetzt.

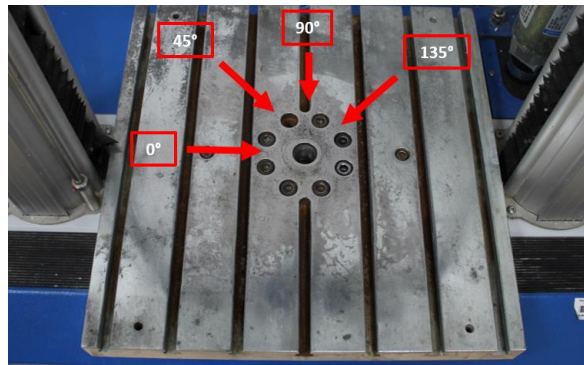


**Abbildung 19:** Übersicht aller Komponenten zur Querschnittsbestimmung

*Anmerkung:* Der weiße Pfeil zeigt die blaue Markierung auf der Sehne. Diese zeigt die makroskopisch dünnste Stelle. Der Laser zeigt genau darauf.

### 5.3.3 Ablauf einer Messung

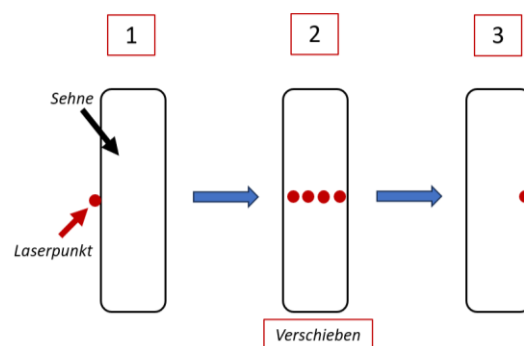
Gestartet wurde in der 0°-Position auf der linken Seite der Materialprüfmaschine. Durch die Messung der Sehnendicke aus vier verschiedenen Winkeln kann sich mithilfe der Software Autodesk Inventor Professional 2012 (64-Bit, Autodesk, San Rafael, CA, USA) anschließend dem tatsächlichen dreidimensionalen Querschnitt der Sehne angenähert werden.



**Abbildung 20:** Unterbodenplatte der Materialprüfmaschine.

*Anmerkung:* Bodenplatte der Materialprüfmaschine. Die roten Markierungen zeigen die Richtungen, in die der Unterbau des Messschiebers verschoben werden kann.

Der Laser wurde zunächst in 0°-Position ausgerichtet. An dieser Stelle wird der Messschieber genullt und anschließend so weit verschoben, bis er die Sehne rechtsseitig tangiert. Der abgelesene Wert wird protokolliert und anschließend mit dem Durchmesser des Laserpunktes von 3,5 mm addiert.

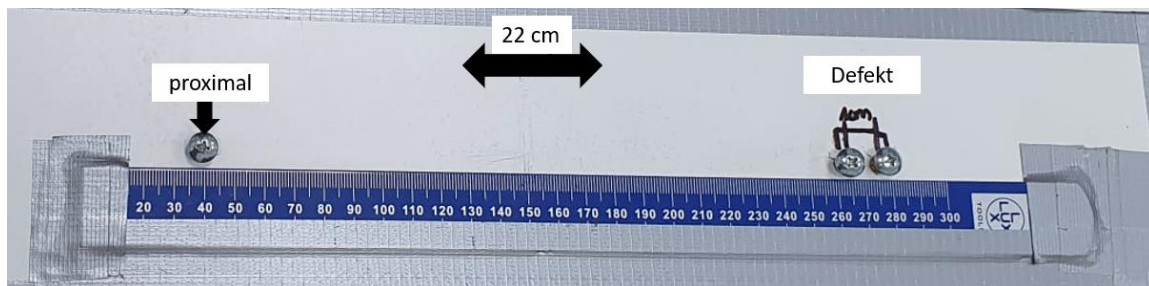


**Abbildung 21:** Schematische Darstellung der Messung.

*Anmerkung:* (1) Laserpunkt ist auf dem Hintergrund sichtbar. (2) Verschieben. (3) Laserpunkt ist nur auf der Sehne, nicht auf dem Hintergrund sichtbar.

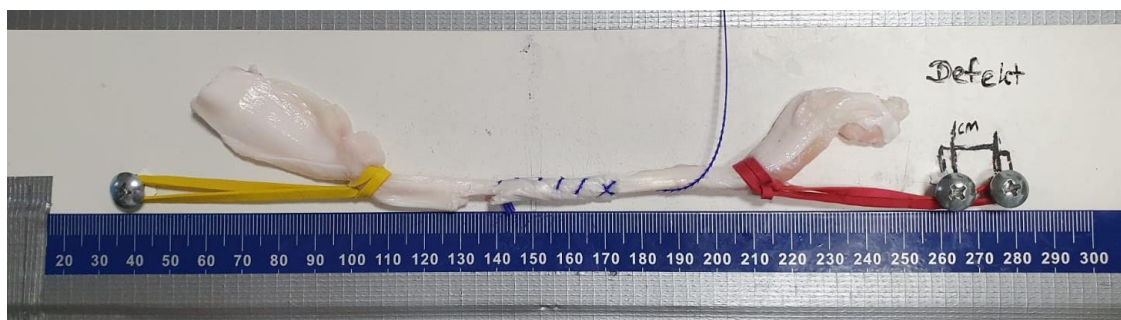
## 5.4 Defektsetzung der Sehnenpräparate und Rekonstruktion

Nach der Querschnittsvermessung erfolgten die Defektsetzung und die anschließende Versorgung mit den verschiedenen Nahttechniken und Nahtmaterialien. Als Schwierigkeit ergab sich hier, die Defektsetzung von genau 1 cm zu standardisieren. Hierzu wurde ein ähnlicher Aufbau verwendet wie in Jahnke et al. (2018). Die Autoren verwendeten damals eine Nierenschale, in der zwei Schrauben befestigt waren. An diesen konnte mithilfe von Gummibändern die Vorspannung standardisiert werden. Für die Adaptation eignet sich dieses Verfahren, es fehlt jedoch eine Skalierung zum sicheren Verschieben eines Defektes. Hierzu wurde auf einem einfachen Holzbrett der Mittelpunkt markiert und eine Skalierung aufgetragen. An den Enden wurden jeweils Schrauben im Abstand von 1 cm verschraubt. Hierdurch konnte der Vorteil der gleichmäßigen, standardisierten Vorspannung durch die Gummibänder beibehalten und der Aufbau von Jahnke et al. gleichzeitig für die Defektsetzung modifiziert werden. Zusätzlich ließ sich durch die angebrachte Millimeterskalierung auch der Abstand zwischen den Nähten standardisieren und kontrollieren.



**Abbildung 22:** Versuchsaufbau zur Nahttechnik.

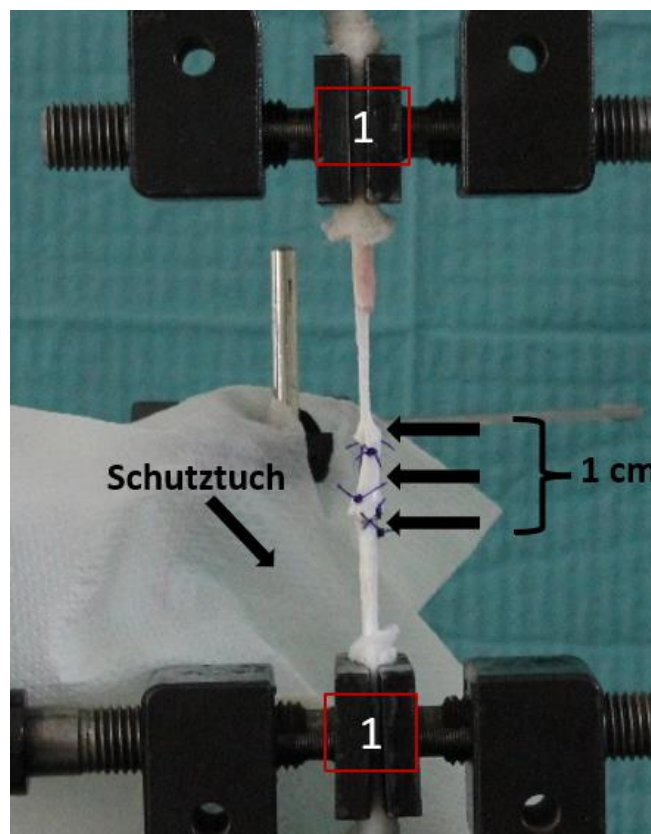
*Anmerkung:* Holzplättchen mit Millimeterskalierung zur Standardisierung der Abstände zwischen den Knoten.



**Abbildung 23:** Versuchsaufbau mit eingespannter Sehne nach Rekonstruktion.

### 5.4.1 Umkipplastik nach Silfverskiöld mit Polydioxanon

Für die Gruppe mit UP und PDS wurde zunächst das Gummiende an die zweite Schraube gesetzt, um einen Defekt von 10 mm zu simulieren. Anschließend wurde am anderen Ende, ca. 3 cm vom Defekt entfernt, ein Sehnenstreifen abgelöst. Dieser wurde anschließend umgeklappt und zunächst auf der gegenüberliegenden Seite mit zwei Einzelknopfnähten und vier Instrumentenknoten fixiert. Anschließend wurde eine Kirchmayr-Kessler-Naht in der Tiefe mit einem PDS-Faden durchgeführt. Hier wurde besonders darauf geachtet, den Knoten an die gleiche Stelle wie die Verankerung des knotenlosen Nahtsystems zu legen, um gleiche Druckpunkte zu haben. Dank der Skalierung konnten alle Ein- und Ausstiche standardisiert werden. Am proximalen Sehnenende wurde der Sehnenlappen ebenfalls mit zwei Einzelknopfnähten und vier Instrumentenknoten fixiert, um ein weiteres Umklappen des Sehnenstreifens zu verhindern.

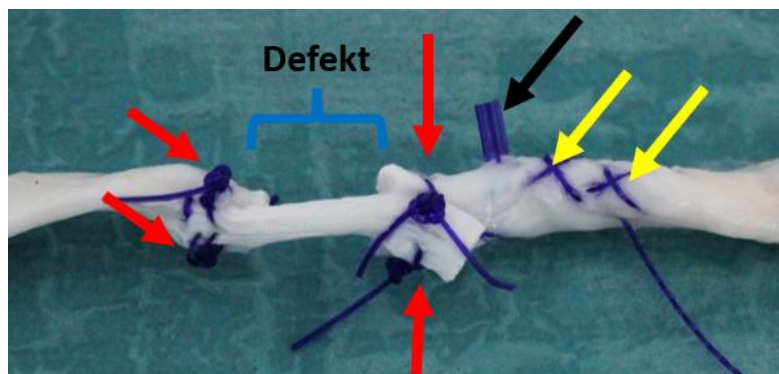


**Abbildung 24:** Gruppe 2 mit eingespannter Umkipplastik und Polydioxanon.

*Anmerkung:* Dargestellt sind die Klemmbacken (1). Die Pfeile zeigen die Rekonstruktion. Die geschwungene Klammer zeigt die Defektgröße von 1 cm. Ein weiterer Pfeil zeigt auf das Schutz Tuch vor der Laseroptik des Messsystems.

#### 5.4.2 Umkipplastik nach Silfverskiöld mit Stratafix

Nach der Defektsetzung an der markierten Stelle erfolgte zunächst das Verschieben der Gummibänder um 10 mm. Anschließend wurde ein Sehnenlappen präpariert und auf der distalen Seite fixiert. Anschließend wird mit der Stratafix-Naht eine Kirchmayr-Kessler-Nahttechnik über den Defekt gestochen. Der Ausstich wird hier an das distale Ende der Sehne gelegt und nicht zwischen die Sehnenstümpfe, da bei dieser Naht keine Fixierung mittels eines Knotens möglich ist. Anschließend wurde das lose Ende der Stratafix-Naht durch zwei Kreuzstiche gesichert. Ohne die Kreuzstiche droht ein Durchrutschen der gesamten Naht. Der Kreuzstich ist ebenfalls in der Produktbeschreibung seitens der Firma erwähnt und es wurde so nah wie möglich an dieser Empfehlung gearbeitet. Hierdurch konnte der Naht zuverlässig genug Stabilität für die biomechanische Testung verliehen werden.

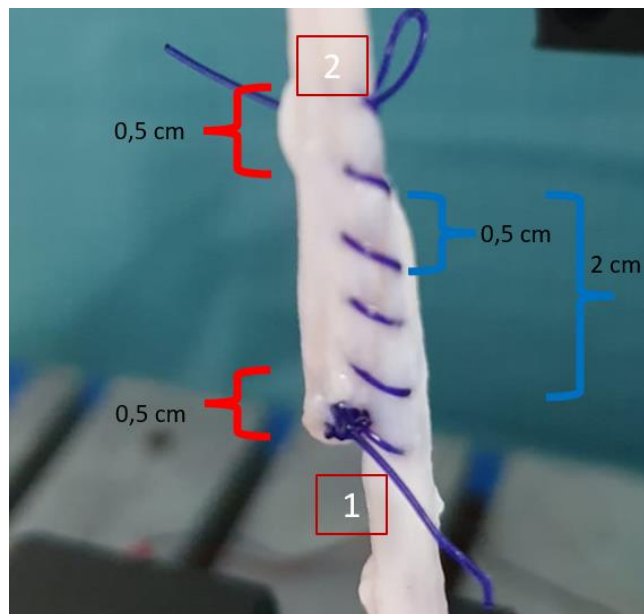


**Abbildung 25:** Gezeigt ist ein Sehnenpräparat nach Sehnenrekonstruktion.

*Anmerkung:* Das Sehnenpräparat wurde mit der Umkipplastik nach Silfverskiöld und Stratafix versorgt. Die roten Pfeile zeigen die Rahmennähte, um den Sehnenstumpf zu sichern. Der schwarze Pfeil zeigt auf den Stopper, welcher ein Durchrutschen der Naht verhindern soll. Die gelben Pfeile zeigen auf die beiden Kreuzstiche, die den Faden am Ende absichern. Die blaue Klammer zeigt den Defekt von 1 cm.

### 5.4.3 Z-Plastik mit Polydioxanon

Nach dem Einspannen der Sehne erfolgt zunächst die Spaltung entlang der Faserrichtung. Hier wurde ein 4 cm langer Schnitt gesetzt. Dieser Schnitt wurde an der 150-mm-Markierung der Skalierung begonnen und anschließend jeweils an beiden Enden um 20 mm erweitert. Der initiale Schnitt hat somit eine Länge von 40 mm und reicht von der Markierung 130 mm bis zur Markierung 170 mm. Durch das Absetzen der beiden Sehnenhälften entsteht das namensgebende „Z“. Anschließend wird durch Zug an den Sehnenenden und Verschieben des Gummiringes um 1 cm ein Defekt mit erhöhter Spannung erzeugt. Die beiden Sehnenstümpfe werden anschließend mittels einer einfach fortlaufenden Naht adaptiert. Hierzu werden vier Durchläufe auf eine Strecke von 2 cm gesetzt, mit vier Stichen in einem Abstand von 0,5 cm zueinander. Am Ende erfolgt die Sicherung der Naht mittels eines Knotens mit fünf Instrumentenknoten.

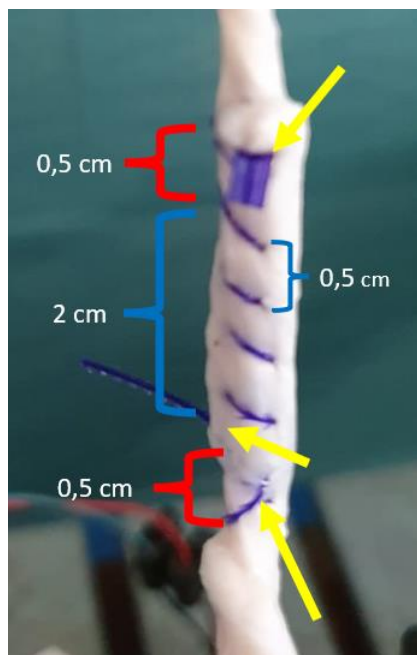


**Abbildung 26:** *Sehnenpräparat nach Rekonstruktion mittels Z-Plastik und Polydioxanon.*

*Anmerkung:* Die roten Klammern zeigen den Abstand der fortlaufenden Nähte zu dem Start- und Endknoten. Die blauen Klammern zeigen den Abstand zwischen den fortlaufenden Nähten und die Gesamtstrecke (1) zeigt den Startknoten und (2) den Abschlussknoten.

#### 5.4.4 Z-Plastik mit Stratafix

Genau wie in der Gruppe mit Z-Plastik und Polydioxanon werden zunächst die Schnitte an den entsprechenden Markierungen auf der Millimeter-Skala gesetzt. Nach dem Verschieben um 1 cm erfolgt das Nähen. Diesmal wird anstelle der Polydioxanon-Naht ohne Widerhaken die Stratafix-Naht verwendet. Auch hier wurde eine fortlaufende Naht mit einem Abstand von 0,5 cm über eine Gesamtstrecke von 2 cm mit insgesamt vier Stichen genäht. Es gibt jeweils einen Abstand zu den Start- und Endpunkten von 0,5 cm. Zum Abschluss erfolgt erneut die Sicherung mittels Kreuzstiche.



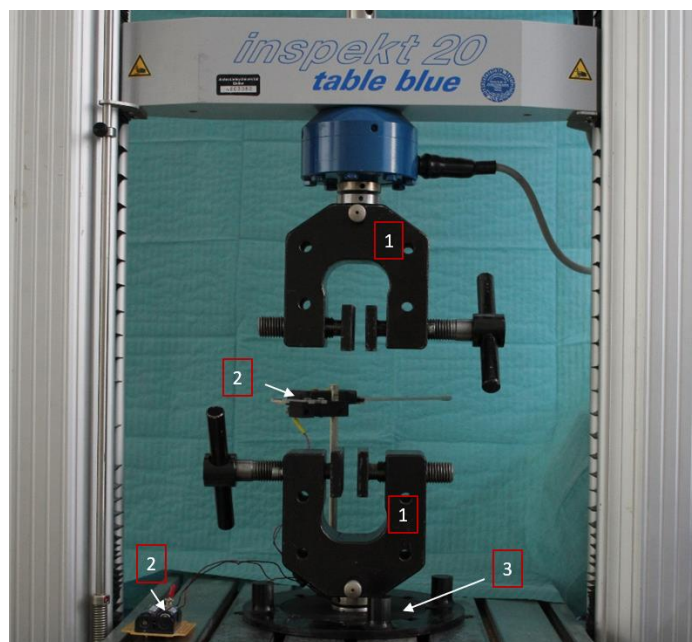
**Abbildung 27:** Sehnenpräparat nach Rekonstruktion mittels Z-Plastik und Stratafix.

*Anmerkung:* Die roten Klammern zeigen den Abstand der fortlaufenden Nähte zu den Start- und Endknoten. Die blauen Klammern zeigen die Gesamtstrecke und die Zwischenabstände der fortlaufenden Nahttechnik. Die gelben Pfeile zeigen den Startpunkt und die beiden Kreuzstiche als Abschluss der Stratafix-Naht.

## 5.5 Biomechanische Testung und Messprotokoll

Die Messung erfolgte in einer Materialprüfmaschine, die für Zug- und Druckbelastungen geeignet ist. Der Zugversuch ist ein axialer Zug und damit eine natürliche Zugbelastung der Materialprüfmaschine. Bedient wurde die Maschine mit der Software „Labmaster“ (Hegewald & Peschke Mess- und Prüftechnik GmbH, Nossen, Deutschland).

Jeder Test startet mit einer Vor- und Nachlastphase von 90 Sekunden mit einer Belastung von 10 Newton [N]. Dies ermöglichte ein Messen des Elongationsverhaltens der Sehne während Test- und Erholungsphasen. Des Weiteren ist dieses genaue Vorgehen in Jahnke et al. (2018) etabliert worden und simuliert laut den Autoren Cox et al. (2014) durch diese Vorspannung das Verhalten der Achillessehne in vivo. Zwischen den Tests wurde eine 30-minütige Erholungspause eingehalten, um zu verhindern, dass sich die verschiedenen biomechanischen Testungen gegenseitig beeinflussen. Die Maschine vermisst mit einer Frequenz von 50 Hertz [Hz] sowohl die Änderung der Kraft in Newton als auch die der Länge in Millimetern und die zeitliche Komponente in Sekunden. Um eine Schwächung durch Austrocknen der Sehne zu verhindern, wurde gemäß Protokoll alle 5 Minuten eine Natriumchlorid-Lösung auf die Sehnen gesprüht.



**Abbildung 28:** Übersicht über den „inspekt 20 table blue“ ohne Sehnenpräparat.

*Anmerkung:* (1) Klemmbacken, (2) Lasermessschieber mit Batterie, (3) Unterbau zur Polyangulation des Sehnenquerschnittes.

### 5.5.1 Kriechtest bei 30 N

Zunächst beginnt die Testung mit einer 90-sekündigen Vorlastphase von 10 N. Hier wird der Abstand von der oberen zur unteren Backe von der Prüfmaschine vermessen. Durch die Eichung der Maschine nach dem Einspannen auf den Wert 0 mm kann diese Länge als  $L_0$  bezeichnet werden. Für den eigentlichen Kriechtest beginnt die Maschine mit 5 N/s konstanter Geschwindigkeit, Spannung aufzubauen, bis 30 N erreicht sind. Diese Kraft wird für 15 Minuten gehalten. Hierbei wird das Elongationsverhalten der eingespannten Sehne beobachtet. Nach der 15-minütigen Belastungsphase beginnt die Nachlastphase durch eine Reduzierung der Spannung mit 10 Newton pro Sekunde [N/s], bis diese 10 N beträgt. Diese wird wieder 90 Sekunden gehalten und es folgt eine 30-minütige Erholungspause.

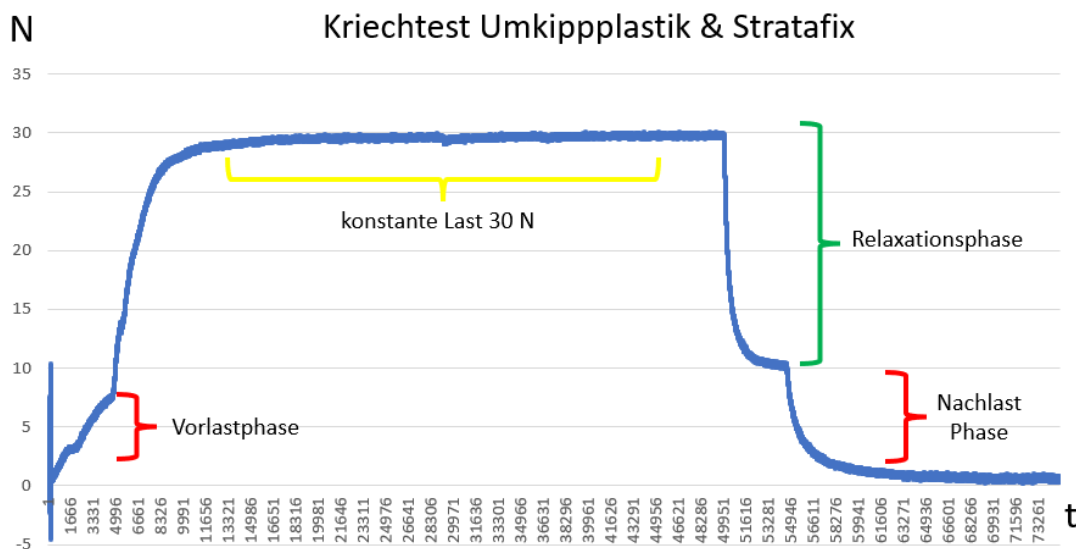
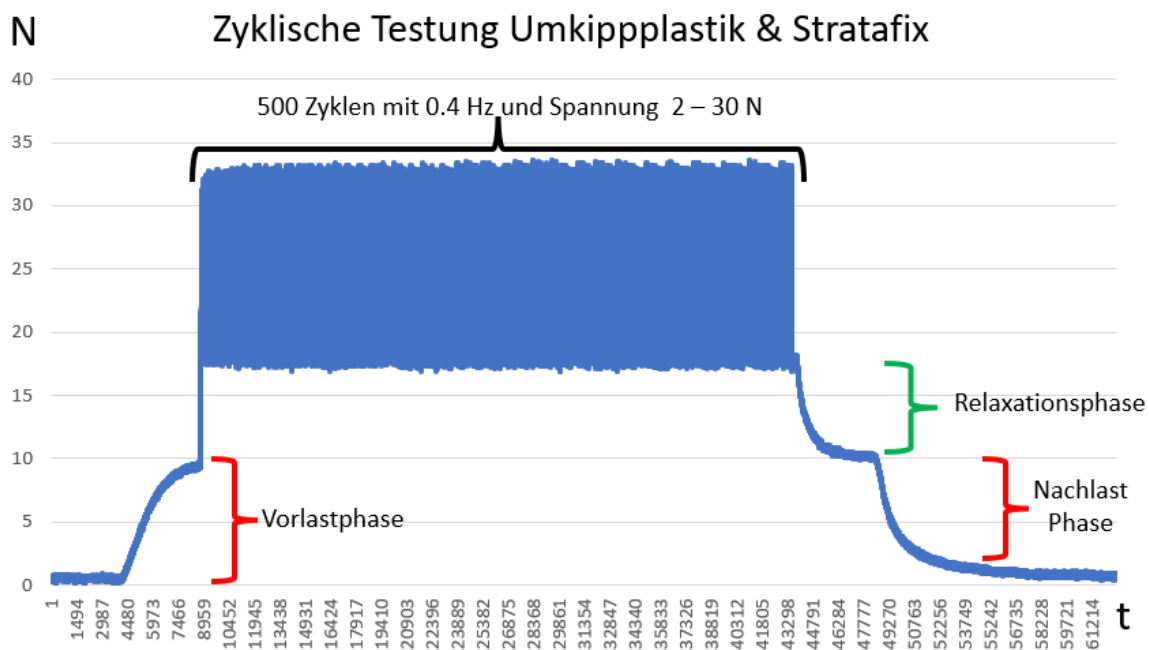


Abbildung 29: Messprotokoll einer Kriechdehnung.

*Anmerkung:* Gezeigt ist das Originalmessprotokoll für die Kriechdehnung. Ermittelt werden die Kraft in Newton [N] und die Zeit [t] in Sekunden. Analog wird die Längenänderung über die Prüfmaschine aufgezeichnet. Die roten Klammern zeigen die jeweils 90-sekündigen Vor- und Nachlastphasen. Die gelbe Klammer zeigt die konstante Spannung von 30 N über 15 Minuten. Die grüne Klammer zeigt die abschließende Relaxationsphase von 10 N/s bis 10 N.

## 5.5.2 Zyklischer Test

Auch der zyklische Test beginnt gemäß Protokoll mit einer 90-sekündigen Vorlastphase mit 10 N. Der zyklische Test fährt für insgesamt 500 Zyklen mit einer Frequenz von 0,4 Hz. Dies soll die adäquate Belastung eines langsamen Gehens in der Rehabilitationsphase nach der Versorgung widerspiegeln. Der zyklische Test variiert seine Spannung in einem Bereich von 2 N bis 30 N. Die Prüfmaschine fährt hier in Schleife mit 100,00002 mm/min und überprüft konstant die anliegende Last mit einem Auflösungsvermögen von 50 Hertz bzw. 50 Kontrollmessungen die Sekunde. Diese Methode wurde bereits von den Autoren Barber et al. und Giza et al. für zyklische Belastungen von rekonstruierten Sehnen verwendet und in den Protokollen der Studie von Jahnke et al. integriert, weshalb sie als Teil des etablierten Standardprotokolls betrachtet werden kann. Die Längenänderung der Sehne und der Verlauf der wirkenden Zugkräfte werden dauerhaft mit 50 Hz aufgezeichnet. Dies ermöglicht eine genaue zeitliche Auflösung der Längskomponente. Nach 500 Zyklen erfolgt wie beim Kriechtest zunächst eine 90-sekündige Nachlastphase mit 10 N, gefolgt von einer 30-minütigen Schonung der Sehne.

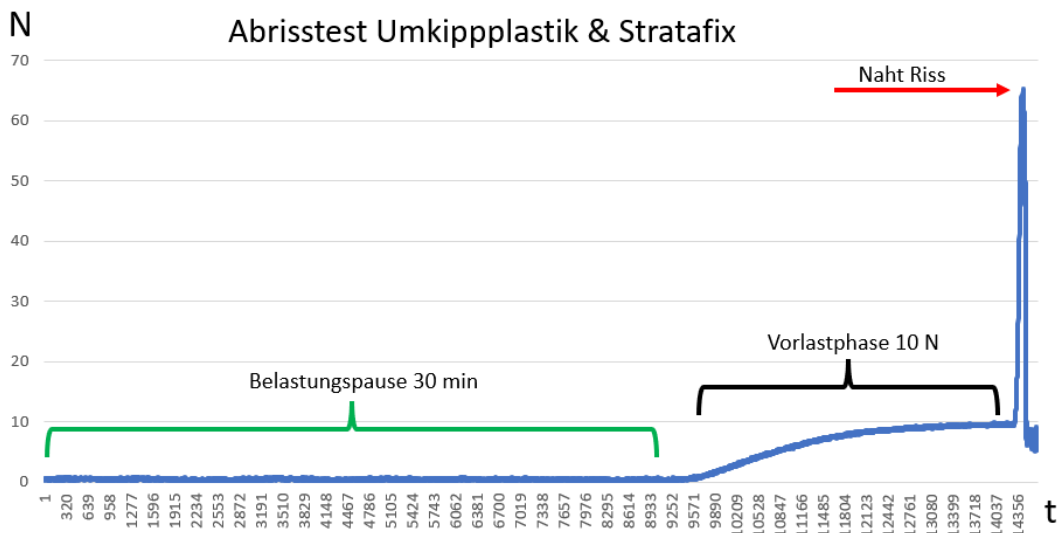


**Abbildung 30:** Messprotokoll einer zyklischen Testung.

*Anmerkung:* Die roten Klammern zeigen die Vor- und Nachlastphasen. Die schwarze Klammer zeigt die Messungen der variierenden Last von 2 – 30 N. Die grüne Klammer zeigt die Relaxationsphase, bis 10 N erreicht sind.

### 5.5.3 Abrisstest

Für den Abrisstest fährt die Materialprüfmaschine nach Protokoll mit 300 N/s, bis es zum Materialversagen kommt. Die dabei benötigte Maximalkraft und die zurückgelegte Wegstrecke werden durch die Maschine aufgezeichnet. Hieraus lassen sich dann unter Berücksichtigung des individuellen Sehnenquerschnittes die maximale Dehnung, die maximale Spannung und die maximale Kraft errechnen.



**Abbildung 31:** Messprotokoll einer Abriss-Testung.

*Anmerkung:* Die grüne Klammer zeigt die initiale Belastungspause zwischen dem zyklischen Test und dem Abrisstest. Die schwarze Klammer zeigt die Vorlastphase von 10 N und 90 Sekunden.

## 5.6 Testung des Nahtmaterials

Die Testung des Nahtmaterials erfolgte an einer Zwick- und Roell-Zugprüfmaschine (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Headquarter August-Nagel-Straße 11, 89079 Ulm, Germany, Europe, Prüfsystem Z020, Dossier-Nr. DO461849). Die speziellen Klemmvorrichtungen der ZwickRoell ermöglichten es, das Nahtmaterial nicht einzuspannen, sondern durch Umlenkrollen zu sichern. Dieses „Umwickeln“ des Knotens verhindert das Entstehen einer Sollbruchstelle. Es entsteht ein Konstrukt aus zwei tragenden Nähten, welches die Menge an Nahtmaterial aus den Nahttechniken simulieren soll. Die Werte dienen als Referenz, um zu ermitteln, ob lediglich die Menge an Nahtmaterial gemessen wurde oder ob eine tatsächliche Veränderung durch die Verbindung aus Nahtmaterial und Sehngewebe resultiert. Wie in den anderen Gruppen wurden 10 Nähte Stratafix und 10 Nähte PDS verwendet.

## 5.7 Physikalische Grundlagen und Berechnung der Werte

Die durch die Tests ermittelten Werte wurden alle bei 50 Hz aufgezeichnet. Ermittelt wurden die Zeitwerte (t) in Sekunden, die Kraftwerte (F) in Newton und die Elongationswerte (L) als absolute und relative Position in mm. Die Rohdaten wurden durch die Software Matlab R2012b (8.0.0.783, 64-Bit-Version, The Mathworks, MA, USA) verarbeitet.

**Tabelle 5:** Berechnungsgrundlagen für den Kriechtest

Wert	Einheit	Formel	Interpretation
$\Delta L$	Millimeter [mm]	$L_2 - L_1$	Längenänderung bei 10 N Vorlast
$\varepsilon$	Prozent [%]	$\Delta L / L_1 * 100$	Prozentuale Längenänderung
$\sigma$	Spannung [N/mm <sup>2</sup> ]	$\sigma = F/A$	Kraft zum Sehnenquerschnitt
Kriechdehnung	Prozent [%]	$\varepsilon = \varepsilon_2 - \varepsilon_1$	<sup>1</sup>

*Anmerkung:* <sup>1</sup> prozentuale Längenänderung nach dem Kriechtest ( $\varepsilon_2$ ) im Verhältnis zur Dehnung, die zu Beginn der konstanten Belastung von 30 N anliegt ( $\varepsilon_1$ )

**Tabelle 6: Berechnungsgrundlage für den zyklischen Test**

Wert	Einheit	Formel	Interpretation
$\Delta L_{\text{zyk}}$	Millimeter [mm]	$L_{2\text{zyk}} - L_{1\text{zyk}}$	Längenänderung zyklischer Belastung
$\varepsilon_{\text{zyk}}$	Prozent [%]	$\Delta L/L_1 * 100$	Prozentuale Längenänderung
$\sigma_{\text{zyk}}$	Spannung [N/mm <sup>2</sup> ]	$\sigma_{\text{zyk}} = F/A$	Kraft zum Sehnenquerschnitt
Zyklische Dehnung	Prozent [%]	$E_{\text{zyk}} = \varepsilon_2 - \varepsilon_1$	<sup>1</sup>

*Anmerkung:* <sup>1</sup> prozentuale Längenänderung nach der zyklischen Testung ( $\varepsilon_2$ ) im Verhältnis zur konstanten Belastung ( $\varepsilon_1$ )

**Tabelle 7: Berechnungsgrundlagen für den Abrisstest**

Wert	Einheit	Formel	Interpretation
$\Delta L_{\text{Abriss}}$	Millimeter [mm]	$L_{\text{max}} - L_{1\text{Abriss}}$	Deformation bei 10 N
$\varepsilon_{\text{max}}$	Prozent [%]	$\frac{\Delta L_{\text{Abriss}}}{L_{1\text{Abriss}}} * 100$	Maximale Längenänderung
$\sigma_{\text{max}}$	Spannung [N/mm <sup>2</sup> ]	$\sigma_{\text{max}} = F_{\text{max}}/A$	Maximale Kraft zum Sehnenquerschnitt

*Anmerkung:*  $\Delta L_{\text{Abriss}}$  errechnet sich aus der Ausgangslänge  $L_{1\text{Abriss}}$  im Verhältnis zur maximalen Länge der Sehne ( $L_{\text{max}}$ ) vor dem Nahtbruch. Analog dazu wird die maximale Dehnung berechnet.

## 5.8 Statistische Methoden

Die statistische Analyse wurde mit „Statistical Package for the Social Sciences“ [SPSS] 29 (Windows, IBM, Armonk, NY, USA) und GraphPad Prism Version 9 (Windows, GraphPad Software, Inc., San Diego, CA, USA) durchgeführt. Für den initialen Kriechversuch und die zyklische Testung wurde die prozentuale Dehnung abhängig von der Ausgangslänge bestimmt und für jeden Versuch getrennt ausgewertet. Für den Abrissversuch wurden die Parameter maximale Dehnung in Prozent, maximale Kraft in „N“ und maximale Spannung in „N/mm<sup>2</sup>“ ausgewertet. Die Daten wurden mit dem Shapiro-Wilk-Test bei einem Konfidenzintervall von 95 % auf Normalverteilung untersucht. Bei normalverteilten Daten wurde eine zweifaktorielle Analysis of Variance [ANOVA] oder eine multiple Analysis of Variance [MANOVA] für die Variablen Nahttechnik und Nahtmaterial durchgeführt. Bei nicht normalverteilten Daten wurde der Kruskal-Wallis-Test verwendet. Die Alpha-Fehlerinflation bei Mehrfachtestung wurde mit der Dunn-Bonferroni-Korrektur kontrolliert. Die Varianzhomogenität wurde mittels eines Levene-Tests kontrolliert. Für die abschließende Testung des reinen Nahtmaterials wurden im Abrissversuch die maximale Dehnung, Spannung und Kraft mittels einer MANOVA berechnet.

## 6 Ergebnisse

### 6.1 Vermessung der Sehnenquerschnitte

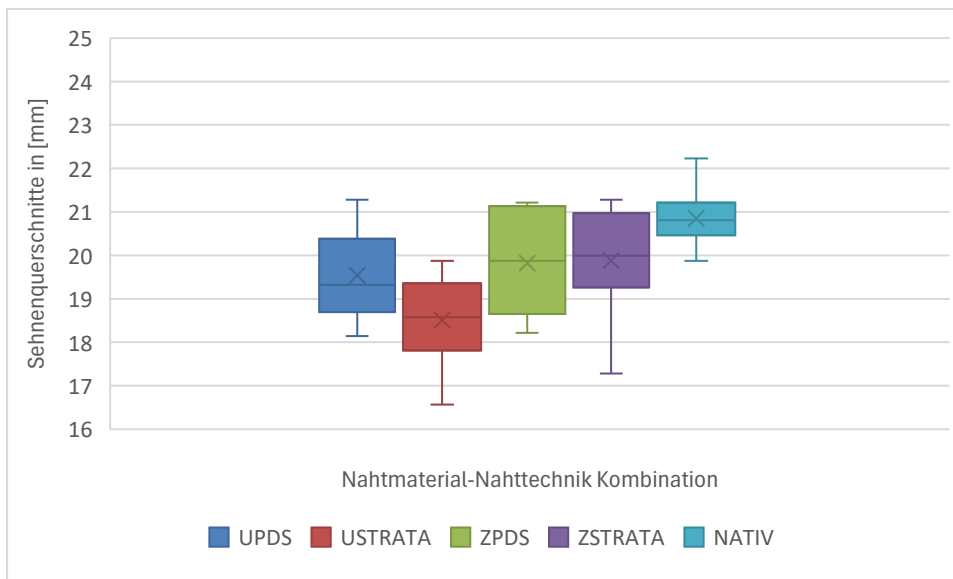
Die durchschnittlichen Sehnenquerschnitte ergaben für die verschiedenen Gruppen folgende Werte nach Mittelwert und Standardabweichung [ $M \pm SD$ ]:

**Tabelle 8:** Messergebnisse der Laserpolyangulation nach Gruppen

Gruppe (Nahttechnik + Nahtmaterial)	Querschnittsangabe ( $M \pm SD$ in $\text{mm}^2$ )
Nativ ohne Nahtmaterial	$20.85 \pm 0.64$
Umkipplastik & PDS (UPDS)	$19.54 \pm 1.0$
Umkipplastik & Stratafix (USTRATA)	$18.51 \pm 1.0$
Z-Plastik und PDS (ZPDS)	$19.83 \pm 1.12$
Z-Plastik und Stratafix (ZSTRATA)	$19.88 \pm 1.17$

Der Shapiro-Wilk-Test ergab für alle Gruppen keine signifikanten Abweichungen von der Normalverteilung (Nativ:  $p = .612$ ; UPDS:  $p = .823$ ; USTRATA:  $p = .774$ ; ZPDS:  $p = .178$ ; ZSTRATA:  $p = .305$ ). Entsprechend sind die Voraussetzungen der Normalverteilung erfüllt. Rechnung im Anhang.

Der Levene-Test zeigte keine signifikanten Varianzunterschiede ( $p = .325$ ) und bestätigt damit, dass die Voraussetzungen für Varianzhomogenität gegeben sind. Eine einfaktorielle ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in den Sehnenquerschnitten zwischen den Gruppen,  $F(3, 36) = 3,39$ ,  $p = .028$ , Eta-Quadrat [ $\eta^2$ ] = .220. Post-hoc-Tests nach Tukey ergaben, dass die Gruppe ZSTRATA signifikant größere Querschnittswerte als die Gruppe USTRATA aufwies ( $p = .039$ ). Sonst zeigten sich keine weiteren signifikanten Gruppenunterschiede ( $p > .05$ ). Eine tabellarische Darstellung findet sich im **Anhang**.



**Abbildung 32:** *Boxplots der Querschnittsvermessung.*

## 6.2 Ergebnisse der biomechanischen Testung

### 6.2.1 Kriechtest

Die Messung der durchschnittlichen Kriechdeformation bei 30 N ergab für die Gruppen folgende Werte:

**Tabelle 9:** Übersicht der Messergebnisse für die Kriechtestung nach Gruppen

Gruppe (Nahttechnik + Nahtmaterial)	Kriechdeformation (M ± SD)
Nativ ohne Nahtmaterial	0,85 ± 0,45
Umkippplastik & PDS-Faden (UPDS)	1.65 ± 0,21
Umkippplastik & Stratafix (USTRATA)	2,23 ± 0,50
Z-Plastik und PDS-Faden (ZPDS)	1.87 ± 0.54
Z-Plastik und Stratafix (ZSTRATA)	1.65 ± 0.27

Der Shapiro-Wilk-Test ergab für alle Gruppen keine signifikanten Abweichungen von der Normalverteilung für die Kriechdeformation (nativ:  $p = .538$ ; UPDS:  $p = .785$ ; USTRATA:  $p = .258$ ; ZPDS:  $p = .348$ ; ZSTRATA:  $p = .405$ ). Entsprechend sind die Voraussetzungen der Normalverteilung erfüllt. Tabellarische Darstellung im **Anhang**.

Der Levene-Test zeigte keine signifikanten Varianzunterschiede ( $p = .125$ ).

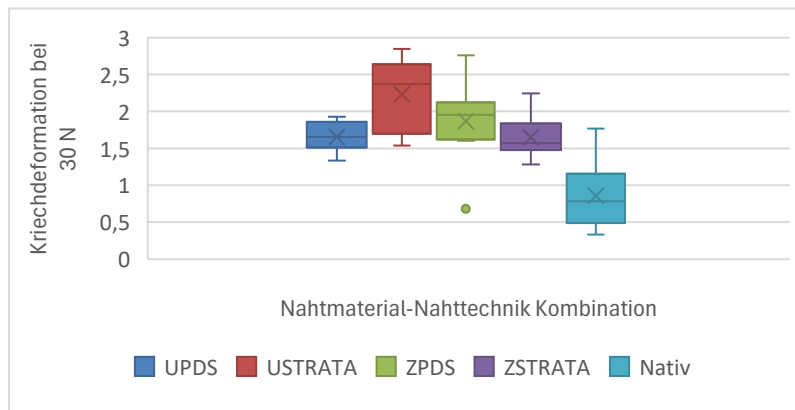
Eine einfaktorielle ANOVA mit der Gruppe NATIV zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen,  $F(4, 41) = 13,535$ ,  $p < .001$ ,  $\eta^2 = .671$ .

Post-hoc-Tests nach Tukey ergaben, dass die Gruppe NATIV signifikant kleinere Kriechdeformationswerte als die Gruppen UPDS, USTRATA, ZPDS und ZSTRATA aufweist ( $p < .05$ ).

Zur Überprüfung der Effekte von Nahttechnik (Umkipplastik und Z-Plastik) und von Nahtmaterial (Stratafix und PDS) auf die Kriechdeformation der anderen Gruppen wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse durchgeführt.

Es ergaben sich keine signifikanten Haupteffekte für Nahtmaterial,  $F(1, 32) = 1,71, p = .20, \eta^2 = .051$  oder für Nahttechnik,  $F(1, 32) = 1,74, p = .20, \eta^2 = .052$ .

Die Interaktion zwischen Nahtmaterial und Nahttechnik wurde signifikant  $F(1, 32) = 8,30, p < .01, \eta^2 = .206$ .



**Abbildung 33:** Boxplots der Kriechdeformation bei 30 N.

## 6.2.2 Zyklischer Test

Die Messung der durchschnittlichen zyklischen Dehnung in Prozent bei Belastungen zwischen 2 - 30 N ergab für die Gruppen folgende Werte:

**Tabelle 10:** Übersicht der Messergebnisse für die zyklische Testung nach Gruppen

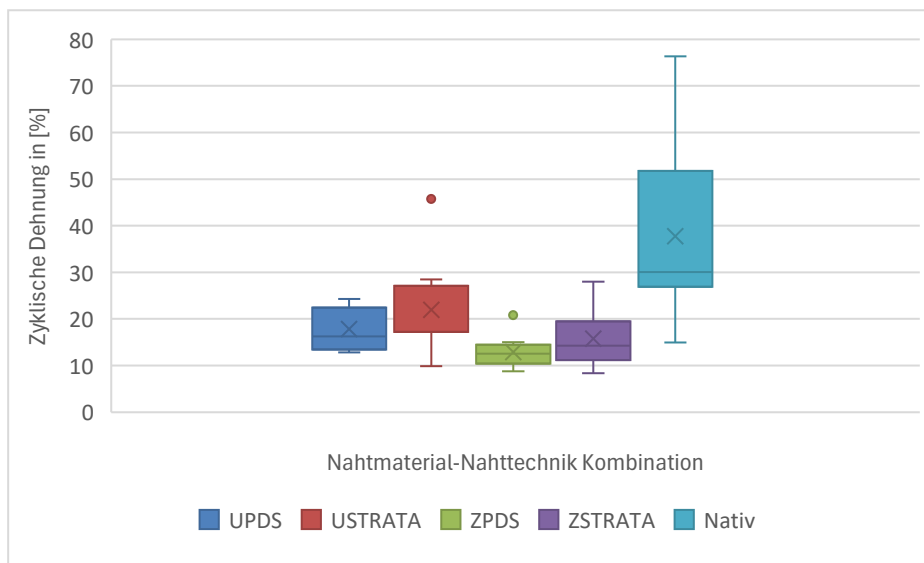
Gruppe	Zyklische Dehnung [%]
(Nahttechnik + Nahtmaterial)	(M ± SD)
Nativ ohne Nahtmaterial	37,77 ± 20,90
Umkipplastik & PDS-Faden (UPDS)	17,81 ± 4,59
Umkipplastik & Stratafix (USTRATA)	21,96 ± 10,42
Z-Plastik und PDS-Faden (ZPDS)	12,92 ± 3,40
Z-Plastik und Stratafix (ZSTRATA)	15,78 ± 6,58

Der Shapiro-Wilk-Test ergab für die Gruppen NATIV und USTRATA eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung für die zyklische Dehnung (Nativ:  $p = .010$ ; UPDS:  $p = .085$ ; USTRATA:  $p = .031$ ; ZPDS:  $p = .173$ ; ZSTRATA:  $p = .053$ ). Entsprechend sind die Voraussetzungen der Normalverteilung nicht erfüllt. Tabellarische Darstellung im **Anhang**.

Der Levene-Test zeigt signifikante Varianzunterschiede ( $p < .001$ ) und bestätigt damit, dass die Voraussetzungen für Varianzhomogenität verletzt sind. Aufgrund der verletzten Voraussetzungen für die Varianzanalyse wurde ein nicht-parametrischer Test verwendet.

Der Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ( $H = 22,1$ ;  $df = 4$ ;  $p < .001$ ).

Post-hoc-Paarvergleiche ergaben, dass die zyklische Dehnung der Gruppe ZPDS signifikant niedriger als die der Gruppe NATIV war ( $p < .001$ ). Auch war die zyklische Dehnung der Gruppe ZSTRATA ebenfalls signifikant niedriger als die der Gruppe NATIV ( $p < .001$ ).



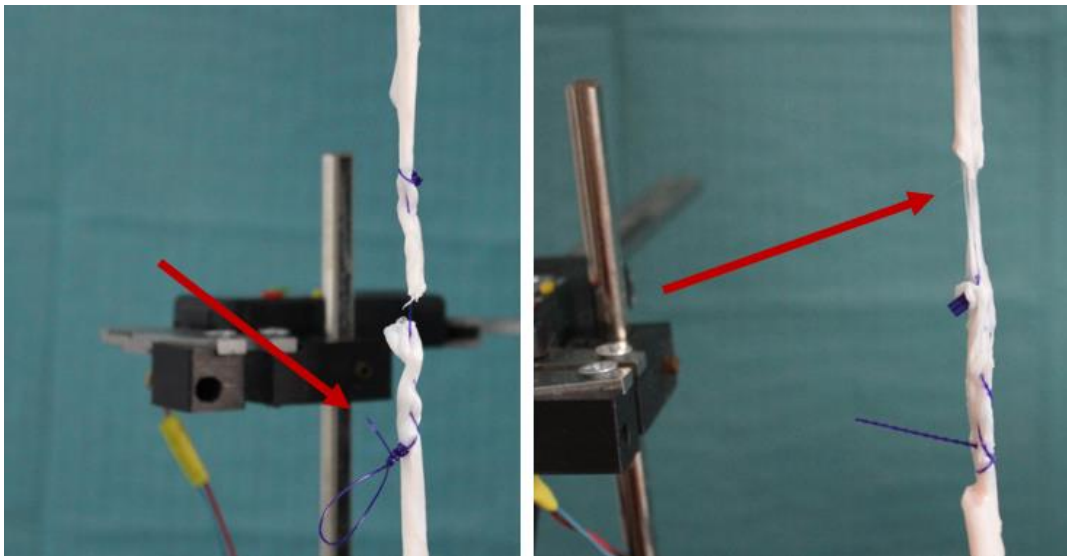
**Abbildung 34:** Boxplots der prozentualen Dehnung bei zyklischer Testung 2 – 30 N, 0,4 Hz.

### 6.2.3 Abrisstests

Bei der Gruppe der nativen Sehnen kam es bei sechs Sehnen zum Ausriss proximal und bei vier Sehnen zum Ausriss distal. Keine Sehne ist an der makroskopisch dünnsten Stelle gerissen.

Bei den beiden Gruppen der Umkippplastik kam es für beide Materialien zum Ausriss der Naht aus dem adaptierenden Sehnenstumpf und letztlich zum Nahtversagen. Hier kam es in der PDS-Gruppe bei Sehne Nummer drei zum Ausriss bei 30 N und bei der Sehne Nummer acht im Laufe des zyklischen Tests zur Lockerung und letztlich zum Testabbruch. Beim 1. Sehnenpräparat, welches mit Umkippplastik und Stratafix versorgt wurde (USTRATA), kam es ebenfalls zum Versagen der Rahmennaht und beim 2. Sehnenpräparat zur Lockerung und damit zu einer überproportionalen Verlängerung während der zyklischen Testung und letztlich zum Abbruch.

Für die Z-Plastik zeigte sich ein gänzlich anderer Versagensmechanismus. Bei der Gruppe mit PDS kam es in acht Fällen zum Nahtbruch. Bei zwei Sehnenpräparaten kam es zum Gewebeausriss bei intakter Nahttechnik und ohne Nahtbruch. Bei der Stratafix-Gruppe hingegen zeigte sich bei neun Sehnen ein Gewebeausriss und bei einer Sehne ein Nahtbruch.



**Abbildung 35:** Ausrissverhalten der Z-Plastik nach Nahtmaterial.

*Anmerkung:* Links im Bild Nahtbruch der Z-Plastik mit Polydioxanon. Rechts im Bild Riss der Gewebebrücke und Ausriss ohne Nahtbruch bei Stratafix.

### 6.2.3.1 Biomechanische Testung

Beim Abrisstest wurden die maximale Kraft in [N], die maximale Spannung in [ $\sigma$ ] und die maximale Dehnung in [%] ermittelt.

**Tabelle 11:** Übersicht der Messergebnisse für den Abrisstest nach Gruppen

Gruppe (Nahttechnik + Nahtmaterial)	Maximale Kraft [N]	Maximale Spannung [ $\sigma$ ]	Maximale Dehnung [%]
	(M $\pm$ SD)		
Umkipplastik & PDS- Faden (UPDS)	57,95 $\pm$ 9,80	2,98 $\pm$ 0,61	49,26 $\pm$ 28,94
Umkipplastik & Stratafix (USTRATA)	62,52 $\pm$ 13,32	3,41 $\pm$ 0,90	50,80 $\pm$ 43,62
Z-Plastik und PDS-Faden (ZPDS)	108,53 $\pm$ 22,21	5,50 $\pm$ 1,23	62,60 $\pm$ 38,43
Z-Plastik und Stratafix (ZSTRATA)	142,29 $\pm$ 23,56	7,15 $\pm$ 1,10	107,20 $\pm$ 40,44

Der Shapiro-Wilk-Test zeigte für die Variable maximale Kraft eine Normalverteilung (UPDS:  $p = .594$ ; USTRATA:  $p = .290$ ; ZPDS:  $p = .837$ ; ZSTRATA:  $p = .064$ ). Für die Variable maximale Spannung ebenfalls eine Normalverteilung (UPDS:  $p = .301$ ; USTRATA:  $p = .116$ ; ZPDS:  $p = .415$ ; ZSTRATA:  $p = .370$ ). Für die Variable maximale Dehnung zeigt er eine Normalverteilung für alle Gruppen außer für USTRATA (UPDS:  $p = .901$ ; USTRATA:  $p = .015^*$ ; ZPDS:  $p = .213$ ; ZSTRATA:  $p = .360$ ). Die tabellarische Darstellung findet sich im Anhang.

Der Levene-Test zeigte keine signifikanten Varianzunterschiede für maximale Kraft ( $p = .064$ ), Spannung ( $p = .286$ ) und Dehnung ( $p = .667$ ) und bestätigt damit, dass die Voraussetzungen für die MANOVA gegeben sind.

Zur Überprüfung der Effekte von Nahtmaterial, Nahttechnik sowie ihrer Interaktion auf die abhängigen Variablen Kraft, Spannung und Dehnung wurde eine multivariate Varianzanalyse (MANOVA) durchgeführt.

Die multivariaten Tests zeigten einen signifikanten Haupteffekt für das Nahtmaterial, Wilks'  $\Lambda = .761$ ,  $F(3, 30) = 3,15$ ,  $p = .039$ , mit einem partiellen Eta-Quadrat von  $[\text{part. } \eta^2] = .239$ .

Für die Nahttechnik: Wilks' Lambda  $[\text{Wilks' } \Lambda] = .201$ ,  $F(3, 30) = 39,66$ ,  $p < .001$  ( $\text{part. } \eta^2 = .799$ ).

Für die Interaktion zwischen Nahtmaterial und Nahttechnik konnte kein signifikanter Effekt festgestellt werden (Wilks'  $\Lambda = .804$ ,  $F(3, 30) = 2,44$ ,  $p = .083$ ,  $\text{part. } \eta^2 = .196$ ).

Die univariaten Tests der Zwischensubjekteffekte zeigten signifikante Haupteffekte sowohl für das Nahtmaterial als auch für die Nahttechnik auf die abhängigen Variablen Kraft, Spannung und teilweise Dehnung.

Für das Nahtmaterial ergaben sich signifikante Unterschiede in Bezug auf Kraft,  $F(1, 32) = 9,21$ ,  $p = .005$ ,  $\text{part. } \eta^2 = .223$ , sowie auf Spannung,  $F(1, 32) = 9,72$ ,  $p = .004$ ,  $\text{part. } \eta^2 = .233$ . Für Dehnung zeigte sich kein signifikanter Effekt,  $F(1, 32) = 3,21$ ,  $p = .083$ ,  $\text{part. } \eta^2 = .091$ .

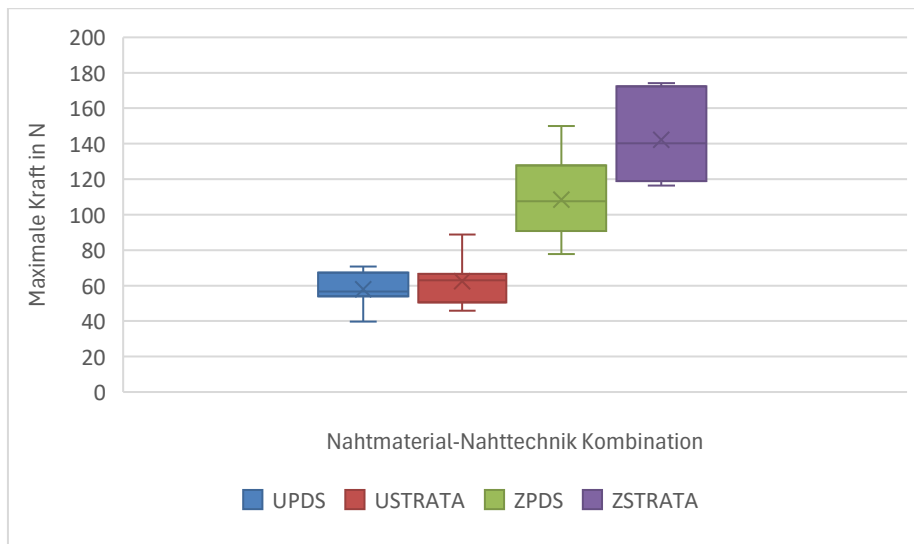
Die Nahttechnik hatte einen signifikanten Einfluss auf alle drei abhängigen Variablen: Kraft,  $F(1, 32) = 106,51$ ,  $p < .001$ ,  $\text{part. } \eta^2 = .769$ , Spannung,  $F(1, 32) = 86,65$ ,  $p < .001$ ,  $\text{part. } \eta^2 = .730$ , sowie Dehnung,  $F(1, 32) = 7,33$ ,  $p = .011$ ,  $\text{part. } \eta^2 = .186$ .

Für die Interaktion zwischen Nahtmaterial und Nahttechnik zeigte sich ein signifikanter Effekt lediglich auf Kraft,  $F(1, 32) = 5,34, p = .027$ , part.  $\eta^2 = .143$ . Die Interaktionseffekte auf Spannung  $F(1, 32) = 3,28, p = .080$ , part.  $\eta^2 = .093$ ) und Dehnung  $F(1, 32) = 2,80, p = .104$ , part.  $\eta^2 = .080$ ) waren nicht signifikant.

**Tabelle 12:** Zwischensubjekteffekte der MANOVA für den Abrisstest

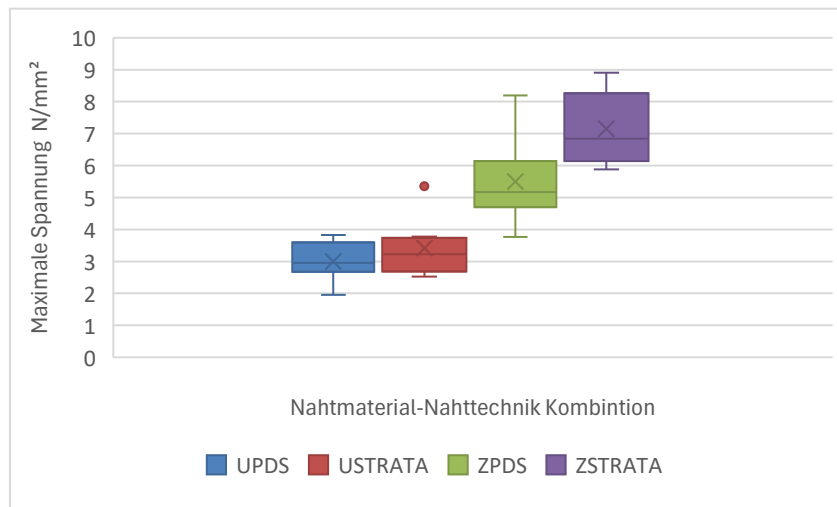
	Abhängige Variable	df	F	<i>p</i>	Partielles Eta-Quadrat
Nahtmaterial	Kraft	1, 32	9,21	,005	,223
	Spannung	1, 32	9,72	,004	,233
	Dehnung	1, 32	3,21	,083	,091
Nahttechnik	Kraft	1, 32	106,51	< 0,01	,769
	Spannung	1, 32	86,65	<,001	,730
	Dehnung	1, 32	7,33	,011	,186
Nahtmaterial*	Kraft	1, 32	5,34	,027	,143
Nahttechnik	Spannung	1, 32	3,28	,080	,093
	Dehnung	1, 32	2,80	,104	,080

Die Gruppen mit Stratafix erzielten im Mittel **19,16 N** höhere Kraftwerte als PDS. Die Z-Plastik erzielte im Mittel eine um **65,17 N** höhere Kraft als die UP ( $p < .001$ ).



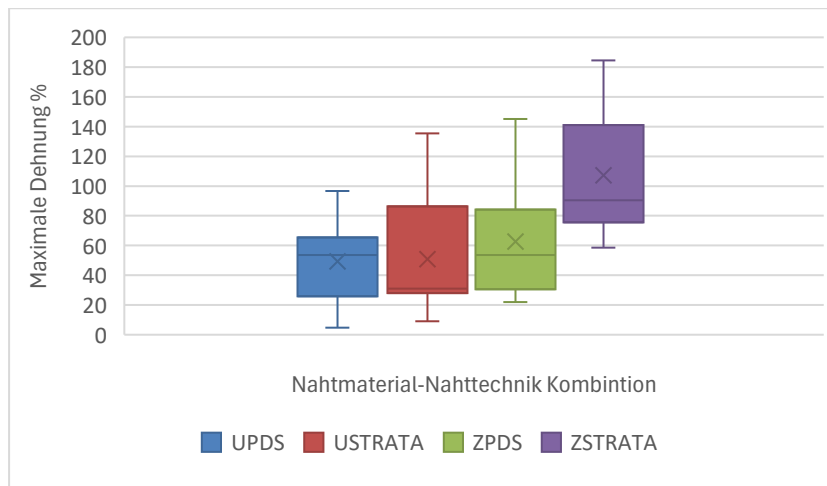
**Abbildung 36:** Boxplots der maximalen Kraft.

Auch bei der maximalen Spannung waren die Unterschiede signifikant für das Nahtmaterial ( $p = .004$ ), wobei Stratafix eine um **1,047 N/mm<sup>2</sup>** höhere Spannung als PDS zeigte. Die Spannung war bei der Z-Plastik im Mittel um **3,13 N/mm<sup>2</sup>** höher als bei der UP ( $p < .001$ ).



**Abbildung 37:** Boxplots für die maximale Spannung.

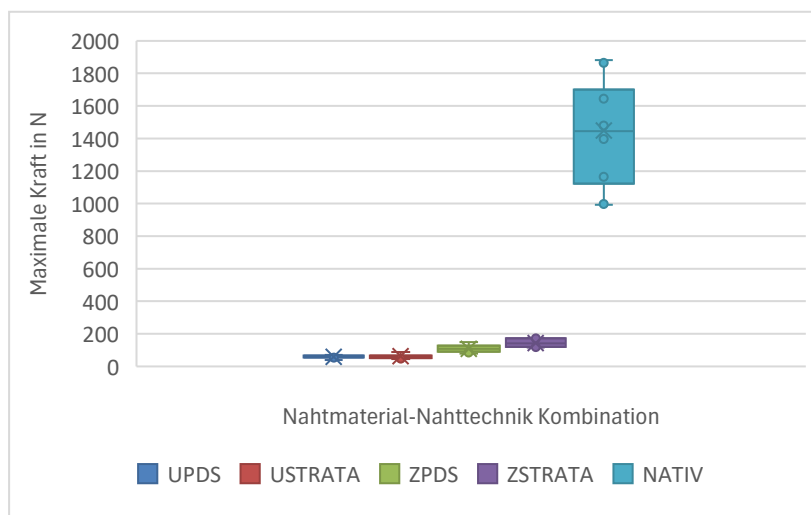
Bei der maximalen Dehnung war die Nahttechnik Z-Plastik ebenfalls signifikant höher als die UP, um **34,87 %** ( $p = .011$ ). Für das Nahtmaterial wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt ( $p = .083$ ), obwohl ein Trend Richtung Stratafix mit einer Mittelwertdifferenz von **23,07 %** erkennbar war.



**Abbildung 38:** *Boxplots der maximalen Dehnung*

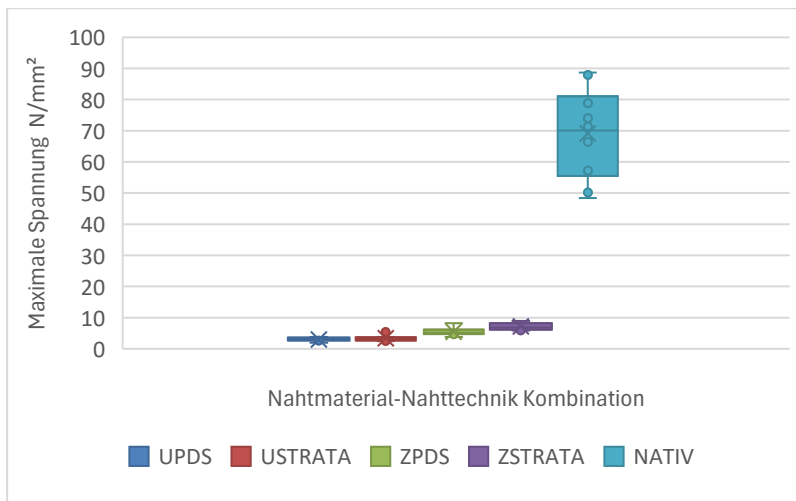
### 6.3 Vergleich mit der nativen Sehne im Abrisstest

Für die native Sehne wurden eine maximale Kraft von  $1448 \pm 375,7$  N, eine maximale Spannung von  $69,19 \pm 13,9$  N/mm<sup>2</sup> und eine maximale Dehnung von  $1047 \pm 357,7$  % beobachtet. Die multivariate Varianzanalyse ergab einen signifikanten Haupteffekt für die Gruppen auf die abhängigen Variablen, Wilks'  $\Lambda = .039$ ,  $F(12, 103.48) = 20,87$ ,  $p < .001$ , part.  $\eta^2 = .662$ . Die univariate Varianzanalyse zeigte für die maximale Kraft einen signifikanten Gruppenunterschied  $F(4, 32) = 155,20$ ,  $p < .001$ , part.  $\eta^2 = .938$ .



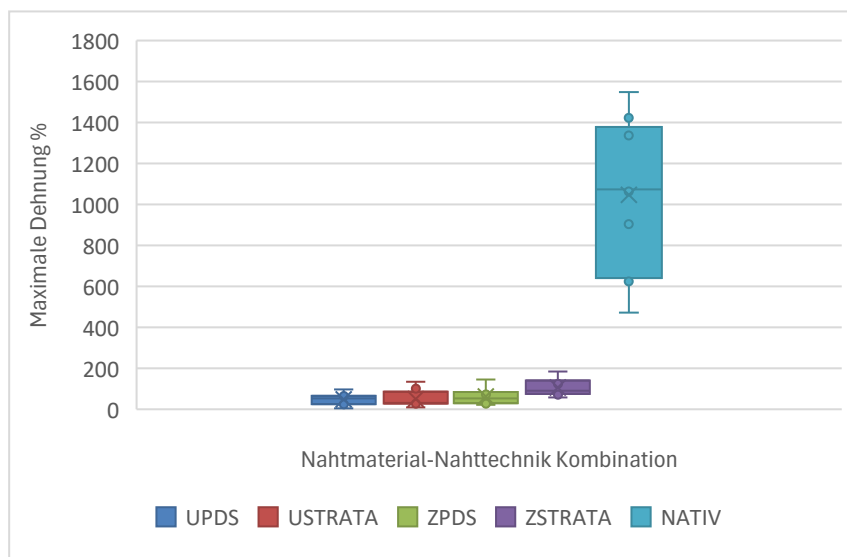
**Abbildung 39:** *Boxplot der maximalen Kraft mit nativer Sehne.*

Für die Spannung war der Gruppeneffekt ebenfalls signifikant,  $F(4, 32) = 181,80$ ,  $p < .001$ , part.  $\eta^2 = .947$ .



**Abbildung 40:** Boxplot der maximalen Spannung mit nativer Sehne

Für die maximale Dehnung zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen,  $F(4, 32) = 58,31, p < .001, \text{part. } \eta^2 = .850$ .



**Abbildung 41:** Boxplot der maximalen Dehnung mit nativer Sehne.

Der paarweise Vergleich zeigte signifikante Unterschiede zwischen der Gruppe NATIV und den Gruppen UPDS, USTRATA, ZPDS und ZSTRATA (alle  $p < .001$ ). Rechnung im Anhang.

## 6.4 Materialtestung

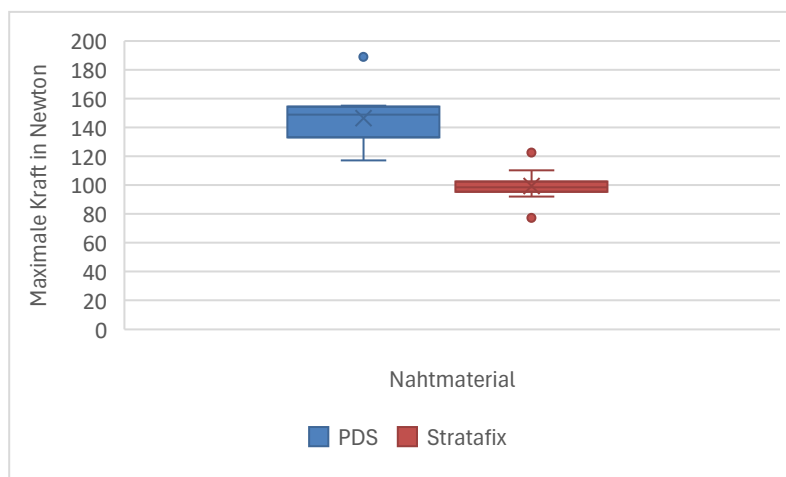
Zusätzlich wurden die Nahtmaterialien Stratafix und PDS auf maximale Kraft, Spannung und Dehnung untersucht. Es ergaben sich folgende Werte:

**Tabelle 13:** Deskriptive Statistik der Materialtestung

Nahtmaterial	Maximale Kraft [N]	Maximale Spannung [ $\sigma$ ] (M $\pm$ SD)	Maximale Dehnung [%]
PDS	146,36 $\pm$ 20,51	3,33 $\pm$ 0,36	974,65 $\pm$ 107,61
Stratafix	99,31 $\pm$ 11,61	3,04 $\pm$ 0,28	788,48 $\pm$ 80,13

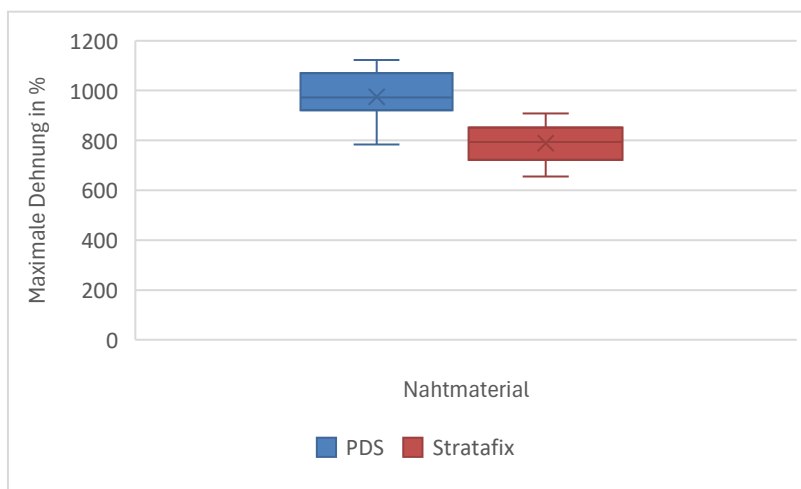
Zur Überprüfung des multivariaten Effekts des Faktors Nahtmaterial wurde eine MANOVA durchgeführt. Der multivariate Test ergab einen signifikanten Gesamteffekt, Wilks'  $\Lambda = .177$ ,  $F(3, 16) = 24,774$ ,  $p < .001$ .

Die univariate Analyse der verschiedenen abhängigen Variablen auf den Faktor Nahtmaterial ergab für die maximale Kraft einen hochsignifikanten Unterschied zwischen den Gruppen,  $F(1, 18) = 39,857$ ,  $p < .001$ .



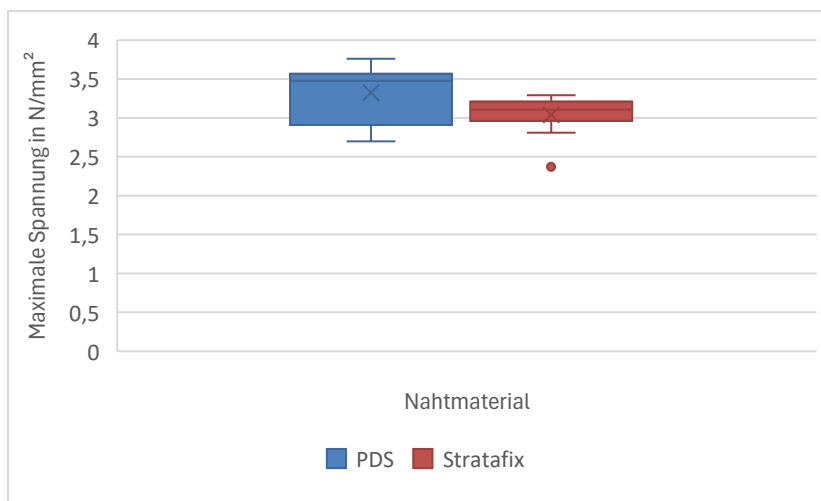
**Abbildung 42:** Boxplot der Materialtestung - maximale Kraft.

Auch für maximale Dehnung wurde ein signifikanter Unterschied festgestellt,  $F(1, 18) = 19,255, p < .001$ .



**Abbildung 43:** Boxplot der Materialtestung - maximale Dehnung.

Der Unterschied in der maximalen Spannung ergab knapp keine statistische Signifikanz,  $F(1, 18) = 4,052, p = .059$ , wobei sich eine Tendenz zu einem Effekt Richtung Stratafix zeigt.



**Abbildung 44:** Boxplot der Materialtestung - maximale Spannung.

## 6.5 Übersicht aller Messergebnisse

**Tabelle 14:** *Vergleich der Mittelwerte aller Gruppen*

	UP		Z-Plastik		
	PDS	Stratafix	PDS	Stratafix	Nativ
	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD
Kriechdeformation	1.65± 0,21	2.23±0.50	1.87±0.54	1.65±0.27	0.85±0.45
Zyklische Dehnung [%]	17.80±4.59	21.96±10.42	12.92±3.40	15.78±6.58	37.77±20.9
Max. Spannung [N/mm <sup>2</sup> ]	2.98±0.61	3.41±0.90	5.50±1.23	7.15±1.10	69.19±13.9
Max. Kraft [N]	57.95±9.80	62.52±13.32	108.53±22. 21	142.29±23.5 6	1448±322. 4
Max. Dehnung [%]	49.26±28.9 4	50.80±43.62	62.60±38.4 3	107.20±40.4 4	1047±375. 7

## 7 Diskussion

### 7.1 Wesentliche Ergebnisse

In dieser biomechanischen Studie wurden die beiden Nahtmaterialien „Stratafix“ als knotenloses Nahtsystem und konventionelles PDS-Nahtmaterial auf ihre biomechanischen Eigenschaften untersucht. Hierbei kamen die zwei Nahttechniken Z-Plastik und die Umkipplastik nach Silfverskiöld zum Einsatz.

Der optimierte Versuchsaufbau mit einer Querschnittsmessung mit Hilfe einer Laseroptik und 3D-gedruckten Fixierungselementen konnte die Reproduzierbarkeit der Messung verbessern und die Streuung der Ergebnisse reduzieren. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass Nahtmaterial und Nahttechnik sowie deren Interaktion einen maßgeblichen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften haben. Im Kriech- und zyklischen Test konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen (Nahtmaterial und Nahttechnik) gezeigt werden. Im Kriechtest zeigten sich jedoch signifikante Interaktionseffekte zwischen Material und Technik. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass die Wahl des Nahtmaterials nicht unabhängig von der Technik getätigt werden sollte. ZSTRATA und ZPDS wiesen unter zyklischer Belastung eine geringere prozentuale Dehnung als die native Sehne auf. Der Abrisstest zeigte signifikante Vorteile für das Stratafix-Nahtmaterial gegenüber PDS, sowohl für die maximale Kraft als auch für die maximale Spannung. Auch im Abrisstest wurden die Interaktionseffekte zwischen Nahtmaterial und Nahttechnik signifikant. Besonders die Kombination von Z-Plastik und Stratafix zeigte sich vorteilhaft. Alle Kombinationen schnitten im Vergleich mit der nativen Sehne signifikant schlechter ab. In der Materialprüfung zeigte sich die konventionelle PDS-Naht im Vergleich zur Stratafix-Naht biomechanisch stabiler. Die Ausrissanalyse zeigte außerdem, dass Stratafix eher aus dem Sehnengewebe ausreißt und es beim PDS-Faden zu Material- oder Knotenversagen kommt. Die Umkipplastik zeigte sich biomechanisch unterlegen, auch mit Stratafix-Nahtmaterial.

Es lässt sich also schlussfolgern, dass die Verankerung der feinen Widerhaken und das knotenlose Design der Stratafix-Naht tatsächlich zu einer Verbesserung der biomechanischen Eigenschaften führen können. Die Umkipplastik sollte nicht anstelle

der Z-Plastik verwendet werden. Außerdem sollte immer die Kombination von Technik und Material betrachtet werden.

## **7.2 Vergleich mit anderen Arbeiten**

### **7.2.1 Messmethode des Querschnitts und Standardisierung**

Die Querschnittsmessung mit Hilfe der Laseroptik und des mechanischen Messschiebers sowie der verbesserte Versuchsaufbau trugen besonders zur Minimierung der Standardabweichung im Vergleich zu früheren Studien der Arbeitsgruppe bei. Hier wurden in Jahnke et al. (2019) noch Standardabweichungen von  $\pm 1,43$  und  $\pm 20,96$  mm dokumentiert. In dieser Studie schwanken die Standardabweichungen um den Wert  $\pm 1,0$ . Als besondere Neuerung ist hier der Unterbau zu nennen. Der durch 3D-gedruckte Komponenten verbesserte Versuchsaufbau ermöglicht eine verbesserte Positionierung des Messschiebers in den Positionen um die Sehnzugmaschine, was zu einer höheren Präzision beitrug. Der Messschieber konnte außerdem näher an der Sehne platziert werden, und die Messung wurde hierdurch technisch vereinfacht. Keine relevanten Unterschiede in den Gruppen mit Nahtmaterial-Nahttechnik-Kombination in den Querschnitten lassen auf die hohe Standardisierung der Messmethode sowie die Homogenität des Sehnenmaterials schließen. Andere biomechanische Studien verwenden industrielle Laseroptiksysteme, welche eine weitere Verbesserung der Querschnittsvermessung ermöglichen können (Ateshrang et al. 2007). Dennoch scheint der in dieser Studie verwendete Versuchsaufbau adäquat.

### **7.2.2 Nahtmaterial: Stratafix im Vergleich**

Das Stratafix-Nahtmaterial zeigte keine signifikanten Unterschiede im Kriechverhalten und im zyklischen Belastungstest im Vergleich zum konventionellen PDS-Nahtmaterial. Beide Nahtmaterialien zeigten vergleichbare Werte hinsichtlich Stabilität und Dehnung. Es wurde keine pathologische Verlängerung beobachtet.

Die Ergebnisse des Abrisstests zeigen im direkten Vergleich signifikante Unterschiede zugunsten des Nahtmaterials Stratafix. Besonders die Kombination mit der Z-Plastik zeigt höhere Werte für maximale Kraft und Spannung. Diese biomechanischen Vorteile

zeigen sich offenbar erst unter den höheren Belastungen, was die unterschiedlichen Ergebnisse zwischen Kriech- und zyklischer Testung und dem Abrisstest erklärt. Die Unterschiede gehen vermutlich auf die Widerhaken-Mechanik der Stratafix-Naht zurück. Obwohl beide Materialien aus PDS bestehen, scheint das Design der Stratafix-Naht der primäre Unterschied für die bessere Stabilität zu sein.

Spannenderweise zeigt sich die Stratafix-Naht im reinen Materialtest schlechter als konventionelles PDS-Nahtmaterial. Dies deutet darauf hin, dass die Kombination von Naht- und Nahttechnik sowie die Verankerung der Naht im Sehngewebe den biomechanischen Vorteil ausmachen. Die gute Verankerung, gleichmäßigere Kraftverteilung und das knotenlose Design kompensieren offenbar die geringere Materialstabilität.

Die Verwendung des Stratafix-Nahtmaterials ging außerdem mit einer Zeitersparnis durch den Knotenverzicht einher. Die Widerhaken erlauben eine millimetergenaue Justierung der Spannung und verhindern ein Verrutschen der Naht während der Nahtführung, was besonders unter großen Zugkräften oder bei Defekten vorteilhaft ist. Die knotenlosen Nahtsysteme reduzieren die OP-Zeit und vereinfachen den Wundverschluss, was auch andere Studien zeigen konnten (Shin et al. 2016).

### **7.2.3 Einfluss der Nahttechnik**

Die Nahttechnik erwies sich als entscheidender Faktor für die Bewertung der biomechanischen Stabilität. Die Z-Plastik wies im direkten Vergleich mit der Umkippplastik nach Silfverskiöld signifikant höhere Werte für maximale Kraft und Spannung auf, insbesondere wenn sie mit der Stratafix-Naht kombiniert wurde. Während für die Umkippplastik mit Stratafix nur  $62,52 \pm 13,32$  N erreicht wurden, erreichte die Z-Plastik mit Stratafix  $142,29 \pm 23,56$  N ( $p < .01$ ). Die Z-Plastik erzielte im Mittel über alle Gruppen eine um  $65,17$  N höhere Kraft als die UP ( $p < .001$ ). Die Nahttechnik zeigte einen großen Effekt auf die biomechanischen Parameter ( $\eta^2 = .799$ ). Durch die Halbierung des Sehnenstumpfes bei der Umkippplastik haben die Widerhaken der Stratafix-Naht vermutlich eine zu geringe Eindringtiefe. Darüber hinaus ist die Menge an Sehngewebe für die Widerhaken vermutlich insgesamt zu gering. Darüber hinaus werden die Vorteile der Stratafix-Naht nach dieser Studie erst bei höheren Belastungen

sichtbar, welche die Umkipplastik hier durch die im Mittel geringere Stabilität nicht erreicht.

Diese Ergebnisse stehen im Kontrast zu früheren Studien, die der Umkipplastik nach Silfverskiöld eine gute Stabilität zuschreiben und diese sogar als Alternative für hohe Belastungsansprüche beschreiben (Ateshrang et al. 2007; Wellner 1990). Hier handelt es sich aber um Primärnähte ohne zusätzlichen Defekt. Die Autoren Jahnke et al. (2019) ermittelten für die Umkipplastik mit PDS in ihrer biomechanischen Testung eine maximale Kraft von  $85,52 \pm 30,03$  N und stellten fest, dass die Art des Defekts keinen signifikanten Einfluss auf die Messungen hat. Der direkte Vergleich mit dem in dieser Studie untersuchten Defekt von 10 mm lässt jedoch schlussfolgern, dass der Defekt das Sehngewebe zu sehr schwächt und die Umkipplastik sich biomechanisch unterlegen zeigt.

In-vitro-Ergebnisse müssen immer unter Berücksichtigung der Rahmenbedingungen interpretiert werden. In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass die Kombination der Nahttechnik Z-Plastik nur durch das Nahtmaterial Stratafix signifikant verbessert werden kann, ohne erhöhten Materialeinsatz oder andere Augmentation. In der Literatur wird die Z-Plastik als effektive Technik zur Sehnenverlängerung neben anderen Techniken beschrieben (Hertel et al. 2016; Apinum et al. 2020). Die Autoren Akbulut et al. (2022) unternahmen außerdem den Versuch, durch zusätzliches Überkreuzen der Nähte die Stabilität zu erhöhen. Dies könnte mit Stratafix schwierig sein, aufgrund der kleinen Sehnenquerschnitte mit begrenztem Sehngewebe.

#### **7.2.4 Zusammenfassung**

Die Ergebnisse dieser biomechanischen Studie passen zur früheren Literatur, die die Vorteile knotenloser Nahtsysteme „Barbed Sutures“ unterstreicht (Shin et al. 2016; Apinum et al. 2020). Besonders bei hohen Belastungen zeigen sich deutliche Vorteile gegenüber konventionellen Nahtmaterialien. Dies unterstreicht die Wichtigkeit, das richtige Nahtmaterial für die entsprechende Nahttechnik auszuwählen, was auch durch die Interaktionseffekte dieser Studie gezeigt wird (Shaw und Duthie 1995). Gleichzeitig zeigt sich aber auch ein neuer Aspekt: Die Umkipplastik nach Silfverskiöld zeigt sich biomechanisch schwächer als erwartet, während die Z-Plastik besonders durch Stratafix stabiler ist (Höer et al. 2002; Greenberg und Goldman 2013; Goldstein et al. 2014;

Nawrocki et al. 2017). Dieser Unterschied zur bestehenden Literatur lässt sich möglicherweise auf Unterschiede in der Sehnenpräparation oder innerhalb des biomechanischen Protokolls zurückführen.

### **7.3 Interpretation der Ergebnisse**

Selbst das stabilste Rekonstruktionsverfahren innerhalb dieser Studie, die Kombination von Z-Plastik mit dem Nahtmaterial Stratafix und einer durchschnittlichen maximalen Kraft von  $142,3 \pm 23,5$  N, liegt im Vergleich zur intakten, nativen Sehne deutlich zurück.

Die maximale Kraft der nativen Gruppe betrug  $1448 \pm 322,4$  N. Die Gruppe ZSTRATA erreichte somit nur etwa 10 % der ursprünglichen Stabilität. Ähnliche Werte zeigten sich für die maximale Dehnung (ca. 10 %) und besonders bei der maximalen Spannung, wo nur etwa 5 % im Vergleich mit der nativen Sehne erreicht wurden. Dies zeigt deutlich, dass selbst bei optimierter Nahtmaterial- und Nahttechnik-Kombination die Gesamtstabilität des ursprünglichen nativen Sehngewebes nicht annähernd reproduziert werden kann.

Ein Grund liegt im Unterschied der absoluten Materialdifferenz. Selbst mit mehreren Nähten und umfangreicher synthetischer Augmentation verfügt die Sehnennaht in der Regel nicht über die Faseranzahl der nativen Sehne. Darüber hinaus können bei In-vitro-Studien biologische Prozesse, die bei der frühen Wundheilung die Stabilität erhöhen, nicht abgebildet werden. Auch Faktoren wie vaskuläre Versorgung und der Kollagenumbau bleiben unberücksichtigt (Peltz et al. 2017).

Außerdem wurden für diese Studie ausschließlich frische Schweinesehnen ohne Beschädigungen verwendet. Aufgrund des jungen Schlachalters ist hier von einer guten Gewebequalität auszugehen. Aussagen zur Anwendbarkeit, besonders bei degenerativ veränderten Geweben, bleiben daher limitiert.

Der Vergleich mit humanen Leichenpräparaten ist schwierig. Menschliche Achillessehnen, insbesondere jede von Spendern aus Deutschland, stammen fast ausschließlich von älteren Patienten oder Personen, die ihren Körper der Wissenschaft zur Verfügung stellen. Hier ist aufgrund des Alters von einer schlechteren Sehnenqualität oder von einer vorbestehenden Tendinopathie auszugehen. Die menschliche Achillessehne verfügt außerdem über einen einzigartigen histologischen Aufbau. Sie

verfügt über einen hohen Anteil an Kollagen-I-Fasern mit einer gedrehten Faserarchitektur, was ihr spezifische biomechanische Eigenschaften gibt.

Tiermodelle, insbesondere die in dieser Studie verwendeten porcinen Flexoren, zeigen in ihrer maximalen Belastbarkeit und ihrer Steifigkeit vergleichbare Werte zu menschlichen Achillessehnen. Diese hat laut Literatur eine ungefähre maximale Kraft von 1400 N. Im Vergleich werden für porcine Flexoren Werte bis 1800 N in der Literatur beschrieben. Die in dieser Studie gemessenen  $1448 \pm 322,4$  N stimmen entsprechend mit der Literaturangabe überein. Dennoch dürfen diese Modelle aufgrund der strukturellen Unterschiede nicht ohne Weiteres auf klinische Fragestellungen übertragen werden (Burgio et al. 2022; Peltz et al. 2017; Wren et al. 2001; Zuo et al. 2023).

Die deutlich reduzierte Kraft der Nahtmaterial-Nahttechnik-Kombination im Vergleich zur nativen Sehne zeigt die Grenzen der biomechanischen Optimierung auf. Nicht nur kann das Einschneiden des Nahtmaterials in degenerativ verändertes Gewebe nicht abgebildet werden, sondern die maximale Menge an Nahtmaterial ist durch die anatomischen Verhältnisse begrenzt. Endlose Augmentation verbessert zwar die Biomechanik, es wird dann jedoch zunehmend nur noch das Material anstelle der Kombination von Nahtmaterial und Sehnengewebe getestet. Das mögliche Weichteilrisiko kann außerdem klinisch kontraproduktiv sein.

Die Erkenntnisse aus dieser Studie betonen daher, dass die biomechanischen Verbesserungen durch das knotenlose moderne Nahtsystem Stratafix zwar eine Verbesserung bringen, die vollständige Wiederherstellung aber gar nicht möglich ist. Für die klinische Anwendung, besonders für die funktionelle Nachbehandlung und mögliche Frührehabilitation, müssen diese Einschränkungen berücksichtigt werden. Gewisse Faktoren können in vitro nicht simuliert werden. Die translationale Aussagekraft ist daher limitiert (Zuo et al. 2023).

## **7.4 Klinische Anwendung**

Die Ergebnisse dieser biomechanischen Studie lassen sich unter Berücksichtigung der erwähnten Einschränkungen gezielt auf verschiedene klinische Szenarien übertragen. Dies kann eine differenzierte Auswahl von Nahttechnik und Nahtmaterial ermöglichen, angepasst an die Operationssituation und Gewebequalität.

### **7.4.1 Wahl der Technik: Z-Plastik im Vergleich zur Umkippplastik nach Silfverskiöld**

Die Z-Plastik zeigt sich der Umkippplastik sowohl hinsichtlich der maximalen Kraft als auch der Steifigkeit überlegen. Auch andere Studien schreiben der Z-Plastik biomechanische Vorteile, insbesondere für die Sehnenverlängerung, zu (Dogan et al. 2009; Gideroğlu et al. 2009). Klinisch kommt diese Technik für Sehnen zur Korrektur eines kongenitalen Klumpfußes oder zur Verlängerung bei Kontraktur zum Einsatz. Auch nach Voroperationen mit pathologischer Sehnenverlängerung kann die Z-Plastik unter leichter Modifikation zur funktionellen Wiederherstellung beitragen.

In dieser Studie wurde gezeigt, dass eine signifikante biomechanische Verbesserung der Z-Plastik auch durch die Verwendung der Stratafix-Naht erreicht werden kann, ohne zusätzliches Nahtmaterial einzubringen oder technisch zu augmentieren. Bei der richtigen Indikation sollte die Z-Plastik Vorzug gegenüber der Umkippplastik nach Silfverskiöld für den beschriebenen klinischen Einsatz erhalten. Auf die erhoffte neue Anwendbarkeit der Umkippplastik für Sehnenverlängerung sollte mit Blick auf die Ergebnisse dieser Studie verzichtet werden.

### **7.4.2 Wahl des Nahtmaterials: Knotenlos oder konventioneller PDS**

Die Verwendung eines knotenlosen Nahtsystems, der sogenannten „Barbed Sutures“, wie der in dieser Studie verwendeten Stratafix-Naht, bietet biomechanische Vorteile durch gleichmäßige Verteilung der Zugkräfte durch die Widerhaken, Reduktion von Knotenversagen und den bedeutenden Vorteil der Zeitersparnis und das einfache Handling der Nahtführung (Shin et al. 2016; Sull et al. 2016). Diese Parameter machen die Stratafix-Naht besonders für Nahttechniken, die hohe Zugkräfte tragen können, wie die Z-Plastik, geeignet. In klinischen Situationen, in denen andere Nahttechniken zum

Einsatz kommen, die mehr Flexibilität benötigen, sollte weiterhin auf glattes, konventionelles Nahtmaterial wie monofile PDS zurückgegriffen werden (Sarhan et al. 2024; Xiang et al. 2024).

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Stratafix-Naht auch für die Umkippplastik verwendet werden kann, auch wenn diese biomechanisch schwächer ist und nicht wie hypothesisiert zur Sehnenverlängerung genutzt werden sollte. Sie erzielt vergleichbare Werte wie bei einer Versorgung mittels PDS. Damit kann die Stratafix-Naht auch in Fällen mit geschwächtem Sehngewebe wie bei komplexen oder chronischen Rupturen oder bei voroperierten Rupturen eine sinnvolle Option darstellen.

### **7.4.3 Einschränkungen durch biologische Einflussfaktoren**

Der besondere Vorteil der Umkippplastik liegt in der regenerativen Möglichkeit des umgeschlagenen Sehnenstumpfes für die Ruptur (Ateshrang et al. 2007). Wie die Autoren Gideroğlu et al. (2009) zeigen, ist Sehngewebe vorteilhaft, um eine verbesserte lokale Heilung zu erreichen, welche von den Fibroblasten ausgeht. Ob durch den Sehnenstumpf eine vermehrte Synthese von Kollagen I, dem wichtigsten Strukturprotein der Achillessehne, erfolgt und eine geringere Kollagen-III-Synthese, wie bei Narbengewebe, ist bisher nicht abschließend geklärt. Auch der Einfluss von knotenlosen Nahtsystemen und möglichen Veränderungen durch die Widerhaken moderner Nahtmaterialien wie Stratafix bleibt bis dato ungeklärt.

Klinisch sind diese Punkte besonders relevant, da neben der biomechanischen Primärstabilität vor allem die Wundheilung die postoperative Phase beeinflusst und maßgeblich zur Wiederherstellung der Sehnenfunktion beiträgt. Biomechanische maximale Stabilität allein garantiert also keine erfolgreiche Sehnenintegration und funktionelle Wiederherstellung, sondern es muss eine gezielte Nachbehandlungsstrategie möglich sein. Eine endlose Augmentation durch zusätzliches Nahtmaterial ist demnach nicht zielführend.

#### **7.4.4 Übertragbarkeit auf den klinischen Alltag**

Trotz der in 7.3 beschriebenen Einschränkungen und Unterschiede zur nativen Sehne liefern die *in vitro* gewonnenen Erkenntnisse dieser Studie wertvolle Hinweise für die operative Praxis. Die Auswahl des Nahtmaterials und der Nahttechnik sollte sich nicht nur an den Werten der maximalen Kraft oder Spannung orientieren, sondern auch an der Gewebequalität, dem Patientenalter und den funktionellen Anforderungen der Rehabilitation. Letzteres macht einen Blick auf die Kriechdeformation und die zyklischen Belastungen solcher biomechanischen Studien notwendig.

Die Z-Plastik ist in der klinischen Realität eine vielseitig einsetzbare Technik mit hohem biomechanischen Potenzial für den Einsatz am Sehnengewebe. Besonders in Kombination mit modernen Nahtmaterialien wie Stratafix könnte ein zukünftiger Einsatz erfolgen. Die Umkipplastik nach Silfverskiöld bleibt für Rupturen und komplexe Defektsituationen relevant, potenziell auch mit einer Verbesserung der Primärstabilität durch moderne Nahtsysteme.

#### **7.5 Limitationen und Stärken**

Die vorliegende Studie wurde als biomechanische *In-vitro*-Studie im Labor an einem porcinen Modell durchgeführt. Trotz standardisierter Versuchsbedingungen mit sorgfältig etablierter Methodik und Messprotokollen ergeben sich hieraus einige Einschränkungen, besonders in Bezug auf die klinische Übertragbarkeit und die Interpretation der Ergebnisse.

##### **7.5.1 Modellwahl sowie biologische Limitationen**

Obwohl sich, wie in Kapitel 7.3 erwähnt, die biomechanischen Eigenschaften der verwendeten porcinen Sehnen (*M. flexor digitorum superficialis*) in den meisten Parametern mit denen der humanen Achillessehne decken, handelt es sich dennoch nicht um humanes Gewebe (Mao et al. 2011). Biologische Prozesse wie Wundheilung, Integration des Nahtmaterials in das Gewebe und die zelluläre Reaktion auf Nahtmaterial oder Nahttechnik können durch einen *In-vitro*-Aufbau nicht abgebildet werden. Die Wundheilung und die ersten bindegewebigen Brücken zwischen den Sehnenenden

können in einem solchen Versuchsaufbau außerdem nicht berücksichtigt werden (Gideroğlu et al. 2009).

Die Regeneration des Sehngewebes wird außerdem von den Fibroblasten getragen und somit von diesem selbst. Darüber hinaus wurde der Defekt im gesunden Gewebe gesetzt. Die klinische Realität von Rupturen, vor allem in degenerativ veränderten, von früheren Operationen oder durch Tendinopathien geschwächten Geweben, kann nicht abgebildet werden (Peltz et al. 2017). Die Aussagekraft für chronisch-degenerativ veränderte Sehnen ist daher begrenzt.

### **7.5.2 Methodische Limitationen**

Der Versuchsaufbau mit einer Universalprüfmaschine wie in dieser Studie simuliert ausschließlich lineare Zugbelastungen. Winkelveränderungen, Torsions- oder Scherkräfte, wie sie in vivo durch Gelenkmechanik auftreten, können nicht simuliert werden. Für die Achillessehne ist der Hauptteil der Belastung eine lineare Zugbelastung, dennoch schränkt es die Aussagekraft ein. Außerdem ist die Krafteinleitung durch die Zugmaschine immer gleichförmig. Dynamische Belastungswechsel können durch zyklische Protokolle wie in dieser Studie simuliert werden, entsprechen aber nur bedingt den im Alltag typischen Belastungen.

Das verwendete Messprotokoll erlaubt eine standardisierte Durchführung und Vergleichbarkeit mit anderen Arbeiten unserer Arbeitsgruppe, jedoch besteht zwischen den verschiedenen biomechanischen Studien ein großer Unterschied in Bezug auf Studienprotokoll und Studiendesign. Vor allem die Methodik, wie bei der Vorbereitung der Präparate, der Messsysteme oder der Durchführung von Kriech- und Zyklustests, zeigt oft erhebliche Unterschiede. Die Vergleichbarkeit ist mit Arbeiten unserer Gruppe gegeben (Oswald et al. 2017; Jahnke et al. 2019), jedoch nur eingeschränkt für biomechanische Studien anderer Arbeitsgruppen (Ateshrang et al. 2007; Clemente et al. 2015). Ein allgemeingültiges Protokoll für biomechanische Untersuchungen von Sehnen existiert bislang nicht. Dennoch ermöglicht vor allem der Abrisstest mit der Bestimmung der maximalen Kraft in Newton eine solide und reproduzierbare Vergleichsgrundlage, die bei den meisten Protokollen mitberücksichtigt wird (Sarhan et al. 2024).

Die konkrete biomechanische Belastung, die auf eine operierte Sehne in den ersten postoperativen Tagen einwirkt, ist hochindividuell vom Patienten abhängig. Hier variieren Körpergewicht, Aktivitätsgrad, Compliance und das Rehabilitationskonzept. Studien deuten darauf hin, dass die frühe Rehabilitationsphase mit Belastungsspitzen zwischen 2 und 30 Newton ausreichend simuliert werden kann (Clemente et al. 2015; Komi 1990). Diese Werte lassen sich mit den in dieser Studie erreichten Werten für maximale Kraft über alle Gruppen vergleichen, spiegeln aber niemals vollumfänglich alle klinischen Alltagssituationen wider.

### **7.5.3 Limitationen der Nahttechnik und Grenzen der Standardisierung**

Auch die Wahl der Nahttechnik unterliegt im porcinen Modell technischen Einschränkungen. Klinisch häufig verwendete Sehnenplastiken wie die V-Y- oder U-T-Plastik für Rupturen mit Defekt können im Versuchsaufbau nicht realistisch durchgeführt werden. Die Länge und Breite der porcinen Sehnen machen hier eine sichere Verankerung des Nahtmaterials und vor allem eine Standardisierung nicht möglich (Fitoussi und Bachy 2015; Lin et al. 2019; Leigheb et al. 2017). Die Z-Plastik hingegen erwies sich als gut reproduzierbare Technik und war in der biomechanischen Testung sehr zuverlässig. Für die Umkipplastik nach Silfverskiöld wurde die neue Idee getestet, diese Nahttechnik zukünftig auch für Sehnenverlängerung anzuwenden und nicht nur für Sehnenrupturen. Die klinische Eignung dieser Technik für diese neue Anwendung bedarf noch weiterer Validierung.

### **7.5.4 Stärken dieser Studie**

Trotz der vorherig genannten Einschränkungen zeigt diese Studie verschiedene Stärken auf:

**Hoher Standardisierungsgrad** durch die im Versuchsaufbau optimierten Messbedingungen (Laseroptik, Millimeterskalierung zum Standardisieren der Nahttechnik) und ein einheitliches Präparationsprotokoll für die Schweinesehnen. Dies ermöglichte, die Messungen unter identischen Bedingungen zu wiederholen und die Aussagekraft und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu erhöhen.

**Validierte Tiefkühlkonservierung** durch die verwendete und etablierte Gefriertechnik zur Lagerung der Sehnen. Diese wurde in unserem Labor getestet und standardisiert. Die Methode hat keinen Einfluss auf die biomechanischen Parameter und ermöglicht eine gleichbleibende Gewebequalität auch bei dem umfangreichen biomechanischen Protokoll dieser Studie.

**Biomechanisches Protokoll** mit vielfältigen Tests durch Kombination von Kriechtest, zyklischer Testung und einem Abrisstest. Hierdurch können die Kriechdeformation, die zyklische Belastung im Alltag und die maximale Belastbarkeit untersucht werden. Dies bietet einen Mehrwert gegenüber anderen biomechanischen Studien, die nur ein Testverfahren anwenden und ihre Aussagekraft einschränken.

**Klinische Relevanz der Technik** durch die gewählte Kombination von Nahttechnik und Nahtmaterial. Insbesondere die Z-Plastik hat eine große klinische Anwendbarkeit für verschiedene Gewebe und Indikationen wie die Versorgung des Klumpfußes oder der pathologischen Sehnenverlängerung. Die Adaption der Umkipplastik nach Silfverskiöld als Rekonstruktionsmethode eignet sich sowohl für einfache als auch komplexe Rupturen mit Defekt. Der innovative Ansatz, diese als Verlängerungsoption zu verwenden, könnte ebenfalls weitere Forschung anregen.

**Erstmalige Testung der Kombination** von Z-Plastik mit dem modernen Nahtmaterial Stratafix. Diese Kombination wurde in der Form durch ein biomechanisches Protokoll dieser Tiefe bisher nicht untersucht und bietet neue Erkenntnisse zur möglichen Anwendung im klinischen Alltag.

## 8 Ausblick

Die vorliegenden Ergebnisse und deren Vergleich mit bestehender Literatur zeigen, dass die Kombination von Z-Plastik und Stratafix-Nahtmaterial das Potenzial haben könnte, konventionelles PDS-Nahtmaterial hinsichtlich biomechanischer Stabilität und klinischer Anwendung abzulösen. Insbesondere für die Anwendung der Z-Plastik zum Verkürzen oder zur Verlängerung einer Sehne beim Klumpfuß oder zur Wiederherstellung der Plantarflexion nach pathologischer Sehnenverlängerung könnte diese Kombination eine stabilere Verkürzung ermöglichen. Gleichzeitig erlaubt die Stratafix-Naht eine kontrollierte und reproduzierbare Option, die durch ihre Zeitersparnis und ihr gutes Handling glänzt.

Für zukünftige Forschung ergeben sich aus dieser Arbeit mehrere Ansätze. Zunächst sollte die Anwendung von knotenlosen Nahtsystemen auf weitere Nahttechniken untersucht werden, insbesondere mit einem detaillierten biomechanischen Protokoll, welches auch Kriechdeformation und zyklische Belastungen untersucht. Anschließend sollte das Verhalten der Stratafix-Nähte in Bezug auf die Widerhaken untersucht werden. Hier gilt es abschließend zu klären, ob die Verankerung der Widerhaken einen biomechanischen Einfluss auf die Gesamtstabilität hat und ob dieser vom Verhalten der Naht und zyklischer Last abhängig ist. Zusätzlich gilt es, die Frage zu klären, ob die Widerhaken einen Einfluss auf die Integrität der Sehne, speziell in der Frühphase der Wundheilung, haben. Hier sind vor allem die Expression und das Verhältnis Kollagen I zu III im Verlauf der Naht interessant und könnten in einer tierexperimentellen Studie mit definierten Entnahmepunkten analysiert werden. Auf diese Weise könnte das postoperative Verhalten der Widerhaken, speziell ein Einschneiden oder eine lokale Reizung, besser beurteilt werden.

Darüber hinaus sollten die Ergebnisse an humanen Leichenpräparaten validiert werden, um die Übertragbarkeit auf chronisch schwer vorgeschädigte Sehnen zu untersuchen. Dies könnte mit den Techniken dieser Studie erfolgen oder mit weiteren Nahttechniken, die zunächst biomechanisch am porzinen Modell mit Stratafix getestet wurden. Hierbei wäre von besonderem Interesse zu explorieren, ob sich die Stratafix-Naht in Bezug auf Stabilität auch bei den erschwerten Bedingungen eines humanen Leichenpräparates überlegen zeigen kann.

Eine weitere Untersuchungsmöglichkeit liegt in der Z-Plastik und den Nahttechniken selbst. Durch den Startanker der knotenlosen Nahtsysteme ist eine leichte Anpassung der Nahttechnik nötig und es könnte hier durch Variation der Technik noch weitere vorteilhafte Kombinationen mit Stratafix geben. Durch die überkreuzte Nahtführung, wie von einigen Autoren beschrieben, könnte eine weitere Verbesserung erreicht werden. Ob damit eine erhöhte Stabilität erreicht werden kann, bleibt bislang offen. Grundsätzlich ist es denkbar, dass sich die Widerhaken nicht nur im Gewebe, sondern auch ineinander verankern und dadurch zusätzlich Stabilität schaffen. Dies könnte jedoch potenzielle Sollbruchstellen schaffen, ähnlich denen eines Knotens und damit die Idee der knotenlosen Nahtsysteme verwerfen. Außerdem erhöht die doppelte Nahtführung die Operationsdauer, einen Faktor, den man mit Blick auf die Kosten der Nähte, besonders für große Sehnen wie die Achillessehne mit viel Materialbedarf, nicht unbeachtet lassen sollte.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass ein Mehr an Nahtmaterial nicht zwangsläufig mehr Stabilität mit sich bringt. Vielmehr scheint die gezielte Auswahl der richtigen Kombination von Nahtmaterial und Nahttechnik entscheidend für die biomechanische Stabilität und die klinische Eignung zu sein. Stratafix kann hier eine neue Option mit einer Effizienzsteigerung bieten, sowohl biomechanisch als auch im operativen Sinne. Um die Rolle knotenloser Nahtsysteme für die Anwendung an Sehnen endgültig zu definieren, sind im Anschluss an die erwähnten Studien noch prospektiv klinische Studien notwendig.

## 9 Fazit

Diese biomechanische Studie zeigt, dass die Kombination aus Z-Plastik und dem knotenlosen Nahtsystem Stratafix im Vergleich zur konventionellen PDS-Naht signifikant höhere maximale Kraft- und Spannungswerte liefert. Die Gruppen mit Stratafix erzielten im Mittel 19,16 N höhere Kraftwerte als PDS. Die Z-Plastik erzielte im Mittel eine um 65,17 N höhere Kraft als die Umkippplastik nach Silfverskiöld. Insbesondere die gleichmäßige Kraftverteilung durch die Widerhaken und der Verzicht auf die Knoten tragen nach der Versagensanalyse zur erhöhten Primärstabilität bei.

Obwohl die native porcine Sehnenstabilität nur im Ansatz erreicht werden konnte, stellt die Stratafix-Z-Plastik-Kombination eine biomechanisch effiziente und zeitsparende Option dar. Auch für die Umkippplastik erweist sich die Stratafix zumindest gleichwertig zur konventionellen PDS-Naht, trotz tendenziell geringerer Zugfestigkeit im reinen Materialtest. Dies unterstreicht die Bedeutung der funktionellen Verbindung von Naht, der Nahttechnik und dem Sehngewebe.

Insgesamt lässt sich unterstreichen, dass knotenlose Nahtsysteme wie Stratafix nicht nur die Operationszeit verkürzen und die Technik vereinfachen, sondern auch die Stabilität im Vergleich zum konventionellen PDS-Nahtmaterial erhöhen können. Außerdem zeigt sich nach dieser Studie das Potenzial für neue klinische Anwendungsmöglichkeiten, insbesondere die Kombination von Stratafix mit Techniken wie der Z-Plastik.

## 10 Zusammenfassung

Diese biomechanische Studie zeigt, dass eine Verbesserung der Gesamtstabilität erreicht werden kann, ohne zusätzliches Nahtmaterial einzubringen, und auf konventionelle Knoten verzichtet werden kann. Die Kombination von Z-Plastik und dem knotenlosem Nahtsystem „Stratafix“ zeigt sich biomechanisch besonders vorteilhaft in Hinblick auf maximale Kraft, Spannung und Dehnung. Diese Technik ist besonders für Sehnenplastiken relevant, die bei Erkrankungen wie dem kongenitalen Klumpfuß oder bei pathologischer Sehnenverlängerung als Komplikation nach einer Achillessehnenruptur zum Einsatz kommen.

Die Technologie mit dem feinen Widerhaken entlang des Verlaufs der Naht ermöglicht eine gleichmäßige Kraftverteilung und reduziert Druckpunkte um die Knoten. Außerdem glänzt die Naht durch eine einfache und schnelle Nahtführung, was besonders bei schlechtem Sehngewebe oder chronischen Rupturen einen Vorteil darstellen kann.

Die Umkipplastik nach Silfverskiöld zeigte mit der Stratafix-Naht vergleichbare Ergebnisse wie mit konventionellem PDS-Nahtmaterial, was für den breiten Einsatz dieser Nahttechnologie spricht. Die Technik sollte jedoch der Versorgung von Rupturen vorbehalten bleiben und nicht zur geplanten Verlängerung einer Sehne eingesetzt werden, da sich hier die Z-Plastik als biomechanisch stabiler erwies.

Langfristig könnten diese Erkenntnisse die operative Versorgung von Achillessehnenrupturen und deren Komplikationen verändern. Die Reduktion des Nahtmaterials und der Operationszeit bei einer gleichbleibenden oder sogar erhöhten biomechanischen Stabilität bringt die Vorteile einer schnelleren Rehabilitation und geringerer Kosten. Ein Vorteil, der im modernen Gesundheitssystem nicht wichtiger sein könnte. Weitere biomechanische, tierexperimentelle und histologische Studien sind erforderlich, um die genaue Interaktion der Widerhaken mit dem Sehngewebe zu untersuchen und auf weitere Nahttechniken anzuwenden. Klinische Studien könnten abschließend die funktionellen Ergebnisse einer Versorgung mit knotenlosen Nahtsystemen untersuchen und die Heilungsqualität bewerten.

## 11 Abstract

### Introduction

It is not possible to add an infinite amount of suture material to tendon plasties and repairs in vivo. Each additional knot can reduce the tensile strength by up to 50 %. Therefore, barbed sutures, as a knotless suturing system, should be investigated as a potential alternative to traditional sutures to minimize knot-related weakening<sup>1</sup>.

### Material and methods

Superficial porcine flexors were randomized into five groups. A non-contact measurement was utilized. The Z-plasty and the turndown flap according to Silfverskiöld were used. The Stratafix barbed knotless suture was compared to regular smooth PDS. The biomechanical protocol included a creep test, a cyclic test, and a tear-off test<sup>1</sup>.

### Results

The Z-plasty with Stratafix showed significantly improved maximum force compared to the Z-plasty with Polydioxanon (PDS  $108.5 \pm 22.2\text{N}$ , Stratafix  $142.3 \pm 23.5\text{N}$ ,  $p < .01$ ). The Z-plasty was significantly superior to the turndown flap in maximum Force ( $p < .05$ )<sup>1</sup>.

### Conclusion

The Stratafix barbed suture can significantly improve the Z-plasty in maximum tension when compared to regular PDS. To formulate a more precise indication, biological factors must be further investigated<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> wichtiger Hinweis = der vorliegende Abstract wurde in der eigenen Publikation "Bürger HV, Jahnke A, Harz T, Fonseca Ulloa CA, Rickert M, Stolz D. Evaluating barbed sutures: a porcine biomechanical comparison of Z plasty and turndown flap according to Silfverskiöld. J Orthop. 2025 Mar 10;69:30–36. doi:10.1016/j.jor.2025.03.003" veröffentlicht.

## Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Schematische Darstellung der Topographie der unteren Extremität. ....</i>	<i>11</i>
<i>Abbildung 2: Schematische Darstellung des Sehnenaufbaus modifiziert nach Onays et al. ....</i>	<i>13</i>
<i>Abbildung 3: Schematische Darstellung der Mikrostruktur des myotendinösen Übergangs. ....</i>	<i>14</i>
<i>Abbildung 4: Dehnungskurve bis Ruptur von Sehngewebe nach Mafulli et al. ....</i>	<i>16</i>
<i>Abbildung 5: Inzidenzen der Achillessehnenruptur in Japan nach Yamaguchi et al. ....</i>	<i>17</i>
<i>Abbildung 6: Hinterlauf eines Schweines in der Übersicht der Entnahmematerialien. ....</i>	<i>25</i>
<i>Abbildung 7: Darstellung des Hinterlaufes zur Entnahme in Schichten. ....</i>	<i>26</i>
<i>Abbildung 8: Sehnenpräparate nach Entnahme. ....</i>	<i>26</i>
<i>Abbildung 9: einzelnes Sehnenpräparat vor dem Einfrieren in Aluminiumfolie. ....</i>	<i>27</i>
<i>Abbildung 10: Versuchsmaterialien zur Tiefkühlkonservierung. ....</i>	<i>28</i>
<i>Abbildung 11: Stratafix-Naht mit feinen Widerhaken. ....</i>	<i>29</i>
<i>Abbildung 12: Die Polydioxanon-Naht ohne Widerhaken. ....</i>	<i>29</i>
<i>Abbildung 13: Schematische Darstellung der Umkipplastik nach Silfverskiöld. ....</i>	<i>30</i>
<i>Abbildung 14: Schematische Darstellung der Z-Plastik. ....</i>	<i>31</i>
<i>Abbildung 15: Dargestellt ist die Materialprüfmaschine mit Versuchsaufbau. ....</i>	<i>33</i>
<i>Abbildung 16: Klemmbacke in Nahaufnahme. ....</i>	<i>34</i>
<i>Abbildung 17: Laseroptik zur Polyangulation und Bestimmung des Querschnittes. ....</i>	<i>35</i>
<i>Abbildung 18: 3D-Druck-Komponenten des Unterbaues für den Lasermessschieber. ....</i>	<i>36</i>
<i>Abbildung 19: Übersicht aller Komponenten zur Querschnittsbestimmung. ....</i>	<i>36</i>
<i>Abbildung 20: Unterbodenplatte der Materialprüfmaschine. ....</i>	<i>37</i>
<i>Abbildung 21: Schematische Darstellung der Messung. ....</i>	<i>37</i>
<i>Abbildung 22: Versuchsaufbau zur Nahttechnik. ....</i>	<i>38</i>
<i>Abbildung 23: Versuchsaufbau mit eingespannter Sehne nach Rekonstruktion. ....</i>	<i>38</i>
<i>Abbildung 24: Gruppe 2 mit eingespannter Umkipplastik und Polydioxanon. ....</i>	<i>39</i>
<i>Abbildung 25: Gezeigt ist ein Sehnenpräparat nach Sehnenrekonstruktion. ....</i>	<i>40</i>
<i>Abbildung 26: Sehnenpräparat nach Rekonstruktion mittels Z-Plastik und Polydioxanon. ....</i>	<i>41</i>
<i>Abbildung 27: Sehnenpräparat nach Rekonstruktion mittels Z-Plastik und Stratafix. ....</i>	<i>42</i>
<i>Abbildung 28: Übersicht über den „inspekt 20 table blue“ ohne Sehnenpräparat. ....</i>	<i>43</i>
<i>Abbildung 29: Messprotokoll einer Kriechdehnung. ....</i>	<i>44</i>
<i>Abbildung 30: Messprotokoll einer zyklischen Testung. ....</i>	<i>45</i>
<i>Abbildung 31: Messprotokoll einer Abriss-Testung. ....</i>	<i>46</i>
<i>Abbildung 32: Boxplots der Querschnittsvermessung. ....</i>	<i>51</i>
<i>Abbildung 33: Boxplots der Kriechdeformation bei 30 N. ....</i>	<i>53</i>
<i>Abbildung 34: Boxplots der prozentualen Dehnung bei zyklischer Testung 2 – 30 N, 0,4 Hz. ....</i>	<i>54</i>
<i>Abbildung 35: Ausrissverhalten der Z-Plastik nach Nahtmaterial. ....</i>	<i>55</i>
<i>Abbildung 36: Boxplots der maximalen Kraft. ....</i>	<i>59</i>

<i>Abbildung 37: Boxplots für die maximale Spannung</i> .....	59
<i>Abbildung 38: Boxplots der maximalen Dehnung</i> .....	60
<i>Abbildung 39: Boxplot der maximalen Kraft mit nativer Sehne</i> .....	60
<i>Abbildung 40: Boxplot der maximalen Spannung mit nativer Sehne</i> .....	61
<i>Abbildung 41: Boxplot der maximalen Dehnung mit nativer Sehne</i> .....	61
<i>Abbildung 42: Boxplot der Materialtestung - maximale Kraft</i> .....	62
<i>Abbildung 43: Boxplot der Materialtestung - maximale Dehnung</i> .....	63
<i>Abbildung 44: Boxplot der Materialtestung - maximale Spannung</i> .....	63

## Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Übersicht der Vor- und Nachteile der Nahtmaterialien.....</i>	<i>6</i>
<i>Tabelle 2: Übersicht der verschiedenen Risikofaktoren .....</i>	<i>19</i>
<i>Tabelle 3: Gruppeneinteilung nach Nahtmaterial und Defektart. ....</i>	<i>32</i>
<i>Tabelle 4: Gruppeneinteilung und Abkürzungen .....</i>	<i>32</i>
<i>Tabelle 5: Berechnungsgrundlagen für den Kriechtest.....</i>	<i>47</i>
<i>Tabelle 6: Berechnungsgrundlage für den zyklischen Test.....</i>	<i>48</i>
<i>Tabelle 7: Berechnungsgrundlagen für den Abrisstest .....</i>	<i>48</i>
<i>Tabelle 8: Messergebnisse der Laserpolyangulation nach Gruppen.....</i>	<i>50</i>
<i>Tabelle 9: Übersicht der Messergebnisse für die Kriechtestung nach Gruppen.....</i>	<i>52</i>
<i>Tabelle 10: Übersicht der Messergebnisse für die zyklische Testung nach Gruppen .....</i>	<i>53</i>
<i>Tabelle 11: Übersicht der Messergebnisse für den Abrisstest nach Gruppen .....</i>	<i>56</i>
<i>Tabelle 12: Zwischensubjekteffekte der MANOVA für den Abrisstest .....</i>	<i>58</i>
<i>Tabelle 13: Deskriptive Statistik der Materialtestung.....</i>	<i>62</i>
<i>Tabelle 14: Vergleich der Mittelwerte aller Gruppen.....</i>	<i>64</i>
<i>Tabelle 15: Deskriptive Statistik Querschnitte.....</i>	<i>93</i>
<i>Tabelle 16: Berechnung der Normalverteilung für Sehnenquerschnitte.....</i>	<i>93</i>
<i>Tabelle 17: Übersicht Post-Hoc Tests für alle Querschnitte .....</i>	<i>94</i>
<i>Tabelle 18: Berechnung der Normalverteilung Kriechdeformation .....</i>	<i>94</i>
<i>Tabelle 19: ANOVA Kriechdeformation mit nativer Sehne .....</i>	<i>94</i>
<i>Tabelle 20: Berechnung ANOVA Effektgröße Kriechdeformation mit nativer Sehne.....</i>	<i>95</i>
<i>Tabelle 21: Paarweiße Vergleiche mit nativer Sehne Kriechdeformation .....</i>	<i>95</i>
<i>Tabelle 22: Zweifaktorielle ANOVA Nahttechnik Kriechdeformation .....</i>	<i>95</i>
<i>Tabelle 23: Zweifaktorielle ANOVA Nahtmaterial Kriechdeformation .....</i>	<i>96</i>
<i>Tabelle 24: Berechnung Normalverteilung Kriechdeformation.....</i>	<i>96</i>
<i>Tabelle 25: Kruskal-Wallis-Tests für zyklische Testung .....</i>	<i>97</i>
<i>Tabelle 26: Berechnung Normalverteilung Abrisstest .....</i>	<i>98</i>
<i>Tabelle 27: Übersicht Berechnung Abrisstest.....</i>	<i>99</i>

## Abkürzungsverzeichnis

N	Newton
N/mm <sup>2</sup>	Newton pro Quadratmillimeter
N/s	Newton pro Sekunde (Geschwindigkeit)
cm <sup>2</sup>	Quadratcentimeter (Fläche)
mm <sup>2</sup>	Quadratmillimeter (Fläche)
UP	Umkipplastik nach Silfverskiöld
PDS	Polydioxanon (Nahtmaterial)
kg	Kilogramm
g	Gramm
cm	Centimeter
mm	Millimeter
l	Liter
ml	Milliliter
°C	Grad Celsius (Temperatur)
°	Grad (Winkel)
Hz	Hertz
UPDS	Umkipplastik + Nahtmaterial Polydioxanon
ZPDS	Z-Plastik + Nahtmaterial Polydioxanon
USTRATA	Umkipplastik + Nahtmaterial Stratafix
ZSTRATA	Z-Plastik + Nahtmaterial Stratafix
ANOVA	Analysis of Variance (statistische Methode)
MANOVA	Multivariate analysis of variance (statistische Methode)
$\Delta L$	Änderung der Länge
$\varepsilon$	Elongation (Maß der Dehnung)

$\sigma$	Formelzeichen der Spannung
F	Formelzeichen Kraft (Force)
$\Delta$ zyk	Längenänderung zyklische Belastung
$\epsilon$ zykl	Elongation zyklische Belastung
$\sigma$ zykl	Spannung zyklische Belastung
$\Delta$ LAbriess	Längenänderung Abriessversuch
$\epsilon_{\max}$	maximale Längenänderung
$\sigma_{\max}$	maximale Spannung
SPSS	statistical package for social science (statistic Software)
$M \pm SD$	Mittelwert + Standardabweichung
$p$	Maß der Wahrscheinlichkeit
$\eta^2$	Maß der Effektstärke
part. $\eta^2$	Maß der Effektstärke Multivariat
Wilks' $\Lambda$	Wilks Lambda (statistische Methode)
MRT	Magnetresonanztomograph

## Literaturverzeichnis

1. Aasi SZ. Z-plasty made simple. *Dermatol Res Pract.* 2010;2010:982623. doi:10.1155/2010/982623.
2. Akbulut D, Alpay Y, Kirat A, Albayrak K, Asansu MA, Akpinar E. Overlapping repair and epitenon healing are more stable biomechanically than side to side repair and endotenon healing in achilles tendon lengthening with Z plasty. *Foot Ankle Surg.* 2022;28(8):1372-1376. doi:10.1016/j.fas.2022.07.009.
3. Aktas S, Kocaoglu B. Open versus minimal invasive repair with Achillon device. *Foot Ankle Int.* 2009;30(5):391-397. doi:10.3113/FAI-2009-0391.
4. Apinun J, Jenvorapoj S, Arirachakaran A, Kongtharvonskul J. Clinical outcomes of chronic Achilles tendon rupture treated with flexor hallucis longus grafting and flexor hallucis longus grafting plus additional augmentation: A meta-analysis. *Foot Ankle Surg.* 2020;26(7):717-722. doi:10.1016/j.fas.2019.09.006.
5. Ataya K, Patel N, Yang W, Aljaafreh A, Melebari SS. Safety and Efficacy of Barbed Sutures Compared to Non-barbed Sutures in Bariatric Surgery: An Updated Systematic Review and Meta-analysis. *Obes Surg.* 2024;34(9):3324-3334. doi:10.1007/s11695-024-07382-3.
6. Ateschrang A, Gratzner C, Ochs U, Ochs BG, Weise K. Die Umkippl-Plastik nach Silfverskjöld bei Achillessehnenruptur: Eine Alternative für Sportler? *Z Orthop Unfall.* 2007;145(2):207-211. doi:10.1055/s-2007-965168.
7. Aumüller G, Aust G, Conrad A, et al. *Duale Reihe Anatomie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2020.
8. Barrios-Cárdenas AL, Lazo-Vera JO. Características epidemiológicas, clínicas y terapéuticas de la ruptura de tendón de Aquiles. *Acta Ortop Mex.* 2021;35(3):252-256.
9. Burgio V, Civera M, Rodriguez Reinoso M, et al. Mechanical Properties of Animal Tendons: A Review and Comparative Study for the Identification of the Most Suitable Human Tendon Surrogates. *Processes.* 2022;10(3):485. doi:10.3390/pr10030485.
10. Chen TM, Rozen WM, Pan W-R, Ashton MW, Richardson MD, Taylor GI. The arterial anatomy of the Achilles tendon: anatomical study and clinical implications. *Clin Anat.* 2009;22(3):377-385. doi:10.1002/ca.20758.
11. Chirurgie für Studium und Praxis: Unter Berücksichtigung des Gegenstandskataloges und der mündlichen Examina in den Ärztlichen Prüfungen ; 2012/13. 11. Aufl., Jahrgang 2012/13. Breisach am Rhein: Medizinische Verl.- und Inform.-Dienste; 2011.
12. Clemente A, Bergamin F, Surace C, Lepore E, Pugno N. Barbed suture vs conventional tenorrhaphy: biomechanical analysis in an animal model. *J Orthop Traumatol.* 2015;16(3):251-257. doi:10.1007/s10195-014-0333-8.
13. Cramer A, Barfod KW, Hölmich P, Pedersen DA, Christensen K. Genetic contribution to the etiology of Achilles tendon rupture. A Danish nationwide register study of twins. *Foot Ankle Surg.* 2022;28(7):1050-1054. doi:10.1016/j.fas.2022.02.015.

14. Davidson BL, Elliott CG, Lensing AW. Low accuracy of color Doppler ultrasound in the detection of proximal leg vein thrombosis in asymptomatic high-risk patients. The RD Heparin Arthroplasty Group. *Annals of Internal Medicine*. 1992;117(9):735-738. doi:10.7326/0003-4819-117-9-735.
15. Dogan A, Korkmaz M, Cengiz N, Kalender AM, Gokalp MA. Biomechanical comparison of Achilles tenotomy and achilloplasty techniques in young rats: an experimental study. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2009;99(3):216-222. doi:10.7547/0980216.
16. Doral MN, Alam M, Bozkurt M, et al. Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010;18(5):638-643. doi:10.1007/s00167-010-1083-7.
17. Eriksson BI, Kålebo P, Anthymyr BA, Wadenvik H, Tengborn L, Risberg B. Prevention of deep-vein thrombosis and pulmonary embolism after total hip replacement. Comparison of low-molecular-weight heparin and unfractionated heparin. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1991;73(4):484-493. doi:10.2106/00004623-199173040-00002.
18. Fitoussi F, Bachy M. Tendon lengthening and transfer. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015;101(1 Suppl):S149-57. doi:10.1016/j.otsr.2014.07.033.
19. Gideroglu K, Akan M, Orhun H, et al. In vivo comparison of biomechanical, histological, and radiological properties of three techniques for tendon lengthening: an experimental study in rabbits. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*. 2009;43(1):1-7. doi:10.1080/02844310802401199.
20. Gideroğlu K, Toksoy S, Akan M, Yildirim S, Sümbüloğlu E, Aköz T. In-vitro comparison of the lengthening and biomechanical properties of three tendon lengthening techniques. *Eklem Hastalik Cerrahisi*. 2009;20(2):107-113.
21. Goldstein LJ, Chary D, Brennan S. Knotless tissue control devices: an asset in plastic surgery. *Plast Surg Nurs*. 2014;34(1):39-42. doi:10.1097/PSN.0000000000000023.
22. Greenberg JA, Goldman RH. Barbed suture: a review of the technology and clinical uses in obstetrics and gynecology. *Rev Obstet Gynecol*. 2013;6(3-4):107-115.
23. Gulati V, Jaggard M, Al-Nammari SS, et al. Management of achilles tendon injury: A current concepts systematic review. *World J Orthop*. 2015;6(4):380-386. doi:10.5312/wjo.v6.i4.380.
24. Hertel G, Götz J, Grifka J, Willers J. Achillessehnenruptur : Aktuelle Standards in Diagnostik und Therapie. *Orthopade*. 2016;45(8):709-720. doi:10.1007/s00132-016-3287-0.
25. Hess GW. Achilles tendon rupture: a review of etiology, population, anatomy, risk factors, and injury prevention. *Foot Ankle Spec*. 2010;3(1):29-32. doi:10.1177/1938640009355191.
26. Höer JJ, Junge K, Schachtrupp A, Klinge U, Schumpelick V. Influence of laparotomy closure technique on collagen synthesis in the incisional region. *Hernia*. 2002;6(3):93-98. doi:10.1007/s10029-002-0070-4.
27. Huber DJ, Egger EL, James SP. The effect of knotting method on the structural properties of large diameter nonabsorbable monofilament sutures. *Vet Surg*. 1999;28(4):260-267. doi:10.1053/JVET.1999.0260.

28. Hudson DA. Some thoughts on choosing a Z-plasty: the Z made simple. *Plast Reconstr Surg.* 2000;106(3):665-671. doi:10.1097/00006534-200009030-00024.
29. Hundeshagen G, Zapata-Sirvent R, Goverman J, Branski LK. Tissue Rearrangements: The Power of the Z-Plasty. *Clin Plast Surg.* 2017;44(4):805-812. doi:10.1016/j.cps.2017.05.011.
30. Ingle NP, King MW, Zikry MA. Finite element analysis of barbed sutures in skin and tendon tissues. *J Biomech.* 2010;43(5):879-886. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.11.012.
31. Jahnke A, Gernandt M, Hudel H, et al. Biomechanical testing of various suture techniques for Achilles tendon repair with and without augmentation by using synthetic polyester grafts. *J Biomech.* 2019;93:132-139. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.06.021.
32. Jørgensen PS, Warming T, Hansen K, et al. Low molecular weight heparin (Innohep) as thromboprophylaxis in outpatients with a plaster cast: a venografic controlled study. *Thrombosis Research.* 2002;105(6):477-480. doi:10.1016/S0049-3848(02)00059-2.
33. Kanz BN, Morris RP, Lewis T, Panchbhavi VK. Biomechanical evaluation of a knotless barbed suture repair in a human Achilles tendon rupture model. *Foot Ankle Spec.* 2014;7(3):176-181. doi:10.1177/1938640014528041.
34. Kassai B, Boissel J-P, Cucherat M, Sonie S, Shah NR, Leizorovicz A. A systematic review of the accuracy of ultrasound in the diagnosis of deep venous thrombosis in asymptomatic patients. *Thrombosis and Haemostasis.* 2004;91(4):655-666. doi:10.1160/TH03-11-0722.
35. Kearon C. Noninvasive diagnosis of deep vein thrombosis in postoperative patients. *Seminars in Thrombosis and Hemostasis.* 2001;27(1):3-8. doi:10.1055/s-2001-12842.
36. Komi PV. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech.* 1990;23 Suppl 1:23-34. doi:10.1016/0021-9290(90)90038-5.
37. Kopp L, Kunc V. Akutní a inveterované ruptury Achillovy lachy - souasně diagnostické a terapeutické možnosti. *Rozhl Chir.* 2021;100(8):376-383. doi:10.33699/PIS.2021.100.8.376-383.
38. Lantto I, Heikkinen J, Flinkkilä T, Ohtonen P, Leppilahti J. Epidemiology of Achilles tendon ruptures: increasing incidence over a 33-year period. *Scand J Med Sci Sports.* 2015;25(1):e133-8. doi:10.1111/sms.12253.
39. LAPIDUS L, BRI E de, PONZER S, ELVIN A, Norén A, ROSFORS S. High sensitivity with color duplex sonography in thrombosis screening after ankle fracture surgery. *J Thromb Haemost.* 2006;4(4):807-812. doi:10.1111/j.1538-7836.2006.01832.x.
40. Lapidus, L (2007) *Venous thromboembolism and mortality following orthopaedic surgery: a prospective 6 week follow-up of more than 30,000 consecutive patients surgically treated between years 1996 and 2003. Thesis for doctoral degree (Ph.D), Karolinska Institutet at Stockholm Söder Hospital, Stockholm, Sweden, ISBN 978-91-7357-111-1.* 2007.
41. Lapidus LJ, Rosfors S, Ponzer S, et al. Prolonged thromboprophylaxis with dalteparin after surgical treatment of achilles tendon rupture: a randomized, placebo-

- controlled study. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2007;21(1):52-57.  
doi:10.1097/01.bot.0000250741.65003.14.
42. Lassen MR, Borris LC, Nakov RL. Use of the low-molecular-weight heparin reviparin to prevent deep-vein thrombosis after leg injury requiring immobilization. *New England Journal of Medicine*. 2002;347(10):726-730.  
doi:10.1056/NEJMoa011327.
43. Leigheb M, Guzzardi G, Pogliacomì F, Sempio L, Grassi FA. Comparison of clinical results after augmented versus direct surgical repair of acute Achilles tendon rupture. *Acta Biomed*. 2017;88(4S):50-55. doi:10.23750/abm.v88i4-S.6794.
44. Liawrungrueang W, Wongsiri S. Biomechanics Study of the Holding Power between Tendon and Suture Using Different Techniques. *J Hand Surg Asian Pac Vol*. 2020;25(3):301-306. doi:10.1142/S2424835520500320.
45. Lin Y-J, Duan X-J, Yang L. V-Y Tendon Plasty for Reconstruction of Chronic Achilles Tendon Rupture: A Medium-term and Long-term Follow-up. *Orthop Surg*. 2019;11(1):109-116. doi:10.1111/os.12429.
46. Lohrer H, Arentz S, Nauck T, Dorn-Lange NV, Konerding MA. The Achilles tendon insertion is crescent-shaped: an in vitro anatomic investigation. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(9):2230-2237. doi:10.1007/s11999-008-0298-0.
47. Magnusson M, Eriksson BI, Kålebo P, Sivertsson R. Is Colour Doppler Ultrasound a Sensitive Screening Method in Diagnosing Deep Vein Thrombosis after Hip Surgery ? *Thromb Haemost*. 1996;75(02):242-245. doi:10.1055/s-0038-1650252.
48. Mao WF, Wu YF, Zhou YL, Tang JB. A study of the anatomy and repair strengths of porcine flexor and extensor tendons: are they appropriate experimental models? *J Hand Surg Eur Vol*. 2011;36(8):663-669. doi:10.1177/1753193411414117.
49. Mattos MA, Melendres G, Sumner DS, et al. Prevalence and distribution of calf vein thrombosis in patients with symptomatic deep venous thrombosis: a color-flow duplex study. *Journal of Vascular Surgery*. 1996;24(5):738-744.  
doi:10.1016/S0741-5214(96)70006-X.
50. McCoy BW, Haddad SL. The strength of achilles tendon repair: a comparison of three suture techniques in human cadaver tendons. *Foot Ankle Int*. 2010;31(8):701-705. doi:10.3113/FAI.2010.0701.
51. Möller M, Movin T, Granhed H, Lind K, Faxén E, Karlsson J. Acute rupture of tendo Achillis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. 2001;83-B(6):843-848. doi:10.1302/0301-620X.83B6.0830843.
52. Nawrocki JG, Nonnenmann H, Mooney M, Sutton N, Schmitz N-D. A High-Strength, Absorbable, Antibacterial Knotless Tissue Control Device for Fascial Closure. *Curr Obstet Gynecol Rep*. 2017;6(2):175-181. doi:10.1007/s13669-017-0208-0.
53. Nilsson-Helander K, Thurin A, Karlsson J, Eriksson BI. High incidence of deep venous thrombosis after Achilles tendon rupture: a prospective study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(10):1234-1238. doi:10.1007/s00167-009-0727-y.
54. O Havig. Havig O (1977) Deep vein thrombosis and pulmonary embolism: an autopsy study with multiple regression analysis of possible risk factors. *Acta Chir Scand Suppl* 478:1–120. *Acta Chir Scand Suppl*. 1977;478:1.

55. Oswald I, Rickert M, Brüggemann G-P, Niehoff A, Fonseca Ulloa CA, Jahnke A. The influence of cryopreservation and quick-freezing on the mechanical properties of tendons. *J Biomech*. 2017;64:226-230. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.08.018.
56. P Kujath. Kujath P, Spannagel U, Habscheid W (1993) Incidence and prophylaxis of deep venous thrombosis in outpatients with injury of the lower limb. *Haemostasis* 23(1):20–26. *Haemostasis*. 1993;23(1):20.
57. Park H-G, Youn D, Baik J-M, Hwang JH. Epidemiology of Achilles Tendon Rupture in South Korea: Claims Data of the National Health Insurance Service from 2009 to 2017. *Clin Orthop Surg*. 2021;13(4):539-548. doi:10.4055/cios20255.
58. Paul MD. Bidirectional barbed sutures for wound closure: evolution and applications. *J Am Col Certif Wound Spec*. 2009;1(2):51-57. doi:10.1016/j.jcws.2009.01.002.
59. Peltz TS, Hoffman SW, Scougall PJ, et al. Animal Models for Tendon Repair Experiments: A Comparison of Pig, Sheep and Human Deep Flexor Tendons in Zone II. *J Hand Surg Asian Pac Vol*. 2017;22(3):329-336. doi:10.1142/S0218810417500381.
60. Pieranski P, Kasas S, Dietler G, Dubochet J, Stasiak A. Localization of breakage points in knotted strings. *New Journal of Physics*. 2001;3(1):10. doi:10.1088/1367-2630/3/1/310.
61. Rosenberg AG. The use of a barbed suture in hip and knee replacement wound closure. *Seminars in Arthroplasty*. 2013;24(3):132-134. doi:10.1053/J.SART.2013.08.005.
62. Ruff G. Technique and uses for absorbable barbed sutures. *Aesthet Surg J*. 2006;26(5):620-628. doi:10.1016/j.asj.2006.08.011.
63. Sadoghi P, Rosso C, Valderrabano V, Leithner A, Vavken P. Initial Achilles tendon repair strength--synthesized biomechanical data from 196 cadaver repairs. *Int Orthop*. 2012;36(9):1947-1951. doi:10.1007/s00264-012-1533-6.
64. Salam GA, Amin JP. The basic Z-plasty. *Am Fam Physician*. 2003;67(11):2329-2332.
65. Sarhan K, Elmahdi RR, Mohamed RG, Serag I, Abouzid M. Barbed sutures versus conventional sutures for wound closure in spine surgeries: a systematic review and meta-analysis. *Neurosurg Rev*. 2024;47(1):769. doi:10.1007/s10143-024-02909-9.
66. SCHELLONG SM, BEYER J, KAKKAR AK, et al. Ultrasound screening for asymptomatic deep vein thrombosis after major orthopaedic surgery: the VENUS study. *J Thromb Haemost*. 2007;5(7):1431-1437. doi:10.1111/j.1538-7836.2007.02570.x.
67. Shaw AD, Duthie GS. A simple assessment of surgical sutures and knots. *J R Coll Surg Edinb*. 1995;40(6):388-391.
68. Shin JY, Kim JS, Roh S-G, Lee N-H, Yang K-M. Biomechanical Analysis of Barbed Suture in Flexor Tendon Repair versus Conventional Method: Systematic Review and Meta-Analysis. *Plast Reconstr Surg*. 2016;138(4):666e-674e. doi:10.1097/PRS.0000000000002573.
69. Smith EL, DiSegna ST, Shukla PY, Matzkin EG. Barbed versus traditional sutures: closure time, cost, and wound related outcomes in total joint arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2014;29(2):283-287. doi:10.1016/j.arth.2013.05.031.

70. Stone IK, Masterson BJ, Fraunhofer JA von. Knot stability and tensile strength of an absorbable suture material. *Surface and Coatings Technology*. 1986;27(3):287-293. doi:10.1016/0257-8972(86)90108-8.
71. Sull A, Inceoglu S, August A, Gregorius S, Wongworawat MD. Comparison of Barbed Sutures in Porcine Flexor Tenorrhaphy. *Hand (N Y)*. 2016;11(4):475-478. doi:10.1177/1558944715626928.
72. Teng Z-L, Cao S-X, Ma X, et al. Epidemiological Characteristics of Patients Operated for Achilles Tendon Rupture in Shanghai. *Orthop Surg*. 2022;14(8):1649-1655. doi:10.1111/os.13347.
73. Weißenberger M, Hoffmann R, Schmidt-Horlohé K. Diagnostik und Therapie der distalen Bizeps- und Trizepssehnenruptur. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*. 2016;11(04):265-281. doi:10.1055/s-0041-107054.
74. Wellner K. Die modifizierte Kirchmayr-Naht im Vergleich mit der Umkippl-Plastik nach Silfverskiöld bei der Primärversorgung gedeckter Achillessehnenrupturen. *Beitr Orthop Traumatol*. 1990;37(2):107-112.
75. White RH, Romano PS, Zhou H, Rodrigo J, Bargar W. Incidence and time course of thromboembolic outcomes following total hip or knee arthroplasty. *Archives of Internal Medicine*. 1998;158(14):1525-1531. doi:10.1001/archinte.158.14.1525.
76. Willits K, Amendola A, Bryant D, et al. Operative versus nonoperative treatment of acute Achilles tendon ruptures: a multicenter randomized trial using accelerated functional rehabilitation. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(17):2767-2775. doi:10.2106/JBJS.I.01401.
77. Wren TA, Yerby SA, Beaupré GS, Carter DR. Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clin Biomech (Bristol)*. 2001;16(3):245-251. doi:10.1016/s0268-0033(00)00089-9.
78. Xiang N, Lin Y, Su X, et al. Assessing the application of barbed sutures in comparison to conventional sutures for surgical applications: a global systematic review and meta-analysis of preclinical animal studies. *Int J Surg*. 2024;110(5):3060-3071. doi:10.1097/JS9.0000000000001230.
79. Yamaguchi S, Kimura S, Akagi R, et al. Increase in Achilles Tendon Rupture Surgery in Japan: Results From a Nationwide Health Care Database. *Orthop J Sports Med*. 2021;9(10):23259671211034128. doi:10.1177/23259671211034128.
80. Yammine K, Assi C. Efficacy of repair techniques of the Achilles tendon: A meta-analysis of human cadaveric biomechanical studies. *Foot (Edinb)*. 2017;30:13-20. doi:10.1016/j.foot.2016.09.006.
81. Zuo Y, Luo J, Zhang X. A review on the use of porcine in tendon research. *Ann Anat*. 2023;250:152166. doi:10.1016/j.aanat.2023.152166.

## Anhang

### Querschnittsvermessung

**Tabelle 15: Deskriptive Statistik Querschnitte**

	Mittelwert	Std.- Abweichung	Std.- Fehler	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts		Minimum	Maximum
				Untergrenze	Obergrenze		
Nativ	20,8530	,63988	,20235	20,3953	21,3107	19,87	22,23
UPDS	19,5400	1,00168	,31676	18,8234	20,2566	18,14	21,28
USTRAT A	18,5130	,99630	,31506	17,8003	19,2257	16,57	19,87
ZPDS	19,8250	1,18290	,37407	18,9788	20,6712	18,22	21,21
ZSTRAT A	19,8780	1,16753	,36921	19,0428	20,7132	17,28	21,28
Gesamt	19,7218	1,23387	,17450	19,3711	20,0725	16,57	22,23

**Tabelle 16: Berechnung der Normalverteilung für Sehnenquerschnitte**

	Shapiro-Wilk Statistik	df	Signifikanz
Nativ	,945	10	,612
UPDS	,963	10	,823
USTRATA	,959	10	,774
ZPDS	,892	10	,178
ZSTRATA	,913	10	,305

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

**Tabelle 17: Übersicht Post-Hoc Tests für alle Querschnitte**

		Sig.	95% Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD ZSTRATA	Nativ	,220	-2,2669	,3169
	UPDS	,945	-,9539	1,6299
	USTRATA	,034	,0731	2,6569
	ZPDS	1,000	-1,2389	1,3449

**Tabelle 18: Berechnung der Normalverteilung Kriechdeformation**

	Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz
Nativ	,929	10	,438
UPDS	,957	8	,785
USTRATA	,895	8	,258
ZPDS	,919	10	,348
ZSTRATA	,925	10	,405

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

**Tabelle 19: ANOVA Kriechdeformation mit nativer Sehne**

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Zwischen den Gruppen	9,449	4	2,362	13,535	<,001
Innerhalb der Gruppen	7,156	41	,175		
Gesamt	16,606	45			

**Tabelle 20:** Berechnung ANOVA Effektgröße Kriechdeformation mit nativer Sehne

		Punktschätzung	95% Konfidenzintervall	
			Unterer	Oberer
Kriechdeformation	Eta-Quadrat	,569	,308	,671
	Epsilon-Quadrat	,527	,241	,639
	Omega-Quadrat, fester Effekt	,522	,237	,634
	Omega-Quadrat, Zufallseffekt	,214	,072	,302

**Tabelle 21:** Paarweise Vergleiche mit nativer Sehne Kriechdeformation

(I) Kombi	(J) Kombi	Mittelwertdifferenz (I-J)	Std.-Fehler	Sig.	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
NATIV	UPDS	-,79875*	,19817	,002	-1,3641	-,2334
	USTRATA	-1,37375*	,19817	<,001	-1,9391	-,8084
	ZPDS	-1,01300*	,18684	<,001	-1,5460	-,4800
	ZSTRATA	-,79700*	,18684	,001	-1,3300	-,2640

**Tabelle 22:** Zweifaktorielle ANOVA Nahttechnik Kriechdeformation

(I) Nahttechnik	(J) Nahttechnik	Mittelwertdifferenz (I-J)	Std.- Fehler	Sig. <sup>a</sup>	95% Konfidenzintervall für Differenz <sup>a</sup>	
					Untergrenze	Obergrenze
Z-Plastik	UP	-,181	,137	,196	-,461	,098
UP	Z-Plastik	,181	,137	,196	-,098	,461

Basiert auf geschätzten Randmitteln

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

**Tabelle 23:** Zweifaktorielle ANOVA Nahtmaterial Kriechdeformation

(I) Nahtmaterial	(J) Nahtmaterial	Mittelwertdifferenz (I-J)	Std.- Fehler	Sig. <sup>a</sup>	95% Konfidenzintervall für Differenz <sup>a</sup>	
					Untergrenze	Obergrenze
PDS	Stratafix	-,179	,137	,200	-,459	,100
Stratafix	PDS	,179	,137	,200	-,100	,459

Basiert auf geschätzten Randmitteln

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

**Tabelle 24:** Berechnung Normalverteilung Kriechdeformation

Gruppe	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
NATIV	,363	9	,001	,773	9	,010
UPDS	,242	10	,101	,864	10	,084
USTRATA	,285	9	,034	,816	9	,031
ZPDS	,170	10	,200*	,891	10	,173
ZSTRATA	,242	10	,099	,847	10	,053

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

**Zyklische Testung:****Tabelle 25: Kruskal-Wallis-Tests für zyklische Testung**

Gesamtzahl	48
Teststatistik	22,080 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische (zweiseitiger Test)	Sig.<,001

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

Gruppenvergleich	H	Teststatistik	Std.- Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. <sup>a</sup>
ZPDS-ZSTRATA	-5,900	6,260	-,943		,346	1,000
ZPDS-UPDS	11,100	6,260	1,773		,076	,762
ZPDS-USTRATA	16,511	6,431	2,567		,010	,102
ZPDS-NATIV	28,067	6,431	4,364		<,001	,000
ZSTRATA-UPDS	5,200	6,260	,831		,406	1,000
ZSTRATA- USTRATA	10,611	6,431	1,650		,099	,990
ZSTRATA- NATIV	22,167	6,431	3,447		<,001	,006
UPDS-USTRATA	-5,411	6,431	-,841		,400	1,000
UPDS-NATIV	16,967	6,431	2,638		,008	,083
USTRATA- NATIV	11,556	6,598	1,751		,080	,799

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind. Asymptotische Signifikanzen (2-seitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,050.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

**Abrisstest:**

**Tabelle 26:** Berechnung Normalverteilung Abrisstest

	Gruppe	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Kraft	UPDS	,207	8	,200*	,938	8	,594
	USTRATA	,239	8	,198	,900	8	,290
	ZPDS	,170	10	,200*	,965	10	,837
	ZSTRATA	,196	10	,200*	,854	10	,064
Spannung	UPDS	,259	8	,124	,902	8	,301
	USTRATA	,219	8	,200*	,859	8	,116
	ZPDS	,191	10	,200*	,927	10	,415
	ZSTRATA	,210	10	,200*	,921	10	,370
Dehnung	UPDS	,163	8	,200*	,972	8	,910
	USTRATA	,347	8	,005	,774	8	,015
	ZPDS	,200	10	,200*	,899	10	,213
	ZSTRATA	,237	10	,119	,920	10	,360

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

**Tabelle 27: Übersicht Berechnung Abrisstest**

(I) Gruppe	(J) Gruppe	Mittelwertdifferenz	Std.- Fehler	Sig. <sup>b</sup>	95% Konfidenzintervall für Differenz <sup>b</sup>	
					Untergrenze	Obergrenze
Kraft	NATIV UPDS	1390,064*	72,091	<,001	1176,173	1603,955
	USTRATA	1385,494*	72,091	<,001	1171,603	1599,385
	ZPDS	1339,484*	67,968	<,001	1137,825	1541,143
	ZSTRATA	1305,726*	67,968	<,001	1104,067	1507,385
Spannung	NATIV UPDS	66,211*	3,167	<,001	56,815	75,607
	USTRATA	65,772*	3,167	<,001	56,376	75,168
	ZPDS	63,692*	2,986	<,001	54,834	72,551
	ZSTRATA	62,037*	2,986	<,001	53,178	70,895
Dehnung	NATIV UPDS	997,262*	85,022	<,001	745,005	1249,519
	USTRATA	995,719*	85,022	<,001	743,462	1247,976
	ZPDS	983,918*	80,160	<,001	746,088	1221,749
	ZSTRATA	939,320*	80,160	<,001	701,489	1177,150

Basiert auf geschätzten Randmitteln

\*. Die Mittelwertdifferenz ist in Stufe ,05 signifikant.

## Publikationsverzeichnis

1. Bürger HV, Jahnke A, Harz T, Fonseca-Ulloa CA, Rickert M, Stolz D. Evaluating barbed sutures: a porcine biomechanical comparison of Z-plasty and turndown flap according to Silfverskiöld. *J Orthop.* 2025 Mar 10;69:30–36. doi:10.1016/j.jor.2025.03.003
2. Bürger HV, Biomechanische Analyse verschiedener Sehnenplastiken mit und ohne knotenlosem Nahtsystem. Postervortrag: Tag der Grundlagenforschung "Science Day" der Justus-Liebig-Universität Gießen; 2023; Gießen, Deutschland.
3. Bürger HV, Jahnke A, Knotenlos in die Zukunft: Eine biomechanische Analyse verschiedener Sehnenplastiken mit und ohne knotenlosen Nahtsystem. Abstract OP077, DGfB 2024, Heidelberg

## Ehrenwörtliche Erklärung

„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, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. 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.“

Gießen, 27.04.2026

Ort, Datum

Unterschrift

## Danksagung

Zuerst möchte ich mich bei meinem Doktorvater und Betreuer, Prof. Dr. Markus Rickert, bedanken, der mich bei der Themenfindung unterstützte und mir die Arbeit im Biomechanik-Labor ermöglichte. Sein Auge für das Detail hat die Qualität dieser Arbeit erheblich verbessert.

Außerdem gilt mein Dank Herrn Dr. Dirk Stolz, der mir zunächst den Vorschlag für eine diese Promotionsarbeit machte und mich bei der Wahl des Themas unterstützte.

Ein besonderer Dank geht an Dr. Alexander Jahnke, der mich in dieser Arbeit sowohl fachlich als auch menschlich über das Maß hinaus betreut hat.

Zusätzlich möchte ich mich bei Hans Georg Morheen und Dirk Schmieder bedanken, die mich stets dazu ermutigt haben, eine Promotionsarbeit zu verfassen. Mein Dank gilt auch Kim Katharina Schmidt und Laurin Ohrem für ihre Unterstützung.

Außerdem möchte ich mich bei meiner Frau Emilia Vanessa Hermann bedanken, die nie müde wurde, meine immer gleichen Formulierungen zu hören.

Abschließend danke ich meinen Eltern, die mich stets motiviert und unterstützt haben, diese Arbeit zu vollenden.