

Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Tübingen

Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
Sektion Sporttraumatologie

**Biomechanischer Zugversuch nach
Achillessehnenruptursimulation und Krackow-Naht
Rekonstruktion im ex vivo Schweinemodell**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Richter, Erich

2023

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. A. Ateschrang

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. S. Döbele

Tag der Disputation: 24. Mai 2023

Meiner Familie und Dr. med. Björn Spahn
in Dankbarkeit gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	I
Tabellenverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	IV
1 Einleitung	1
1.1. Die Achillessehne	1
1.1.1. Anatomie	4
1.1.2. Sehnenhistologie & -physiologie	7
1.1.3. Biomechanik.....	10
1.2. Klinische Präsentation der Achillessehnenruptur	14
1.2.1. Traumatologie & Pathogenese.....	15
1.2.2. Diagnostik der Achillessehnenruptur.....	17
1.2.3. Epidemiologie.....	20
1.3. Therapiestrategien.....	21
1.3.1. Konservative Therapieverfahren	21
1.3.2. Operative Therapieverfahren	22
1.3.3. Rehabilitation & Komplikationen der Nachbehandlung	27
1.4. Forschungsfrage	30
2 Material und Methoden	31
2.1. Materialauflistung.....	32
2.1.1. Schweinemodellpräparation.....	32
2.1.2. Chirurgische Materialien und Spannmittel für die Sehne	32
2.1.3. Geräte, Software und technische Unterstützung	34
2.2. Anatomischer Arbeitsabschnitt	36
2.2.1. Akquirierung geeigneter Präparate	36
2.2.2. Präparation.....	37
2.2.3. Vermessung und Konservierung	37
2.3. Chirurgischer Arbeitsabschnitt.....	38
2.3.1. Simulationsruptur und Spannmittelversorgung	38
2.3.2. Nähmarkierungen und -vorrichtung.....	40
2.3.3. Nahtmaterialien	42
2.3.4. Krackow-Naht.....	42
2.4. Biomechanisch-technischer Arbeitsabschnitt	45
2.4.1. Spannmittel und GOM-Punktmarken	45
2.4.2. Zwick-Roell-Prüfsystem	46
2.4.3. Testprotokoll Zugversuch.....	47
2.4.4. PONTOS 5M System	49
2.5. Datenauswertung.....	50

2.5.1. Hauptparameter	51
2.5.2. Nebenparameter	53
2.5.3. Statistische Methodik	58
3 Ergebnisse.....	59
3.1. Deskriptive Statistik	60
3.1.1. Dehiszenzkraft F_{3mm} [N]	61
3.1.2. Maximalkraft F_{Max} [N]	63
3.1.3. Querschnittsfläche A [mm ²].....	65
3.1.4. Setzverhalten [%].....	66
3.1.5. Elastizität [%].....	67
3.1.6. Steifigkeit [N/mm].....	68
3.1.7. Spannung σ [N/mm ²].....	69
3.1.8. Elongation ε [mm/mm].....	70
3.1.9. Elastizitätsmodul E [N/mm ²].....	72
3.1.10. Versagensgründe am Testende.....	73
3.2. Schließende Statistik	74
3.2.1. Dehiszenzkraft F_{3mm} – Median-Test.....	76
3.2.2. Maximalkraft F_{Max} – 95% Konfidenzintervall für den Median	78
3.2.3. Korrelationen Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] & Maximalkraft F_{Max} [N] zur Querschnittsfläche A [mm ²].....	80
3.2.4. Versagensgründe LabralTape™ Krackow-Naht	83
4 Diskussion	85
4.1. Studiendesign & Limitationen.....	85
4.2. Messdaten & Forschungsfrage	89
4.3. Einordnung in die Literatur	92
4.4. Fazit & Ausblick.....	112
5 Zusammenfassung	114
6 Literaturverzeichnis	116
7 Anhang.....	129
(a) Messwerte und statistische Berechnungen	129
(b) Histogramme	136
8 Erklärung zum Eigenanteil.....	139
9 Danksagung.....	140
10 Lebenslauf.....	141

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 – Skizze der Achillessehne mit Längenangabe und Blutversorgung	3
Abbildung 2 – Skizze mit Ansatz und Ursprung des M. triceps surae und M. plantaris.....	5
Abbildung 3 – Spannungs-Dehnungs-Diagramm bei biomechanischer Belastung von Sehnen	12
Abbildung 4 – Rupturlokalisation an der Achillessehne	14
Abbildung 5 – Unauffälliges Röntgenbild und typischer Ultraschallbefund bei Achillessehnenruptur.....	19
Abbildung 6 – Übersichtliche Darstellung ausgewählter operativer Therapieverfahren bei Achillessehnenrupturen	24
Abbildung 7 – Zeitlicher Ablauf einer frühfunktionellen Behandlung nach Miller und Chiodo	29
Abbildung 8 – Sehne des M. flexor digitorum profundus mit Markierung für Simulationsruptur	38
Abbildung 9 – Einschnitte an den Sehnenuffern zum Einbringen der Spannmittel	39
Abbildung 10 – Nähmarkierungen Krackow-Naht	40
Abbildung 11 – Skizze Sehnenhalte- und nähvorrichtung nach Spahn und Richter.....	41
Abbildung 12 – Sehnenquerschnitt mit Stichkanalbeschreibung	43
Abbildung 13 – Beginn der Krackow-Naht in Sehnennähvorrichtung	43
Abbildung 14 – Fadenführung Krackow-Naht mit ventraler Sehnenansicht.....	44
Abbildung 15 – Aufbringen der GOM-Punktmarken auf der Sehne	46
Abbildung 16 – Kraft-Zeit-Diagramme mit Darstellung der Testprotokollphasen.....	48
Abbildung 17 – Zwick-Roell-Prüfsystem und PONTOS 5M	49
Abbildung 18 – Elongation im Fahrweg-Zeit-Diagramm.....	54
Abbildung 19 – Skizze und PONTOS 5M Aufnahmen mit Parametern zur Berechnung der Elastizität	56
Abbildung 20 – Boxplot des F_{3mm} Datensatzes [N] für LT und FT.....	61
Abbildung 21 – Boxplot des F_{Max} Datensatzes [N]	63
Abbildung 22 – Boxplot des Querschnittsflächen Datensatzes [mm^2]	65
Abbildung 23 – Boxplot des Setzverhalten Datensatzes [%]	66
Abbildung 24 – Boxplot des Elastizität Datensatzes [%]	67
Abbildung 25 – Boxplot des Steifigkeit Datensatzes [N/mm]	68
Abbildung 26 – Boxplot des Spannung Datensatzes [N/ mm^2]	69
Abbildung 27 – Boxplot des Elongation Datensatzes [mm/mm].....	71
Abbildung 28 – Boxplot des Elastizitätsmodul Datensatzes [N/ mm^2].....	72

- Abbildungsverzeichnis -

Abbildung 29 – Balkendiagramm zu den Versagensgründen der Sehnen-Naht-Konstrukte	73
Abbildung 30 – Histogramme der Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] mit Normalverteilungskurven.....	74
Abbildung 31 – Histogramme der maximalen Zugkraft F_{Max} [N] mit Normalverteilungskurven.....	74
Abbildung 32 – Diagramm der 95% Konfidenzintervalle für die maximale Zugkraft F_{Max} [N].....	79
Abbildung 33 – Streudiagramme, Anpassungslinien und Korrelationskoeffizienten der Maximalkraft F_{Max} [N] zur Querschnittsfläche A [mm ²] beider Nahtrekonstruktionen.....	82
Abbildung 34 – Histogramme der Dehiszenzkräfte F_{3mm} [N].....	136
Abbildung 35 – Histogramme der maximalen Zugkräfte F_{Max} [N].....	136
Abbildung 36 – Histogramme der Querschnittsflächen A [mm ²].....	136
Abbildung 37 – Histogramme der Elastizität [%].....	137
Abbildung 38 – Histogramme der Setzverhalten [%].....	137
Abbildung 39 – Histogramme der Steifigkeiten [N/mm].....	137
Abbildung 40 – Histogramme der Spannungen σ [N/mm ²].....	138
Abbildung 41 – Histogramme der Elongationen ε [mm/mm].....	138
Abbildung 42 – Histogramme der Elastizitätsmoduln E [N/mm ²].....	138

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 – Auflistung von Materialien zur Schweinmodellpräparation	32
Tabelle 2 – Auflistung von Utensilien zum Bau der Sehnennäh- und Sehnenhaltevorrichtung	32
Tabelle 3 – Auflistung von Spannmitteln, Werkzeug, Nahtmaterialien und angebrachtem Messinstrumentarium an der Schweinesehne	33
Tabelle 4 – Auflistung von technischen Messinstrumenten und Befestigungsmaterialien	34
Tabelle 5 – Auflistung von verwendeter Software	34
Tabelle 6 – Auflistung von installierten Spannmitteln an Zwick-Roell-Prüfsystem	34
Tabelle 7 – Auflistung von Utensilien für selbstgebaute Hintergrundplatte	35
Tabelle 8 – Messsysteme zur Erfassung der Hauptparameter	50
Tabelle 9 – Messsysteme zur Erfassung der Nebenparameter	51
Tabelle 10 – Vor- und Hauptversuche mit Aufschlüsselung der zu untersuchenden Gruppen und deren Fallzahl n	58
Tabelle 11 – Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung	60
Tabelle 12 – Gegenüberstellung der explorativen Datenanalyse für die Dehiszenzkraft F_{3mm}	62
Tabelle 13 – Gegenüberstellung der explorativen Datenanalyse für die Maximalkraft F_{Max}	64
Tabelle 14 – Kreuztabelle und Statistik für den Median der Dehiszenzkraft F_{3mm}	76
Tabelle 15 – Statistik des Mediantests für die Dehiszenzkraft F_{3mm}	77
Tabelle 16 – Korrelationsanalyse der Dehiszenzkraft zur Querschnittsfläche bei unterschiedlichen Nahtvariationen	80
Tabelle 17 – Korrelationsanalyse der Maximalkraft zur Querschnittsfläche bei unterschiedlichen Nahtvariationen	81
Tabelle 18 – Statistik der biomechanischen Parameter der LabralTape™ Krackow Gruppe gruppiert nach Versagensgründen	83
Tabelle 19 – Messwerte der Querschnittsfläche A [mm ²]	130
Tabelle 20 – Messwerte der Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] und der Maximalkraft F_{Max} [N]	131
Tabelle 21 – Messwerte des Setzverhaltens [%] und der Spannung [N/mm ²]	132
Tabelle 22 – Messwerte der Steifigkeit [N/mm] und der Elongation [mm/mm]	133
Tabelle 23 – Messwerte der Elastizität [%] und des Elastizitätsmoduls [N/mm ²]	134
Tabelle 24 – Versagensgründe in den zwei Untersuchungsgruppen	135

Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
A.	Arteria
ASR	Achillessehnenreflex
F_{3mm}	Kraft bei 3 mm Spaltbildung [N]
F_{Max}	Maximale Zugkraft [N]
FT	FiberTape® Krackow-Naht
GAG	Glykosaminoglykane
GOM	Gesellschaft für optische Messtechnik (Braunschweig)
Hz	Hertz (SI-Einheit Frequenz)
IGF-1	Insulin-like growth factor 1
IQR	Inter quartil range (Deutsch: Interquartilsabstand)
LT	LabralTape™ Krackow-Naht
M.	Musculus
Mm.	Musculi
mm	Milimeter
mm²	Quadratmilimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
n	Anzahl der Merkmalsausprägungen
N	Newton (SI-Einheit Kraft)
N.	Nervus
nNV	Nicht normalverteilt
NV	Normalverteilt
OSG	Oberes Sprunggelenk
PG	Proteoglykane
PGE2	Prostaglandin E2
RAUT	Realtime Achilles Ultrasound Thompson
s	Sekunde
SD	Standard deviation (Deutsch: Standardabweichung)
TGF-β-1	Transforming growth factor-β-1
USG	Unteres Sprunggelenk
\bar{x}	Mittelwert
\tilde{x}	Median

1 Einleitung

Die Achillessehne ist die dickste und kräftigste Sehne des Körpers und nimmt biomechanisch gesehen für die Kraftübertragung beim menschlichen Gang eine Schlüsselrolle ein, da sie vor allem in Sportsituationen dem acht- bis zwölfwachen des Körpergewichts standhalten muss (Cohen, 2009; Komi, 1990; O'Brien, 2005; Williams und Brage, 2004). Daher ist eine Ruptur dieser Sehne nicht nur schmerzhaft, sondern erfordert chirurgisches Geschick des behandelnden Arztes gepaart mit einer guten Therapiestrategie und beansprucht vor allem auch Zeit bis zur vollständigen Rehabilitation.

Die erste dokumentierte Achillessehnenruptur in der medizinischen Literatur wurde 1575 vom französischen Chirurgen Ambroise Paré beschrieben. Noch heute stellt seine Beschreibung eines Rupturgeräusches ähnlich einer Kutscherpeitsche zum Traumazeitpunkt sowie den starken Schmerzen im Anschluss, gepaart mit einer tastbaren Delle im Bereich der Ruptur, den klassischen Patientenfall dar (Klenerman, 2007). Jedoch galt die Achillessehnenruptur bis Anfang des 20. Jahrhunderts als ein eher seltenes Krankheitsbild, und es existierte bis dahin lediglich die Möglichkeit einer konservativen Therapie (Quenu und Stoianovitch, 1929).

Dies hat sich in vielerlei Hinsicht gewandelt: Seither hat sich die Achillessehnenruptur durch vermehrte sportliche Betätigung zu einem häufigen Krankheitsbild entwickelt, wobei der sportbedingte Anteil der Achillessehnenrupturen 70 bis 80% beträgt (Majewski et al., 2000). Hiervon ist sowohl der Leistungssport, wie exemplarisch der Fall des Basketballspielers Kobe Bryant aus dem Jahr 2013 zeigt (Farmer, 2013), als auch der Bereich des Hobbysports betroffen. Trotz der steigenden Zahl an Patienten und trotz der Vielzahl an neuen chirurgischen Therapien seit Mitte des 20. Jahrhunderts konnte bislang kein einheitlicher Goldstandard zur Behandlung dieses Krankheitsbildes gefunden werden (Bauer und Eberhardt, 1999; Bhandari et al., 2002; Li und Hua, 2016).

Unterdessen liegen trotz diverser Therapieoptionen immer noch beklagenswerte Rehabilitationsergebnisse vor. Dies zeigt sich exemplarisch in einer Studie aus den USA, bei welcher betroffene Spieler aus der National Basketball Association untersucht wurden. Die Basketballspieler mit einer kompletten Achillessehnenruptur konnten nach Ihrer Behandlung nicht mehr dieselbe Leistung aufbringen wie zuvor, mussten Spielzeit einbüßen, und 39% der Betroffenen mussten Ihre sportliche Karriere beenden (Amin et al., 2013).

Die jährliche Inzidenz von etwa 16.000 betroffenen Patienten in Deutschland verdeutlicht zusätzlich die Bedeutsamkeit der Entwicklung einer guten Therapiestrategie für Achillessehnenrupturen (Lill et al., 1996).

Das Ziel dieser Arbeit war somit, einen Beitrag zur Findung eines Goldstandards für die Achillessehnenruptur zu leisten. Dafür wurden zwei unterschiedliche Nahtmaterialien in Verbindung mit der Krackow-Naht, die in der Literatur als eine der stabilsten Nahttechniken beschrieben wird (Krackow et al., 1986; Lee et al., 2008; Veurink et al., 2015; Watson et al., 1995), auf ihre biomechanischen Eigenschaften im Sehnen-Naht-Konstrukt in einem *ex vivo* Schweinesehenmodell miteinander verglichen.

1.1. Die Achillessehne

Als stärkste und dickste Sehne des menschlichen Körpers nimmt die Achillessehne sowohl in anatomischer als auch biomechanischer Hinsicht eine Sonderrolle ein (Dalmau-Pastor et al., 2014; O'Brien, 1992).

Die Länge der Achillessehne wird hierbei von Rosso et al. in einer klinischen Studie bei gesunden Probanden über eine magnetresonanztomografische Messung mit 15,5 bis 20,5 cm beziffert (Rosso et al., 2012).

In einer finnischen Studie wurde sonographisch bei gesunden Probanden die Dicke der Achillessehne auf Höhe des medialen Malleolus in verschiedenen Altersgruppen untersucht. Die Messwerte in der Altersgruppe von 30 bis 80 Jahren lagen hierbei bei 5,9 bis 7,9 mm, wobei eine positive Korrelation zwischen dem Alter und der Körpergröße ermittelt wurde (Koivunen-Niemelä und Parkkola, 1995). Eine methodologisch ähnliche chinesische Studie fand unterdessen etwas niedrigere Messwerte für den Querschnitt, wobei die Altersgruppengrößen kleiner gewählt waren als in der zuvor genannten Studie. Wie die finnischen Kollegen konnten sie jedoch eine positive Korrelation zwischen Achillessehndicke und Körpergröße feststellen (Pang und Ying, 2006).

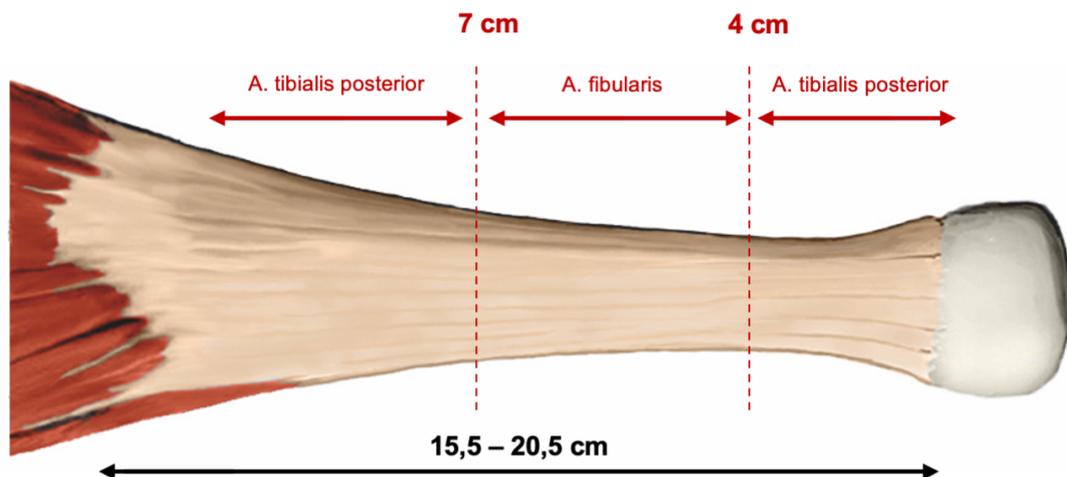


Abbildung 1 – Skizze der Achillessehne mit Längenangabe und Blutversorgung

Eigene Illustration einer intakten Achillessehne mit Angaben zur Blutversorgung (rot) von Chen et al., 2009. Gesamtlängenangaben zur Achillessehne (schwarz) sind aus der Studie von Rosso et al., 2012 entnommen.

1.1.1. Anatomie

Die Achillessehne (Latein: Tendo calcanei) setzt entsprechend ihrem lateinischen Namen am Tuber calcanei an und verbindet ab etwa der Unterschenkelmitte den M. triceps surae mit der Ferse. Dieser Muskel befindet sich im oberflächlichen dorsalen Unterschenkelkompartiment und wird von der Fascia cruris eingehüllt. Er setzt sich aus dem tiefergelegenen M. soleus und dem M. gastrocnemius – bestehend aus Caput laterale et mediale – zusammen. Der M. triceps surae wird durch den N. tibialis aus den Ästen der Sakralsegmente S1 und S2 innerviert. Diese Eigenschaft kann man sich bei der klinischen Testung des Achillessehnenreflexes (ASR) zur neurologischen Bewertung des Sakralsegments S1 zunutze machen, da der M. triceps surae der Kennmuskel dieses Sakralsegments ist.

Rein funktionell betrachtet ist der M. triceps surae an der Bewegung im Kniegelenk, oberen Sprunggelenk (OSG) und im unteren Sprunggelenk (USG) beteiligt. Die Flexion im Kniegelenk wird hierbei nur durch die Anteile des M. gastrocnemius bewerkstelligt. Die Plantarflexion im OSG und die Supination im USG hingegen werden durch die Gesamtheit des M. triceps surae erbracht, da der M. soleus anatomisch lediglich mit dem Sprunggelenk artikulieren kann. Hierbei ist der sehnige Anteil des M. soleus größer, sodass er den wesentlichen Plantarflexor darstellt. Weiterhin ist der M. soleus als Haltemuskel von zentraler Bedeutung, damit der Körper beim Stehen nicht nach vorne kippt. Zusätzlich wirkt er als Venenpumpe für die Poplitealgefäße (O'Brien, 2005).

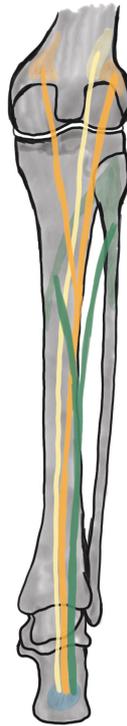


Abbildung 2 – Skizze mit Ansatz und Ursprung des M. triceps surae und M. plantaris

Illustriert ist ein Ausschnitt des rechten Beins in dorsaler Ansicht. Der distale Teil des Femurs mit medialem und lateralem Epicondylus, sowie Bereiche am proximalen Teil der Tibia und Fibula sind Ursprungsorte für den M. triceps surae und M. plantaris. Der M. triceps surae setzt sich hierbei aus M. gastrocnemius medialis et lateralis (orange) und M. soleus (grün) zusammen. Der M. plantaris (beige) findet seinen Ansatzpunkt gemeinsam mit der tendinösen Vereinigung des M. triceps surae am Calcaneus (blauer Ansatzpunkt). Eigene Abbildung nach Platzer und Shiozawa aus Taschenatlas Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat, Thieme 2018 [Abbildung: Schema (Ursprung, Verlauf und Ansatz des M. triceps surae)] (Platzer und Shiozawa, 2018).

Die Funktionen im Bewegungsapparat ergeben sich durch die Topografie der Muskelanteile des M. triceps surae (siehe Abbildung 2). Der Ursprung des M. soleus befindet sich dorsal der Tibia an der Linea musculi solei sowie an der Dorsalseite des Fibulakopfes und dem bindegewebigen Arcus tendineus m. solei zwischen Fibula und Tibia. Entsprechend den Anteilen des M. gastrocnemius befindet sich der Ursprung des Caput mediale dorsal am Epicondylus medialis femoris, und der Ursprung des Caput laterale ist ebenfalls dorsal am Epicondylus lateralis femoris. Im Gebiet ihres Ansatzes stehen Caput mediale und Caput laterale in engem Kontakt zur posterioren Gelenkkapsel des Knies. Hier befindet sich eine seröse Bursa unterhalb des medialen Kopfes – in einigen Fällen ist auch unterhalb des lateralen Kopfes eine seröse Bursa vorzufinden (Dalmau-Pastor et al., 2014).

Die Muskelbäuche beider Mm. gastrocnemii werden im Verlauf bis zur Unterschenkelmitte dicker und nähern sich an, um eine sehnige Raphe zu bilden, welche sich während ihres Verlaufes zu einer Aponeurose formt und schließlich distal mit der Sehne des M. soleus vereinigt (O'Brien, 2005).

Ferner verläuft der M. plantaris im oberflächlichen dorsalen Unterschenkelkompartiment. Er fehlt anatomisch bei 8% aller Menschen (Doral et al., 2010a). Er hat seinen Ursprung am Femur an der Linea supracondylaris lateralis. Der M. plantaris verläuft von da an auf dem M. soleus und unterhalb des M. gastrocnemius medial. Im Bereich oberhalb des Calcaneus verschmilzt er mit seinem sehnigen Anteil mit den Sehnenfasern des M. triceps surae und beteiligt sich so ebenfalls an der Achillessehneninsertion am Tuber calcanei (Doral et al., 2010a). Da der M. plantaris beim Menschen nur marginal an der Plantarflexion beteiligt und eher rudimentär angelegt ist, kann er unfallchirurgisch als Sehnentransplantat zur Rekonstruktion von ligamentären Strukturen verwendet werden (O'Brien, 2005).

Weiterhin kann man in der lateralen Ansicht einer Röntgenaufnahme einen fettgefüllten Raum vor dem distalen Teil der Achillessehne ausfindig machen: Das *Kager'sche Fettpolster*. Hierbei handelt es sich um ein röntgenstrahlendurchlässiges Dreieck, das von der Sehne des M. flexor hallucis longus (ventraler Rand), der Achillessehne selbst (posteriorer Rand), sowie der kranialen Kontur des Calcaneus (kaudaler Rand) begrenzt wird (Ly and Bui-Mansfield, 2004). Das *Kager'sche Fettpolster* ist funktionell eng mit der retrocalcanearen Bursa assoziiert. Die sackförmige Bursa befindet sich ihrerseits am posterosuperioren Anteil des Calcaneus und am anterodistalen Teil der Achillessehne. Zum einen wird in der Bursa eine Reduktion der Druckänderungen bei Plantarflexion durch das *Kager'sche Fettpolster* bewerkstelligt, zum anderen verhindert das Polster durch seine Assoziation zur Achillessehne deren Abknicken bei der Plantarflexion. Weiterhin dient das *Kager'sche Fettpolster* der Stabilisierung des Paratendons und ist damit indirekt für die Blutversorgung verantwortlich (Canoso et al., 1988; Theobald et al., 2006).

Die Achillessehne wird neurovaskulär durch die A. tibialis posterior, A. fibularis und den N. fibularis versorgt. Diese Versorgung gelingt hauptsächlich durch longitudinal verlaufende arterielle Gefäßäste (O'Brien, 1992). Topographisch konnten Chen et al. in ihrer humanen Kadaverstudie die Blutversorgung näher spezifizieren und quantifizieren (siehe. Abbildung 1): Sie fanden heraus, dass der proximale und distale Anteil der Achillessehne durch die A. tibialis posterior versorgt wird, wobei der mittlere Anteil durch die A. fibularis versorgt wird. Unterdessen beschrieben sie wie O'Brien zuvor eine relative Hypovaskularität im mittleren Bereich der Sehne (Chen et al., 2009). Die niedrige Vaskularität im mittleren Bereich steht auch in Zusammenhang mit der histologischen Architektur der Achillessehne und hat weiterhin Auswirkungen auf die Pathogenese der Achillessehnenruptur.

1.1.2. Sehnenhistologie & -physiologie

Als Bindeglied zwischen Muskeln und Knochen müssen Sehnen Kräfte übertragen und zeitgleich der Spannung während einer Muskelkontraktion standhalten können. Damit dies gewährleistet werden kann, muss die histologische Architektur spezifisch auf Steifigkeit und Flexibilität ausgelegt sein (Tresoldi et al., 2013).

Sehnen bestehen zu 70% aus Wasser. Die übrigen 30% Trockenmasse bestehen zu 65-80% aus Kollagen Typ I und zu 2% aus Elastin (Sharma und Maffulli, 2006). Auch finden sich geringe Mengen an Kollagen Typ III und V (Tresoldi et al., 2013). Weitere Bestandteile stellen Proteoglykane (PG) mit Glykosaminoglykan(GAG)-Seitenketten und Glykoproteine im Extrazellularraum dar (Lüllmann-Rauch und Paulsen, 2012, p. 130,138). PG und GAG füllen aufgrund ihrer hydrophilen Eigenschaften gemeinsam mit Wasser den Raum zwischen den Kollagenfasern. Damit haben PG und GAG direkte Auswirkungen auf die viskoelastischen Eigenschaften und modulieren zugleich zellbiologische Funktionen (Lüllmann-Rauch und Paulsen, 2012, p. 130; Milz et al., 2009; Sharma und Maffulli, 2006). Die Synthese der Kollagenpolypeptide erfolgt durch spezialisierte Fibroblasten, sogenannte Tenozyten. Diese Peptide vereinigen sich zu einer Triplehelix. Die hierarchische Organisation der Triplehelices über

Tropokollagen zu Kollagenfibrillen und deren Quervernetzung führen zu einer Erhöhung der Zugfestigkeit. Die Kollagenfibrillen ihrerseits vereinigen sich zu Kollagenfasern, welche wiederum ein sogenanntes Primärbündel (Faszikel) bilden. Mehrere Primärbündeln mit dazwischenliegenden Tenozyten, die interzellulär über gap junctions verbunden sind, organisieren sich über einsprossende lockere bindegewebige Septen zu einem Sekundärbündel. Diese strukturgebenden Septen, auch Endotendineum (oder synonym Peritendineum internum) genannt, beinhalten Blut- und Lymphgefäße sowie nervale Strukturen und ermöglichen mechanisch eine Beweglichkeit der Primärbündel gegeneinander. Die neurovaskulären Strukturen entstammen ihrerseits aus dem Ependineum (oder synonym Peritendineum externum), welches die Sekundärbündel in ihrer Gesamtheit umschließt. Das Paratendineum ermöglicht als äußerste Schicht dem Ependineum aufliegend das mechanische Gleiten im Gewebe. Das Paratendineum entstammt der Fascia cruris des M. triceps surae und verbindet sich distal am Ansatz der Achillessehne mit dem Periost des Calcaneus (James et al., 2008; Kader et al., 2002; Maffulli et al., 2005, pp. 7–12; Milz et al., 2009; Müller-Wohlfahrt et al., 2014, pp. 54–55; Schmidt und Lanz, 2003, p. 186).

Die Achillessehne ist eine Zugsehne, ihre Faserverlaufsrichtung ist somit konkordant zum Muskelfaserverlauf des M. triceps surae. Dabei fungiert der, unter polarisierter Lichtmikroskopie sichtbare, wellenförmige Verlauf der Kollagenfasern als Dehnungsreserve (James et al., 2008; Lüllmann-Rauch and Paulsen, 2012, p. 124). Diese Wellenform hebt sich unter Spannung auf und begibt sich, durch das Elastin in der Extrazellulärmatrix unterstützt, bei Entspannung zurück in die ursprüngliche Form (James et al., 2008).

Die Verbindung zwischen Muskel und Sehne wird als sogenannte myotendinöse Junction bezeichnet. An dieser Verbindung sind die Kollagenfasern fingerförmig im Sakrolemm der Muskelzellen über Ankerproteine, wie beispielsweise Tenascin gesichert. Dadurch kann die primäre Kraftübertragung vom Muskel auf die Sehne stattfinden (Charvet et al., 2012).

Die Insertion der Sehne in den Calcaneus wird neben der gebräuchlichen Bezeichnung „Enthese“ auch als osteotendinöse Junktion bezeichnet. Diese Insertionsstelle dient der weiteren Kraftübertragung auf das Skelett. Bei der osteotendinösen Junktion der Achillessehne handelt es sich um eine fibrocartilaginäre Enthese, welche sich wiederum in vier Zonen von proximal nach distal einteilen lässt: Bindegewebe der Kollagenfaserbündel, nicht verkalkter Faserknorpel, kalzifizierter Faserknorpel und Knochen (Benjamin et al., 2006). Die fibrocartilaginären Zellen können ihrerseits ähnlich wie die Tenozyten beispielsweise Kollagene und Protoglykane synthetisieren (Benjamin und Ralphs, 2004).

Die Faszikelorientierung der Achillessehne vom myotendinösen Übergang bis zum Calcaneus verläuft nicht geradlinig. Vielmehr kommt es zu einer Drehung der Faszikelanteile der Sehnenfasern als Ausläufer der Muskelfasern, sodass die auslaufenden Faszikel des M. soleus medial inserieren, wohingegen die Anteile des M. gastrocnemius die laterale Insertion am Calcaneus bilden (Lersch et al., 2012). In einer humanen Kadaverstudie wurde mittels Radioisotopeninstallation die Vaskularisierung der Achillessehnenanteile quantifiziert (Stein et al., 2000). Hierbei konnte gezeigt werden, dass im mittleren Teil der Achillessehne die Vaskularisierung am geringsten ist. Die Erklärung hierfür sehen die Autoren auch in der Rotation der Achillessehnenfasern begründet: Von kranial nach kaudal vollziehen die Fasern eine 90 Grad Drehung in der Transversalebene, sodass posteriore Fasern schließlich lateral und anteriore Fasern entsprechend medial zu liegen kommen.

Pathohistologisch resultiert die Achillessehnenruptur in einer desorganisierten Gewebeanordnung, wobei Kollagen Typ III für die Regulierung der Fibrillogenese nach einer Ruptur essentiell ist. Bei der Sehnenheilung nimmt die Menge an Kollagen Typ III im Verhältnis zu Kollagen Typ I zu, wodurch sich wiederum die biomechanischen Eigenschaften wie Steifigkeit, Elastizität und Belastbarkeit ändern. (Bressel und McNair, 2001; James et al., 2008; Tresoldi et al., 2013). Spezifische PG wie Fibronectin und Thrombospondin sind ebenfalls

am Heilungsprozess beteiligt (Sharma und Maffulli, 2006). Typ V Kollagen stellt eine Vernetzung mit den übrigen Kollagenfasern her (James et al., 2008).

1.1.3. Biomechanik

Der M. triceps surae erzeugt 93% der Plantarflexionskraft (Cohen, 2009). Bei der Dorsalextension des Fußes wirken unterdessen unterschiedliche Belastungen am Calcaneus, abhängig von der Insertionslokalisation der Achillessehne. Demnach ist der posteriore Anteil der Insertion zehnmal höher belastet als der anteriore Anteil (Lyman et al., 2004). Unterdessen überträgt die Achillessehne Kräfte effizient und ermöglicht dabei eine mühelose Fortbewegung. Der Bodenkontakt des Fußes beim Laufen erzeugt eine Vorspannung in der Achillessehne, welche als Spannungsenergie gespeichert wird. Die so gespeicherte Energie reicht zu etwa 50% aus, um eine Gegenbewegung im Sprunggelenk – im Sinne einer Plantarflexion – auszuführen (Lorimer and Hume, 2014).

Die Zugfestigkeit von humanem Achillessehnengewebe wird in der Literatur *in vitro* mit einer großen Spannweite von 159 bis 1154 N/mm² angegeben (Louis-Ugbo et al., 2004).

Kongsgaard et al. konnten in ihrer Studie zeigen, dass Läufer, die intermittierend hohen Belastungen ausgesetzt sind, eine höhere Querschnittsfläche aufweisen. Die Anatomie der Achillessehnen scheint sich also ihrer funktionellen Beanspruchung anzupassen. Jedoch konnte kein Unterschied der Maximalkraft bei Plantarflexion zwischen Patienten, welche eine Achillessehnenruptur mit operativer Versorgung vor über einem Jahr erfuhren, und gesunden Läufern gezeigt werden (Kongsgaard et al., 2005). Auch Rosager et al. fanden heraus, dass Laufsportler durch regelmäßiges Training eine Gewebeadaptation im Sinne einer Querschnittsvergrößerung erreichen. Die Maximalkraft der Plantarflexion dieser Studie war bei den Läufern (2633 N) nur geringfügig höher als die der Nicht-Läufer (2556 N) (Rosager et al., 2002). Die Vergrößerung der Querschnittsfläche hatte also keine Auswirkung auf die maximale Kraftentwicklung. Zudem erfolgt die Anpassungsfähigkeit von Sehnengewebe,

verglichen mit der Skelettmuskulatur, um ein Vielfaches langsamer. Erst durch die Wechselwirkungen von mechanischen und biochemischen Wachstumsfaktoren – wie beispielsweise IGF-1, TGF- β und PGE2 – kann durch habituelles Training eine Veränderung im Hinblick auf Morphologie, Struktur und Materialeigenschaften gelingen (Kjaer et al., 2009; Wiesinger et al., 2015).

Da die Vergrößerung der Querschnittsfläche eher geringfügig zu einer stärkeren Kraftentwicklung beizutragen scheint, stellt sich die Frage, wozu diese dienen könnte. Nach Butler et al. soll biomechanisch eine größere Querschnittsfläche die Steifigkeit erhöhen, so zu einer Reduktion der Sehnenbelastung beitragen und damit das Risiko für eine Achillessehnenruptur senken (Butler et al., 1978). Schwer beurteilbar ist hingegen, ob durch eine größere Querschnittsfläche auch eine höhere Kraft vor einem tatsächlichen Rupturereignis der Achillessehne *in vivo* toleriert wird. Eine *in vitro* durchgeführte humane Kadaverstudie von Louis-Ugbo et al. konnte keine signifikante positive Korrelation zwischen Sehnenquerschnitt und der maximalen Zugfestigkeit bis zum Rupturversagen der intakten Achillessehne feststellen (Louis-Ugbo et al., 2004).

Längere Sehnen haben allerdings ein größeres absolutes Elongationsvermögen als kürzere Sehnen, wobei die Belastbarkeit [N] dieselbe ist. Dies liegt im histologischen Aufbau der Kollagenfasern begründet (Butler et al., 1978, pp. 143–145). In der Literatur werden Elongationen von 4 bis 10% beschrieben, bevor es zum Rupturversagen kommt. Eine Elongation von bis zu 4% wird als physiologisch erachtet, sodass nach erfolgter Belastung hierunter die ursprüngliche wellige Sehnenkonformation wieder angenommen werden kann (Butler et al., 1978, pp. 144–146; Kannus, 1997; Maffulli, 1999).

Butler et al. und James et al. beschrieben ein Spannungs-Dehnungs-Diagramm für Sehnen bei longitudinaler Zugbelastung mit drei charakteristischen Bereichen während einer biomechanischen Testung *in vitro* (siehe Abbildung 3). Der initiale Zug kann zunächst durch die Begradigung der gewellten Kollagenfasern in Bezug auf die Spannung kompensiert werden, sodass es zu einem zunächst flachen Anstieg der Kurve

kommt. Es folgt ein linearer Anstieg im Spannungs-Dehnungs-Diagramm. Die Steigung in diesem Bereich kann technisch auch als Elastizitätsmodul bezeichnet werden. Während der linearen Steigung ist die wellenförmige Anordnung gänzlich aufgehoben. Jenseits des linearen Bereichs wird die Elastizitätsgrenze erreicht, sodass eine weitere Elongation zur Verformung der Kollagenfasern führt. Dies resultiert schließlich in einer vollständigen Ruptur (Butler et al., 1978, pp. 141–146; James et al., 2008).

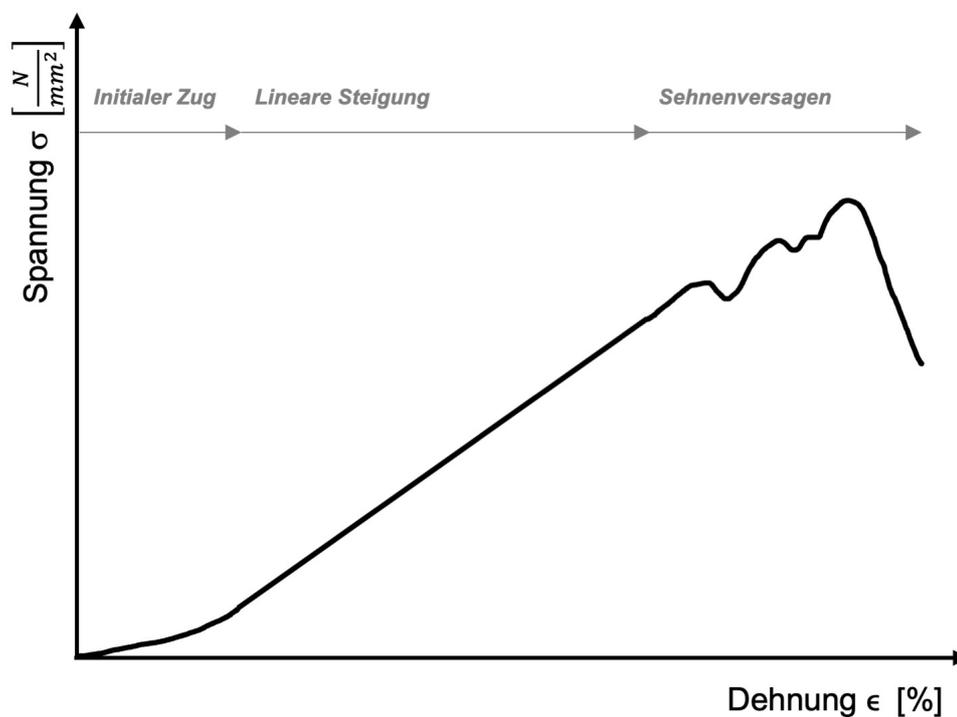


Abbildung 3 – Spannungs-Dehnungs-Diagramm bei biomechanischer Belastung von Sehnen
Dargestellt sind die drei typischen Abschnitte einer Sehnentestung während eines biomechanischen Zugversuchs. Eigene Darstellung nach Butler et. al, 1978, p. 145 und James et al., 2008.

Zudem besteht die Möglichkeit, Belastungen im Zugversuch über die Auftragung als Kraft-Weg-Diagramms zu quantifizieren, wobei die Steigung der Kurve dabei technisch als Steifigkeit bezeichnet wird (siehe Kapitel 2.5.2).

Derartige biomechanische Experimente können nützlich sein, wenn man versucht, diese auf physiologische Kraftwerte des menschlichen Gangs zu übertragen. Finni et al. konnten am Menschen bei unterschiedlichen Ganggeschwindigkeiten Maximalkräfte von 1320 bis 1490 N messen, die an der Achillessehne wirkten. Bemerkenswert war, dass trotz der zunehmenden Geschwindigkeit die Kräfte nur marginal zunahmen und kein linearer Zusammenhang bestand. Anders hingegen verhielt sich die Kraftentwicklung (gemessen in N/s): Hier konnte ein signifikanter Unterschied zwischen dem langsamen Gang (1,1 m/s) und dem schnellen Gang (1,8 m/s) mit einer um 32% höheren Kraftentwicklung festgestellt werden (Finni et al., 1998).

In der Literatur wird häufig angegeben, dass die Achillessehne beim Sport hohen Zugbelastungen ausgesetzt sein kann, welche umgerechnet das acht- bis zwölfwache des Körpergewichts betragen können (Komi, 1990; O'Brien, 2005; Williams und Brage, 2004).

Daten zur biomechanischen Belastbarkeit bei sportlicher Betätigung konnten in diesem Zusammenhang die *in vivo* gemessenen Kraftwerte von Fukashiro et al. offenlegen. Sie ermittelten eine Maximalkraft von 3786 N beim repetitiven Springen bei einer definierten Höhe von 7 cm (Fukashiro et al., 1995).

Komi untersuchte die Krafteinwirkung während des Laufens und ermittelte hierbei einen Maximalwert von 9000 N bei einer Sehnenquerschnittsfläche von 0,81 cm² (Komi, 1990).

1.2. Klinische Präsentation der Achillessehnenruptur

Bei der Achillessehnenruptur handelt es sich um ein Trauma des Bewegungsapparates im Bereich des M. triceps surae mit einer klinischen Präsentation wie in der Einleitung (siehe Kapitel 1) beschrieben. Die Achillessehne kann vollständig oder partiell rupturieren, sodass eine Diastase zwischen proximalem und distalem Rupturstumpf entsteht. Diese Stümpfe stellen sich intraoperativ meist „pferdeschweifähnlich aufgesplittert“ dar (Zwipp et al., 1989). Die genauen Verteilungen bezüglich der exakten Rupturlokalisationen variieren in der Literatur nur geringfügig (siehe Abbildung 4). Eine repräsentative Studie von Józsa et al. beschrieb die Rupturlokalisation mit 12,1% an der myotendinösen Verbindung, 4,6% an der Insertion (osteotendinöser Übergang) und 83,3% in der Sehnenmitte im Bereich von etwa 3 bis 5 cm proximal des Calcaneus (Józsa et al., 1989). Zwipp et al. berichteten ebenfalls in 88,2% der Fälle von einer Ruptur in der Sehnenmitte, 9,8% entfielen auf den myotendinösen Übergang und etwa 2% auf die Insertion (Zwipp et al., 1989).

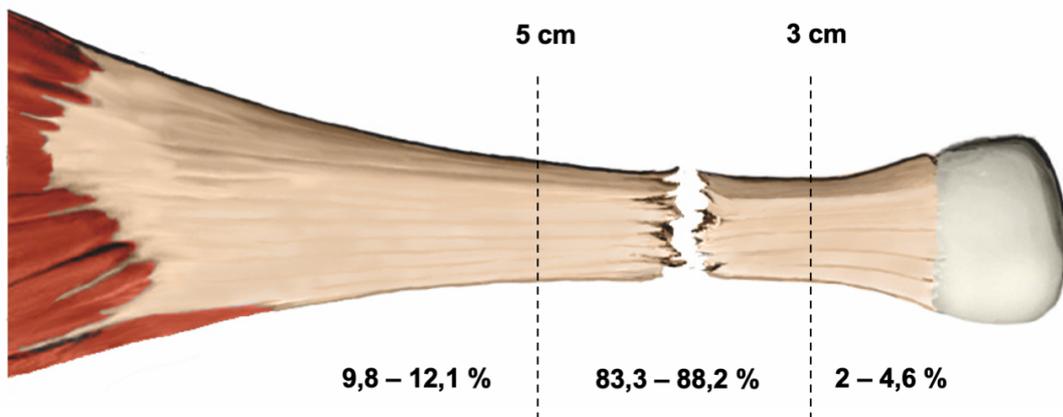


Abbildung 4 – Rupturlokalisation an der Achillessehne

Illustriert ist die Achillessehne mit den myotendinösen und osteotendinösen Verbindungsstellen. Zusätzlich ist die typische Rupturlokalisation in der Sehnenmitte dargestellt. Die prozentualen Daten zur Rupturhäufigkeit in den oben aufgeführten Abschnitten, welche durch gestrichelte Linien abgegrenzt sind, stammen aus den Studien von Józsa et al., 1989 und Zwipp et al., 1989. Die Einteilung der oben aufgeführten Zentimeterintervalle wurde aus der Studie von Józsa et al. übernommen.

Weiterhin muss zwischen einer akuten und einer chronischen Achillessehnenruptur unterschieden werden. Eine chronische Achillessehnenruptur geht auf degenerative Prozesse zurück, welche zu einer spontanen Ruptur ohne einen typischen Pathomechanismus führen. Von einer chronischen Achillessehnenruptur spricht man definitionsgemäß, sobald zwischen Rupturgeschehen und Therapiebeginn vier bis sechs Wochen liegen. Hierzu zählen auch übersehene Rupturen (Thermann, 2019).

Vorrangig soll im Folgenden jedoch auf das Krankheitsbild der akuten Achillessehnenrupturen eingegangen werden.

1.2.1. Traumatologie & Pathogenese

In der Literatur wird unterdessen von einer multifaktoriellen Pathogenese ausgegangen. Hierbei scheinen mechanische, degenerative und ischämische Faktoren, wie beispielsweise die altersabhängig abnehmende Blutversorgung, miteinzufließen (Ahmed et al., 1998; Del Buono et al., 2013).

Insgesamt besteht in der Literatur Konsens darüber, dass eine reduzierte Blutversorgung sekundär eine Degeneration bedingen kann und diese wiederum zu einer Achillessehnenruptur führen kann (Kannus und Józsa, 1991; Stein et al., 2000; Zantop et al., 2003).

Kannus und Józsa untersuchten in einer umfassenden histologischen Studie 891 humane rupturierte Sehnen, darunter 397 rupturierte Achillessehnen. Bemerkenswert war, dass ausnahmslos alle rupturierten Sehnen vorbestehende histopathologisch nachweisbare Veränderungen aufwiesen. Verglichen mit der Kontrollgruppe ohne Ruptur konnten sie feststellen, dass die Kontrollgruppe in 34% histopathologisch degenerative Veränderungen aufwies, und vor allem Patienten im Alter von über 35 Jahren davon betroffen waren. Die häufigsten entdeckten Pathologien in dieser Studie waren mit insgesamt 97% die hypoxisch degenerative Tendinopathie, die mukoide Degeneration, die Tendolipomatosis und die kalzifizierende Tendinopathie. Bei der hypoxisch degenerativen Tendinopathie und bei der mukoiden Degeneration handelt es sich um Veränderungen in der Struktur der Tenozyten und der Kollagenfasern,

wohingegen die Tendolipomatosis und die kalzifizierende Tendinopathie Raumforderungen durch Adipozyten oder Calciumdepots in Form von Hydroxylapatit darstellen (Kannus und Józsa, 1991).

Auch Zwipp et al. konnten in ihrer Studie bei 11 von 13 Patienten ohne anamnestizierbares Trauma histologisch degenerative Veränderungen feststellen (Zwipp et al., 1989).

Pathobiomechanisch konnten Lorimer und Hume eine hohe Bremskraft beim Laufsport als wesentlichen ätiologischen Faktor der Achillessehnenruptur ausfindig machen (Lorimer und Hume, 2014). In nur etwa 4% der Fälle führt außerdem eine direkte Krafteinwirkung zu einer Ruptur der Achillessehne (Steinbrück, 2000).

Bei der Untersuchung von 92 Patienten mit einer kompletten Achillessehnenruptur konnten Arner und Lindholm drei wesentliche ätiologische Mechanismen differenzieren. In den meisten Fällen (53%) verursachte ein dynamisches Abstoßen wie beispielsweise beim Sprint oder Basketball eine Achillessehnenruptur. In 17% der Fälle hingegen war ein unerwartetes Abrutschen mit anschließender Ausgleichsbewegung mittels Dorsalextension ursächlich - wie etwa beim Stolpern in eine Vertiefung. Weitere 10% konnten einer passiv heftigen Dorsalextension auf den plantarflektierten Fuß zugeschrieben werden, wie beispielsweise beim Sturzereignis aus einer bestimmten Höhe. Bei den restlichen 20% war kein klarer Mechanismus eruierbar (Arner und Lindholm, 1959; Maffulli, 1999).

In einer Studie konnten Arøen et al. zeigen, dass Patienten mit einer Achillessehnenruptur ein 200-faches Risiko haben, eine kontralaterale Ruptur zu erleiden. Über die Hälfte der untersuchten Patienten litten in der Nachuntersuchung an Schmerzen, verminderter Kraft und verminderter Bewegungsfreiheit verglichen mit der kontralateralen gesunden Seite (Arøen et al., 2004).

Diskutiert wird außerdem, ob die repetitive Bewegung der Achillessehne eine Hitzeentwicklung bewirkt, wodurch die Achillessehne dauerhaft beansprucht wird und schließlich rupturiert (Maganaris et al., 2008; Wilson und Goodship, 1994). Ferner stellen Medikamente, wie Fluorochinolone und systemische oder lokal injizierte Glukokortikoide, Risikofaktoren für das Erleiden einer Achillessehnenrupturen dar (Khan et al., 2005; Mahler und Fritschy, 1992; Pierfitte und Royer, 1996).

1.2.2. Diagnostik der Achillessehnenruptur

Klinische Tests

Zunächst präsentiert sich im Rahmen der körperlichen Untersuchung eine Unfähigkeit zum einbeinigen Zehenstand der betroffenen Seite als klinisch wichtiges Zeichen. Weiterhin muss die Plantarflexion nicht zwingend erloschen sein, da die muskulären Synergisten diese Aufgabe unter Umständen noch übernehmen. Außerdem imponiert eine Schwellung des betroffenen Bereichs, sowie möglicherweise eine Kontinuitätsunterbrechung der Achillessehne im Sinne einer Delle an der Rupturlokalisierung (Thermann, 2019).

Der gebräuchlichste klinische Test ist der *Thompson Test*, bei welchem der *M. triceps surae* des Patienten in Bauchlage am größten Durchmesser zusammengedrückt wird. Der Test gilt als positiv, wenn eine Plantarflexion ausbleibt. Beachtet werden muss, dass bei einer partiellen Ruptur von bis zu 90% des Gesamtsehnenquerschnitts dennoch ein negatives Testergebnis vorliegen kann (Thompson and Doherty, 1962). Mit einer Sensitivität von 96% schneidet der Thompson Test verglichen mit anderen klinischen Tests (*O'Brien Test*, *Maltes Test*, *Copeland Test*) am besten ab (Maffulli, 1998).

Sonographie

Die Sonographie stellt im klinischen Alltag eine schnelle und kostengünstige apparative Untersuchung dar.

Diagnostisch ist bei der akuten Achillessehnenruptur häufig ein echoarmer Reflex im Sinne eines Hämatoms feststellbar, sowie eine Dickenzunahme der Sehne auf 8 bis 12 mm aufgrund des entstandenen Spannungsverlusts. Es ist weiterhin

eine Kontinuitätsunterbrechung und damit ein distal und proximal rupturiertes Sehnenufer erkennbar. Ein exemplarischer Sonographie Befund ist in Abbildung 5 dargestellt. In 20° Plantarflexion kann die Adaptation der Sehnenufer untersucht werden (Thermann, 2019).

Die Sensitivität der sonographischen Diagnostik bei Achillessehnenrupturen schwankt in der Literatur sehr stark zwischen 79,6 und 100% (Dams et al., 2017). Die Erfahrung des Arztes bedingt die Genauigkeit der Sonographie, was zu Diskrepanzen in der Sensitivität führen kann.

Als ergänzenden sonographischen Test schlagen Griffin et al. die *Realtime Achilles Ultrasound Thompson* (RAUT) Untersuchung vor, bei welcher der klassische Thompson Test zur Anwendung kommt. Unter dessen Anwendung zeigt sich bei der intakten Achillessehne das *shifting sands sign*, bei welchem sonographisch die entgegengesetzte Verschieblichkeit der Sehne und der tiefen Flexorenloge zu erkennen ist. Auch präsentiert der RAUT bei der intakten Achillessehne eine Formveränderung des Querschnitts hin von einer rechteckigen zu einer eher quadratischen Konfiguration. Das Fehlen des *shifting sands* Zeichens und die ausbleibende Formveränderung werden als Ruptur gewertet (Griffin et al., 2017).

Außerdem empfiehlt Thermann die Sonographie als Kontrolluntersuchung während der Rehabilitation einzusetzen, um die Kontinuität der Sehne in einer dynamischen Untersuchung beurteilen zu können (Thermann, 2019).



Abbildung 5 – Unauffälliges Röntgenbild und typischer Ultraschallbefund bei Achillessehnenruptur
Links ist ein Röntgenbild in lateralem Strahlengang aufgenommen worden, um einen knöchernen Ausriss der Achillessehne im Bereich des Calcaneus auszuschließen. Rechts ist ein Bild einer sonographischen Untersuchung desselben Patienten dargestellt, der eine Ruptur der Achillessehne erlitten hat. Hierbei zeigt sich eine Kontinuitätsunterbrechung über einige Zentimeter – hier dargestellt durch eine rote Linie entlang der Rupturlokalisierung. Abbildung siehe „Achillessehnenruptur Sono“; Autor: Hellerhoff; 2011; Bildlizenz: CC BY-SA 3.0.

Röntgen

Bei einer Ruptur kann sich in der lateralen Röntgenaufnahme ein unscharfer Weichteilschatten des *Karger'schen Dreiecks* präsentieren (Ulmar et al., 2014). Cetti und Andersen untersuchten in einer prospektiven Studie Patienten mit einer vollständigen Achillessehnenruptur und fanden bei allen 60 Patienten Veränderungen des *Karger-Dreiecks*, sodass sie ihrerseits die Röntgendiagnostik empfehlen (Cetti und Andersen, 1993). Aktuell wird die Anwendung der Röntgendiagnostik vor allem bei distalen Achillessehnenrupturen empfohlen (Thermann, 2019). Dadurch kann ein knöcherner Ausriss der Achillessehne (siehe Abbildung 5), die sogenannte *Entenschnabelfraktur*, erkannt beziehungsweise ausgeschlossen werden (de Pablo, 1943).

Magnetresonanztomographie (MRT)

In einer amerikanischen Studie konnte gezeigt werden, dass die MRT Diagnostik weniger sensitiv ist als die klinische Untersuchung (Garras et al., 2012). Außerdem ist sie als zeitaufwändige und teure Untersuchung zu werten. Deshalb ist die MRT als Reservediagnostik für chronische Verletzungsmuster vor allem bei älteren Patienten zu wählen. Sie lässt aufgrund der guten Weichteilbeurteilung aussagekräftige Rückschlüsse auf die Sehnenqualität und damit auf das Ausmaß der Degeneration zu (Garras et al., 2012; Thermann, 2019). Die MRT kann bei massiven Hämatomen ergänzend eingesetzt werden, wenn die sonographische Untersuchung misslingt (Thermann, 2019).

1.2.3. Epidemiologie

Achillessehnenrupturen sind in ihrer Verletzungshäufigkeit in der Literatur als häufigste Sehnenruptur beim Menschen beschrieben (Maffulli et al., 2007; Thomopoulos et al., 2015). Achillessehnenrupturen treten gehäuft bei Männern zwischen dem 30. und 40. Lebensjahr auf. Hierbei ist häufiger die linke Sehne betroffen (Hatstrup und Johnson, 1985; Thermann, 1999).

Die Inzidenz der Achillessehnenruptur scheint seit dem Jahr 1929, als nur 66 Fälle in der Literatur beschrieben waren, stetig zugenommen zu haben (Józsa et al., 1989; Quenu und Stoianovitch, 1929).

Exemplarisch lässt sich dies an einer epidemiologischen Studie, die zwischen 1979 und 1994 in Oulu (Finnland) durchgeführt wurde, zeigen. Hier hatte sich innerhalb von 16 Jahren die Inzidenz von 2/100.000 auf 12/100.000 versechsfacht (Leppilahti et al., 1996).

Eine dänische Studie kam unterdessen zu dem Ergebnis, dass innerhalb von 13 Jahren annähernd eine Verdopplung der Inzidenz von 18,2/100.000 auf 37,3/100.000 stattfand. Eine Ruptur ohne sportliche Betätigung wurde hier vor allem bei den 50 - 59 Jährigen beobachtet (Houshian et al., 1998).

In einer ungarischen epidemiologischen Studie aus dem Jahr 1989 fanden die Autoren, dass Achillessehnenrupturen in 59% der Fälle bei Freizeitsportaktivitäten auftraten, wobei das mittlere Alter der untersuchten

Patienten bei 35 Jahren lag und etwa fünfmal mehr Männer als Frauen betroffen waren. Als häufigste Sportart konnte hierbei Fußball, gefolgt vom Laufsport und Basketball identifiziert werden (Józsa et al., 1989).

Das jährliche Patientenaufkommen in Deutschland wird in der Literatur unterdessen mit bis zu 16.000 beziffert. Nach ihrer Analyse wurden somit durchschnittlich 12,8 Rupturen in einer Klinik in Deutschland behandelt (Lill et al., 1996). Auch hierzulande dominieren sportbedingte Verletzungen der Achillessehne mit 70 bis 80% (Majewski et al., 2000). Diese prozentuale Angabe deckt sich auch mit dem von Zwipp et al. untersuchten deutschen Patientenkollektiv, deren Achillessehnen-rupturen retrospektiv evaluiert wurden. Demnach waren in absteigender Reihenfolge Fußball, Tennis und Handball die drei häufigsten betroffenen Sportarten (Zwipp et al., 1989). Dies impliziert in Zusammenschau mit anderen epidemiologischen Studien, dass länderspezifische Unterschiede abhängig von populären Nationalsportarten bestehen (Kannus und Natri, 1997).

1.3. Therapiestrategien

1.3.1. Konservative Therapieverfahren

Die konservative Therapie bringt gegenüber der chirurgischen Therapie offensichtliche Vorteile wie ein Ausbleiben von Wundinfektionen, eine kürzere Morbidität und kein postoperativer Krankenhausaufenthalt mit sich (Nistor, 1981). Zum Erfolg einer konservativen Therapie sind folgende Kriterien wichtig: Der sonographisch gemessene Spalt muss kleiner als 10 mm zwischen proximalem und distalen Rupturerfer in OSG Neutralstellung sein und deren Adaptation in 20° Plantarflexion sind als zwingende Bedingungen zu betrachten. Eine erfolgreiche Adaptation liegt nur vor, wenn die Sehnenufer bei 20° eine sichtbare Stauchung aufweisen. Entscheidend ist auch, im Verlauf ein interponierendes Hämatom zwischen den Rupturerfern auszuschließen, da dies die Sehnenheilung behindern könnte (Hüfner et al., 2010; Thermann, 2020). Unterschieden werden unterdessen die immobilisierende und die frühfunktionelle konservative Therapie.

Beim konservativ immobilisierenden Ansatz erfolgt zunächst eine achtwöchige Immobilisation. Erst im Anschluss erfolgt eine Belastung (Lea und Smith, 1972). Mittlerweile wurde die immobilisierende Therapie genauso wie die Gipsanlage bei der konservativen Therapie weitestgehend verlassen und zugunsten des frühfunktionellen Therapieregimes ersetzt (Steinbrück, 2000; Ulmar et al., 2014). In einer *in vivo* Studie an Kaninchen wurden Achillessehnenrupturen an den linken Tiersehnen simuliert und mit einer Krackow-Naht versorgt. Anschließend konnte gezeigt werden, dass die frühfunktionelle Rehabilitation hinsichtlich des Outcomes der Steifigkeit der immobilisierenden Therapie statistisch signifikant (mit einem p-Wert von 0,0004) überlegen ist. Die Autoren vergleichen dazu die kontralateralen intakten Achillessehnen der Tiere mit den wiederhergestellten Sehnen (Pneumatics et al., 2000). Es konnte auch gezeigt werden, dass diese Behandlungsmethode zu einer verbesserten Gleitfähigkeit der Sehnen sowie zu einer höheren Zugsteifigkeit führt (Takai et al., 1991).

Der konservative frühfunktionelle Therapieansatz erfolgt derzeit mithilfe spezieller Orthesen, die eine Plantarflexion zulassen, jedoch eine Dorsalextension verhindern. Ziel ist es, durch belastungsinduzierte Wachstumsreize die Heilung der adaptierten Rupturstümpfe in Plantarflexion zu unterstützen. Eine stufenweise Anpassung der Spitzfußstellung nach acht Wochen kann im Hinblick auf die Graduierung durch Fersenkeile erreicht werden. Unterdessen ist eine physiotherapeutische Behandlung von wesentlicher Bedeutung (Thermann, 2020). Mehrere Autoren empfehlen unterdessen die konservativ frühfunktionelle Therapie bei Verletzungen im myotendinösen Übergang aufgrund guter funktioneller Ergebnisse (Ahmad et al., 2013; Amlang et al., 2010).

Ferner ist eine konservative Therapie bei chronischer Achillessehnenruptur nicht zu empfehlen (Thermann, 2020).

1.3.2. Operative Therapieverfahren

Bei einer operativen Versorgung muss auf die Erhaltung des *Kager'schen Fettpolsters* geachtet werden, um postoperativ das Risiko von Durchblutungsstörungen zu minimieren (Theobald et al., 2006).

Auch Ahmed et al. stellten fest, dass eine verminderte Vaskularität die Sehnenheilung nach einem Trauma erschweren und die Sehne im weiteren therapeutischen Verlauf zunehmend schwächen kann (Ahmed et al., 1998). Aufgrund der relativen Hypovaskularität und der damit verbundenen Anfälligkeit im mittleren Bereich der Achillessehne empfehlen Chen et al. bei einer offenen Operationstechnik einen Zugangsweg entlang der A. fibularis zu wählen (Chen et al., 2009).

Verglichen mit dem konservativen Vorgehen zeigt die operative Versorgung ein geringeres Auftreten von Rerupturen. In einer groß angelegten Metaanalyse stellten Khan et al. eine Rerupturhäufigkeit von 3,5% bei operativ versorgten Patienten fest. Die Rerupturhäufigkeit bei der konservativen Versorgung betrug 12,6% (Khan et al., 2005). Ochen et al. kamen in einer neueren Metaanalyse zu einem ähnlichen Ergebnis, wobei die Differenz der Rerupturhäufigkeiten bei lediglich 1,6% lag (Ochen et al., 2019). Bezogen auf die funktionellen Aspekte waren in einer retrospektiven Studie von Miller et al. Schmerzen bei Belastung und Krämpfe in der konservativ behandelten Gruppe signifikant häufiger als beim operativ versorgten Patientenkollektiv (Miller et al., 2005). In der Literatur besteht Konsens darüber, dass durch die operative Therapie bei jungen Athleten ein besseres funktionelles Outcome zu erwarten ist (Maquirriain, 2011).

In diesem Zusammenhang zeigte die Metaanalyse von Soroceanu et al., dass operativ versorgte Patienten im Schnitt 19 Tage früher arbeitsfähig waren als die konservativ funktionell versorgten Patienten. Ein klarer Nachteil der operativen gegenüber der konservativen Versorgung ist das 3,9-fach erhöhte Risiko für Komplikationen wie beispielsweise tiefe und oberflächliche Infektionen, Adhäsionen, Thrombosen, Lungenembolien sowie Haut- und Sehnennekrosen (Soroceanu et al., 2012).

In der operativen Versorgung gibt es derzeit drei grundlegend unterschiedliche Vorgehensweisen: Die offene operative Versorgung, die minimalinvasiven perkutanen Techniken sowie rekonstruktive Maßnahmen. Einen Überblick darüber verschafft Abbildung 6.

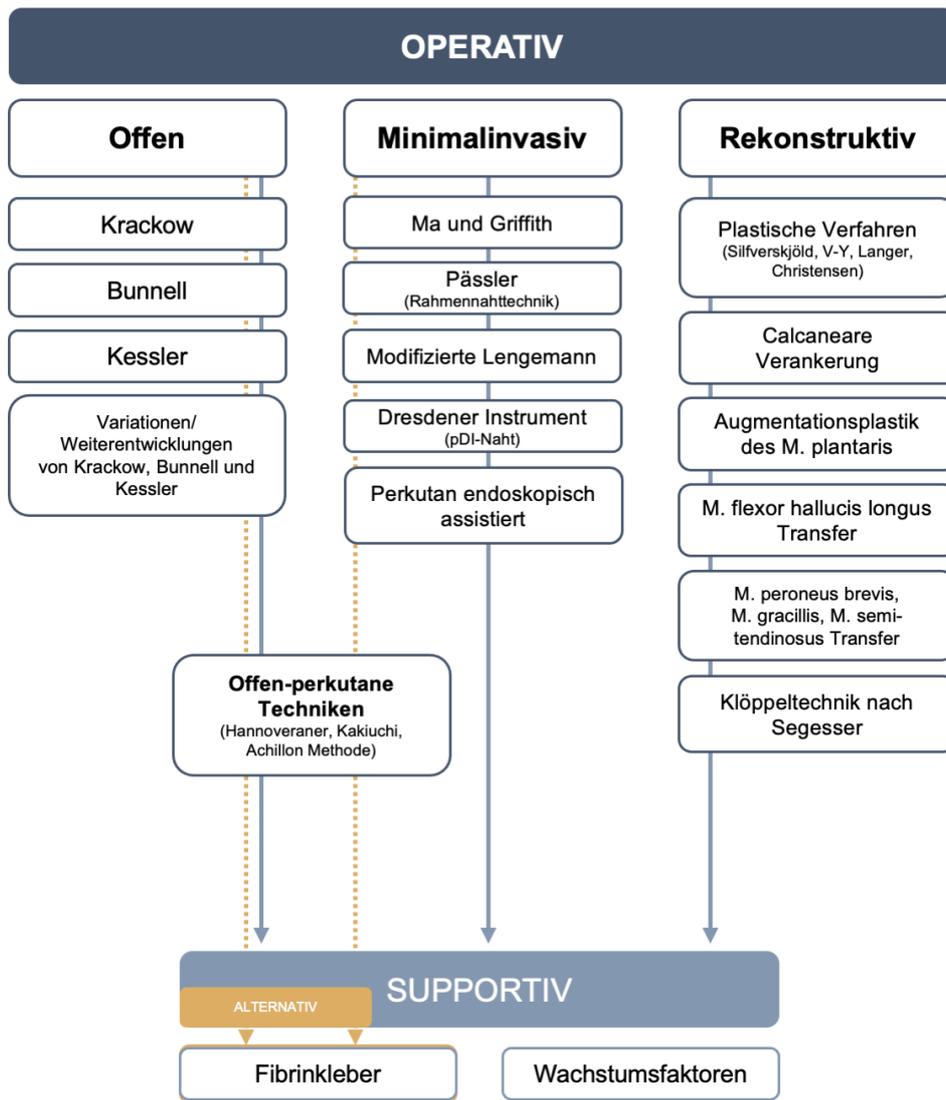


Abbildung 6 – Übersichtliche Darstellung ausgewählter operativer Therapieverfahren bei Achillessehnenrupturen

Auswahl zusammengetragen aus: Bunnell 1954, Lea und Smith 1972, Kessler 1973, Ma und Griffith 1977, Krackow 1986, Schiedel et al. 2005, Ateschrang et al. 2007, Hohendorff et al. 2008, Amlang et al. 2010, Knobe et al. 2015, Braunstein et al. 2017, Thermann 2020.

Ein Nachteil der rein offenen operativen Therapie stellt die Wundinfektionsgefahr dar. Bezogen auf die Anfälligkeit für Wundinfektionen konnten signifikante Risikofaktoren wie Rauchen und der Gebrauch von Kortikosteroiden identifiziert werden. Zudem sind Frauen häufiger betroffen als Männer. In dieser Studie von Bruggeman et al. wurden bei offener operativer Versorgung bei 10,4% der Patienten Wundinfektionen beobachtet (Bruggeman et al., 2004).

Die perkutane Nahttechnik wurde 1977 von Ma und Griffith erstmals vorgestellt und versprach Vorteile in Bezug auf postoperative Komplikationen (Ma und Griffith, 1977). Ausgehend davon konnten weitere minimalinvasive Verfahren wie beispielsweise die perkutane Naht mithilfe des Dresden Instruments entwickelt werden (Amlang et al., 2005).

Beim Vergleich von offenen und minimalinvasiven Verfahren konnten Del Buono et al. feststellen, dass Rerupturen, Wundinfektionen und Wundheilungsstörungen bei der minimalinvasiven Technik seltener auftraten als bei der offenen Versorgung (Del Buono et al., 2014). Unterdessen ist die Gefahr einer N. suralis-Läsion bei der minimalinvasiven perkutanen Technik mit 2,9% gegenüber 1,8% bei offener operativer Therapie größer, wobei dieses Risiko durch die klinische Anwendung von intraoperativer sonographischer Untersuchungen reduziert werden könnte (Chiodo und Wilson, 2006; Del Buono et al., 2014; Zappia et al., 2018). In Bezug auf die Funktionalität nach offener und minimalinvasiver Versorgung zeigen sich keine signifikanten Unterschiede (Del Buono et al., 2014). Doral et al. empfehlen unterdessen zur Schonung des Paratendineums eine endoskopisch-assistierte perkutane Operationstechnik. Durch diese Technik soll die Wundheilung verbessert werden (Doral et al., 2010b).

Die Nutzung von Fibrinkleber als supportive Therapie zur offenen operativen oder alleinigen Therapie wurden erstmals in den 1980er Jahren diskutiert und angewendet (Haas et al., 1987; Rupp et al., 1979). Knobe et al. zeigten knapp 35 Jahre später in ihrer klinischen Vergleichsstudie, dass die alleinige Fibrinklebertherapie der perkutanen operativen Technik in Bezug auf Therapieerfolg und Komplikationen nicht unterlegen ist (Knobe et al., 2015). Hinsichtlich der postoperativen Langzeitergebnisse von alleiniger Fibrinklebung zeigt sich ebenfalls keine Unterlegenheit verglichen mit einer offen chirurgischen Versorgung (Hohendorff et al., 2008). Ein Weg, der an die Erfolge der Fibrinklebung anknüpft, beschäftigt sich mit den Mechanismen der Sehnenheilung auf molekularer Ebene. Neben der Angiogenese, interzellulärer Cytokinkommunikation, der Synthese von extrazellulärer Matrix und

Entzündungsreaktionen schien sich unter Anwendung von thrombozytenreichem Plasma (PRP) die postoperative Wundheilung zu verbessern (Andia et al., 2010). Im Zellexperiment zeigte sich unter Anwendung von PRP eine gesteigerte Zellproliferation und Kollagenproduktion (de Mos et al., 2008). Bisher konnte jedoch klinisch kein therapeutischer Nutzen einer autologen PRP-Injektion bei Patienten mit Achillessehnenruptur gezeigt werden (Keene et al., 2019). Andia et al. postulierten unterdessen ein therapeutisches Potential durch die Optimierung der molekularen Heilungskaskaden (Andia et al., 2010).

Ferner kann die Umkipplastik nach Silferskjöd als rekonstruktives Verfahren bei akuter Achillessehnenruptur eine sehr gute Behandlungsalternative darstellen. Hierunter konnten Ateschrang et al. eine vergleichbare Rerupturrate von 1,8% sowie eine geringere Infektionswahrscheinlichkeit als bei perkutanen Techniken feststellen (Ateschrang et al., 2007). Weiterhin besteht bei distalen Rupturen die Möglichkeit einer rekonstruktiven calcanearen Verankerung (Amlang et al., 2010). Jedoch sind weitere gängige offene rekonstruktive Verfahren mit autologen Sehnentransplantationen eher bei chronischen Achillessehnenrupturen die Therapie der Wahl, da es hier häufig zu einer Verkürzung des M. triceps surae kommt (Amlang et al., 2010, 2009; Thermann, 2020).

Das Spektrum der offenen operativen Verfahren wird im Wesentlichen von den drei gängigen Nahttechniken nach Bunnell, Kessler und Krackow zur Versorgung der akuten Achillessehnenruptur abgebildet (Amlang et al., 2010; Bunnell, 1954; Kessler, 1973; Krackow et al., 1986). Seit deren Beschreibung wurden daraus Variationen und Weiterentwicklungen abgeleitet. Labib et al. haben beispielsweise die Giftbox Technik ausgehend von der originalen Krackow Technik hervorgebracht (Labib et al., 2009). Watson et al. fanden in ihrer humanen Kadaverstudie, dass die sogenannte *locking-loop* Technik der Krackow-Naht eine höhere Primärstabilität aufweist als die Kessler- oder Bunnell-Naht (Watson et al., 1995). Die einfache Platzierung der Naht auf flachen dünnen Sehnen gepaart mit einer hohen Belastbarkeit und weniger Einschnürungen des

Sehnengewebes als bei der Bunnell-Naht waren für Krackow et al. die wesentlichen Vorteile zur Etablierung der Naht für die tendinöse und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie (Krackow et al., 1986).

Die Krackow-Naht wird in der Literatur als eine der stabilsten Techniken angesehen, weshalb häufig Studien zu Variationen dieser Nahttechnik durchgeführt werden (Lee et al., 2008; Maquirriain, 2011; McKeon et al., 2006; Thermann, 2020; Watson et al., 1995). Miller und Chiodo verwenden ebenfalls die offene Krackow-Naht zur Versorgung von akuten Achillessehnenrupturen im klinischen Alltag. Unterdessen sprechen sie sich dafür aus, dass die Technik auf Grundlage der Erfahrung des jeweiligen Chirurgen zu wählen ist. Somit wird der offenen Rupturversorgung im chirurgischen Repertoire nach wie vor ein hoher Stellenwert beigemessen (Miller und Chiodo, 2017).

1.3.3. Rehabilitation & Komplikationen der Nachbehandlung

Wie schon in Kapitel 1.1.3. beschrieben findet eine langandauernde Anpassung der Sehne infolge von sportlichem Lauftraining statt. Dieser Umstand kann auch auf den langwierigen Prozess der Rehabilitation übertragen werden.

Olsson et al. verglichen Patientengruppen, welche sich nach stattgehabter Ruptur einer konservativen Therapie und einer operativen Therapie unterzogen hatten, in Bezug auf ihre funktionellen Defizite in einer Längsschnittstudie. Ihre Untersuchung zeigte, dass sich funktionelle Defizite zwischen dem ersten und zweiten Jahr nach dem initialen Trauma kaum verbesserten, sodass der Fokus der rehabilitativen Behandlung auf dem ersten Jahr liegen sollte (Olsson et al., 2011).

Die frühfunktionelle Nachbehandlung hat sich mittlerweile als Goldstandard der Rehabilitation etablieren können (Thermann, 2020). Eine rein immobilisierende Gipsanlage gilt inzwischen als obsolet. Die frühfunktionelle Nachbehandlung wirkt einer Atrophie der Wadenmuskulatur besser entgegen als die ehemals angewandte immobilisierende Therapie (Steinbrück, 2000).

In der frühfunktionellen Nachbehandlung wird die postoperative Nutzung von Orthesen empfohlen. Dadurch kann eine frühe Gewichtsbelastung erreicht werden und das zunächst eingeschränkte Bewegungsausmaß mit initialer

30° Plantarflexion zur besseren Sehnenheilung beitragen (Chiodo et al., 2010; Ulmar et al., 2014). Amlang et al. empfehlen unterdessen die Anlage einer Gipsschiene in Plantarflexion für eine Woche bevor eine Orthese angelegt wird. Grund hierfür ist eine Reduktion des Drucks ausgehend von der Sehne gegen die Hautnaht, sodass dadurch initial die Wundheilung verbessert werden kann (Amlang et al., 2010). Eine frühfunktionelle Rehabilitation kann außerdem die Adhäsionsbildung während der Heilung vermindern und so funktionelle Probleme sowie Revisionsoperationen abwenden (Gelberman et al., 1999). Jedoch spielt auch der Operationszeitpunkt eine Rolle für die Nachbehandlung, wie bereits Zwipp et al. 1989 zeigen konnten. Sie fanden heraus, dass ein früher Operationszeitpunkt innerhalb von 48 Stunden bei der Anwendung offen operativer Verfahren hinsichtlich der Komplikationsrate vorteilhaft ist. Operationen in diesem Zeitfenster (6,6 %) zeigten im Vergleich mit späteren Operationszeitpunkten (19,4%) relativ gesehen etwa ein Drittel weniger postoperative Komplikationen (Zwipp et al., 1989).

Zur Evaluation während der Nachbehandlung wurden mehrere Scores entwickelt, welche jedoch uneinheitlich eingesetzt werden (Nilsson-Helander et al., 2007; Thermann et al., 1995b). Nach Amlang et al. reichen in der klinischen Nachbehandlung bereits vier Kriterien zur Beurteilung des Patientenzustandes und -verlaufs aus: Die Schmerzfreiheit, ein freies Gangbild, regelrechte Bewegungsausmaße mit adäquater muskulärer Funktion sowie eine sonographische Bildgebung mit Aussage zur Morphologie der Sehne im Therapieverlauf (Amlang et al., 2010).

Nach Abheilung der Achillessehnenruptur besteht eine Verdickung der Sehne auf circa 8 bis 10 mm fort. MRT-Untersuchungen zeigen ferner eine Signalanhebung in den T1- und T2-gewichteten Aufnahmen über den Bereich der ehemaligen Rupturlokalisierung hinaus. Dies kann mit der bereits beschriebenen Umstrukturierung der histologischen Architektur (siehe Kapitel 1.2.1) in Zusammenhang gebracht werden (Thermann, 2019).

In den meisten Rehabilitationsprotokollen soll die frühfunktionelle Nachbehandlung innerhalb der ersten zwei Wochen nach der Operation begonnen werden (Zellers et al., 2019). Exemplarisch zeigt Abbildung 7 das

Rehabilitationsprotokoll von Miller und Choido nach der Versorgung einer Achillessehnenruptur mittels offener Krackow-Naht (Miller und Chiodo, 2017).



Abbildung 7 – Zeitlicher Ablauf einer frühfunktionellen Behandlung nach Miller und Chiodo

Dargestellt ist der Ablauf eines rehabilitativen Behandlungsschemas für Patienten nach operativer Versorgung ihrer Achillessehnenruptur mittels einer offenen Krackow-Naht (Miller und Chiodo, 2017).

Eine *in vivo* Vergleichsstudie an Hunden konnte zeigen, dass postoperativ Sehnenadhäsionen unter einer frühfunktionellen Nachbehandlung ausblieben. Adhäsionen behindern indessen die Gleitfähigkeit der Sehne (Wada et al., 2001). Weiterhin gilt es die Sehnenelongation und die Spaltbildung während der Rehabilitation zu vermeiden. Aus biomechanischer Sicht bedingt eine Sehnenelongation funktionelle Defizite im Sinne einer Plantarflexionsschwäche und einer reduzierten Steifigkeit bei Dorsalextension. Auf den Patientenalltag übertragen bewirkt die Elongation Probleme beim Gangbild und im ab- und aufsteigenden Gelände (Mullaney et al., 2006). Die Spaltbildung zwischen den rupturierten Sehnenstümpfen nach operativer Versorgung und deren Auswirkung auf die Rehabilitation wurden von Gelberman et al. in einer *in vivo* Studie an Hunden untersucht. Sie konnten zeigen, dass eine Spaltbildung von über 3 mm mit einem Verlust von Steifigkeit und Muskelkraft im Verlauf der Rehabilitationsphase einhergeht. Dies führen sie auf einen gestörten Heilungsprozess zurück und warnen zusätzlich vor möglichen Rerupturen bei zu großer Spaltbildung während der Rehabilitation (Gelberman et al., 1999). Die Kenntnis über die maximal zu applizierenden Kräfte auf Sehnen-Naht-

Konstrukte, um einer Spaltbildung der versorgten Sehne entgegenzuwirken und damit funktionelle Einbußen zu verhindern, ist somit von großer Bedeutung.

Es sollten daher operative Verfahren bevorzugt werden, welche eine hohe Belastbarkeit allein durch die Primärstabilität des Sehnen-Naht-Konstrukts ermöglichen und eine Elongation dieses Konstrukts möglichst effizient abwehren können, damit eine frühfunktionelle Rehabilitation möglichst erfolgversprechend angewendet werden kann.

1.4. Forschungsfrage

Es zeigt sich, dass klinikinterne Standards zur Versorgung von akuten Achillessehnenrupturen das Outcome erheblich beeinflussen, da bisweilen kein Goldstandard definiert wurde. Aufgrund eines fehlenden einheitlichen Therapiekonzepts zur operativen Versorgung von akuten Achillessehnenrupturen war das Ziel dieser experimentellen *ex vivo* Arbeit, eine etablierte Nahttechnik auf den biomechanischen Prüfstand zu stellen. Hierfür wurde die Krackow-Naht in modifizierter Form gewählt, da sie in der Literatur als eine der stabilsten Techniken beschrieben wird. Von besonderem Interesse war in dieser Studie der Vergleich der biomechanischen Eigenschaften dieser Nahttechnik nach einer Sehnenrekonstruktion unter dem Einsatz von zwei unterschiedlichen Nahtmaterialien: FiberTape® (Arthrex Inc., Florida, USA) und LaberalTape™ (Arthrex Inc., Florida, USA).

Als zentrale Parameter der biomechanischen Zugversuche nach der Sehnenrekonstruktion sollten die Kraftwerte zur 3 mm Dehiszenzbildung am Rupturspalt sowie die Maximalkräfte bis zum Versagen der rekonstruierten Sehne herangezogen werden. Durch diese Daten sollten Aussagen zur erwarteten Primärstabilität des Sehnenkonstrukts ermöglicht werden.

Abschließend sollte in Zusammenschau aller biomechanischer Daten unter Einordnung in die gegenwärtige Literatur ein potenzieller Einsatz der verwendeten Nahtmaterialien in Verknüpfung mit der Krackow-Naht für den klinischen Alltag bewertet werden.

2 Material und Methoden

Dem Aufbau und der Durchführung dieser Studie ging zunächst eine intensive Planungsphase voraus. Diese Planungsphase war geprägt von der Prozessoptimierung folgender Arbeitsabschnitte:

- 1 Anatomischer Arbeitsabschnitt
- 2 Chirurgischer Arbeitsabschnitt
- 3 Biomechanisch-technischer Arbeitsabschnitt
- 4 Datenauswertung

Für den anatomischen Arbeitsabschnitt wurde ein passendes Modell für die Simulation der Achillessehnenruptur gesucht, wohingegen bei dem chirurgischen Arbeitsabschnitt versucht wurde, ein möglichst operationsähnliches Setting zu entwickeln. Besonders wichtig war in dem chirurgischen Arbeitsabschnitt, dass die Anwendung der Krackow-Naht für die nachfolgende biomechanische Testung mit den verwendeten Materialien LabralTape™ (Arthrex, Florida, USA) und FiberTape® (Arthrex, Florida, USA) optimal beherrscht wurde. Bei diesem biomechanisch-technischem Arbeitsabschnitt war die Anpassung des Sehnenmodells mittels geeigneter Spannmittel und Messutensilien an die technischen Gerätschaften nur ein Kernaspekt. Die Bedienung und die sorgfältige Einstellung der Messgerätschaften PONTOS 5M (Gesellschaft für optische Messtechnik GmbH, Braunschweig, DE) und zwickiLine Material-Prüfmaschine Z2.5 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, DE) waren ein weiterer Aspekt dieses Arbeitsschrittes.

Zunächst wurden Naht- und Zugversuch-Übungen absolviert, bis die Lernkurve ein Plateau erreichte. Im nächsten Schritt wurden Vorversuche mit den zu untersuchenden Gruppen durchgeführt. Auf Grundlage dieser Vorversuche wurde dann eine Fallzahlplanung vom Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen vorgenommen. Erst danach wurde mit den eigentlichen Hauptversuchen begonnen. Die Vor- und Hauptversuche wurden in gleicher Arbeitsweise durchgeführt.

2.1. Materialauflistung

2.1.1. Schweinmodellpräparation

Tabelle 1 – Auflistung von Materialien zur Schweinmodellpräparation

Gewebe	Ursprung	
Rechte Hinterläufe vom Schwein	Schlachthof Färber, Balingen, DE	
Material	Modell/Typ	Hersteller
Einmalhandschuhe Nitril	Peha-soft® nitrile fino, M7-8, REF 9421974	Paul Hartmann AG, Heidenheim, DE
Skalpellgriff	13,5 cm, Nr. 4	bob instruments GmbH, Tuttlingen, DE
Einmal-Skalpellklingen	Fig. 20	bob instruments GmbH, Tuttlingen, DE
Anatomische Pinzette	14,5 cm, gerade, stumpf/stumpf	bob instruments GmbH, Tuttlingen, DE
Feine chirurgische Pinzette	15cm, gerade, 1x2 Zähne	bob instruments GmbH, Tuttlingen, DE
Arterienklemme	15cm, gerieft/gerade	bob instruments GmbH, Tuttlingen, DE
Digitalschieblehre	Kraftixx® mit LR44 Batterie, 0-150mm, 30x3x1cm	kwb Germany GmbH, Stuhr, DE
Permanentmarker	Edding 3000 permanent marker, schwarz 001	edding Vertrieb GmbH, Wunstorf, DE
Gefrierbeutel mit Verschluss-Clips	1l 18x26cm, ja!	REWE Markt GmbH, Köln, DE
Kühlschrank	Liebherr Economy Gefriermaschine, superfrost BGU Tübingen MP-Nr. *32271*, Stufe 3, -20°C	Liebherr-International Deutschland GmbH, Biberach an der Riß, DE

2.1.2. Chirurgische Materialien und Spannmittel für die Sehne

Tabelle 2 – Auflistung von Utensilien zum Bau der Sehnennäh- und Sehnenthaltevorrichtung

Werkstoff	Modell
Sperrholzplatte	SI/FI Birke, BFU100, 400x200x9mm (toom Baumarkt GmbH, Köln, DE)
Schrankschiebetür-Schienen	suki.international GmbH, Landscheid, DE
V2A Senkkopf-Spanplattenschrauben	A2 TX, 3,0 x 20

- Material und Methoden -

Werkstoff	Modell
Ringschrauben	M6 x 30mm Edelstahl A2 (DIN 580)
Unterlegscheiben	6,4 VZ (DIN 9021)
Sechskantmuttern	M6 Edelstahl A2 (DIN 934)

Tabelle 3 – Auflistung von Spannmitteln, Werkzeug, Nahtmaterialien und angebrachtem Messinstrumentarium an der Schweinesehne

Werkzeug/Spannmittel	Modell
Gewindestange	M10, 1M (DIN 976)
Fächerscheiben	M16 (DIN 6798/AZ)
Karoseriescheiben	10,5 VZ, (DIN 9021)
Sechskantmuttern	Edelstahl A2, M10 (DIN 934)
Sechskantmuttern selbstsichernd	10 VZ, (DIN 985)

Material/Werkzeug	Modell/Typ	Hersteller
LabralTape™	Braided Polyethylene Suture, White, UHMWPE, 1,5 mm, 36“ Working Length (91,4 cm)	Arthrex GmbH, München-Freiham, DE
FiberTape®	Braided Polyblend Suture, Blue, 2 mm, 54“ (137,2 cm), 36“ Working Length	Arthrex GmbH, München-Freiham, DE
Chirurgische Federöhrnadeln	Unsteril, ½ Kreis, HS-26, Art.Nr.: 3058	Serag-Wiessner GmbH, Naila, DE
GOM-Punktmarken	uncodiert, weiß, Innendurchmesser: 0,8mm, Außendurchmesser: 2,5mm, Klebestärke stark, temperaturstabil bis 120°C	GOM GmbH, Braunschweig, DE
Chirurgischer Hautmarker mit Lineal	REF AR-26001	ArcRoyal, Kells Co. Meath, IE
Sechskantsteckschlüssel	17 mm	Gedore-Werkzeugfabrik GmbH & Co. KG, Remscheid, DE
Schraubenschlüssel	17 mm	Metabowerke GmbH, Nürtingen, DE
	11 mm	Westfälische Gesenkschmiede GmbH, Breckerfeld, DE

2.1.3. Geräte, Software und technische Unterstützung

Tabelle 4 – Auflistung von technischen Messinstrumenten und Befestigungsmaterialien

Gerät	Modell	Hersteller
zwickiLine Material-Prüfmaschine Z2.5	Typ BT1-FR2.5TN.D14, Serien-Nr. 193859/2010	Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, DE
Kraft-Messdose	Typ Xforce HP, S/N: 750350, Nominal Force: 2,5kN, Sensitivity: 2mV/V	Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, DE
Pontos Prüfsystem	PONTOS 5M	GOM GmbH, Braunschweig, DE

Tabelle 5 – Auflistung von verwendeter Software

Software	Anbieter
testXpert®II Software	Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, DE
PONTOS-v6.3.0-9 Software	GOM GmbH, Braunschweig, DE
Microsoft® Excel	Microsoft, Redmond, WA, USA
SPSS Version 24	IBM, Armonk, NY, USA
Adobe Photoshop CS 5	Adobe Inc., San José, CA, USA

Tabelle 6 – Auflistung von installierten Spannmitteln an Zwick-Roell-Prüfsystem

Spannmittel	Modell
Aluminiumprofil	20x20 I-Typ Nut 5
Graugussgehäuse mit Befestigungsbügel	Stehlager P204
Ringschrauben	M6 (DIN 580) M8 (DIN 580)
Unterlegscheibe	M6 (DIN 125)
Sechskantmuttern	niedrige Form, M6 (DIN 439) hohe Form, M8 (UNI 5587 Stahl 8 verzinkt)
Sechskantschrauben	8.8 M10 (DIN 933)
Unterlegscheiben	M8 (DIN 125)
Karoseriescheiben	M8 (DIN 9021)
Zylinderschrauben mit Innensechskant	M8 (DIN 912)

Tabelle 7 – Auflistung von Utensilien für selbstgebaute Hintergrundplatte

Werkstoff	Modell
Plexiglasplatte	DIN A4
Zylinderschrauben mit Innensechskant	M6 (DIN 912)
Flügelmuttern	M6 (DIN 314)
Unterlegscheibe	M6, gold (DIN 125)
Scharnierplatte	(mit eingelassener M6-Bohrung)
Schwarzer Hintergrund mit weißen Punktmarken in definierten Abständen von 0,5 mm	(erstellt mit Adobe Photoshop CS 5)

2.2. Anatomischer Arbeitsabschnitt

Dieser Arbeitsabschnitt beschäftigt sich mit der anatomischen Präparation des Sehnenmodells sowie mit den Ein- und Ausschlusskriterien für die Verwendung der Präparate. Zudem ist dieser Teil der Arbeit an speziell dafür vorgesehenen Präparationstagen durchgeführt worden. Das Nähen, Rupturieren und Auswerten fand an anderen Tagen, den eigentlichen Versuchstagen, statt. Zwischenzeitlich wurden die präparierten Versuchssehnen bei -20 °C gelagert.

2.2.1. Akquirierung geeigneter Präparate

Bei der Suche nach geeigneten Modellen für diese Studie und dem Vergleich mit anderen durchgeführten Arbeiten in diesem Forschungsfeld (Ateschrang et al., 2019; Jordan et al., 2015), wurde schnell klar, dass sich ein Versuchsaufbau mit *ex vivo* Schweinesehnen anbietet.

Die Schweineanatomie ähnelt der Anatomie des Menschen sehr. Schweine sind ebenfalls Säugetiere und besitzen vier Extremitäten mit äußerst ähnlichen funktionellen Muskelgruppen. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden ausschließlich rechte Hinterläufe beim Schlachthof angefordert. Diese wurden durch den Schlachtbetrieb knapp unterhalb des Kniegelenks abgetrennt. Es handelte sich um bereits für die Lebensmittelindustrie geschlachtete Tiere, wobei deren Hinterläufe keine Anwendung für dieselbige Industrie fanden. Dadurch ergab sich kein ethischer Konflikt. Gleichzeitig war damit gewährleistet, dass Hinterläufe in den notwendigen Stückzahlen verfügbar waren und jederzeit für die Präparation und die Experimente bereitstanden. So wurde eine zeitlich gut strukturierte Planung der Versuchstage möglich. Als Achillessehnenmodell für diese Studie sollte die Sehne des *M. flexor digitorum profundus* (Deutsch: Tiefe Flexorensehne) verwendet werden.

2.2.2. Präparation

Zur Präparation wurde ein Zugang von volar gewählt. Zunächst wurde die Entfernung der Haut und des darunter befindlichen Bindegewebes vorgenommen. Anschließend wurden die oberflächlichen muskulären Strukturen wie beispielsweise der M. flexor digitorum superficialis scharf abgetrennt. Hierbei war ein Wechsel zwischen stumpfer und scharfer Präparation notwendig. Da sich der M. flexor digitorum profundus bis zum Knie erstreckt, musste bis zum Muskelbauch präpariert werden. An dieser Stelle wurde die Sehne losgelöst. Nun wurde die Präparation bis zum Vorfuß weitergeführt. Hierbei wurde die Bindegewebshülle der Sehne eröffnet. Abschließend wurde ab der distalen Aufspaltung des M. flexor digitorum profundus in seine zwei Digitalausläufer so weit präpariert, bis mindestens drei Zentimeter Strecke ab der Aufspaltung überwunden wurden. An dieser Stelle wurde scharf abgetrennt, und die gesamte Sehne entnommen.

Während der Präparation wurde sorgfältig auf die Integrität der Sehne geachtet, um spätere Versuche nicht durch Beschädigungen an der Sehne während der Präparation zu verfälschen. Zudem wurden die Sehnen, bei denen während der Präparation eine Beschädigung durch die Verarbeitung in Schlachthof festgestellt wurde, aus dem Untersuchungskollektiv ausgeschlossen. Eine Eingrenzung der zu untersuchenden Sehnen anhand ihrer unterschiedlichen Sehnengeometrie wurde nicht vorgenommen.

2.2.3. Vermessung und Konservierung

Nachdem die Sehne erfolgreich vom Hinterlauf getrennt wurde, wurde mithilfe eines Digital-Messschiebers Breite a und Dicke b der Sehne an der späteren Rupturstelle vermessen. Die künftige Rupturstelle wurde einheitlich definiert als die Stelle eines kleinen Sehnenrudiments, welches sich im Verlauf des M. flexor digitorum profundus nach lateral abspaltet (siehe Abbildung 8).

Zur Konservierung wurden die Sehnen in handelsübliche Gefrierbeutel eingerollt und möglichst luftdicht bei -20 °C bis zur Verwendung für die Zugversuche aufbewahrt.

2.3. Chirurgischer Arbeitsabschnitt

Dieser methodische Teil stellt gemeinsam mit Kapitel 2.4. den Ablauf dar, welchem jede Sehne aus dem Untersuchungskollektiv am Versuchstag unterzogen wurde.

2.3.1. Simulationsruptur und Spannmittelversorgung

Die kryokonservierten Sehnen wurden bei Zimmertemperatur innerhalb von drei Stunden aufgetaut und anschließend an einer definierten Stelle (siehe Abbildung 8) mittels Skalpell einer geradlinig scharfen Simulationsruptur unterzogen, welche orthogonal zu den verlaufenden Fasern der Sehne verlief.

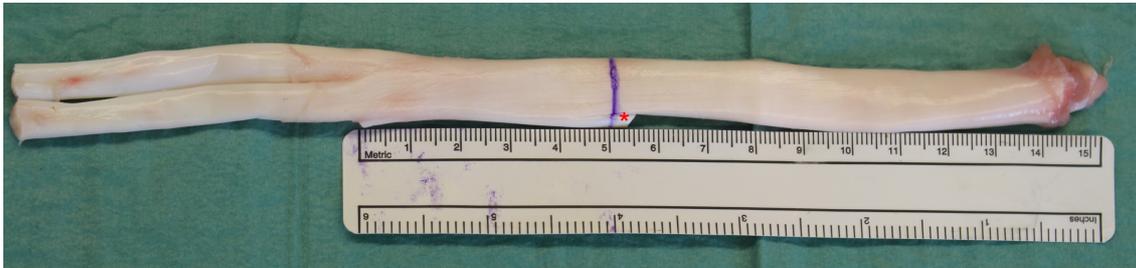


Abbildung 8 – Sehne des M. flexor digitorum profundus mit Markierung für Simulationsruptur

Auf dem Foto ist mittels chirurgischem Hautmarker eine Linie gezogen worden, die den Verlauf für die Simulationsruptur kennzeichnet. Die Schnittstelle ist durch das kleine sich nach lateral abspaltene Sehnenrudiment (roter Stern) immer gleich gewählt worden. Links im Bild ist das distale Sehnenende - rechts im Bild das proximale Sehnenende zu sehen.

Schon jetzt mussten die Spannmittel für den späteren Zugversuch an beiden vorliegenden Sehnenstümpfen eingebracht werden. Dazu wurde mittels eines Skalpells ein Einschnitt in die Sehnenenden vorgenommen, welcher gerade so groß sein durfte wie der Durchmesser einer M10 Gewindestange. Infolgedessen wurde die Verbindung des biologischen Materials mit den später einzubauenden Spannmitteln ermöglicht. Ein zu großer Schnitt hätte ein Durchreißen der Sehne aus den Spannmitteln im Zugversuch begünstigt, weswegen es diesen zu vermeiden galt. Die Lokalisation der lateralen Einschnitte war am distalen Sehnenufer kurz hinter der distalen Digitalaufspaltung des M. flexor digitorum profundus zu wählen. Somit musste durch jede Digitalaufspaltung der Sehne ein mittig gesetzter Schnitt von der Seite in Faserrichtung erfolgen. Beim proximalen Sehnenufer war genauso das proximale Ende zu wählen. Ebenfalls musste dabei

darauf geachtet werden, dass genug Abstand zum proximalen Ende der Sehne gegeben war, um ein Durchreißen der Gewindestange beim Versuch zu vermeiden.

An beiden Sehnenufern wurde im nächsten Schritt an den Schlitzten eine circa sieben Zentimeter lange M10 Gewindestange eingebracht, wie Abbildung 9 zeigt. Anschließend wurde diese von beiden Seiten in chronologischer Reihenfolge mit folgenden Materialien bestückt:

1. Fächerscheibe, M16 (DIN 6798/AZ)
2. Karosseriescheiben, 10,5 VZ, (DIN 9021)
3. Sechskantmuttern Edelstahl A2, M10 (DIN 934)

Hierbei wurden die Muttern noch nicht vollständig angezogen, sodass die Sehne noch entlastet im Konstrukt lag (siehe Abbildung 9).

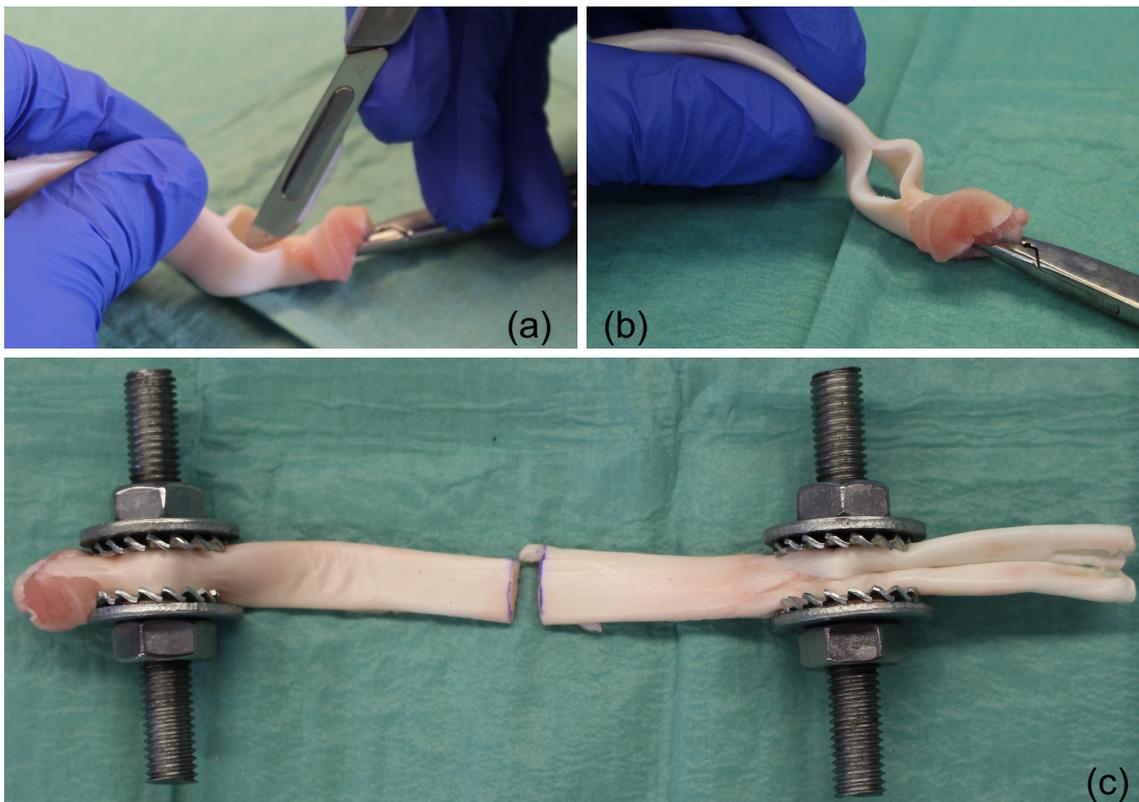


Abbildung 9 – Einschnitte an den Sehnenufern zum Einbringen der Spannmittel

(a)&(b) Lateral mittig gesetzte Schnitte am Endstück des proximalen Sehnenufers mithilfe eines Skalpells von der Größe eines M10 Gewindedurchmessers. **(c)** Sich gegenüberliegende Sehnenufer nach Bestückung mit Spannmitteln (Gewindestangen, Fächerscheiben, Karosseriescheiben und Sechskantmuttern).

2.3.2. Nähmarkierungen und -vorrichtung

Bevor genäht werden konnte, wurden an den Sehnenufern Markierungen für die exakten Abstände der Krackow-Leitern gesetzt (siehe Abbildung 10). Ausgehend vom Rupturende waren an beiden Sehnenufern 34 mm Strecke notwendig, um die Naht zu realisieren. Die Markierungen wurden mittels chirurgischem Hautmarker vorgenommen. Diese kennzeichneten anhand von zum Sehnenfaserverlauf orthogonal verlaufenden Linien die Höhe für die jeweiligen Ein- und Ausstichpunkte. Die Sehnenufer wurden an der Vorder- und Rückseite in vertikale Drittel geteilt, sodass sich die Ein- und Ausstichpunkte zwischen diesen Dritteln befanden (siehe blaue Punkte in Abbildung 10). Die

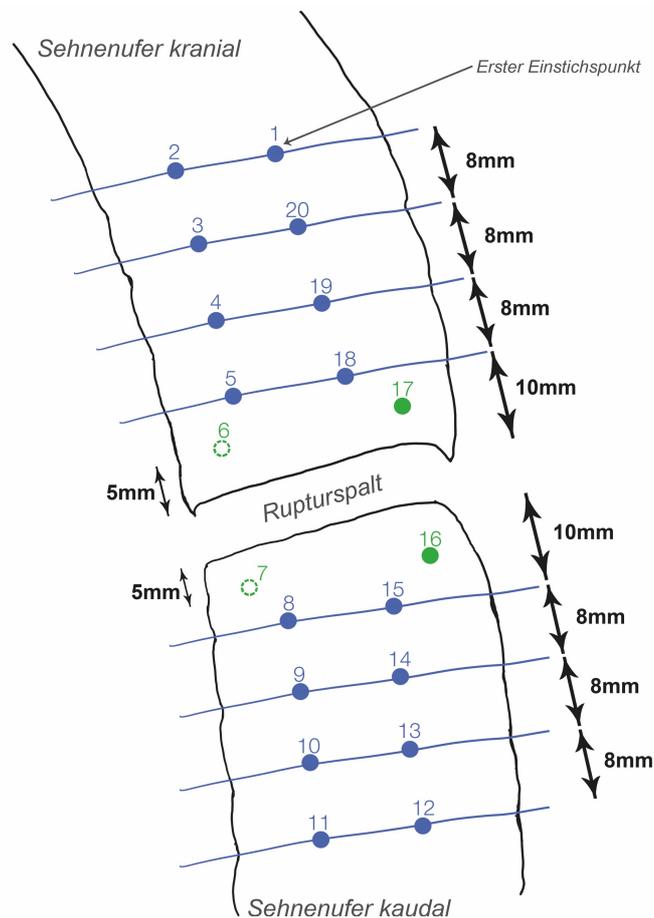


Abbildung 10 – Nähmarkierungen Krackow-Naht

Dargestellt sind die beiden Sehnenufer nach der Simulationsruptur als Skizze. Die blauen Punkte stellen die Ein- und Ausstichpunkte an der Vorderseite im Verlauf der Krackow-Naht dar. Die gekennzeichneten blauen Linien sollen dazu dienen, dass sich gegenüberliegende Ein- und Ausstiche auf derselben Höhe platziert sind. Die grünen Punkte sind notwendig, um mit einem geschwungenen Stich den Rupturspalt zu überwinden. Dabei stellen ausgefüllte grüne Punkte Nähmarkierungen an der Vorderseite der Sehne dar – gestrichelte grüne Punkte hingegen Nähmarkierungen auf der Rückseite der Sehne. Der erste Einstichpunkt für den Beginn der Naht ist durch einen Pfeil markiert. Die darauffolgenden Einstichpunkte sind durch aufsteigende Nummerierung kenntlich gemacht. Eigene Abbildung nach Veurink, 2015.

Stichmarkierungen zum Überwinden des Rupturspalts stellten Markierungspunkte dar, welche im Abstand von 5 mm zum Rupturspalt jeweils mittig im gedanklich festgelegten lateralen Drittel lagen (siehe grüne Punkte in Abbildung 10).

Anschließend wurden die zwei Sehnenufer in einer eigens entworfenen Sehnennähvorrichtung platziert und kollinear angenähert, sodass sich die Rupturränder trafen. In dieser Position erfolgte die Naht (siehe Abbildung 11). Die Besonderheit dieser Vorrichtung äußerte sich durch die Annäherung der Sehnenufer über Schienen. In diesen Schienen befanden sich Ringschrauben. In die Ösen dieser verschiebbaren Ringschrauben ließen sich die Sehnenufer dank der darin eingebrachten M10 Gewindestange einführen und befestigen. Dadurch wurde versucht, ein realistisches operatives Setting zu schaffen und den Fokus auf eine ordentliche Nahttechnik zu erhöhen.

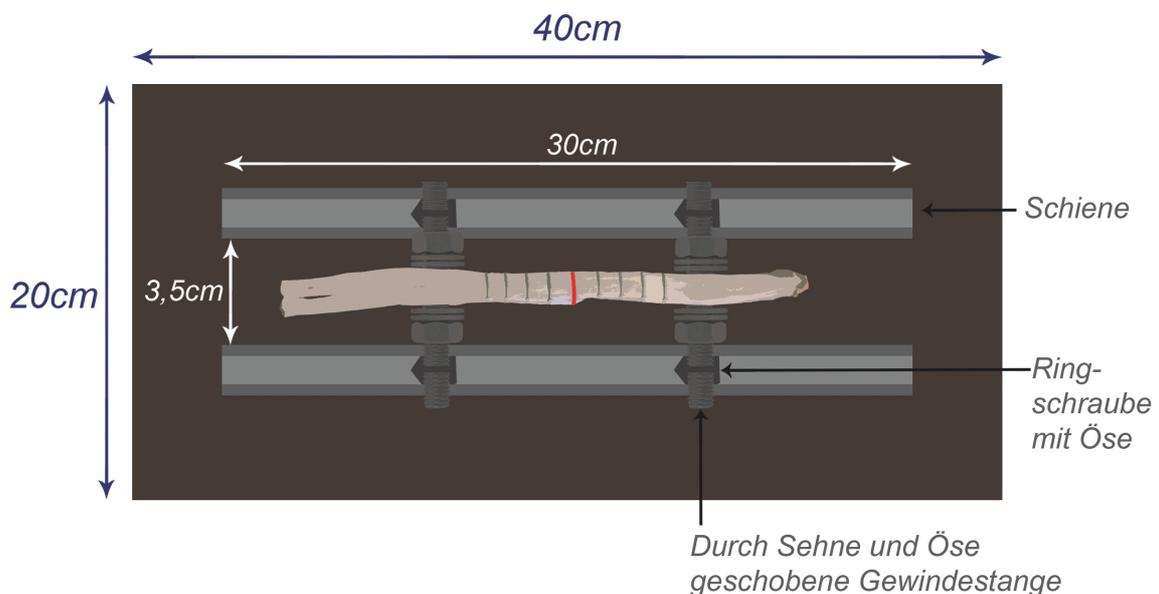


Abbildung 11 – Skizze Sehnennäh- und haltevorrichtung nach Spahn und Richter

Dargestellt sind die Maße der verwendeten Platte und die Längen, der darauf verbauten Schienen, sowie deren Abstände zueinander. Gleichzeitig sind die markierten Sehnenufer illustriert, welche durch die beweglichen Ringschrauben so platziert wurden, dass deren Rupturenden sich berühren (rot dargestellt).

2.3.3. Nahtmaterialien

Die Nahtmaterialien stammten von der Firma Arthrex und wurden im Experiment für eine rein tendinöse Naht verwendet.

LabralTape™

Bestehend aus geflochtenen Polyethylen Fäden weist dieses Band eine Gesamtbreite von 1,5 mm auf. Aufgrund des Polyethylens ist der Faden nicht bioresorbierbar. Vornehmlich wird das LabralTape™ chirurgisch im Schulterbereich eingesetzt, beispielsweise für Labrumrefixierungen (Arthrex, 2019).

FiberTape®

Das FiberTape® ist ein außergewöhnlich festes Band bestehend aus einem langkettigen Polyethylenaufbau. Damit ist das 2 mm dicke Band genauso wie das LabralTape™ nicht bioresorbierbar. Aufgrund dieser Bandbreite kann es den Druck auf das Gewebe bei intraoperativ vorgefundener zweifelhafter Gewebefestigkeit adäquat verteilen. Dadurch reduziert sich das Risiko eines Einschneidens in das Gewebe. Als Einsatzgebiete des FiberTapes® werden Rekonstruktionen angegeben, bei welchen die Gefahr von Gewebereinrissen droht. Einsatzgebiete sind an der Schulter beispielsweise die Rotatorenmanschetten-rekonstruktion. Weitere Einsatzgebiete sind der Fuß und das Sprunggelenk. Für gewöhnlich wird es operativ bei der Anlage eines tendinös-ossären Ankers eingesetzt, beispielsweise für Quadrizeps-sehnenrupturen (Arthrex, 2019).

2.3.4. Krackow-Naht

Begonnen wurde die Naht am weitest entfernten Punkt des proximalen Sehnenufers ausgehend vom Rupturspalt (siehe Abbildung 10). Dies war notwendig, damit der dort zu liegen kommende Knoten die spätere Auswertung nicht behinderte, und der Fokus auf die zu untersuchende Spaltbildung gelingen konnte.

Bei den Ein- und Ausstichen wurde darauf geachtet, dass senkrecht eingestochen wurde - also der spiegelbildliche Punkt annähernd auf der Vorder- oder Rückseite getroffen wurde (siehe Abbildung 12).

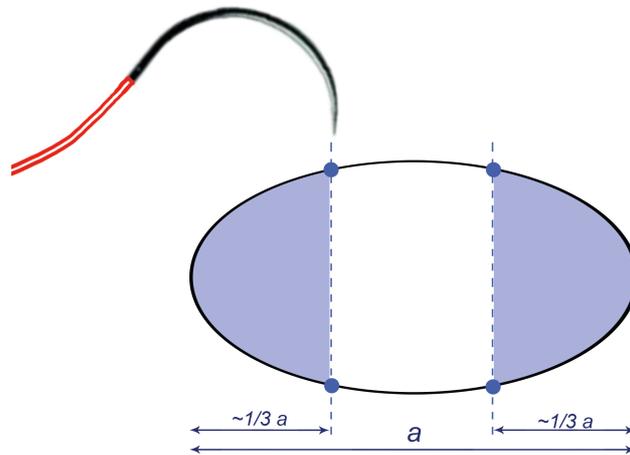


Abbildung 12 – Sehnenquerschnitt mit Stichkanalbeschreibung

Die Sehnenbreite a wird in Drittel unterteilt. Hierbei sollten die Stichkanäle entlang der gedachten Linie verlaufen und der Einstich möglichst senkrecht erfolgen (hier durch die gestrichelten Linien, sowie durch die blauen Punkte an der Vorder- und Rückseite illustriert). Die blau transparenten Flächen stellen die umspannte Querschnittsfläche durch die Naht dar.

Nach dem ersten Einstich an der Vorderseite wurde der Faden von der Rückseite nach vorne herumgeführt und unter dem Fadenrest transversal bis zur kontralateralen Rückseite geführt. Hier erfolgte der Rückstich nun von hinten nach vorne. Der Faden musste anschließend über das transversale Fadenstück herumgeführt werden (siehe Abbildung 13).



Abbildung 13 – Beginn der Krackow-Naht in Sehennähvorrichtung

Dargestellt ist der Beginn der Naht mit dem transversal geführten Faden zur kontralateralen Seite und dem Rückstich nach vorne.

Der Faden wurde durch die entstehenden Schlaufen des proximal bereits platzierten Fadenstücks geführt, sodass die charakteristischen verriegelnden Schlaufen eine Leiterstruktur ergaben (siehe Abbildung 14). Diese Naht wurde an den Lateralseiten beider Sehnenufer durchgeführt, und es wurde auf ausreichenden Verriegelungszug an den Leiterschlaufen geachtet. Der Rupturspalt wurde über zwei Stränge, die den proximalen und distalen Sehnenstumpf miteinander vereinigten, überwunden. Abweichend von Krackows klassisch beschriebener Technik (Krackow et al., 1986), wurden in dieser Studie vier „locking loops“ (Schlaufen) an den jeweiligen Sehnenenden vernäht. Es wurde lediglich ein Faden verwendet, und der Knoten wurde nicht im Rupturspalt versenkt. Abschließend wurde die Naht mittels sieben chirurgischer Knoten gesichert und war bereit für die abschließende Vorbereitung vor dem Zugversuch.

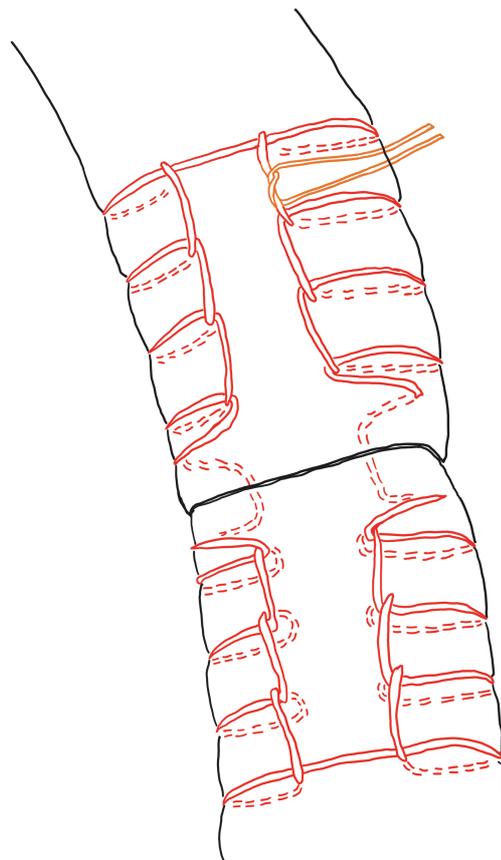


Abbildung 14 – Fadenführung Krackow-Naht mit ventraler Sehnenansicht

Der Faden ist in dieser Abbildung rot illustriert, wobei die gestrichelten Fadenanteile darstellen, wie der Faden an der Rückseite bzw. innerhalb der Sehne verläuft. Der orangefarbene Fadenabschnitt markiert die Enden des Fadens und gleichzeitig auch den Ort des Knotens. In Zusammenschau ergibt sich eine tendinöse vierschlaufige Krackow-Naht (vier „locking loops“ an jeder Lateralseite des Sehnenstumpfs) mit zwei Strängen am Rupturspalt. Eigene Abbildung nach Veurink, 2015.

2.4. Biomechanisch-technischer Arbeitsabschnitt

In dieser abschließenden Phase des Versuchs waren die korrekte Bedienung der Messgerätschaften und letzte Vorbereitungen an der Sehne entscheidende Aspekte für einen erfolgreichen Zugversuch. In diesem Arbeitsabschnitt wurden die Messdaten erhoben.

2.4.1. Spannmittel und GOM-Punktmarken

Damit die Sehnenufer beim Zugversuch auch an den Verankerungen der M10 Gewindestangen standhielten, war eine weitere Bestückung mit Sicherungsmuttern notwendig. Zusätzlich wurden die Muttern so stark angezogen, dass die sich gegenüberliegenden Spannmittel an der jeweiligen Gewindestange die Sehnenenden fest fixieren konnten.

Die Videoauswertung der Spaltbildung beim Versuch sollte so objektiv wie möglich erfolgen. Dafür wurde zunächst mittels Zellstofftüchern der Sehnenpalt abgetrocknet, damit entlang des proximalen und distalen Rupturrandes jeweils mindestens vier GOM-Punktmarken (Gesellschaft für optische Messtechnik, Braunschweig, DE) aufgeklebt werden konnten (siehe Abbildung 15). Die Punkte mussten möglichst nah am Rupturrand aufgeklebt werden. Dadurch wurde die Elastizitätsreserve der Sehne für die spätere Auswertung minimiert. Mit der Verwendung von besonders stark klebenden Punktmarken konnte ein Verrutschen verhindert werden. Die Punkte konnten später von den Kameras des PONTOS 5M Systems erfasst werden.

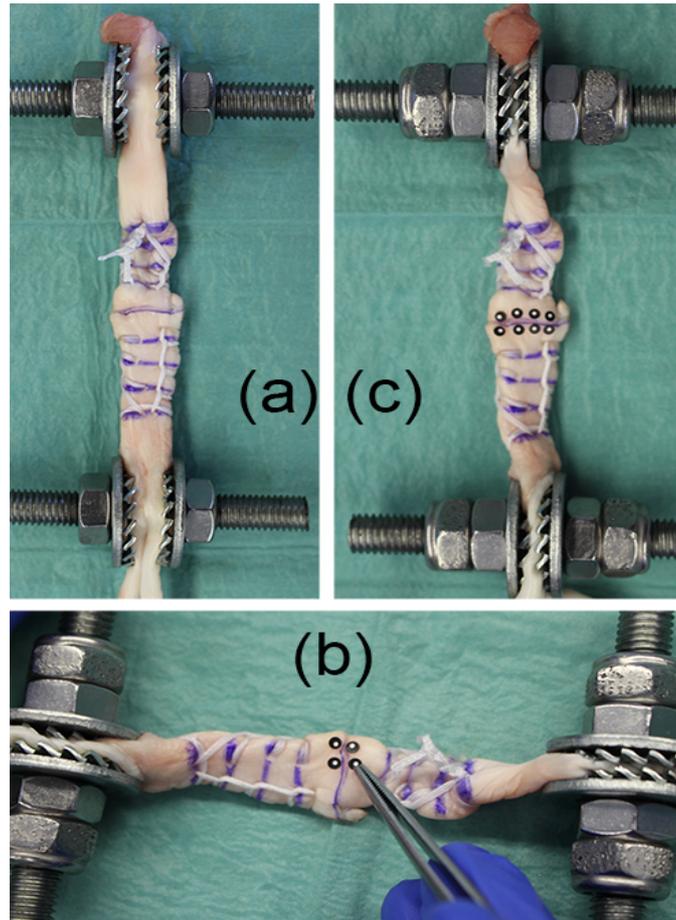


Abbildung 15 – Aufbringen der GOM-Punktmarken auf der Sehne

(a) Sehne nach dem Nähen und Knoten. (b) Beklebung der Sehne mit GOM-Punkten entlang des Spalts. (c) Fertig beklebte Sehne – alle Spannmittel auf Gewindestange montiert und festgezogen.

2.4.2. Zwick-Roell-Prüfsystem

Bei der Materialprüfmaschine handelte es sich um die zwickiLine Material-Prüfmaschine Z2.5 (Zwick-Roell, Ulm, DE). Die Schnittstelle für den einachsigen Zugversuch mit den Sehnen-Naht-Konstrukten stellten die einmontierten Spannmittel der Sehne dar. Dabei wurde die Gewindestange der proximalen Sehne in Ösen eingehängt. Die Ösen waren über Nutensteine mit dem Aluminiumprofil verbunden, welches zuvor am Zwick-Roell-Prüfsystem montiert wurde. Das mit dem proximalen Sehnenufer verbundene Teilstück der Maschine stellte dabei den verstellbaren Teil der Maschine dar. Das distale Sehnenufer wurde ebenfalls über Ösen und ein Aluminiumprofil mit dem Prüfsystem verbunden. Dieser Teil war jedoch nicht verstellbar, und somit war das distale Sehnenufer während des Versuchs stationär. Es wurde darauf geachtet die

Sehne nicht vor Versuchsbeginn unter Spannung zu setzen. Am unteren Aluminiumprofil wurde an der Hinterkante eine Messplatte angebracht. Diese Messplatte beinhaltete in Quadrate unterteilte weiße Punkte, welche in definierten Abständen von 5 mm aufgetragen waren. Diese erleichterten die spätere Auswertung im PONTOS 5M System.

Der verstellbare Teil der Materialprüfmaschine war mit der Kraftmessdose vom Typ Xforce HP, S/N: 750350 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, DE) mit einer Messkraft von bis zu 2,5 kN verbunden. Ausgehend von dieser Messdose wurden die ermittelten Kraftdaten zeitlich an den damit verbundenen Computer weitergegeben. Ebenso wurden die Traversenpositionen zeitgleich an den Computer übertragen. Die Software testXpert®II (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, DE) verarbeitete die Daten und stellte sie zusätzlich grafisch dar. Es wurden die Kraft (F), der Fahrweg (s) sowie die Zeit (t) gemessen. Die Messung von Kraft und Fahrweg erfolgte in einer Frequenz von bis zu etwa 100 Hz. Jeder durchgeführte Zugversuch unterlag demselben Testprotokoll. Dieses Protokoll wurde durch die testXpert®II Software an das Zwick-Roell-Prüfsystem elektronisch übertragen und schließlich mechanisch umgesetzt.

2.4.3. Testprotokoll Zugversuch

Für die Zugversuche wurde das Testprotokoll der Arbeitsgruppe Ateschrang (Ateschrang et al., 2014, 2019) verwendet. Dieses Protokoll ließ sich in folgende vier Phasen einteilen, die nahtlos ineinander übergingen (siehe Abbildung 16).

Erste Phase // Vordehnung

Das Sehnen-Naht-Konstrukt wird durch einen vertikalen Zug der Maschine mit einer Geschwindigkeit von 2 mm/s bis zur gemessenen Kraft von 10 N vorgedehnt. Sobald dieser Wert erreicht wurde, hielt die Maschine den Zug in dieser Position an.

Zweite Phase // Setzen der Naht

Der in der ersten Phase beschriebene Endzustand wird von der Maschine für 15 Sekunden gehalten. Dadurch wurde ein Setzen der Naht ermöglicht.

Dritte Phase // Mechanisch kontrollierter Zug

Nun setzte der vertikale Zug mit einer Geschwindigkeit von 0,2 mm/s ein und belastete das Sehnen-Naht-Konstrukt Zug bis 100 N; was von der Kraftmessdose registriert wurde.

Vierte Phase // Mechanischer Zug bis zum Probeversagen

In der letzten Phase wurde das Konstrukt ab dem gemessenen Kraftwert von 100 N bis zum Testende mit einer Geschwindigkeit von 2 mm/s einem vertikalen Zug unterzogen. Als Testende wurde ein Fadenriss oder ein Durchriss des Fadens durch die Sehne definiert. Dieses definierte Testende ging mit einem Abfall der Kraft einher. Die Maschine selbst blieb dann bei einem Abfall der gemessenen Kraft auf 20% (bezogen auf die bis dahin erreichte Maximalkraft F_{Max}) in dieser Position stehen.

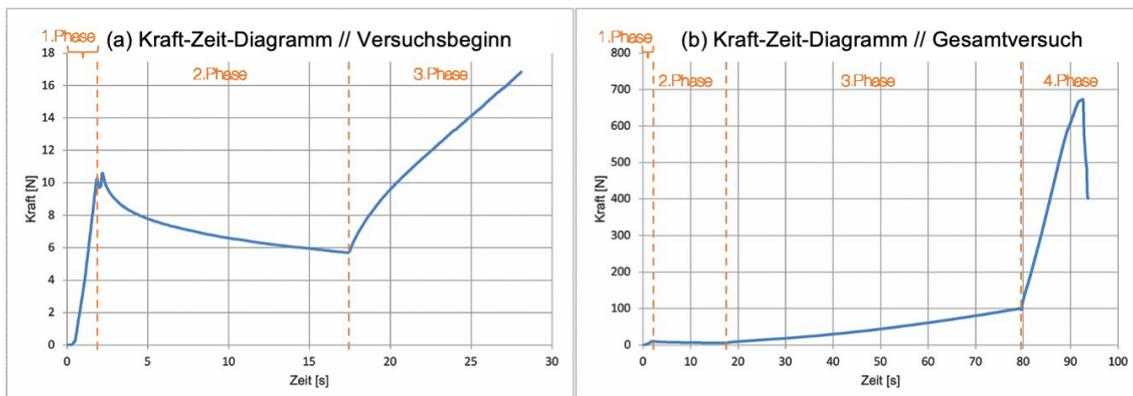


Abbildung 16 – Kraft-Zeit-Diagramme mit Darstellung der Testprotokollphasen

Auftragung der Diagramme (a) und (b) mit Zeit [s] auf der Abszisse und Kraft [N] auf der Ordinate. **(a)** Darstellung der ersten drei Versuchsphasen. In der ersten Phase fand ein vertikaler Zug bis zu 10 N statt, welcher innerhalb von weniger als 5 Sekunden erreicht war. Anschließend wurde dieser Zug für 15 Sekunden in der zweiten Phase gehalten. In der dritten Phase wurde ein kontinuierlicher Zug mit einer Geschwindigkeit von 0,2 mm/s begonnen. **(b)** Darstellung des Gesamtversuchs mit allen Testphasen – erste bis dritte Phase identisch mit Abschnitt (a). Die dritte Phase fand bis zum Erreichen von 100 N statt, hier exemplarisch nach etwa 80 Sekunden nach Versuchsstart. In der vierten Phase wurde die Zuggeschwindigkeit auf 2 mm/s erhöht bis die Maximalkraft – hier exemplarisch etwa 670 N – erreicht wurde. Hierbei kam es zum Versagen des Sehnen-Naht-Konstrukts, welches sich in einem Kraftabfall äußerte.

2.4.4. PONTOS 5M System

Das PONTOS 5M System (Gesellschaft für optische Messtechnik, Braunschweig, DE) ist eine optische Messeinheit mit zwei Kameras, welche Bildinformationen untereinander abstimmt. Dadurch wurden 3D-Streckenvermessungen im aufgezeichneten Bildmaterial ermöglicht. Dadurch konnte eine Vermessung der Spaltbildung während des Zugversuchs stattfinden. Die Streckenberechnung wurde durch spezielle GOM-Punktmarken, welche an den Rupturrändern aufgeklebt wurden, objektiviert. Es wurde eine Bilderspeicherfrequenz von 2 Hz gewählt. Der Abstand des PONTOS 5M Systems zur Messebene am Zwick-Roell-Prüfsystem und somit zu dem zu messenden Sehnen-Naht-Konstrukt betrug stets 1,5 Meter. Zu Beginn jedes Versuchstags fand eine Kalibrierung statt. Die Kalibrierung wurde am Steuercomputer durchgeführt, der mit dem Messsystem verbunden war. Dafür wurde die dem System beigelegte Kalibrierungsplatte verwendet und zeitgleich die Laser des PONTOS 5M Systems auf die Mitte dieser Platte adjustiert. Derselbe Steuercomputer zeichnete während des Zugversuchs die Daten auf.

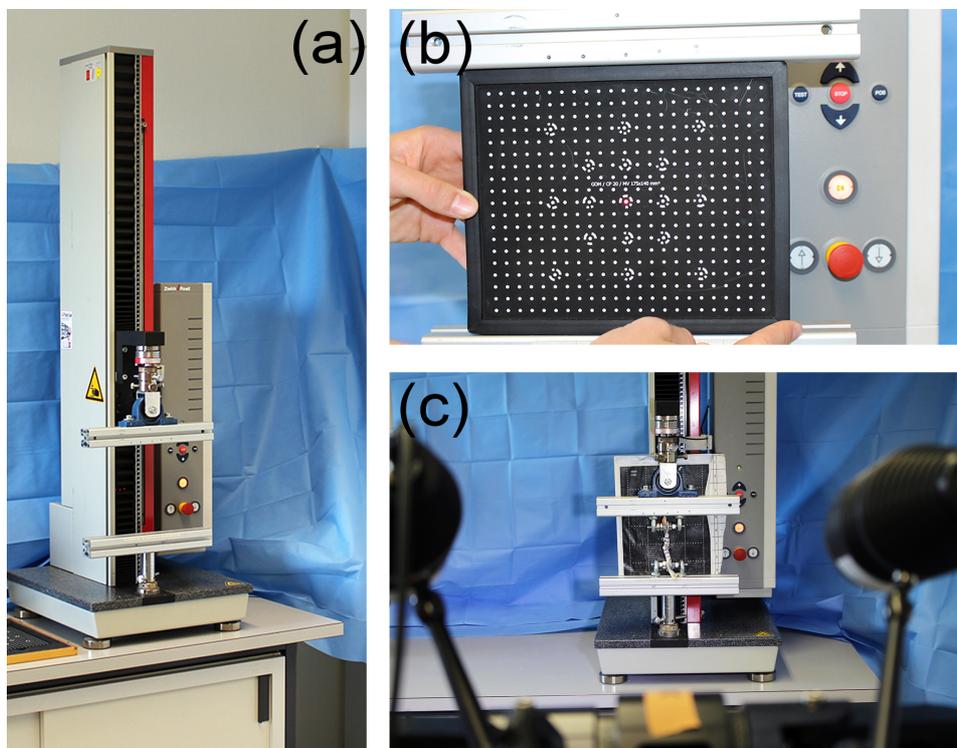


Abbildung 17 – Zwick-Roell-Prüfsystem und PONTOS 5M

(a) Zwick-Roell-Prüfsystem mit Aluminiumprofilen. (b) Kalibrierung der PONTOS 5M Kameras mittels Laser bei Verwendung einer Kalibrierungsplatte in Testebene. (c) Versuchsansicht der PONTOS 5M Kameras und Lichtleuchten auf das zu testende Sehnen-Naht-Konstrukt.

2.5. Datenauswertung

Wie in Kapitel 2.4.2. und 2.4.3. beschrieben wurden über Computer, welche jeweils mit dem Zwick-Roell-Prüfsystem und dem Pontos 5M System verbunden waren, Daten aufgezeichnet. Es war essentiell, diese Daten in Bezug zueinander zu stellen. Dafür mussten beide Prüfsysteme zeitgleich zum Versuchsbeginn gestartet werden. So konnte erreicht werden, dass die aufgezeichneten Bilddaten des PONTOS 5M Systems über die Zeit (t) mit den Messwerten für die Kraft (F) und den Fahrweg (s) des Zwick-Roell-Prüfsystems übereinstimmen.

Zur Validierung dieses Messverfahrens wurde innerhalb der Arbeitsgruppe zuvor die Differenz der mittleren Traversenwege zwischen dem PONTOS 5M System und dem Zwick-Roell-Prüfsystem ermittelt. Ein definierter Fahrweg von 10 mm wurde dafür mehrmals durchlaufen. Die Messungen ergaben eine mittlere Differenz von etwa 1 μm , welche somit vernachlässigbar erschien.

Unterteilt wurden die erhobenen Daten in Haupt- und Nebenparameter. Teilweise konnten die Parameter nicht direkt vom Messsystem abgelesen werden, sodass mathematische Berechnungen vorgenommen werden mussten. Tabelle 8 und Tabelle 9 geben einen Überblick über die in dieser Arbeit erhobenen Parameter und zeigen die dafür notwendigen Messsysteme auf.

Tabelle 8 – Messsysteme zur Erfassung der Hauptparameter

Parameter	Einheit	Messsystem(e)
Maximalkraft F_{Max}	N	Zwick-Roell-Prüfsystem
Dehnsenkraft $F_{3\text{mm}}$	N	PONTOS 5M, Zwick-Roell-Prüfsystem

Tabelle 9 – Messsysteme zur Erfassung der Nebenparameter

Parameter	Einheit	Messsystem(e)
Querschnittsfläche A	mm ²	Digital-Messschieber
Setzverhalten	%	Zwick-Roell-Prüfsystem
Elastizität	%	PONTOS 5M, Zwick-Roell-Prüfsystem
Steifigkeit	N/mm	Zwick-Roell-Prüfsystem
Spannung	N/mm ²	Digital-Messschieber, PONTOS 5M, Zwick-Roell-Prüfsystem
Elongation	mm/mm	PONTOS 5M, Zwick-Roell-Prüfsystem
Elastizitätsmodul	N/mm ²	Digital-Messschieber, PONTOS 5M, Zwick-Roell-Prüfsystem

2.5.1. Hauptparameter

Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$

Das Hauptaugenmerk in dieser Arbeit lag auf dem Parameter der Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$, welcher zum Zeitpunkt einer 3 mm Spaltbildung während des Zugversuchs ermittelt wurde. Hierbei ging es um die Messung des Spalts zwischen den Rupturufeln. Die Abstimmung der Gerätschaften war eine wichtige Voraussetzung für die Auswertung der Dehiszenzkraft. Grund dafür war, dass nur eine Auswertung des Bildmaterials im PONTOS 5M System den Zeitpunkt $t_{3\text{mm}}$ erfassen konnte. Die Ermittlung dieses Zeitpunkts war einer der wesentlichen Gründe für den Einsatz dieses optischen Messsystems.

Den Beginn der Bilddatenauswertung stellt der Anfang der dritten Phase des Zwick-Roell-Prüfsystem Protokolls (siehe Kapitel 2.4.3.) dar. Das erste Bild dieser Phase wurde als Zeitpunkt $t_{0\text{mm}}$ und der Spaltabstand hierbei als 0 mm definiert. Über die 3D-Streckenvermessung wurde der Zeitpunkt gesucht, bei dem die Rupturränder 3 mm voneinander entfernt waren. Hierfür waren die GOM-Punktmarken an den Sehnen-Naht-Konstrukten objektiv verfolgbare Punkte zur Vermessung. Der Zeitpunkt $t_{3\text{mm}}$ wurde in den ausgegebenen Daten des Zwick-Roell-Prüfsystems gesucht und die dazugehörige Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ notiert.

Da die Vorschubgeschwindigkeit in der dritten Phase 0,2 mm/s betrug und die Bildaufzeichnungsfrequenz des PONTOS 5M Systems mit 2 Hz erfolgte, konnte rein rechnerisch davon ausgegangen werden, dass bis zum Erreichen des 3 mm Dehiszenzspalts 30 Bilder aufgezeichnet wurden. Bei dieser Überlegung wurden jedoch die Materialeigenschaften der Sehne und dem darin vernähten Material außer Acht gelassen. Dies hatte zur Folge, dass sich Versuchsbedingungen ergaben, bei welchen die vierte Phase des Testprotokolls (siehe Kapitel 2.4.3.) ebenfalls erreicht wurde, bevor eine 3 mm Dehiszenz eintrat. Da in dieser Phase die Vorschubgeschwindigkeit 2 mm/s betrug und die Bildaufzeichnungsfrequenz unverändert war, musste in unklaren Fällen mathematisch interpoliert werden mittels zweier zeitlich aufeinander folgender Bilder. Dies war dann notwendig, wenn keine Strecke von 3 mm bis auf eine Genauigkeit von $\pm 0,1$ mm vermessen werden konnte. Zwischen diesen Bildern befand sich also der tatsächlich gesuchte Zeitpunkt $t_{3\text{mm}}$. Das Interpolieren bezog sich auf die vermessenen Streckenwerte der beiden Bilder.

Maximalkraft F_{Max}

Die Maximalkraft F_{Max} stand ebenfalls im Mittelpunkt des Experiments. Ermittelt wurde die Maximalkraft, welcher das Sehnen-Naht-Konstrukt standhalten konnte, bevor es zu einem Probeversagen kam. Versagensgründe waren entweder ein Fadenriss oder ein Fadenausriss der applizierten Naht aus der Sehne. Es fand keine optische Spaltanalyse statt. Versuche, bei denen das Testende durch einen Halterungsauriss der Sehne aus den einmontierten Spannmitteln erreicht wurde, wurden aus der Wertung genommen und wiederholt.

2.5.2. Nebenparameter

Querschnittsfläche A

Der Sehnenquerschnitt an der Rupturfläche wurde bereits nach der Präparation vermessen und berechnet (siehe Kapitel 2.2.3.). Anhand der Maße in der Querschnittsebene - Breite a und Dicke b - konnte unter Annahme einer ellipsoiden Querschnittsfläche über die untenstehende Formel der Querschnitt annäherungsweise berechnet werden. Dieser Parameter war für die Berechnung von Spannung und Elastizitätsmodul notwendig.

$$A = \frac{1}{4}ab \cdot \pi \quad (2.1)$$

Setzverhalten

Das Setzverhalten beschreibt die noch verbliebene gemessene Kraft F_a am Ende der 15-sekündigen Setzphase (Ende zweite Phase) an der Kraftdose in Bezug zur Vordehnung mit 10 N (Ende erste Phase).

$$\text{Setzverhalten [\%]} = \frac{F_a}{10} \cdot 100 \quad (2.2)$$

Spannung σ

Zur Berechnung der Spannung wird die Kraft F zu einem bestimmten Zeitpunkt benötigt sowie die Querschnittsfläche A. Hierbei war die Beobachtung der Spannung zum Zeitpunkt der 3 mm Dehiszenz von größtem Interesse.

$$\text{Spannung } \sigma \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right] = \frac{F_{3\text{mm}}}{A} \quad (2.3)$$

Elongation ϵ

Bei der Elongation ϵ handelt es sich um eine Materialeigenschaft, welche sich durch das Zusammenspiel von Sehne, Nahtmaterial und der gesetzten Naht zusammensetzt. In diesem Fall wird die Dehnung bei einer Dehiszenz von 3 mm untersucht. Notwendig zur Berechnung ist allerdings auch die Anfangslänge wie die untenstehende Formel 2.4 und Abbildung 18 beschreiben. Die Elongation beschreibt somit das Verhältnis von Längenänderung durch axialen Zug in Bezug zur Anfangslänge.

$$\text{Elongation } \epsilon [\%] = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2.4)$$

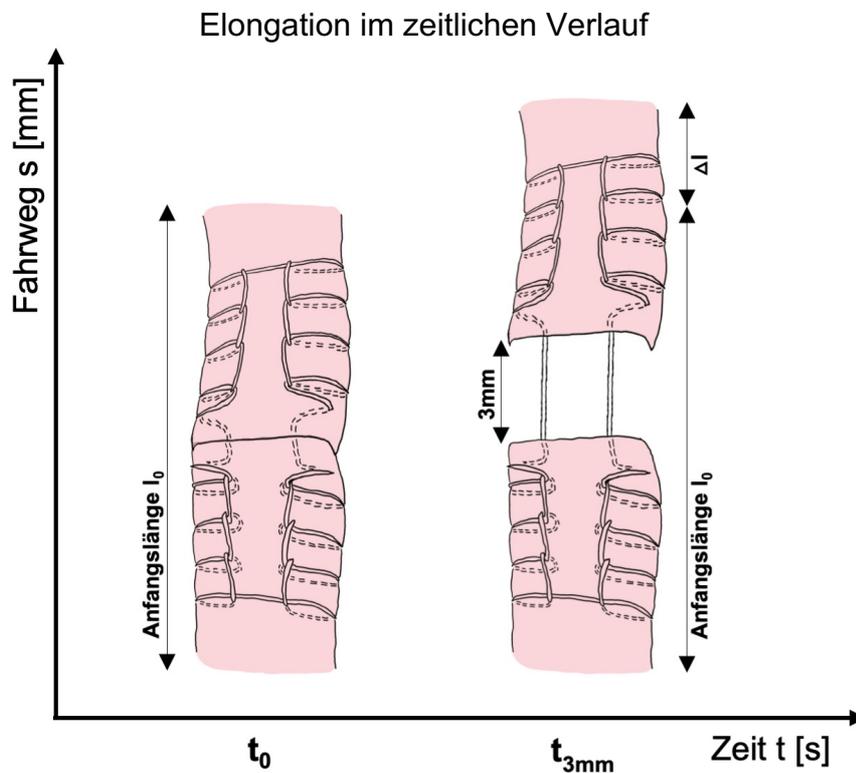


Abbildung 18 – Elongation im Fahrweg-Zeit-Diagramm

Veranschaulichung der Elongation ϵ und den Längenveränderungen mit Zeitpunkten [s] auf der Abszisse und Fahrweg [mm] auf der Ordinate. Formel 2.4 hilft hierbei bei der Berechnung. t_0 = Versuchsbeginn; t_{3mm} = Zeitpunkt bei dem die Dehiszenz der Rupturränder 3 mm beträgt. Eigene Abbildung nach Ateschrang, 2014.

Elastizität

Die Elastizität stellt in diesem Versuchsaufbau die prozentuale Verlängerung der Sehne unter einer bestimmten Kraft F dar – hierbei wird zunächst davon ausgegangen, dass keine Dehiszenz stattfindet. Daraus ergibt sich, dass lediglich die Anfangslänge l_0 und die zusätzliche Längenänderung Δl zur Berechnung notwendig sind (siehe Abbildung 19 (a)).

Hierbei sind Anfangslänge l_0 und die Längenänderung Δl vom Zwick-Roell-Prüfsystem erfasst worden. Daraus ergibt sich Formel 2.5 zur Berechnung der Elastizität:

$$\text{Elastizität [\%]} = \frac{l_0 + \Delta l - 3\text{mm}}{l_0 + \Delta l} = 1 - \frac{3\text{mm}}{l_0 + \Delta l} \quad (2.5)$$

Somit beschreibt die Elastizität inwieweit die Sehnenverlängerung im Experiment am Fahrweg der Aluminiumprofile (in Abbildung 19 (b) mit pinken Linien dargestellt) unter Vernachlässigung der Dehiszenzentwicklung beteiligt war.

Da die 3 mm Dehiszenz vom PONTOS 5M System erfasst wurde, ergaben sich beim Versuchsstart und beim Zeitpunkt der 3 mm Dehiszenz die PONTOS Aufnahmen aus Abbildung 19 (b). Zur Berechnung der Elastizitätswerte dient lediglich die Formel 2.5. Die Abbildung 19 (b) mit den gedachten Streckenbezeichnungen $[o, D, u]$ und Formel 2.6 dienen zum besseren Verständnis der Elastizitätsberechnung:

$$\text{Elastizität [\%]} = 1 - \frac{3\text{mm}}{l_0 + \Delta l} = \frac{o_D + u_D}{o_D + D + u_D} \quad (2.6)$$

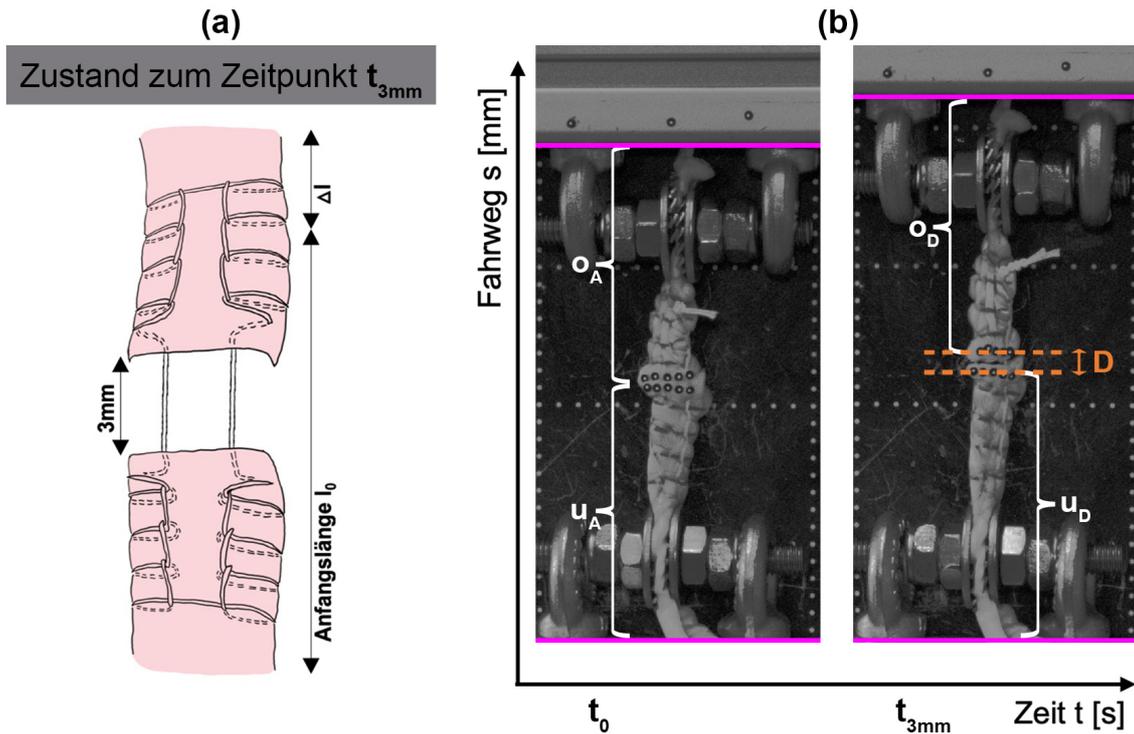


Abbildung 19 – Skizze und PONTOS 5M Aufnahmen mit Parametern zur Berechnung der Elastizität

(a) Skizze zum Zeitpunkt der 3 mm Dehnung mit den notwendigen Streckenparametern zur Berechnung der Elastizität im Experiment mithilfe von Formel 2.5. (Eigene Abbildung nach Ateschrang, 2014).
 (b) Fahrweg-Zeit-Diagramm mit PONTOS 5M Aufnahmen sowie eigens eingeführten Streckenbezeichnungen zum besseren Verständnis der Einzelstrecken. Zum Verständnis siehe Formel 2.6. Die pinken Linien stellen die Aluminiumprofile und ihren Fahrweg an der Zwick-Roell Prüfmaschine dar.

o_A : Strecke oberhalb des Rupturspalts zu Versuchsbeginn

u_A : Strecke unterhalb des Rupturspalts zu Versuchsbeginn

D : 3 mm

o_D : Strecke oberhalb des Rupturspalts zum Zeitpunkt der 3 mm Dehnung (t_{3mm})

u_D : Strecke unterhalb des Rupturspalts zum Zeitpunkt der 3 mm Dehnung (t_{3mm})

Elastizitätsmodul

Das Elastizitätsmodul berechnet sich aus der Spannung σ und der Elongation ϵ und beschreibt somit die notwendige Spannung [N/mm²], die notwendig ist, um das Sehnenkonstrukt um 1% der Anfangslänge l_0 zu verlängern.

$$\text{Elastizitätsmodul} \left[\frac{N}{mm^2} \right] = \frac{\text{Spannung } \sigma \left[\frac{N}{mm^2} \right]}{\text{Elongation } \epsilon [\%]} \quad (2.7)$$

Steifigkeit

Die Steifigkeit beschreibt die Kraft F , die notwendig ist, um das Sehnenkonstrukt um 1 mm zu dehnen. Diese Stoffeigenschaft beschreibt den Kraftwiderstand, den das Sehnenkonstrukt aufbringt, um der elastischen Verformung entgegenzuwirken.

Um eine Aussage zur Steifigkeit machen zu können, wurde in diesem Experiment ein Steifigkeitsmittelwert mithilfe der Steigung des Kraft-Fahrweg-Diagramms zwischen dem 20%igem F_{Max} Wert und dem 80%igem F_{Max} Wert berechnet. Daraus ergibt sich, dass ebenfalls die Länge des Sehnenkonstrukts zu diesen Zeitpunkten bekannt sein musste – diese Daten konnten vom Zwick-Roell-Prüfsystem ausgelesen werden.

Die Formel lautet wie folgt:

$$\text{Steifigkeit} \left[\frac{N}{mm} \right] = \frac{F_{\text{Max (80\%)}} - F_{\text{Max (20\%)}}}{l_{F_{\text{Max (80\%)}}} - l_{F_{\text{Max (20\%)}}}} \quad (2.8)$$

2.5.3. Statistische Methodik

Die Vorversuche wurden auf 20 Experimente je untersuchte Gruppe festgelegt. Anhand dieser Daten wurde eine Fallzahlplanung in Zusammenarbeit mit dem Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen vorgenommen. Hierfür wurde das Statistikprogramm R (The R Foundation for Statistical Computing, Wien, Österreich) verwendet, und folgende Kriterien für die Fallzahlplanung definiert:

1. Signifikanzniveau $\alpha = 3\%$
2. Klinisch relevanter Unterschied 50 N
3. Power $\beta = 90\%$

Das Signifikanzniveau von 0,03 für die schließende Statistik wurde aufgrund von multiplen Testvergleichen entsprechend gewählt.

Bei der Analyse der Vorversuchsdaten ergab sich für die F_{3mm} -Werte eine γ -Verteilung, die F_{Max} -Werte präsentierten sich in einer Weibull-Verteilung. Unter Berücksichtigung der oben genannten Kriterien und dieser Verteilungen ergab sich für die Hauptversuche eine zu untersuchende Fallzahl von 24 je Gruppe.

Tabelle 10 – Vor- und Hauptversuche mit Aufschlüsselung der zu untersuchenden Gruppen und deren Fallzahl n

Vorversuche	
LabralTape™ Krackow-Naht $n_1 = 20$	FiberTape® Krackow-Naht $n_2 = 20$

Hauptversuche	
LabralTape™ Krackow-Naht $n_3 = 24$	FiberTape® Krackow-Naht $n_4 = 24$

3 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der prospektiven, randomisierten, experimentellen Interventionsstudie am *ex vivo* Schweinemodell präsentiert.

Zunächst erfolgt eine deskriptive Analyse sowie ein deskriptiver Vergleich der Haupt- und Nebenparameter zwischen den zwei zu untersuchenden Gruppen:

LabralTape™ Krackow-Naht (nachfolgend auch als LT bezeichnet)

FiberTape® Krackow-Naht (nachfolgend auch als FT bezeichnet)

Abschließend wird die schließende Statistik der Hauptparameter F_{3mm} und F_{Max} vorgenommen sowie eine Analyse der Korrelation dieser Parameter mit der Querschnittsfläche der Sehnen.

3.1. Deskriptive Statistik

Die Messwerte, anhand welcher die nun folgende Statistik durchgeführt wurde, finden sich im Anhang (siehe Kapitel 7 (a)). In Kapitel 2.5. finden sich Erklärungen der hier besprochenen Parameter.

Zunächst wurden die Verteilungsmuster für die jeweiligen Parameter untersucht. Dazu wurde der Shapiro-Wilks-Test angewandt. Dieser eignete sich für kleine Stichprobengrößen wie in diesem vorliegenden Datensatz. Ein Datensatz war gemäß Shapiro-Wilk-Test normalverteilt, wenn der p-Wert über einem festgelegten Signifikanzniveau von 0,03 lag. Tabelle 11 zeigt die Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung für die vorliegenden Messdaten und errechneten Parameter.

Tabelle 11 – Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung

	LT			FT		
	Statistik	n	p-Wert	Statistik	n	p-Wert
A [mm ²]	0,98	24	0,83	0,94	24	0,14
F_{3mm} [N]	0,96	24	0,48	0,94	24	0,18
F_{Max} [N]	0,93	24	0,09	0,96	24	0,36
Setzverhalten [%]	0,91	24	0,03	0,97	24	0,65
Spannung [N/mm ²]	0,90	24	0,03	0,96	24	0,41
Steifigkeit [N/mm]	0,98	24	0,84	0,97	24	0,67
Elongation [mm/mm]	0,90	24	0,02	0,91	24	0,03
Elastizität [%]	0,99	24	0,99	0,93	24	0,10
Elastizitätsmodul [N/mm ²]	0,86	24	0,004	0,97	24	0,61

Im Hinblick auf die Normalverteilung der Daten ergab sich, dass die Daten überwiegend normalverteilt waren. Lediglich Setzverhalten, Spannung, Elongation und Elastizitätsmodul des LT-Datensatzes waren nicht normalverteilt. Beim FT-Datensatz waren hingegen nur die errechneten Elastizitätsmodul-Werte nicht normalverteilt.

3.1.1. Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ [N]

Die Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ wurde als notwendige Zugkraft für eine 3 mm Spaltbildung definiert. Die Werte waren in beiden Gruppen normalverteilt. Für LT betrug der Mittelwert \bar{x} und die Standardabweichung SD $171,33 \pm 58,56$ N. Für FT betrug der Mittelwert \bar{x} und die Standardabweichung SD $164,33 \pm 51,92$ N. Der Median \tilde{x} der LT Werte lag bei 176,95 N, während er für die FT Werte 153,33 N betrug. Der Interquartilsabstand (Englisch: inter quartile range) (IQR) lag bei LT zwischen 129,18 N und 216,93 N. Im Vergleich dazu lag der IQR der FT Gruppe zwischen 134,78 N und 187,90 N. LT erreichte Werte zwischen minimal 74,20 N und maximal 279,80 N, während FT ein Minimum von 90,40 N und ein Maximum 278,90 N vorwies. Dieses Maximum stellte gleichzeitig einen milden statistischen Ausreißer (< 3 IQR) der Werte für FT dar. Abbildung 20 zeigt die entsprechenden Boxplots. Im Vergleich zeigte sich tendenziell eine größere Streuung der LT Gruppe.

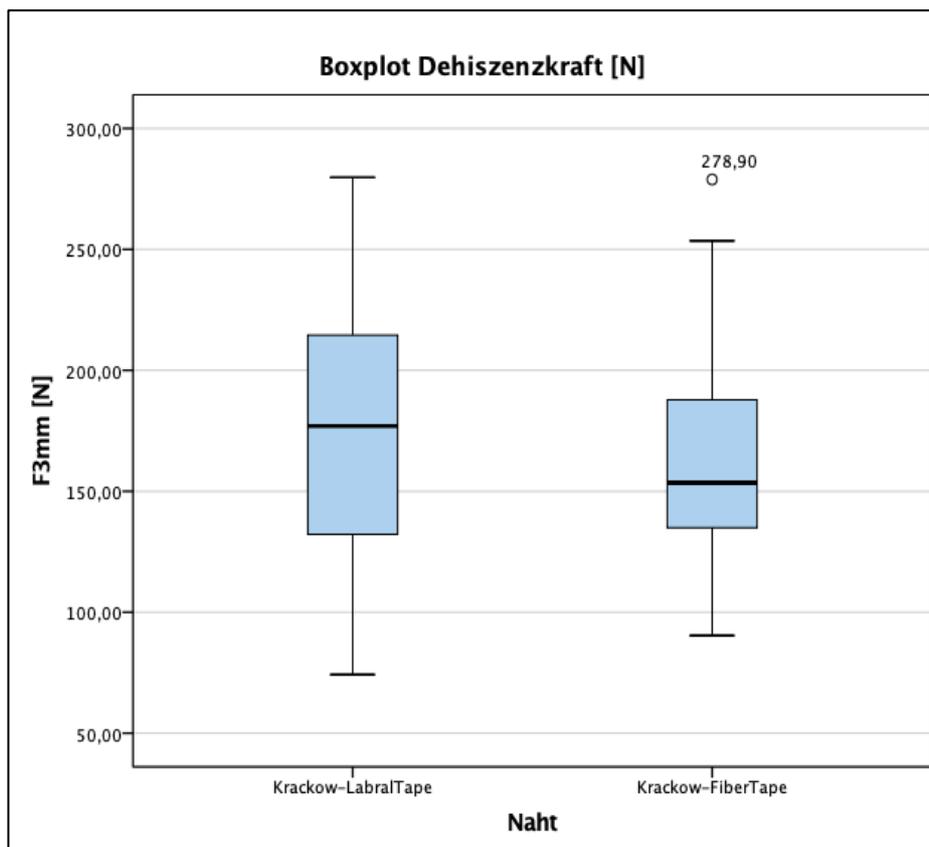


Abbildung 20 – Boxplot des $F_{3\text{mm}}$ Datensatzes [N] für LT und FT

Tabelle 12 gibt einen Überblick über die explorative Datenanalyse der normalverteilten Daten für die Gruppen FT und LT.

Tabelle 12 – Gegenüberstellung der explorativen Datenanalyse für die Dehiszenzkraft F_{3mm}

Statistik Dehiszenzkraft F_{3mm} [N]

LabralTape™ Krackow	Mittelwert	171,33
	Median	176,95
	Standardabweichung	58,56
	Minimum	74,20
	Maximum	279,80
	Spannweite	205,60
	Interquartilbereich	87,75
	FiberTape® Krackow	Mittelwert
Median		153,56
Standardabweichung		51,92
Minimum		90,40
Maximum		278,90
Spannweite		188,50
Interquartilbereich		53,13

3.1.2. Maximalkraft F_{Max} [N]

Die miteinbezogenen Tests dieser Arbeit versagten durch Ausriss des Nahtmaterials nach Durchreißen aus dem Sehngewebe oder durch Fadenriss. Kurz vor Testende wurde die Maximalkraft F_{Max} ermittelt.

Der Mittelwert \bar{x} und die Standardabweichung SD betragen für LT $718,62 \pm 69,56$ N, während sie bei FT $909,24 \pm 77,95$ N betragen. Der Median \tilde{x} befand sich bei der LT Gruppe bei 728,00 N mit einem IQR zwischen 686,18 N und 754,48 N. Die Werte der FT Gruppe ergaben einen Median \tilde{x} von 910,50 N und eine IQR zwischen 836,68 N und 975,00 N. Die Werte bewegten sich unterdessen im Bereich von minimal 507,10 N bis maximal 849,10 N für LT und von minimal 780,20 N bis maximal 1035,90 N für FT. Das Minimum der LT Gruppe erwies sich als extremer statistischer Ausreißer (> 3 IQR). Abbildung 21 zeigt die entsprechenden Boxplots. Der Vergleich beider Boxplots zeigt, dass sich die IQRs beider Gruppen nicht überschneiden. Der einzige Wert, der sich mit dem IQR der FT Gruppe überschneidet, ist der Maximalwert der LT Gruppe.

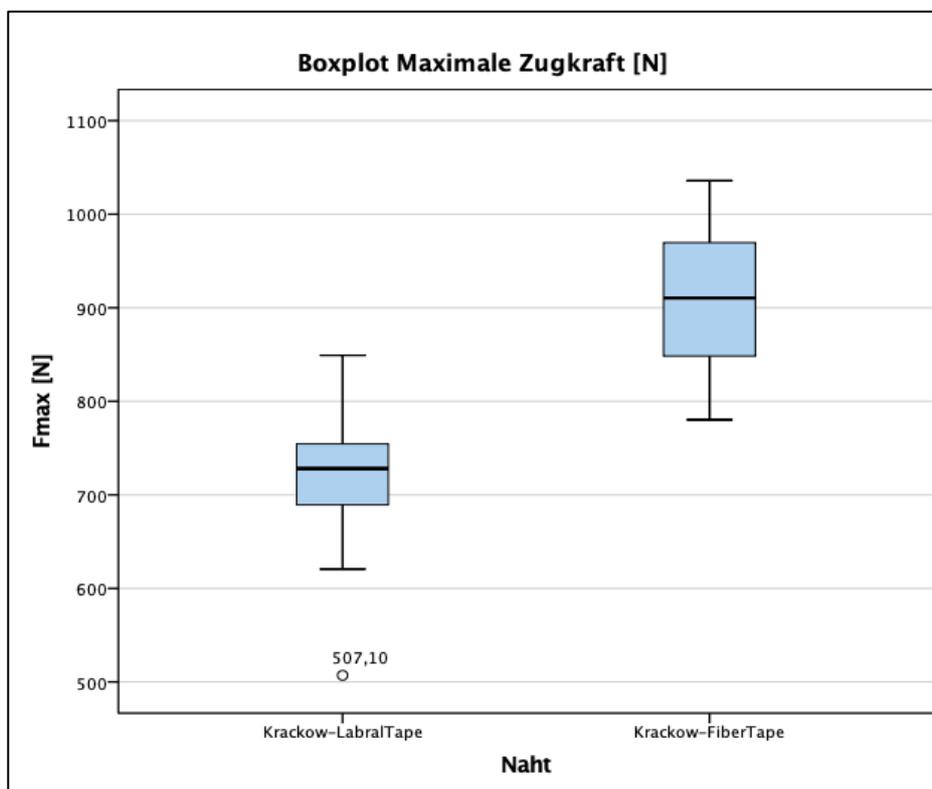


Abbildung 21 – Boxplot des F_{Max} Datensatzes [N]

Tabelle 13 gibt einen Überblick über die explorative Datenanalyse der normalverteilten Daten für die Gruppen FT und LT.

Tabelle 13 – Gegenüberstellung der explorativen Datenanalyse für die Maximalkraft F_{Max}

Statistik Maximalkraft F_{Max}

LabralTape™ Krackow	Mittelwert	718,62
	Median	728,00
	Standardabweichung	69,56
	Minimum	507,10
	Maximum	849,10
	Spannweite	342,00
	Interquartilbereich	68,30
	FiberTape® Krackow	Mittelwert
Median		910,50
Standardabweichung		77,95
Minimum		780,20
Maximum		1035,90
Spannweite		255,70
Interquartilbereich		138,33

3.1.3. Querschnittsfläche A [mm²]

Die Querschnittsflächen wurden im Bereich der Ruptur vermessen und die Sehnen ohne Vorauswahl zufällig auf beide Gruppen LT und FT verteilt. Die Werte beider Gruppen waren normalverteilt. Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung SD betrug für LT $37,71 \pm 6,55 \text{ mm}^2$, während sie bei FT $37,45 \pm 5,43 \text{ mm}^2$ betragen. Der Median \tilde{x} lag für LT bei $36,53 \text{ mm}^2$, während sich für FT ein \tilde{x} von $37,36 \text{ mm}^2$ ergab. Der IQR für LT befand sich zwischen $33,79 \text{ mm}^2$ und $42,32 \text{ mm}^2$, während er für FT Werte zwischen $32,74 \text{ mm}^2$ und $41,77 \text{ mm}^2$ einbezog. Als Minimal- und Maximalwerte ergaben sich für LT $25,64 \text{ mm}^2$ und $52,47 \text{ mm}^2$ sowie $27,14 \text{ mm}^2$ und $44,86 \text{ mm}^2$ für FT. Abbildung 22 zeigt die entsprechenden Boxplots für die Querschnittsflächen beider Gruppen. Tendenziell zeigt sich eine ähnliche Verteilung der Werte im Bereich der Boxen, lediglich die Bereiche unterhalb des ersten Quartils und oberhalb des dritten Quartils unterscheiden sich durch eine größere Spannweite zugunsten der LT Gruppe.

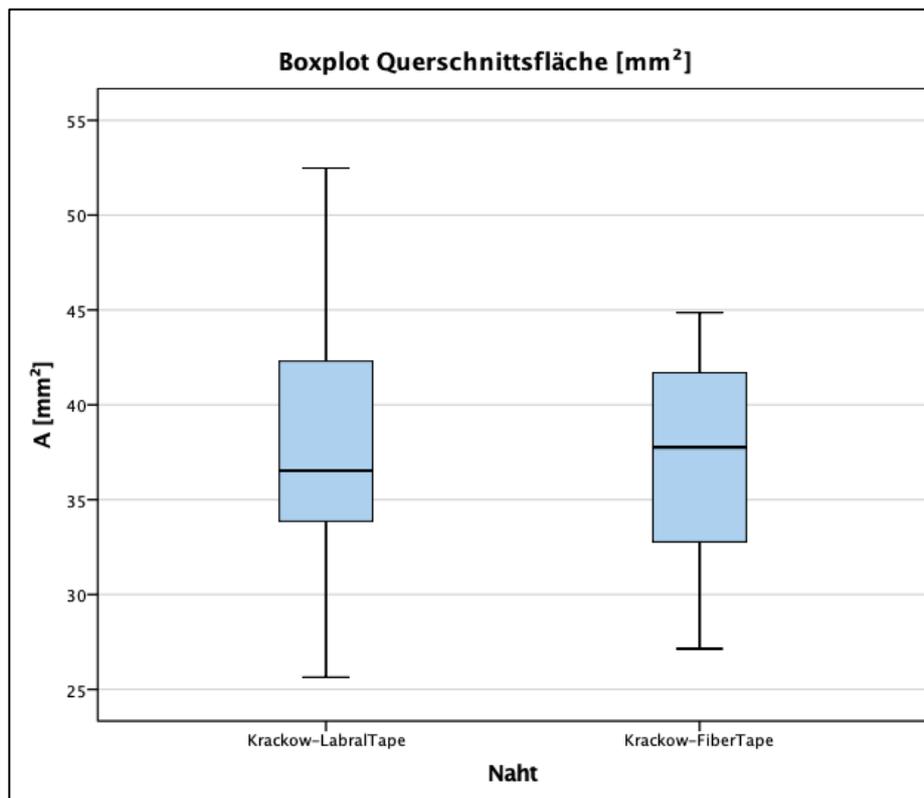


Abbildung 22 – Boxplot des Querschnittsflächen Datensatzes [mm²]

3.1.4. Setzverhalten [%]

Das Setzverhalten beschreibt die noch verbliebene gemessene Kraft am Ende der 15-Sekunden-langen Setzphase im frühen Stadium des Experiments (siehe Kapitel 2.5.2.). Für FT ergab sich ein Mittelwert \bar{x} und eine Standardabweichung SD von $60,67 \pm 3,03\%$, während für LT diese Werte aufgrund der nicht normalverteilten Datenlage nicht zu beschreiben waren. Der Median \tilde{x} für LT lag bei 52% mit einem IQR zwischen 50,25% und 55,50%. Für FT lag \tilde{x} bei 61% mit einem IQR zwischen 59% und 63%. Minimum und Maximum lagen für LT bei 49% und 59%. Bei FT waren die Werte zwischen minimal 55% bis maximal 66% verteilt. In Abbildung 23 sind die entsprechenden Boxplots zum Setzverhalten beider Gruppen dargestellt. Im Vergleich zeigt sich ein 9%iger Unterschied zwischen dem Median der FT und LT Gruppe. Auffallend ist, dass der Maximalwert der LT Gruppe gleichzeitig das untere Quartil der FT Gruppe darstellt. Die Spannweite der FT Gruppe ist indes absolut um 1% größer.

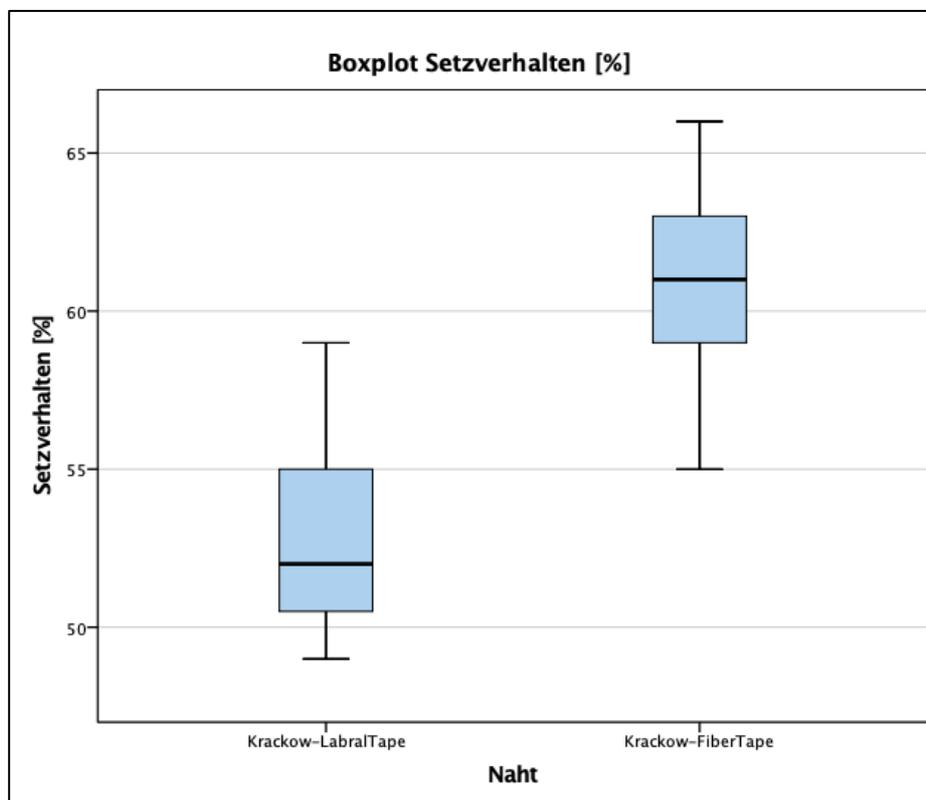


Abbildung 23 – Boxplot des Setzverhalten Datensatzes [%]

3.1.5. Elastizität [%]

Die Elastizität des Sehnenkonstrukts beschreibt die Fähigkeit sich zu dehnen, bevor es zur Dehiszenz der vernähten Sehnenufer kommt. Beim Experiment zeigten sich unterschiedliche Mittelwerte \bar{x} bei gleicher Standardabweichung SD. Für LT ergab sich $82,94 \pm 2,98\%$, während diese Werte für FT $83,28 \pm 2,98\%$ betragen. Es zeigte sich ein Median \tilde{x} von $82,72\%$ und ein IQR zwischen $81,16\%$ und $85,07\%$ für LT. Für die FT Gruppe zeigte ein \tilde{x} von $82,82\%$ sowie ein IQR zwischen $81,14\%$ und $85,59\%$. Die Minima und Maxima nahmen vergleichbare Größen an. Alle Werte für LT lagen zwischen $76,87\%$ und $88,71\%$, wobei sich für FT alle Werte zwischen $76,56\%$ und $87,83\%$ befanden. In Abbildung 24 sind die entsprechenden Boxplots zur Elastizität beider Gruppen dargestellt. Beim Vergleich beider Boxplots zeigt sich auf den ersten Blick eine ähnliche Spannweite und ein ähnlicher IQR. Die Differenz beider Spannweiten beträgt $0,57\%$. Die Differenz zwischen den zweiten Quartilen beträgt absolut $0,02\%$, wobei die Differenz beider dritter Quartile absolut $0,52\%$ beträgt.

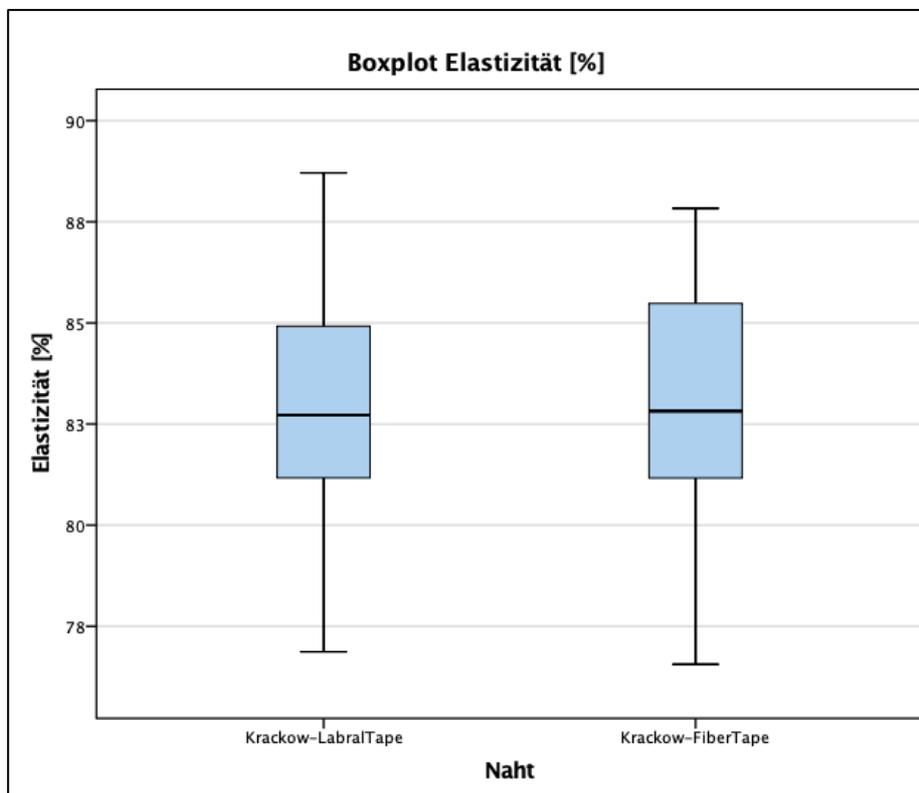


Abbildung 24 – Boxplot des Elastizität Datensatzes [%]

3.1.6. Steifigkeit [N/mm]

Die Steifigkeit ist die notwendige Kraft, um das Sehnenkonstrukt um 1 mm zu dehnen. Der Mittelwert \bar{x} und die Standardabweichung SD betragen für LT $21,40 \pm 5,25$ N/mm, wobei sie für FT $25,12 \pm 5,59$ N/mm betragen. Es zeigte sich ein Median \tilde{x} von 21,73 N/mm für LT mit einem IQR zwischen 17,49 N/mm und 25,93 N/mm. Hingegen zeigte sich für FT ein \tilde{x} von 25,89 N/mm und ein IQR zwischen 21,13 N/mm und 29,33 N/mm. Die Werte bewegten sich im Bereich von minimal 11,68 N/mm und maximal 30,40 N/mm für LT, wobei sich die Werte für FT zwischen den Extrema von 14,54 N/mm und 34,43 N/mm befanden. In Abbildung 25 sind die entsprechenden Boxplots für die Steifigkeit beider Gruppen dargestellt. Die Streuung ist in beiden Gruppen ähnlich. Das erste Quartil der FT Gruppe liegt etwas unter \bar{x} von LT. Insgesamt zeigen die Messergebnisse, dass die Steifigkeit der FT Gruppe tendenziell höher war als in der LT Gruppe.

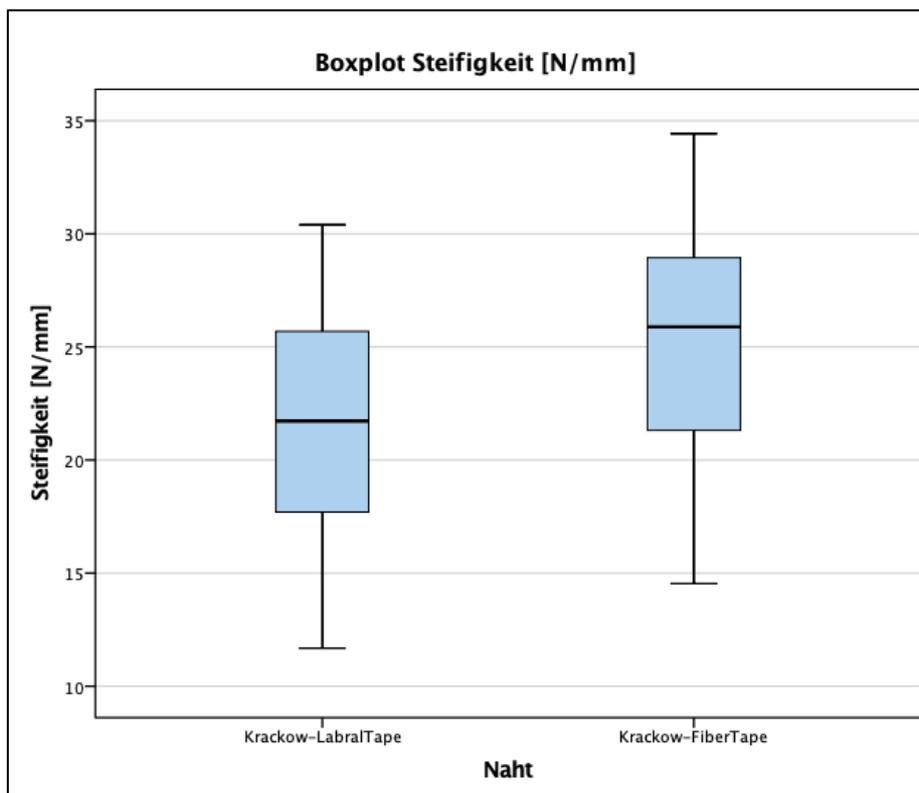


Abbildung 25 – Boxplot des Steifigkeit Datensatzes [N/mm]

3.1.7. Spannung σ [N/mm²]

Berechnet wurde die Spannung σ ($F_{3\text{mm}}$ in Bezug zur Querschnittsfläche) am Sehnenquerschnitt zum Zeitpunkt der 3 mm Dehiszenz. Der Mittelwert \bar{x} und die Standardabweichung SD betragen bei FT $4,45 \pm 1,46$ N/mm², während die Werte für LT nicht normalverteilt waren. Der Median \tilde{x} befand sich bei LT bei 4,44 N/mm² mit einem umspannenden IQR zwischen 3,09 N/mm² und 5,78 N/mm². Dagegen befand sich für FT \tilde{x} bei 4,34 N/mm² mit einem IQR zwischen 3,45 N/mm² und 5,17 N/mm². Minimum und Maximum lagen für LT bei 2,1 N/mm² und 10,91 N/mm². Die Werte für FT bewegten sich dagegen von minimal 2,2 N/mm² bis maximal 8,09 N/mm². In Abbildung 26 sind die entsprechenden Boxplots zur Spannung beider Gruppen dargestellt. Es zeigt sich hierbei, dass die Maxima beider Boxplots die einzigen statistischen Ausreißer darstellen. Es handelt sich hierbei um milde Ausreißer (< 3 IQR). Die Spannweite der LT Gruppe ist dabei exakt eineinhalbmal so groß wie die der FT Gruppe. Die Differenz der Mediane beträgt indes 0,1 N/mm².

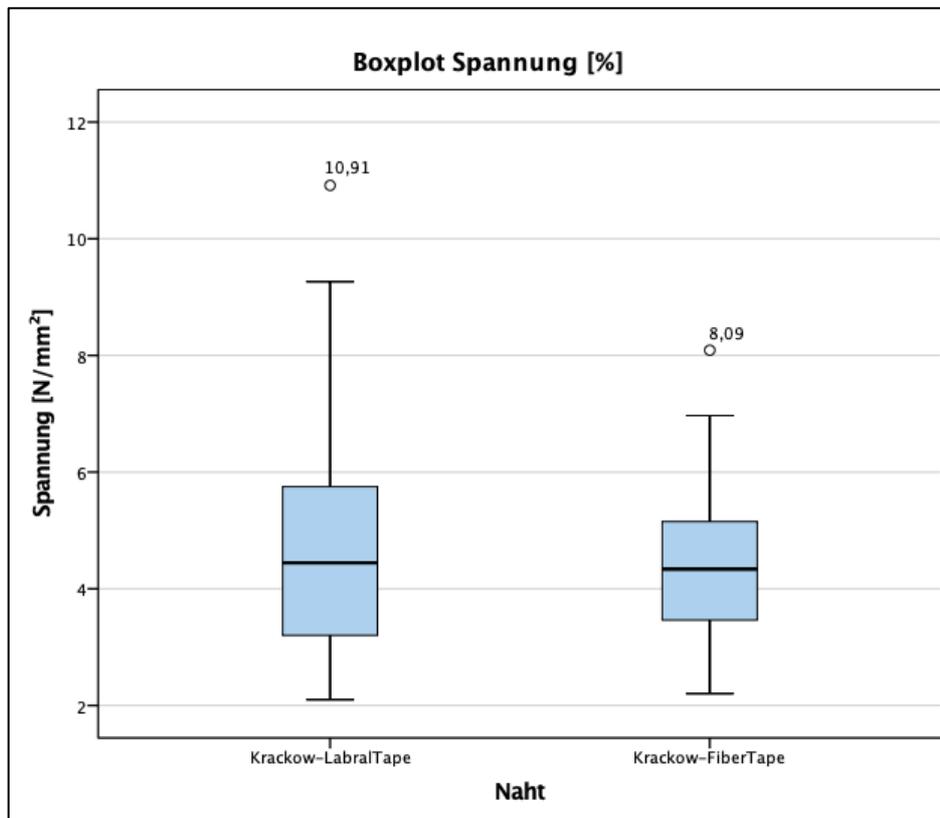


Abbildung 26 – Boxplot des Spannung Datensatzes [N/mm²]

3.1.8. Elongation ϵ [mm/mm]

Die Elongation ϵ beschreibt die Längenänderung des Sehnenkonstrukts zum Zeitpunkt der 3 mm Dehiszenz im Verhältnis zu seiner Anfangslänge. Unterdessen nimmt die Sehne selbst bei steigender Kraffteinwirkung an Länge zu. Zudem bildet sich im Verlauf des Experiments der Dehiszenzspalt aus, welcher auch zur Gesamtlängenänderung beiträgt. Daher ist die Gesamtlängenänderung, gemessen an dem Fahrweg der Traversen, zu diesem Zeitpunkt größer als die 3 mm Dehiszenz zwischen den Rupturufeln. Somit spricht ein hoher Elongationswert für eine höhere Fähigkeit der Kraftaufnahme durch die Sehne selbst. Umgekehrt sprechen niedrigere Elongationswerte für eine höhere Festigkeit der Sehne. Die Messwerte waren in beiden untersuchten Gruppen nicht normalverteilt. Der Median \tilde{x} für LT betrug 4,09 mm/mm mit einem IQR zwischen 3,24 mm/mm und 5,46 mm/mm. Bei FT dagegen präsentierte sich \tilde{x} mit 3,52 mm/mm und einem IQR zwischen 2,95 mm/mm und 4,17 mm/mm. Die Werte lagen im Bereich von minimal 2,25 mm/mm bis maximal 9,13 mm/mm für LT, für FT zeigte sich ein Wertebereich von minimal 2,44 mm/mm bis maximal 6,32 mm/mm. In Abbildung 27 sind die entsprechenden Boxplots beider Gruppen für die Elongation dargestellt. Hierbei wird im Vergleich sichtbar, dass es sich bei den Maxima beider Gruppen um statistische Ausreißer handelt. In beiden Fällen handelt es sich um milde Ausreißer (< 3 IQR).

- Ergebnisse -

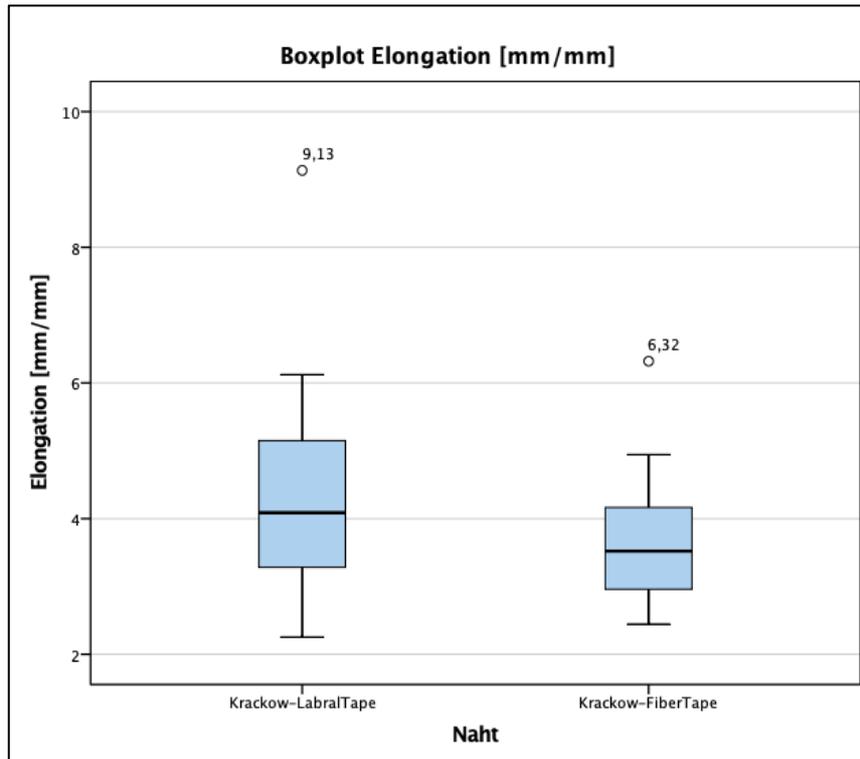


Abbildung 27 – Boxplot des Elongation Datensatzes [mm/mm]

3.1.9. Elastizitätsmodul E [N/mm²]

Das Elastizitätsmodul beschreibt die notwendige Spannung, um das Sehnenkonstrukt um 1% der Anfangslänge zu dehnen. Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung SD liegen für FT bei $1,25 \pm 0,37$ N/mm², während diese Werte für LT aufgrund der nicht normalverteilten Datenlage nicht zu beschreiben waren. Die Mediane \tilde{x} lagen bei 0,98 N/mm² (LT) und bei 1,2 N/mm² (FT). Der IQR lag für LT zwischen 0,81 N/mm² und 1,3 N/mm², wohingegen er für FT zwischen 1,04 N/mm² und 1,56 N/mm² lag. Minimum und Maximum lagen für LT bei 0,48 N/mm² und 2,67 N/mm². Die ermittelten Werte für FT befanden sich im Bereich zwischen minimal 0,55 N/mm² und maximal 1,88 N/mm². In Abbildung 28 sind die entsprechenden Boxplots zum Elastizitätsmodul beider Gruppen dargestellt. In der LT Gruppe erweist sich außerdem das Maximum als extremer Ausreißer (> 3 IQR).

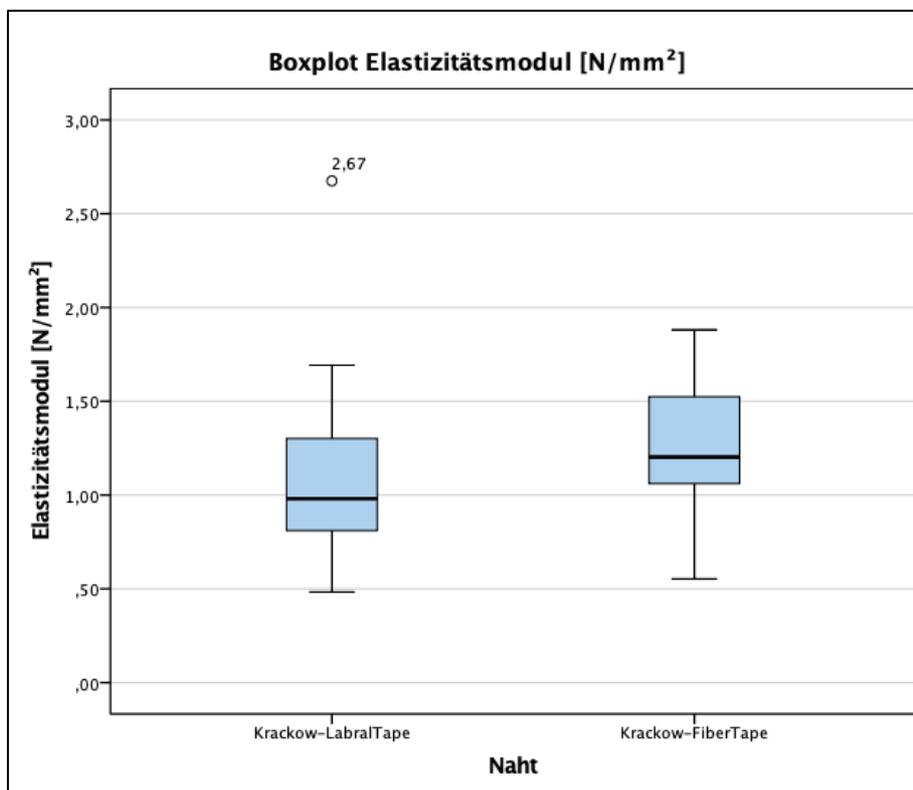


Abbildung 28 – Boxplot des Elastizitätsmodul Datensatzes [N/mm²]

3.1.10. Versagensgründe am Testende

Als Versagensgründe eines Sehnen-Naht-Konstrukts wurden der Fadenausriss aus dem Sehnen-Naht-Konstrukt oder der Fadenriss definiert. Andere Gründe wie ein Halterungsausriss wurden aus der Wertung genommen, und die Versuche entsprechend wiederholt.

Es zeigte sich, dass in der FT Gruppe in 100% aller Fälle ($n = 24$) ein Fadenriss als Versagensgrund ursächlich war. In der LT Gruppe zeigte sich hingegen, dass von insgesamt 24 Versuchen fünf Versuche mit einem Fadenausriss aus dem Konstrukt beendet waren, dies entspricht 20,83% aller Versuche in dieser Gruppe. Eine entsprechende Übersicht dazu bietet Abbildung 29.

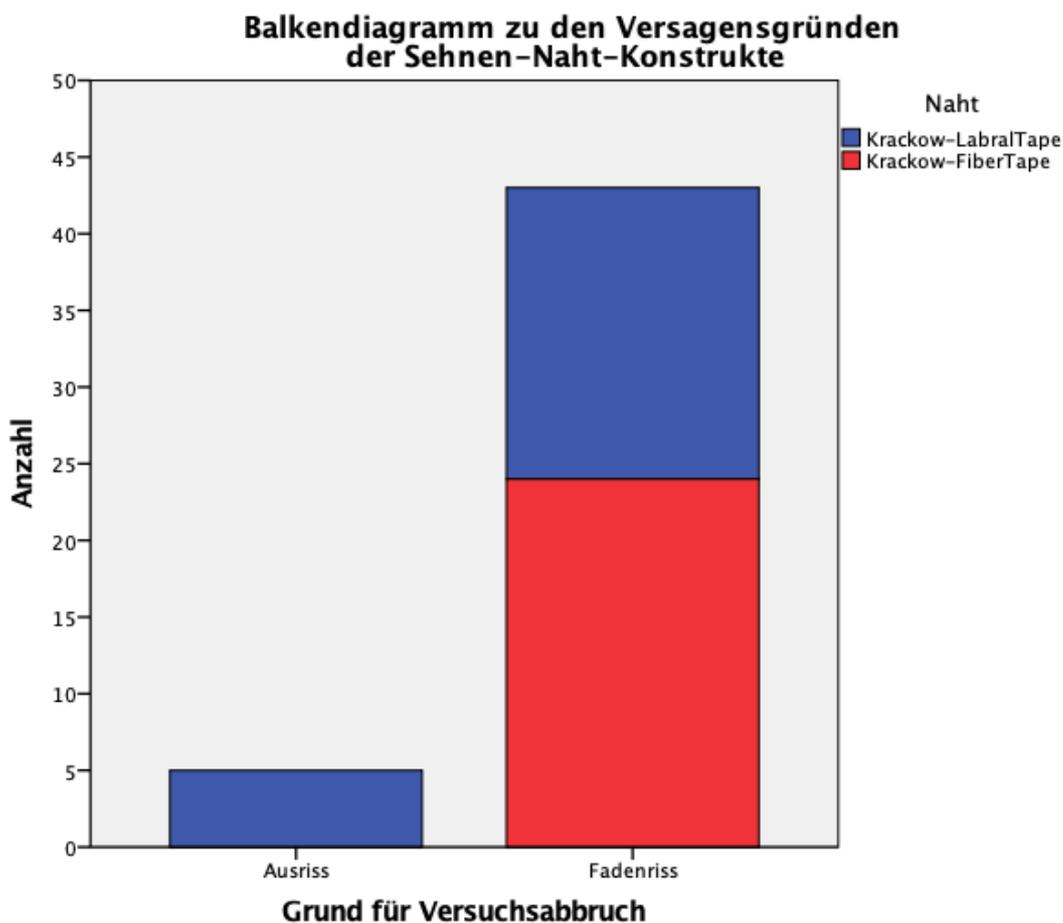


Abbildung 29 – Balkendiagramm zu den Versagensgründen der Sehnen-Naht-Konstrukte

3.2. Schließende Statistik

Die schließende Statistik beschäftigt sich mit der genauen Untersuchung der Hauptparameter Dehizenskraft F_{3mm} [N] und Maximalkraft F_{Max} [N].

Bereits bei der Verteilungsanalyse der Hauptparameter mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests konnte für LT und FT von einer Normalverteilung ausgegangen werden (siehe Kapitel 3.1. Deskriptive Statistik). In Abbildung 30 und Abbildung 31 wird dieser Umstand mit entsprechenden Normalverteilungskurven, welche über die Histogramme gelegt worden sind, dargestellt.

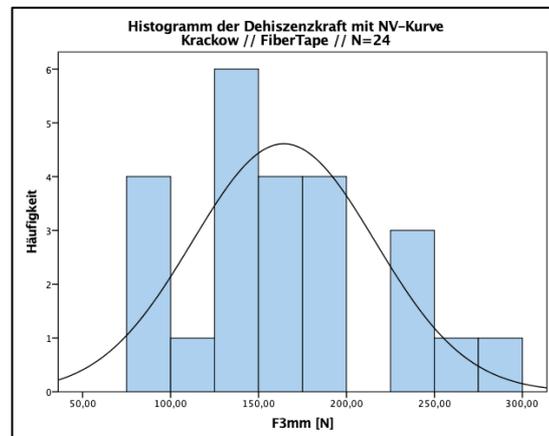
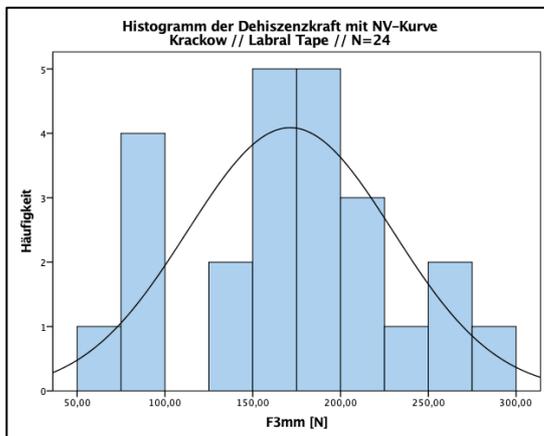


Abbildung 30 – Histogramme der Dehizenskraft F_{3mm} [N] mit Normalverteilungskurven

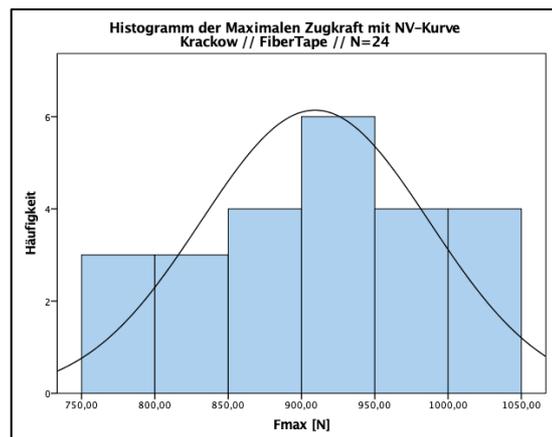
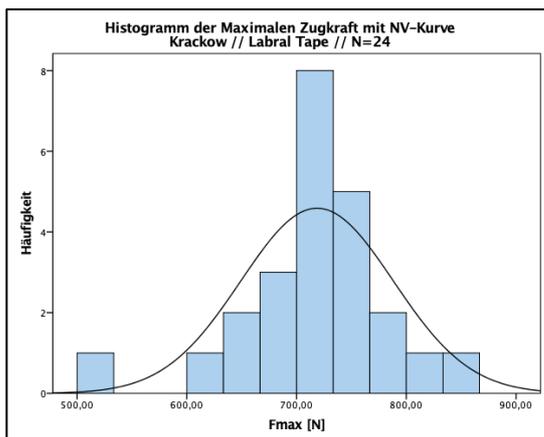


Abbildung 31 – Histogramme der maximalen Zugkraft F_{Max} [N] mit Normalverteilungskurven

Das Ziel dieser Arbeit war es, klinisch signifikante und relevante Unterschiede der Hauptparameter zwischen den Nahtmaterialgruppen zu untersuchen. Die Nahttechnik war für beide zu untersuchenden Gruppen gleich, variiert wurde das Nahtmaterial. Ein Unterschied von 50 N für beide Hauptparameter wurde als klinisch relevant definiert. Jedoch war neben der Beurteilung von F_{Max} die Dehiszenzkraft F_{3mm} ebenfalls von Interesse. Der Grund hierfür liegt in seiner Nutzung als Rehabilitationsparameter für eine kritisch zulässige Spaltbildungskraft während der Genesung einer versorgten Achillessehnenruptur. Ein Signifikanzniveau α von 0,03 und eine Power β von 90% wurden unterdessen für den jeweiligen Hauptparametervergleich festgelegt.

3.2.1. Dehiszenzkraft F_{3mm} – Median-Test

Wie in Kapitel 3.2. erklärt, ist neben den statistischen Berechnungen des Mediantests eine Datenuntersuchung notwendig, um einen Unterschied von mindestens 50 N für F_{3mm} zwischen den Nahtvariationen als klinisch relevant ausfindig zu machen. Daraus ergeben sich folgende Testhypothesen:

H_0 : Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Nahtvariationen.

H_1 : Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den Nahtvariationen.

Der Mittelwertvergleich der Nahtvariationen zeigte demnach für die Datensätze der Dehiszenzkraft F_{3mm} eine Differenz von $\Delta \bar{x} = 7$ N.

Weiterhin wurde über den Median Test zunächst ein gemeinsamer Median \tilde{x} von 166,20 N ermittelt. Dieser Median ergibt sich durch die Aufreihung aller Dehiszenzkraftwerte beider Gruppen. In Tabelle 14 sind die ermittelten Dehiszenzkraftwerte innerhalb der LT und FT Gruppe unter- und oberhalb dieses gemeinsamen Medians aufgeführt.

Tabelle 14 – Kreuztabelle und Statistik für den Median der Dehiszenzkraft F_{3mm}

		LabralTape™	FiberTape®	Gesamt
≤ Median	Anzahl	10	15	25
	<i>Erwartete Anzahl</i>	12,5	12,5	
> Median	Anzahl	14	9	23
	<i>Erwartete Anzahl</i>	11,5	11,5	
Gesamt		24	24	48

Der Chi-Quadrat-Test ergab über den Vergleich der beobachteten und erwarteten Anzahlen eine asymptotische Signifikanz von $p = 0,148$. In der Literatur wird für eine Stichprobengröße wie in dieser Studie zusätzlich eine Kontinuitätskorrektur nach Yates empfohlen (Backhaus et al., 2018, p. 349). Nach Anwendung dieser Kontinuitätskorrektur lag die asymptotische Signifikanz bei $p = 0,248$. Eine Übersicht dazu ist in Tabelle 15 zu finden.

Tabelle 15 – Statistik des Mediantests für die Dehiszenzkraft F_{3mm}

Gesamtstichprobe N (LT & FT)	48
Median \tilde{x} (LT & FT) [N]	166,20
<hr/>	
Chi-Quadrat	2,087
Asymptotische Signifikanz	0,149
<hr/>	
Yates Kontinuitätskorrektur	1,336
Asymptotische Signifikanz	0,248
<hr/>	

Aufgrund des nicht erreichten Signifikanzniveaus $\alpha = 0,03$ muss die Alternativhypothese H_1 abgelehnt werden, es gilt H_0 .

3.2.2. Maximalkraft F_{Max} – 95% Konfidenzintervall für den Median

Da sich in Kapitel 3.2.1. ergab, dass zwischen LT und FT keine signifikante Unterbeziehungsweise Überlegenheit in Bezug auf die Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ festzustellen war, konnte nun die Untersuchung der Maximalkraft F_{Max} vorgenommen werden. Wie in Kapitel 3.2. beschrieben, wurde ein klinisch relevantes Ergebnis durch eine Differenz von 50 N oder mehr erreicht. Daraus ergeben sich folgende Testhypothesen:

H_0 : Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Nahtvariationen.

H_1 : Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den Nahtvariationen.

Hierfür wurde die Berechnung des 95% Konfidenzintervalls für den Median aus der induktiven Statistik genutzt. Auf Grundlage der Binomialverteilung wurde unter einer Wahrscheinlichkeit von $p = 50\%$ und einer Grundgesamtheit $n = 24$ pro Gruppe eine kumulierte Wahrscheinlichkeitsausgabe ermittelt, um eine Aussage treffen zu können, in welchem Zahlenbereich sich der wahre Parameter befindet. Um diese Ermittlung vornehmen zu können, mussten alle Werte innerhalb einer Gruppe aufsteigend vom kleinsten zum höchsten Wert aufgetragen werden. Unter Berücksichtigung der obigen Bedingungen stellten dann die Werte zwischen der siebten und achtzehnten Stelle ein Abbild des Zahlenbereichs für den wahren Wert der Maximalkraft F_{Max} dar. Dieser Zahlenbereich stellte mathematisch gesehen die Werte zwischen $x_{0,025}$ und $x_{0,975}$ der Grundgesamtheit der jeweiligen Gruppe dar.

- Ergebnisse -

In Messwerten ausgedrückt ergab sich für LT $x_{0,025}(LT) = 695,7 \text{ N}$ und $x_{0,975}(LT) = 754,4 \text{ N}$. Für FT ergab sich $x_{0,025}(FT) = 871,7 \text{ N}$ und $x_{0,975}(FT) = 959,1 \text{ N}$. Die Differenz der zwei ermittelten Konfidenzintervalle konnte wie folgt berechnet werden:

$$\Delta 95\%KI = x_{0,025}(FT) - x_{0,975}(LT) = 117,3 \text{ N} \quad (3.9)$$

Abbildung 32 stellt die 95% Konfidenzintervalle für den Median für beide Gruppen graphisch dar. Es liegt ein klinisch relevanter Unterschied zwischen LT und FT vor, wobei die Differenz der wahren Medianwerte für LT und FT mindestens $\Delta 95\%KI = 117,3 \text{ N}$ beträgt. Die Alternativhypothese H_1 muss angenommen werden.

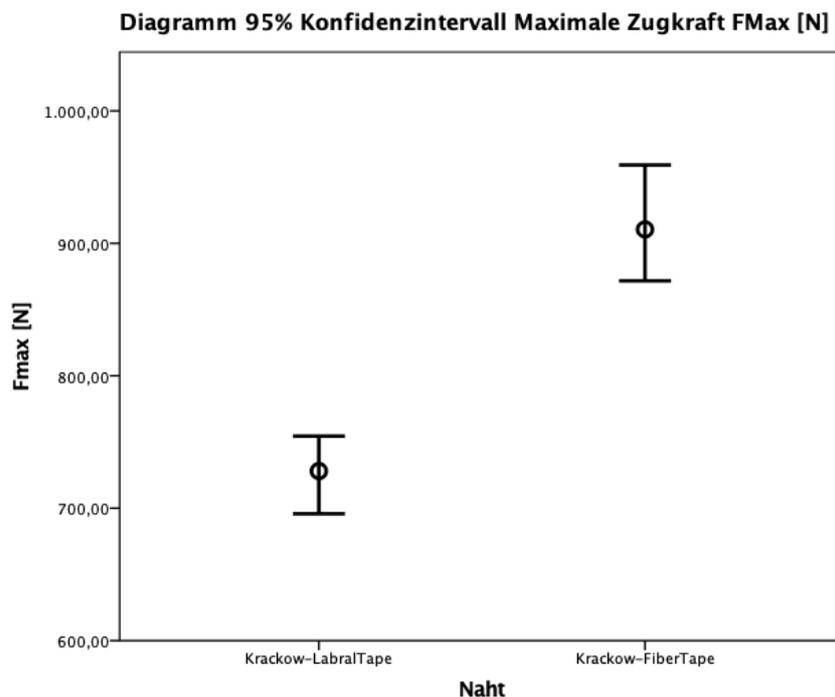


Abbildung 32 – Diagramm der 95% Konfidenzintervalle für die maximale Zugkraft F_{Max} [N]

Im Diagramm sind die 95% Konfidenzintervalle für den Median für beide Versuchsgruppen dieser Studie abgebildet. Die Untergrenze des Intervalls für LT bildet sich mit $x_{0,025}(LT) = 695,7 \text{ N}$ ab, wohingegen die Obergrenze bei $x_{0,975}(LT) = 754,4 \text{ N}$ liegt. Der ermittelte Median \bar{x} (Kreis zwischen den Intervallgrenzen) beträgt für LT 728 N. Im Vergleich dazu sind die Unter- und Obergrenze des Intervalls für FT höher ($x_{0,025}(FT) = 871,7 \text{ N}$ & $x_{0,975}(FT) = 959,1 \text{ N}$). Der ermittelte Median \bar{x} (Kreis zwischen den Intervallgrenzen) beträgt für FT 910,5 N. Die Differenz beider Konfidenzintervalle $\Delta 95\%KI$ beträgt indes 117,3 N.

3.2.3. Korrelationen Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ [N] & Maximalkraft F_{Max} [N] zur Querschnittsfläche A [mm²]

Eine Korrelationsanalyse zwischen den Querschnittsflächen der randomisierten Sehnen beider Nahtgruppen mit den jeweiligen Werten der Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ und der Maximalkraft F_{Max} sollte Auskunft darüber geben, ob eine Korrelation zwischen diesen Messgrößen vorliegt.

Wie Tabelle 16 zeigt, konnte für die Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ und Querschnittsfläche A in beiden Nahtgruppen keine signifikante Korrelation mit linearem Zusammenhang nach Pearson ermittelt werden ($p = 0,415$ für die LT Gruppe und $p = 0,529$ für FT Gruppe).

Tabelle 16 – Korrelationsanalyse der Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ zur Querschnittsfläche A bei unterschiedlichen Nahtvariationen

<i>Korrelation Dehiszenzkraft der Krackow-LabralTape™-Naht zur Querschnittsfläche</i>		A [mm ²]
F _{3mm} [N]	Korrelation nach Pearson	-0,174
	Signifikanz (2-seitig)	0,415
	N	24

<i>Korrelation Dehiszenzkraft der Krackow-FiberTape®-Naht zur Querschnittsfläche</i>		A [mm ²]
F _{3mm} [N]	Korrelation nach Pearson	0,135
	Signifikanz (2-seitig)	0,529
	N	24

Die weitere Analyse zeigte keine signifikante Korrelation in der LT Gruppe für eine lineare Korrelation zwischen der Maximalkraft F_{Max} und der Querschnittsfläche A ($p = 0,365$). Es konnte hingegen eine signifikante Korrelation zwischen der Maximalkraft F_{Max} und der Querschnittsfläche A in der FT Gruppe ermittelt werden ($p = 0,011$). Der Korrelationskoeffizient ($r = 0,507$) zeigte unterdessen einen mittelstarken positiv linearen Zusammenhang zwischen den Messvariablen.

Tabelle 17 – Korrelationsanalyse der Maximalkraft F_{Max} zur Querschnittsfläche A bei unterschiedlichen Nahtvariationen

*Korrelation Maximalkraft der **Krackow-LabralTape™-Naht** zur Querschnittsfläche*

		A [mm ²]
F _{Max} [N]	Korrelation nach Pearson	0,193
	Signifikanz (2-seitig)	0,365
	N	24

*Korrelation Maximalkraft der **Krackow-FiberTape®-Naht** zur Querschnittsfläche*

		A [mm ²]
F _{Max} [N]	Korrelation nach Pearson	0,507*
	Signifikanz (2-seitig)	0,011
	N	24

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Eine weitere Regressionsanalyse der FT Gruppe ergab für den Zusammenhang zwischen Maximalkraft F_{Max} und der Querschnittsfläche A ein Bestimmtheitsmaß $R^2 = 0,257$ und einen Regressionskoeffizienten $\beta = 7,28$. Daraus ergibt sich auch die rote lineare Anpassungslinie aus dem Streudiagramm der dazugehörigen FT Messwerte in der Abbildung 33.

Zum Vergleich beider Gruppen ist in Abbildung 33 die Anpassungslinie für das Streudiagramm der LT Gruppe zwischen Maximalkraft F_{Max} und der Querschnittsfläche A ebenfalls aufgeführt (blaue Linie). Dabei zeigte sich hingegen ein sehr geringeres Bestimmtheitsmaß ($R^2 = 0,037$) und ein geringer Regressionskoeffizient $\beta = 2,05$.

- Ergebnisse -

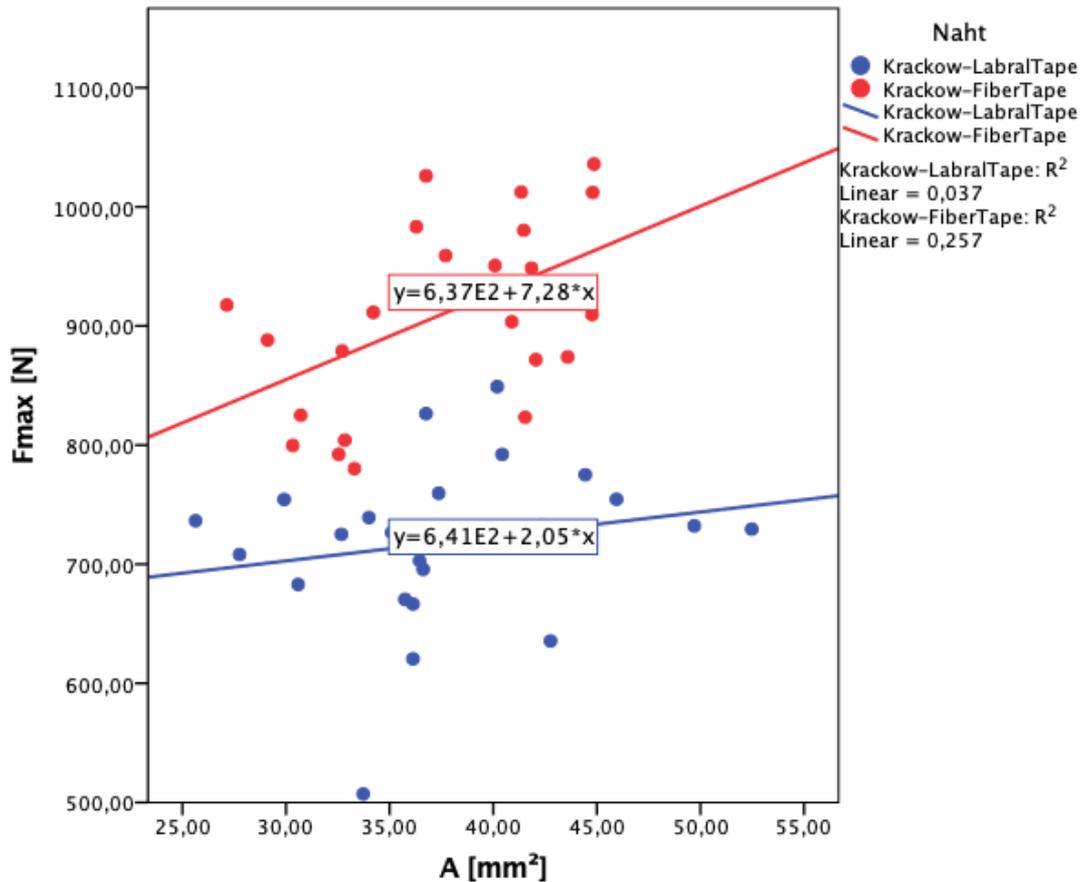


Abbildung 33 – Streudiagramme, Anpassungslinien und Korrelationskoeffizienten der Maximalkraft F_{Max} [N] zur Querschnittsfläche A [mm²] beider Nahtrekonstruktionen

Es sind positive lineare Korrelationen beider Nahtrekonstruktionsgruppen zu sehen. Der Korrelationskoeffizient für die Krackow-FiberTape® Rekonstruktion zeigt einen mittelstarken positiven linearen Zusammenhang bei hoher Signifikanz ($r = 0,507$ // $p = 0,011$). Der Korrelationskoeffizient für die Krackow-LabralTape™ Rekonstruktion zeigt einen schwachen positiven linearen Zusammenhang bei fehlender Signifikanz ($r = 0,193$ // $p = 0,365$).

3.2.4. Versagensgründe LabralTape™ Krackow-Naht

Die deskriptive Statistik zeigte auf, dass die Nahtvariation LT im Gegensatz zur FT Gruppe zwei Versagensgründe präsentiert. Daher wurde diese Stichprobe (n = 24) wiederum in die Versagensgründe Fadenriss (n = 19) und Ausriss aus dem Sehngewebe (n = 5) unterteilt und auf signifikante Unterschiede hinsichtlich der biomechanischen Parameter untersucht. Einen Überblick über die entsprechend gruppierten Versagensgründe liefert Tabelle 18.

Tabelle 18 – Statistik der biomechanischen Parameter der LabralTape™ Krackow Gruppe gruppiert nach Versagensgründen

n: Stichprobengröße der jeweiligen Versagensgruppe // \bar{x} : Mittelwert // SD: Standardabweichung

Statistik Versagensgründe LabralTape™ Krackow		n	\bar{x}	SD	Signifikanz (2-seitig)
Elastizität [%]	Fadenriss	19	83,24	3,14	0,356
	Ausriss	5	81,82	2,11	
Elastizitätsmodul [N/mm ²]	Fadenriss	19	1,21	0,48	0,059
	Ausriss	5	0,78	0,11	
Setzverhalten [%]	Fadenriss	19	52,95	2,80	0,649
	Ausriss	5	54,00	4,64	
Spannung [N/mm ²]	Fadenriss	19	5,18	2,19	0,061
	Ausriss	5	3,13	1,32	
Steifigkeit [N/mm]	Fadenriss	19	21,84	5,79	0,193
	Ausriss	5	19,74	1,83	
Elongation [mm/mm]	Fadenriss	19	4,47	1,61	0,531
	Ausriss	5	3,97	1,38	
F_{Max} [N]	Fadenriss	19	728,10	52,22	0,437
	Ausriss	5	682,60	116,18	
F_{3mm} [N]	Fadenriss	19	183,04	52,65	0,054
	Ausriss	5	126,84	64,17	
A [mm ²]	Fadenriss	19	37,23	7,02	0,491
	Ausriss	5	39,56	4,43	

- Ergebnisse -

Die statistische Untersuchung wurde mittels t-Test auf unabhängige Stichproben unter Gruppierung nach Versagensgründen vorgenommen. Für keinen biomechanischen Parameter konnte ein signifikanter Unterschied ermittelt werden (alle $p > 0,03$).

4 Diskussion

Im folgenden Kapitel dieser Abhandlung sollen die durchgeführten Experimente im Hinblick auf die Methodik und die Relevanz der Ergebnisse diskutiert werden. Dazu wird zunächst das Studiendesign einer umfassenden systematischen Fehleranalyse unterzogen. Im Anschluss soll die Forschungsfrage in Zusammenschau mit den statistischen Analysen der Ergebnisse beantwortet werden. Darüber hinaus sollen die gewonnenen Erkenntnisse dieser Forschungsarbeit in Kontext zu bereits bestehender Literatur und weiteren biomechanischen Forschungsarbeiten gestellt werden.

Anschließend wird in einem Fazit die klinische Relevanz der Studie beurteilt und ein Forschungsausblick erörtert.

4.1. Studiendesign & Limitationen

Alle Versuche dieser Forschungsarbeit wurden von demselben Untersucher, welcher sich zum Zeitpunkt der Studie im fortgeschrittenen klinischen Studienabschnitt befand, durchgeführt. Damit ein anfänglicher Lerneffekt nicht zu einer größeren Streuung und zu möglichst vergleichbaren Ergebnissen führt, wurden zunächst Naht- und Zugversuch-Übungen durchgeführt. Dadurch sollte ein besserer und standardisierter Prozessablauf erreicht werden. Auf Grundlage dieser erlangten Expertise wurden anschließend die Vorversuche für die Fallzahlplanung begonnen. Die Streuung der Messergebnisse bei den Vorversuchen und den eigentlichen in dieser Studie vorgestellten Hauptversuchen war unterdessen ähnlich. Durch diesen individuell adaptierten Prozessablauf sollte die Objektivität dieser Studie maximiert werden.

In den Übungen, den Vorversuchen und den Hauptversuchen wurden dieselben Maschinen und Materialien verwendet. Dabei konnten keine technischen Probleme beim Zwick-Roell-Prüfsystem und oder den optischen PONTOS 5M Prüfsystem registriert werden. Die exakte Kalibrierung des Pontos-Prüfsystems an jedem Versuchstag erhöhte weiterhin die Reliabilität. Genau wie die Verknüpfung dieser beiden Prüfsysteme ein bereits etabliertes biomechanisches Messverfahren darstellt, so war auch das angewendete Prüfprotokoll reliabel

(Ateschrang, 2014). Die Validität dieser Kombination von technischen Gerätschaften war aufgrund der zuvor in der Arbeitsgruppe durchgeführten Versuche zur mittleren Differenz der Traversenwege gegeben (siehe Kapitel 2.5.). Als mögliche Fehlerquelle könnten hingegen die Spannmittel der Sehnen betrachtet werden. In vier Fällen bei einer Gesamtuntersuchungszahl in dieser Studie von $n = 48$, also in 8,3 % aller Hauptversuche, kam der Versuch durch einen Ausriss der Sehne aus den Spannmitteln zu einem Ende. Beachtenswert war hierbei, dass diese vier Fälle nur in der Nahttechnikvariation mit dem FiberTape® auftraten, was jedoch als Zufall gewertet werden sollte. Ein Einfluss des FiberTapes® kann weitestgehend ausgeschlossen werden, da dieses in keinem Bezug zu den Halterungen stand und lediglich zur Integrität und Festigkeit im mittleren Teil des Sehnen-Naht-Konstrukts beitrug. Darüber hinaus könnte auch gemutmaßt werden, dass das Sehnen-Naht-Konstrukt mit der Kombination aus der Krackow-Naht und FiberTape® derart stabil ist, dass ein Halterungsauriss noch vor einer eigentlichen Dehiszenz auftritt. Jedoch stellte sich bei der optischen Analyse heraus, dass in jedem dieser Versuche auch eine Deformation am Dehiszenzspalt auftrat. Somit war eine Wiederholung dieser Versuche unabdingbar, da keine klare Aussage zu den wesentlichen Parametern der Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] und der Maximalkraft F_{Max} [N] erfolgen konnte. Diese vier fehlgeschlagenen Versuche wurden aus der Wertung genommen. Als mögliche Ursache kommt ein unzureichender Verschluss der Spannmittel in Frage. Eine weitere Fehlerquelle könnte auch in einer Beschädigung des Sehnengewebes durch die Fächerscheiben beim Einspannen begründet sein. Auch der chirurgische Arbeitsschritt mit der eigens entwickelten Sehnennähvorrichtung nach Spahn und Richter erhöhte die Reliabilität aufgrund der guten Reproduzierbarkeit der Krackow-Naht in einem identischen Setting. Hierbei erfolgten in definierten Abständen Markierungen zur simulierten Ruptur und zur Fadenführung der Krackow-Naht (siehe Kapitel 2.3.2.). Diese Vereinheitlichung konnte somit methodische Fehler bei den gesetzten Nähten minimieren. Nicht auszuschließen ist hingegen, dass die verwendeten Tapes bei der Nahtdurchführung durch chirurgische Instrumente wie beispielsweise eine Nadel beschädigt wurden, da bei der Krackow-Naht und der dabei verwendeten

locking-loop Technik die Fadenabschnitte in engem Bezug zueinanderstanden und es zu kleinen Beschädigungen der geflochtenen Tapes gekommen sein könnte.

Die simulierte Ruptur in 90 Grad zur ventralen Sehnenoberfläche mittels eines scharfen Skalpells ermöglichte einerseits eine standardisierte Naht und eine reliable Auswertung am Ende des Experiments. Andererseits stellt sie auch eine Limitation der Arbeit dar, da sich Achillessehnenrupturen typischerweise mit ausgefransten Sehnenstümpfen präsentieren (Zwipp et al., 1989). Deshalb ist im klinischen Alltag operatives Geschick bei diesem Krankheitsbild unabdingbar.

Die verwendeten tiefen Flexorensehnen aus rechten Hinterläufen von Schweinen wurden vor und nach der Präparation auf ihre Unversehrtheit getestet, beschädigte Sehnen wurden aus dem Untersuchungskollektiv ausgeschlossen, sodass hier Störfaktoren entsprechend minimiert wurden. In der Literatur wurde unterdessen in Studien evaluiert, dass die Schweinesehnen des *M. flexor digitorum profundus* im Hinblick auf biomechanische Messgrößen auf menschliche Sehnen übertragbar sind (Domnick et al., 2016; Omar et al., 2016). Dazu verglichen Omar et al. humane ischiocrurale Kadaversehnen mit tiefen Flexorensehnen von Schweinen in einem zyklischen biomechanischen Zugversuch. Es zeigten sich hierbei keine signifikanten Unterschiede in der Steifigkeit oder dem Elongationsverhalten während der zyklischen Versuche, jedoch war die Maximalkraft bis zum Sehnenversagen im Schweinmodell signifikant niedriger (Omar et al., 2016). Domnick et al. kommen in ihrer Studie mit einer größeren Stichprobe sogar zu dem Ergebnis, dass in einem *in vitro* Experiment tiefe Schweinebeugesehnen signifikant höhere Maximalkräfte bis zum Versagen aushalten als humane Semitendinosusehnen. Somit können tiefe Flexorensehnen vom Schwein nicht zuletzt aufgrund der ausreichenden Verfügbarkeit für biomechanische Studien herangezogen werden (Domnick et al., 2016). Jedoch bleibt wie in jedem Tiermodell ein Restrisiko bestehen, dass Schlussfolgerungen aus dem selbigen nicht vollständig übertragbar sind (Ateschrang et al., 2019). Aufgrund der Tatsache, dass es im klinischen Alltag vermehrt zu linksseitigen Achillessehnenrupturen kommt (Hattrup and Johnson, 1985; Thermann, 1999), entschieden wir uns dazu, lediglich rechte Hinterläufe

miteinander zu vergleichen und verzichteten darauf unsere Nahtvariationen an der linken und rechten Sehne der Hinterläufe desselben Tieres gegenüberzustellen. Bei der Sehnengeometrie kam es zwar zu interindividuellen Unterschieden in der Querschnittsfläche, welche sich jedoch nach randomisierter Zuteilung in den zu untersuchenden Gruppen nur marginal unterschieden (siehe Kapitel 3.1.3.). Der systematische Fehler durch eine Kryokonservierung und ein späteres Auftauen wurde für die Praktikabilität der gesamten Studie in Kauf genommen und betrifft somit das gesamte Untersuchungskollektiv. Die Temperatur von -20°C war hierbei an vorausgegangene Studien angelehnt (Hahn et al., 2014; Jordan et al., 2015). Unterdessen stellten Bhatia et. al in ihrer humanen Kadaverstudie an rekonstruierten Flexorsehnen mit unterschiedlichen Nahttechniken keine Unterschiede zwischen aufgetauten und frischen Sehnen im Hinblick auf ihre biomechanischen Eigenschaften, wie die Maximalkraft nach der Nahtversorgung, fest. Daraufhin führten sie, ebenfalls aus praktikablen Gründen, alle Untersuchungen ihrer Studie an zuvor eingefrorenem Sehnenmaterial durch (Bhatia et al., 1992). Nach dem Auftauen waren die Sehnen während der Arbeits- und Testschritte aufgrund der räumlichen Gegebenheiten einer nicht immer konstanten Luftfeuchtigkeit ausgesetzt. Nach Butler et al. sollte zur Schonung des avitalen Gewebes eine ausreichend hohe Luftfeuchtigkeit gegeben sein, da dies zu ungleichen Testbedingungen zwischen den Testsehnen geführt haben könnte (Butler et al., 1978, p. 146).

Als wesentliche Limitation ist anzumerken, dass keine *in vivo* Auswirkungen unserer Nahtvariationen untersucht werden konnten. Möglicherweise würde ein nicht im Rupturspalt versenkter Knoten zu Irritationen führen. Der Umstand, dass sieben Knoten verwendet wurden, war vorausgehenden Studien geschuldet, welche unter Anwendung von FiberWire® (Arthrex, Florida, USA), einem ähnlichen widerstandsfähigen Material, eine erhöhte Tendenz zum Knotenlösen beobachteten (Jordan et al., 2016; Waitayawinyu et al., 2008). Ein Knotenlösen wurde lediglich einmal während eines Zugversuchs in der FiberTape® Gruppe beobachtet. Dieser Versuch wurde aus technischen Gründen aus der Wertung genommen und wiederholt. Auch wir sehen diese Knotenmasse für den klinischen Alltag als eine Limitation an, welche es im klinischen Alltag zu

vermeiden gilt (Waitayawinyu et al., 2008). Die Knotenlokalisierung wurde zur besseren optischen Auswertung nicht am Dehizenspalt gewählt.

Hinsichtlich des Studiendesigns lässt sich insgesamt schlussfolgern, dass ein weitestgehend homogenes Untersuchungskollektiv mit guten Testgütekriterien zusammengetragen werden konnte und so Störvariablen minimiert werden konnten, um verhältnismäßige Unterschiede zweier Nahtmaterialien unter Anwendung einer Nahttechnik zu untersuchen.

4.2. Messdaten & Forschungsfrage

Für die Maximalkräfte F_{Max} in unserer Studie konnte beim Vergleich der 95%-Konfidenzintervalle des Medians beider Nahtvariationen eine Überlegenheit des FiberTapes® ermittelt werden. Da sich die 95%-Konfidenzintervalle des Medians beider Gruppen nicht überlappen, wird angenommen, dass sich der wahre Median unterscheidet. Die Differenz beider Konfidenzintervalle betrug 117,3 N. Somit ist eine zuvor definierte Überlegenheit von über 50 N gegeben und die Alternativhypothese H_1 ist anzunehmen (siehe Kapitel 3.2.2.).

Bezogen auf die Maximalkraft F_{Max} vor einem Versagen des Sehnen-Naht-Konstrukts ist somit unter Anwendung der hier vorgestellten vier-schlaufigen Krackow-Naht das FiberTape® (909,24 ± 77,95 N) dem LabralTape™ (718,62 ± 69,56 N) vorzuziehen.

Der Mittelwertunterschied $\Delta\bar{x}$ für die Maximalkräfte offenbart mit 190,62 N ebenfalls die Überlegenheit und stützt gleichermaßen die Aussagekraft der Konfidenzintervalldifferenz für den Median. Die Standardabweichungen erscheinen sehr ähnlich, wobei die Spannweiten mit einer Differenz von 86,3 N auseinandergingen. Die Spannweite fiel beim FiberTape® mit 255,70 N wesentlich geringer aus als beim LabralTape™ mit 342 N.

Die Frage, ob die Sehnenquerschnitte Auswirkungen auf die gemessenen Maximalkräfte der Nahtvariationen hatte, kann weder verifiziert noch falsifiziert werden. Es erscheint unter Berücksichtigung dieser Analyse dennoch möglich, dass sich das FiberTape® im Sehnen-Naht-Konstrukt besser verhält, sobald die Sehnenquerschnittsfläche größer ist. Zunächst war die Verteilung der Sehnen

randomisiert und es zeigten sich im Vergleich zwischen der LabralTape™ (37,71 ± 6,55 mm²) und FiberTape® Gruppe (37,45 ± 5,43 mm²) nur marginale Unterschiede. Die größere Spannweite der LabralTape™ Gruppe (26,84 mm²) im Gegensatz zur FiberTape® Gruppe (17,72 mm²) war im Wesentlichen zwei Ausreißern geschuldet, da die beiden Sehnen mit der größten Querschnittsfläche zufällig in die LabralTape™ Gruppe zugeteilt wurden. (siehe Kapitel 3.2.3.).

In der Korrelationsanalyse konnten für die Dehiszenzkräfte F_{3mm} keine signifikanten Korrelationen mit dem Sehnenquerschnitt ermittelt werden. Lediglich bei der Korrelationsanalyse der Sehnenquerschnittsflächen zu den Maximalkräften F_{Max} zeigte sich beim FiberTape® eine signifikante mittelstarke positive Korrelation. Über das Bestimmtheitsmaß ($R^2 = 0,257$) dieser Korrelation lassen sich etwa 25% der FiberTape® Messwerte durch die Größe der Querschnittsfläche erklären. Die restlichen 75% könnten durch andere interindividuelle Merkmale der Sehnen oder aufgrund von unterschiedlicher Luftfeuchtigkeit und Temperatur an den Versuchstagen begründet werden (Butler et al., 1978, p. 146). Für das LabralTape™ zeigte sich hingegen eine sehr schwache und nicht signifikante Korrelation (siehe Kapitel 3.2.3.).

Eine fehlende Korrelation dieser Parameter zueinander konnte bereits von Luis-Ugbo et al. bei einer axialen Zugtestung von intakten humanen Achillessehnen beschrieben werden (Louis-Ugbo et al., 2004). Auch die Ergebnisse von Boyer et al. an Flexorensehnen zeigen, dass die Festigkeit der Kessler-Naht innerhalb des klinisch relevanten Bereichs der untersuchten Sehnen nicht vom Sehnenquerschnitt abhängig ist (Boyer et al., 2001). Ein ähnlicher Umstand ist somit für unsere Sehnen-Naht-Konstrukte anzunehmen.

Zur abschließenden Diskussion der Maximalkraft F_{Max} beider Gruppen muss auch die Analyse der Versagensgründe hinzugezogen werden. Betrachtet man die Versagensgründe der Nähte, so zeigte sich, dass bei der Verwendung von FiberTape® in 100% Fadenrisse zutage traten, wohingegen in 20,83% bei der LabralTape™ Rekonstruktion ein Ausriss des Fadens aus dem Sehngewebe den Versagensgrund darstellte. Dies könnte darauf hindeuten, dass das LabralTape™ unter starker Zugbelastung eher dazu neigt, sich durch Sehngewebe hindurchzuziehen, wohingegen das FiberTape® das

Sehnengewebe unter maximaler Zugbelastung zwar deformiert, jedoch schonender auf das Sehnen-Naht-Konstrukt zu wirken scheint. Die Kraft könnte durch die speziellen locking-loops der Krackow-Naht besser verteilt werden, was ein Durchziehen des Nahtmaterials durch das Gewebe weniger wahrscheinlich macht. Wir mutmaßten, dass die Sehnenquerschnittsfläche ein Einflussfaktor gewesen sein könnte, jedoch konnten hierfür keine signifikanten Unterschiede zwischen den Untergruppen (Fadenriss vs. -ausriss aus der Sehne) innerhalb der LabralTape™ Untersuchungsgruppe festgestellt werden. Der Einflussfaktor Mensch kann bezüglich der Diskrepanz an Versagensgründen nicht ausgeschlossen werden, scheint jedoch aufgrund des standardisierten Vorgehens unwahrscheinlich (siehe Kapitel 4.1). Die weitere Analyse beider Versagensgründe innerhalb der LabralTape™ Gruppe offenbarte keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich aller weiteren erhobenen biomechanischen Parameter. Limitiert ist die Aussagekraft des Mittelwertvergleichs innerhalb dieser Untersuchung, da die gegeneinander zu untersuchenden Stichproben zu klein sind. Dies wird vor allem daran deutlich, dass die Standardabweichung der Maximalkraft F_{Max} bei der Stichprobe des Ausrisses ($\pm 116,18$ N) mehr als doppelt so groß ist wie bei der Stichprobe des Fadenrisses ($\pm 52,22$ N).

Interessant ist weiterhin die Tendenz zur geringeren Elongation und einer höheren Steifigkeit bei den FiberTape® Rekonstruktionen im direkten Vergleich zur LabralTape™ Gruppe. Dennoch zeigten sich bei der Analyse der Dehiszenzkräfte $F_{3\text{mm}}$ keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Die Streuung der Messdaten verhielt sich annähernd gleich. Die Standardabweichungen betragen $\pm 58,56$ N beim LabralTape™, wobei sie mit $\pm 51,92$ N beim FiberTape® nur geringfügig divergierte. Die Spannweitendifferenz betrug lediglich 17,10 N, bei einer Spannweite von 205,60 N beim LabralTape™ und einer Spannweite von 188,50 N beim FiberTape®. Der Mittelwertunterschied $\Delta\bar{x}$ zwischen den Dehiszenzkräften beider Gruppen betrug exakt 7 N, wobei der Mittelwert der LabralTape™ Gruppe mit 171,33 N höher war. Im Median Test zeigte sich keine Überlegenheit einer Nahtvariation gegenüber der anderen, somit muss eine Gleichwertigkeit im

Bezug zur Spaltbildung bis 3 mm für beide Nahtvariationen angenommen werden.

Unter Zusammenschau aller Messwerte zeigt sich somit auf die Maximalkraft F_{Max} bezogen eine deutlich höhere Primärstabilität für die Nahtvariation mit dem FiberTape®. Es muss angenommen werden, dass die Materialeigenschaften des Fadenmaterials LabralTape™ in unserer Krackow-Naht unter sehr starker Zugbelastung anders auf das Sehngewebe wirken als das FiberTape® und im Gegensatz zum FiberTape® nicht klar vorausgesagt werden können. Die Dehiszenzkraft F_{3mm} offenbarte sich unterdessen in beiden Nahtvariationen als gleichwertig. Ein Einfluss der Größe des Sehnenquerschnitts auf die Dehiszenzkraft F_{3mm} der untersuchten Sehnen-Naht-Konstrukte kann weitestgehend ausgeschlossen werden.

4.3. Einordnung in die Literatur

Die Inzidenz der Achillessehnenrupturen nimmt aufgrund von steigendem sportlichen Aktivismus in der Bevölkerung zu und, wie schon in der Einleitung dargelegt, zeitgleich gibt es ein breites gängiges Therapiespektrum. Somit gab es in den letzten Jahren auf Grundlage von diversen biomechanischen Experimenten viele Bestrebungen, evidenzbasierte Aussagen zu einer zu favorisierenden Operationstechnik zu treffen. Zwar hat sich die therapeutische Tendenz in Deutschland während der letzten 25 Jahre eher in Richtung der minimalinvasiven Techniken verschoben, jedoch gibt es nach wie vor Operateure, die eine offene Versorgung aufgrund ihrer individuellen Expertise favorisieren – beispielsweise Miller und Chiodo, die die offene Krackow-Naht in ihrem klinischen Alltag verwenden und hierunter sehr gute klinische Ergebnisse erzielen (Lill et al., 1996; Miller and Chiodo, 2017; Thermann, 2020). Konkret berichten sie, dass in ihrer Studie 100 Patienten mit dieser Nahttechnik und dem verwendeten #2 Ethibond Faden (Ethicon, NJ, USA), einem multifilen nicht-resorbierbarem Nahtmaterial, versorgt wurden (Miller und Chiodo, 2017). Dabei zeigten sich bei keinem Patienten tiefe Wundinfektionen und nur eine partielle Ruptur der Achillessehne. Gleichwohl verweisen sie aber auch darauf, dass eine viersträngige Krackow-Naht einer zweisträngigen Krackow-Naht aufgrund

der Primärstabilität vorzuziehen ist, jedoch häufig der begrenzte Operationsspielraum an der Achillessehne selbst den limitierenden Faktor darstellt (McKeon et al., 2006; Miller and Chiodo, 2017).

Die Relevanz von offenen Therapieformen im Hinblick auf ihre Stabilität wurde in einer biomechanischen humanen Kadaverstudie mit einem zyklischen Testprotokoll von Clanton et al. unterdessen mit minimalinvasiven Reparaturtechniken verglichen (Clanton et al., 2015). Als offene Technik wurde die Kessler-Naht gewählt. Diese wurde mit dem Achillon-System (Integra LifeSciences, New Jersey, USA), dem PARS Achilles Jig System (Arthrex, Florida, USA) und der SpeedBridge Reparaturtechnik (Arthrex, Florida, USA) durchgeführt. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die minimalinvasiven Versorgungstechniken der offenen Technik im Hinblick auf eine frühe Elongation der Adaptation signifikant unterlegen ist. Somit deuteten ihre Ergebnisse darauf hin, dass unter Anwendung offener Techniken eine aggressivere frühfunktionelle Nachbehandlung möglich sein könnte.

Die unterschiedlichen biomechanischen Studiendesigns im Hinblick auf Gerätschaften, Achillessehnenmodelle, Variationen der Nahttechniken, interindividuelle chirurgische Expertise und im Besonderen das Testprotokoll erschweren die Vergleichbarkeit mit bereits veröffentlichten Studien. Wie von Finni et al. gezeigt, erbrachte eine Geschwindigkeitssteigerung bei seinen Probanden im klinischen Setting auch eine wesentliche Kraftsteigerung an der Achillessehne (Finni et al., 1998). Überträgt man diesen Umstand auf biomechanische Testungen, so spielt auch die Testgeschwindigkeit bei Zugversuchen eine nicht zu vernachlässigende Rolle auf die Sehnen-Naht-Konstrukte wie Wren et al. zeigen konnten. Sie führten *in vitro* Zugversuche an intakten humanen Achillessehnen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten von 1 mm/s und 10 mm/s durch (Wren et al., 2001). Dabei fanden sie heraus, dass die Achillessehnen bei der höheren Testgeschwindigkeit einer signifikant höheren Maximalkraft standhalten konnten (5579 ± 1143 N bei 10 mm/s; 4617 ± 1107 N bei 1 mm/s). Im Folgenden wird deshalb die Diskussion zu den wesentlichen

biomechanischen Messgrößen (Maximalkraft, Dehiszenzkraft, Versagensgründe) differenziert geführt.

Die Krackow-Naht wurde als Alternative für bereits etablierten Nahttechniken wie die Bunnell- und die Kessler-Nahttechnik erstmals 1986 vorgestellt (Krackow et al., 1986). Daraufhin führten Watson et al. an 18 Achillessehnen eines humanen Kadavermodells eine biomechanische Vergleichsstudie zwischen der Krackow-, der Bunnell- und der Kessler-Naht durch (Watson et al., 1995). Wie in der hier vorliegenden Studie wurde die Ruptur mit einem scharfen Skalpell simuliert. Weiterhin wurde der Calcaneus zum distalen Ankerpunkt für den biomechanischen Zugversuch mittels Steinmann-Nagel an der Instron Zugmaschine (Modell 1321B; Instron, Massachusetts, USA) bestimmt. Als Nahtmaterial wurde #1 Ethibond Faden (Ethicon, New Jersey, USA) verwendet. Verglichen wurden die klassische Bunnell- und Kessler-Naht in einer zweisträngigen Ausführung mit einer viersträngigen vierschlaufigen Krackow-Naht, wobei eine innere und äußere Nahtreihe an jeder Lateralseite der Sehnenstümpfe angebracht wurde. In der axialen Zugmaschine wurde das proximale Ende im Weichteilgewebe des M. gastrocnemius mittels einer Klemme fixiert und mit einer konstanten Geschwindigkeit von 25,4 mm/s bewegt. Ermittelt wurde unterdessen nur die Maximalkraft der Sehnen-Naht-Konstrukte. Eine Analyse des Dehiszenzspalts fand nicht statt. Sie konnten zeigen, dass die Krackow-Naht signifikant höhere Maximalkräfte ($147,18 \pm 21,20$ N) vor einem Versagen des Konstrukts zuließ, als die Bunnell- ($93,18 \pm 11,82$ N) oder die Kessler-Naht ($85,24 \pm 4,97$ N). Als Versagensgrund kam es – abgesehen von zwei aus der Wertung genommener Versuche – ausschließlich zu einem Fadenriss. Weiterhin waren die erreichten Maximalkraftwerte der Krackow-Naht wesentlich niedriger als in der vorliegenden Arbeit. Ein Grund dafür könnte das verwendete Ablaufprotokoll gewesen sein, da sich die Naht nicht in dem Konstrukt setzen ließ und die Geschwindigkeit etwa zwölfmal höher war als in der letzten Phase unseres Testprotokolls. Ein nicht zu vernachlässigender Unterschied ist letztlich auch das Nahtmaterial. Das LabralTape™ erreichte im Mittel fast fünffach höhere Maximalkraftwerte, das

FiberTape® sogar mehr als sechsfach höhere Maximalkraftwerte als Watson et al. mit ihrer Krackow-Naht in Kombination mit dem #1 Ethibond Faden.

Auch wenn Watson et al. in ihrer Studie eine Überlegenheit der Krackow-Naht in Bezug auf die Bunnell- und Kessler-Naht ermitteln konnten, so ist anzumerken, dass die Krackow-Technik in einer viersträngigen Variante anderen zweisträngigen Nahttechniken gegenübergestellt wurde. Hier lohnt sich ein Vergleich mit der Studie von McCoy und Haddad etwa 15 Jahre später (McCoy and Haddad, 2010). Sie untersuchten dieselben Nahttechniken jedoch alle in einer viersträngigen Ausführung in einem sehr ähnlichen Zugversuch mit insgesamt 24 humanen Achillessehnenpräparaten und verwendeten #2 Mersilene® (Ethicon, New Jersey, USA), einen nicht resorbierbaren Polyester-Faden, zur Adaptation. Die Zuggeschwindigkeit der Instron Prüfmaschine (Instron, Massachusetts, USA) betrug 8,5 mm/s. Alle Sehnen-Naht-Konstrukte in ihrer Studie versagten aufgrund eines Fadenrisses unabhängig von der verwendeten Technik. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Maximalkraft bis zum Nahtversagen zwischen Krackow- (200 ± 20 N), Bunnell- (196 ± 45 N) und Kessler-Naht (167 ± 51 N) in ihren viersträngigen Varianten. Unsere Nahtvariationen mit dem LabralTape™ erreichten etwa 3,6-fach höhere Maximalkräfte, die Nahtvariation mit dem FiberTape® sogar 4,5-fach höhere Maximalkräfte. Anzumerken ist, dass neben dem weniger stabilen Fadenmaterial in ihrer Studie auch die schnelle Geschwindigkeit und eine nicht vorhandene Phase des Nahtsetzens Auswirkungen auf das Sehnen-Naht-Konstrukt und damit auch auf die Spannungsentwicklung während ihres Zugversuchs hatte. Somit sind unsere Nahtvariationen zwar trotz zweisträngiger Technik stabiler, jedoch nur limitiert miteinander vergleichbar.

McKeon et al. untersuchten die biomechanischen Auswirkungen der Nahtstränge und der Anzahl an Verriegelungsschlaufen (locking loops) an der Krackow-Naht in einer Zugtestung genauer (McKeon et al., 2006). In einem Schweinesehnenmodell testeten sie eine zweischlaufige, vierschlaufige und

sechsschlaufige Krackow-Naht jeweils in einer zweisträngigen und viersträngigen Variante. Unterdessen wurde darauf geachtet den Abstand zwischen den Schlaufen bei 5 mm zu halten. Somit untersuchten sie insgesamt sechs Nahtvariationen. Als Nahtmaterial wurde #5 Ethibond Faden (Ethicon, New Jersey, USA) verwendet. Die Materialprüfmaschine verfuhr mit einer Geschwindigkeit von 2 mm/s und belastete so die Sehnen-Naht-Konstrukte. Interessanterweise zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen mit der unterschiedlichen Anzahl an Schlaufen, jedoch führte eine Erhöhung der Nahtstränge zu einer annähernden Verdoppelung der Maximalkraft vor dem Versagen. Sie ermittelten für eine zweisträngige zweisechlaufige Krackow Naht eine Maximalkraft von $290 \pm 25,2$ N vor dem Nahtversagen, wobei die viersträngige zweisechlaufige Naht $534,2 \pm 42$ N standhielt. Vorteile der zweisechlaufigen Variante im klinischen Alltag sind nach Ansicht der Autoren die Operationszeit, eine Vermeidung von potenziellen Nekrosen und die Vermeidung von weiteren Verletzungen des umliegenden Weichteilgewebes. Sie schlussfolgerten, dass die viersträngige Nahtvariation mit zwei Verriegelungsschlaufen pro Nahtreihe zu präferieren ist, wenn eine Sehne an einem Knochen verankert werden soll. Diese Einschränkung der Aussagekraft ihrer Studie war dem Studiendesign geschuldet, da sie nur ein Sehnenufer vernähten und dieses dann an der Materialprüfmaschine zum Zugversuch befestigten. Der Vergleich mit unseren Nahtvariationen, die lediglich zweisträngig erfolgten und vier Verriegelungsschlaufen beinhalteten, zeigte in der LabralTape™ Gruppe im Mittel fast 26% stabilere Maximalkräfte und in der FiberTape® Gruppe sogar 41% höhere Maximalkräfte. Jedoch ist dieser Vergleich aufgrund des unterschiedlichen Studiendesigns nur eingeschränkt möglich.

Hahn et al. untersuchten dagegen die Eigenschaften der Krackow-Technik gegen die Whipstitch-Technik unter der Verwendung von #2 FiberWire® als Nahtmaterial im Schweinmodell an 52 Flexorensehnen (Hahn et al., 2014). Die Krackow-Technik wurde unterdessen in fünf Untergruppen aufgeteilt mit einer unterschiedlichen Anzahl an locking loops (1, 2, 3, 4 und 5 Verriegelungs-

schlaufen). Dasselbe wurde für die nonlocking loops der Whipstitch-Technik durchgeführt. Alle Gruppen wurden in einer zweisträngigen Variante genäht, wobei nur ein Sehnenufer vernäht wurde und mit einer Öse über eine Schlaufe mittels sechs Knoten verbunden wurde. Eine Adaptation zweier Sehnenufer fand nicht statt. So ergaben sich insgesamt zehn Untersuchungsgruppen. Die Sehne selbst wurde über eine Klemme mit der Materialzugmaschine (model E10000; Instron, Massachusetts, USA) verbunden. Die Spaltnessung sollte über Aneurysmaklemmen in 5 mm Abstand zum vernähten Sehnenende und eine Videoanalyse im Anschluss zur zyklischen Testung gelingen. Das unvernähte Sehnenende wurde mittels einer C-Klemme in die Zugmaschine eingespannt. Zum Setzen der Naht wurde ein Zug von 5 N über eine Minute auf das Sehnen-Naht-Ösen-Konstrukt am unvernähten Ende appliziert. Anschließend kam es zu einer zyklischen Testung mit 200 Zyklen in einer Frequenz von 1 Hz unter applizierten Kräften zwischen 20 und 200 N. Im Anschluss wurde die Maximalkraft der belasteten Konstrukte mit einer Fahrgeschwindigkeit von 1 mm/s in der Zugmaschine getestet, ab hier fand keine Spaltbeurteilung mehr statt.

Sie fanden heraus, dass die Anzahl der Schlaufen lediglich einen Einfluss auf die Spaltbildung während der zyklischen Testung hatte. Hierbei präsentierten sich die einschlaufigen den drei-, vier- und fünfschlaufigen Varianten beider Nahttechniken signifikant überlegen. Somit führte in ihrer Studie die Erhöhung der locking loops bei der Krackow-Naht zu einer erhöhten Spaltbildung. Die Krackow-Technik in der einschlaufigen Ausführung erreichte hierbei eine Spaltbildung von $12,6 \pm 6,3$ mm nach zyklischer Testung. Die einschlaufige Whipstitch-Technik ($12,1 \pm 8,1$ mm) präsentierte sich ähnlich. Hinsichtlich der Spaltbildung nach zyklischer Belastung konnten die Krackow-Nähte signifikant besser abschneiden als die Whipstitch-Nähte. Über alle Varianten beider Techniken führten die Krackow-Nähte zu 19,6% weniger Spaltausbildung als die Whipstitch-Nähte. Die Maximalkraft aller Krackow-Nähte war mit $322,1 \pm 20,3$ N nicht signifikant höher als die ermittelte Maximalkraft aller Whipstitch-Nähte ($319,7 \pm 20,4$ N). Die Anzahl der Schlaufen hatte kaum Auswirkungen auf die Maximalkraft. Der Versagensmodus war in allen untersuchten Konstrukten durch

einen Fadenriss bedingt. Vergleicht man unsere Dehiszenzkräfte bei einer Spaltbildung von 3 mm im Mittel mit der besten Krackow-Variante von Hahn et al., so sind diese für das FiberTape® ($\Delta = 35,67$ N) und LabralTape™ ($\Delta = 28,67$ N) nicht weit von den 200 N während der zyklischen Testung aus der Hahn-Studie entfernt, wobei in unserer Studie eine geringere Spaltausbildung mit einer Differenz von über 8 mm im Mittel bei axialer Testung vorlag. Jedoch ist der Vergleich limitiert, da Hahn et al. keine Auswertung zur Spaltbildung von 3 mm trafen, und auch das zyklische Testprotokoll stark von unserem vierstufigen Testprotokoll abweicht. Die Maximalkraftwerte bis zum Versagen sind im Mittel in unserer Studie beim FiberTape® etwa 2,8-fach und beim LabralTape™ etwa 2,2-fach höher. Anzumerken ist jedoch, dass die Konstrukte in der Hahn-Studie zuvor eine zyklische Belastung durchliefen und vor der Maximalkrafttestung bereits Spaltbildungen aufwiesen. Der Versagensgrund des angewendeten FiberWires® stimmt mit den Ergebnissen unserer FiberTape® Sehnen-Naht-Konstrukte überein. In der Zusammenschau war auch der Abstand zwischen den Verriegelungsschleifen mit 5 mm gleich gewählt, wobei in unserer Nahtvariation der Abstand zum Rupturufer an der ersten Schlaufe 8 mm anstatt 10 mm betrug. Jedoch ist der Vergleich nicht zuletzt aufgrund des unterschiedlich gewählten Nahtkonstrukts nur limitiert möglich. Hahn et al. verzichteten in ihrem Modell auf eine Untersuchung des Rupturspalts an zwei Rupturufeln und ersetzten ein Sehnenufer durch eine Öse.

Jordan et al. führten dagegen in ihrer Studie im Schweinesehnenmodell einen biomechanischen Vergleich von unterschiedlichen Nahtmaterialien unter Applikation einer zweisträngigen vierschlaufigen Krackow-Naht durch (Jordan et al., 2016). Das Sehnenmodell umfasste nur ein Sehnenufer, welches über das Nahtmaterial mit der Prüfmaschine verbunden wurde. Getestet wurden fünf Nahtmaterialien: Prolene (Ethicon, New Jersey, USA), Polydioxanone (PDS) (Ethicon, New Jersey, USA), Ethibond, Vicryl (Ethicon, New Jersey, USA) und FiberWire®. Alle hatten die Fadendicke von #1. Jede Fadengruppe wurde wiederum einer statischen Testung, einer zyklischen Testung und einer axialen kontinuierlichen Testung unterzogen. Für die statische und kontinuierliche

Testung wurde an der Zwick-Roell Z020 Prüfmaschine (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, DE) zunächst eine Vordehnung auf 3 N vorgenommen, anschließend eine Zuggeschwindigkeit von 20 mm/min gewählt. Die Studie offenbarte vor allem, dass FiberWire® die höchste Kraft vor einem Rupturversagen im Sehnen-Naht-Konstrukt tolerierte und diese signifikant höher war als in den Sehnen-Naht-Konstrukten mit Prolene, Polydioxanone (PDS) und Vicryl. Weiterhin wurde die 5 mm Spaltbildung in den Gruppen miteinander verglichen. Die gleiche signifikante Überlegenheit konnte FiberWire® gegenüber diesen Gruppen im Hinblick auf die höhere Kraft zur 5 mm Spaltbildung zeigen. Zwischen Ethibond und FiberWire® konnte hierbei kein Unterschied aufgezeigt werden. Als Kritikpunkt der Spalbmessungsmethode von Jordan et. al ist anzumerken, dass ihre Schweinesehnen mit einer Öse an der Prüfmaschine verbunden wurden, wobei diese Verbindungsstelle als Rupturspalt angenommen wurde. Dies limitiert die Vergleichbarkeit mit unserer Studie. Es zeigt sich dennoch bereits eine Differenz von über 100 N zwischen den Mittelwerten unserer Dehiszenzkräfte F_{3mm} bei dem von uns verwendeten FiberTape® und LabralTape™ zu den ermittelten Dehiszenzkräften aller Nahtgruppen von Jordan et al. um eine Spaltbildung von 5 mm zu induzieren.

Burgess et al. führten eine reine Materialtestung von mehreren Nahtmaterialien (#5 OrthoFiber (Securos, Charlton, MA), #2 FiberWire®, FiberTape® und Nylon) in diversen biomechanischen Untersuchungsmodi durch, um ihre Eigenschaften gegeneinander zu untersuchen (Burgess et al., 2010). Hier stellte sich das FiberTape® in der Untersuchung als stärkstes und steifstes Material heraus. Diesen Umstand können wir auch auf unsere Sehnen-Naht-Konstrukte mit dem verwendeten FiberTape® übertragen, wobei sich hinsichtlich der Steifigkeit im Vergleich zum LabralTape™ lediglich ein Trend zu einer höheren Steifigkeit zeigte. Weiterhin fanden Burgess et al. heraus, dass multifile Nahtmaterialien eine signifikant geringere Elongation aufweisen als monofile Nahtmaterialien. Auch wenn Bedenken hinsichtlich einer Gewebeirritation bestehen, sollte ein klinischer Einsatz des FiberTapes® in Erwägung gezogen werden (Burgess et al., 2010).

LabralTape™ besteht aus demselben Material wie der FiberWire® Kern. Der FiberWire® Kern ist unterdessen ein mehrsträngiger, langkettiger Polyethylenkern mit sehr hohem Molekulargewicht. Das FiberTape® ähnelt dem FiberWire® in seiner Gesamtheit im Aufbau. Es ist jedoch ein dickes Tape von 2 mm Breite und somit um 0,5 mm breiter als das LabralTape™ (Arthrex, 2019). Das FiberTape® kann aufgrund seiner Breite von 2 mm Lasten über einen breiteren Bereich verteilen und somit die für den Gewebedurchzug erforderliche Last erhöhen, was jedoch auch zu größeren Gewebeschäden unter hoher Belastung führen könnte (Feucht et al., 2015). Feucht et al. untersuchten in einem biomechanischen Experiment die Interaktion von diversen Nahtmaterialien auf eine Meniskusrefixation. Hierfür wurden in einem Schweinemeniskusmodell folgende Nahtmaterialien miteinander verglichen: #2 PDS, #2 Ethibond, #2 FiberWire® und FiberTape®. Es zeigte sich, dass FiberTape® verglichen mit dem geflochtenen Polyester-Nahtmaterial, Ethibond, und monofilen PDS eine signifikant höhere Steifigkeit aufwies. Weiterhin war die Maximalkraft bis zum Versagen der Meniskusnaht in der FiberTape®-Gruppe ebenfalls am größten, wobei sich nur verglichen mit der PDS™-Naht ein signifikanter Unterschied zeigte. Dieses Ergebnis deckt sich mit unseren Beobachtungen, da sowohl die Steifigkeit im Mittel bei der Nahtvariation mit dem FiberTape® höher war als beim LabralTape™, als auch ein signifikanter Unterschied bezogen auf die Überlegenheit der Maximalkraft bestand. Jedoch zeigte das Testprotokoll in der Studie von Feucht et al. auch auf, dass das FiberTape® unter den zyklischen Belastungen der Testmaschine im Hinblick auf eine Verlagerung der Naht signifikant schlechter abschnitt als die PDS- und Ethibond-Naht. Diese Erkenntnis lässt darauf schließen, dass sich unter repetitiver Belastung die Nahtvariationen in unserer Studie auch anders verhalten könnten. Somit könnten repetitive Belastungen unseres Sehnen-Naht-Konstrukt mit dem FiberTape® zu einer verringerten Stabilität der gesetzten Naht führen, die Sehne reizen und einen Fadenausriss begünstigen. Da das beobachtete Fadenausreißen des LabralTapes™ in unseren Versuchen zu starken Sehnenformitäten führte, ist dieser Aspekt des Nahtversagens nicht zu vernachlässigen und bedarf weiterer experimenteller Untersuchungen.

In der Literatur findet sich unterdessen auch ein Fallbericht zu einer komplikativen Versorgung einer Achillessehnenruptur mit FiberWire® in einer minimalinvasiven Technik mit dem Achillon® System (Integra Life Sciences, New Jersey, USA). Neben einem Strang an FiberWire® wurden auch zwei Stränge #1 Ethibond vernäht. Nach acht Monaten präsentierte sich ein geschwollener Bereich um die versorgte Achillessehne, die Naht war nach wie vor intakt, histologisch konnte nach einem notwendigen Debridement ein granulomatöser Prozess detektiert werden. Außerdem konnten histologisch Partikel festgestellt werden, die einen Polyethylenabrieb bewiesen. Die Autoren mutmaßten, dass das nicht resorbierbare FiberWire® auch noch acht Monate nach der operativen Versorgung einen Abrieb erzeugte, sobald die Achillessehne in höherem Maße beansprucht wurde. Dieser Abrieb führte zur granulomatösen Reaktion und zu einer Revisionsoperation mit notwendiger Rekonstruktion der Achillessehne mittels Flexor Hallucis Longus Transfer (Ollivere et al., 2014). Auch eine andere biomechanische Studie fand signifikante Abrieberscheinungen von FiberWire® und FiberTape®, verglichen mit ForceFiber (Wright Medical Group, Minnesota, USA) und Orthocord (DePuy Mitek, Massachusetts, USA) (Deranlot et al., 2014).

In einer anderen Studie mit 18 humanen Achillessehnen bedienten sich Giza et al. eines zyklischen Testprotokolls, um den Einfluss eines Gewebe-Verstärkungsimplantats (Artelon® Tissue Reinforcement (Artelon, Georgia, USA)) auf eine zweisträngige Krackow-Naht zu untersuchen (Giza et al., 2011). Zur Testung wurde eine Instron Zugmaschine (Instron, Massachusetts, USA) verwendet. Als Nahtmaterial wurde in ihrer Studie #2 FiberWire® (Arthrex, Florida, USA) verwendet. Ihr Testprotokoll beinhaltete zunächst eine Vordehnung mit einer Kraft von 10 N wie in unserer durchgeführten Studie. Zur Retardation des Sehnen-Naht-Konstrukts fand über 15 s eine stufenweise Kraftsteigerung mit einer Geschwindigkeit von 2 N/s statt. Danach erfolgte die zyklische Testung mit Geschwindigkeiten von 6 mm/s bis hin zu 100 mm/s bis zum Rupturversagen. Das Rupturversagen war unterdessen immer durch einen Fadenriss bedingt. Die zweisträngige Krackow-Naht alleine erreichte bei

Giza et al. mit $248,1 \pm 19,6$ N signifikant weniger als dieselbe Naht unter zusätzlicher Artelon® Augmentation mit $370,4 \pm 25,2$ N. Vergleicht man die Mittelwerte unserer Studie, in welcher dieselbe zweisträngige Krackow-Naht in beiden Nahtvariationen verwendet wurde, so erreichten Giza et al. mit ihrer alleinigen Krackow-Naht etwa 35% der Maximalkraft unseres verwendeten LabralTapes™ und etwa 27% der Maximalkraft unseres verwendeten FiberTapes®. Bezogen auf diesen biomechanischen Parameter scheinen diese Nahtmaterialien dem #2 FiberWire® überlegen zu sein, wobei die Vergleichbarkeit aufgrund des zyklischen Testprotokolls nur eingeschränkt möglich ist.

In einem zyklischen Versuchsprotokoll führten Fuente et al. Testungen an Sehnen-Naht-Konstrukten in einem Rindersehnenmodell durch und verwendeten hierfür #2 Ethibond Nahtmaterial (Fuente et al., 2017). Unter anderem war eine Gruppe (n = 15) mittels zweisträngiger dreischlaufiger Krackow-Technik versorgt worden. Auch wenn andere Gerätschaften für die Zugtestung verwendet wurden, fand eine optische Vermessung mittels zwei Digitalkameras statt, um einen Rupturspalt von 5 mm während der zyklischen Testungen beurteilen zu können. Eine Spaltbildung von mehr als 5 mm wurde als klinisches Versagen gewertet. Zwischen den vier Versuchsphasen, welche jeweils 100 Zyklen beinhalteten, wurde die Dorsalextension stetig erhöht. Nach Durchlaufen des zyklischen Protokolls fand eine Maximalkrafttestung bis zum Versagen des Konstrukts statt. Der Versagensgrund bei den Krackow-Naht-Konstrukten war in 14 von 15 Fällen ein Fadenriss, wobei eine Maximalkraft von $94,5 \pm 11$ N erreicht werden konnte. Unsere Sehnen-Naht-Konstrukte zeigten ebenfalls in einer zweisträngigen Nahtvariante mit vier locking loops im Mittel beim LabralTape™ 7,6-fach höhere und beim FiberTape® 9,6-fach höhere Kräfte bis zum Versagen. In der ersten Stufe der zyklischen Testung bei einer Dorsalextension von 5° erreichten die Krackow-Naht-Konstrukte bei einer Spaltbildung von $4,46 \pm 1,36$ mm Dehiszenzkräfte von $37,28 \pm 11,87$ N. Damit waren diese Rupturerer der Konstrukte verglichen mit unserer Dehiszenzgrenze von 3 mm schon wesentlich weiter auseinander und erreichten im Mittel dabei nur 21,8 bis 22,7% unserer

ermittelten Dehiszenzkräfte. Nicht zu vernachlässigen ist dennoch die repetitive Belastung, die bei unseren Nahtkonstrukten nicht stattfand, sowie das weitere Studiendesign, welches einen Vergleich limitiert.

In einer biomechanischen Studie mit Flexorensehnen von Hunden in einem *ex vivo* Modell konnten Putterman et al. Unterschiede im Hinblick auf Krackow-Nahtvariationen bezogen auf die Maximalkraft feststellen (Putterman et al., 2019). Als Nahtmaterial wurde #0 Surgipro™, ein nicht resorbierbares Nahtmaterial aus Polypropylen, verwendet (Medtronic, Dublin, IE). Ihre einschlaufige zweisträngige Krackow-Naht zeigte eine Maximalkraft von $67,6 \pm 12,2$ N. Dieselbe Krackow-Naht in Verbindung mit einer epitendinösen Nahtergänzung zeigte unterdessen im Zugversuch eine Maximalkraft von $169,9 \pm 47,9$ N bis zum Nahtversagen. Die verwendete Nahtergänzung war hierbei die ineinandergreifende horizontale Matratzennaht. Die weitere Untersuchung umfasste die Drei-Schlaufen-Flaschenzug-Naht, die in der Veterinärmedizin zum Einsatz kommt, auf die jedoch an dieser Stelle nicht eingegangen werden soll. In 59,7% aller untersuchter Sehnen-Naht-Konstrukte kam es zu Fadenausrisen aus der Sehne unter Zugbelastung. Somit erscheint auch das verwendete Nahtmaterial unter Belastung mehr dazu zu neigen durch das Sehngewebe durchzureißen als das von uns verwendete LabralTape™ mit Sehnenausrisen von 20,83% oder das FiberTape®, unter dessen Anwendung kein einziger Sehnenausriss zu beobachten war. Übertragen auf unsere Ergebnisse konnten wir annähernd gleiche Kraftwerte bei Ausbildung eines 3 mm Dehiszenzspalts beobachten wie die maximalen Versagenskräfte des gesamten Sehnen-Naht-Konstrukts in der Studie von Putterman et al. unter Anwendung ihrer Krackow-Naht mit einer zusätzlichen epitendinösen Naht am Rupturspalt. Auch wenn die Vergleichbarkeit mit unserer Studie einigen Limitationen (Studiendesign, Sehnenmodell, Naht) unterliegt, so kann dennoch von einer höheren Stabilität unserer Nahtvariationen gesprochen werden, welche vor allem im verwendeten Nahtmaterial begründet zu sein scheint.

Die Einordnung der biomechanischen Studien und ihrer Nahtvariationen mit den ermittelten Maximalkräften der Sehnen-Naht-Konstrukte verlangt hingegen nach einem Vergleich mit unversehrten Sehnen in einer axialen Zugtestung.

Dafür entnahmen Louis-Ugbo et al. in ihrer Kadaverstudie humane Achillessehnen als Einheit mit dem Calcaneus und unterzogen diese einer axialen Zugtestung mittels eines Material-Test-Systems (MTS Systems Cooperation, Minnesota, USA). Es zeigte sich eine durchschnittliche Zugfestigkeit von 1189 N bevor es zum Rupturversagen kam. Die Spannweite dieser Untersuchung reichte unterdessen von 360 bis 1965 N. In 90% der Experimente war das Achillessehnenversagen durch einen Ausriss aus dem Calcaneus begründet, die restlichen 10% versagten durch die Ruptur im mittleren Bereich der Sehne (Louis-Ugbo et al., 2004). Zunächst steht die Verteilung der Rupturlokalisationen bei der *in vitro* Zugtestung im Gegensatz zu den klinischen Pathologien. Hier ist nämlich mit etwa 83,3 bis 88,2% der mittlere Bereich der Achillessehne von einer Ruptur betroffen (Józsa et al., 1989; Zwipp et al., 1989). Zu Diskutieren ist in diesem Zusammenhang, ob möglicherweise das avitale Kadavergewebe veränderte biomechanische Eigenschaften im Bereich des Calcaneus aufwies, die ein Rupturversagen an dieser Stelle erklären könnten. Weiterhin fallen die Maximalkräfte in der Studie von Louis-Ugbo et al. wesentlich geringer aus als die physiologischen Kräfte, welche bis zu 9000 N *in vivo* betragen können (Komi, 1990). Dieser Umstand unterstreicht die begrenzte Aussagekraft von Maximalkräften bis zum Rupturversagen. Die Mittelwerte unserer Sehnen-Naht-Rekonstruktionen sind jedoch verglichen mit den Maximalwerten anderer Studien sehr nahe an den gemessenen Versagenskräften von Louis-Ugbo et al. angesiedelt.

Überträgt man die ermittelten maximalen Widerstandskräfte aus unserer Studie auf die physiologischen Kraftwerte von bis zu 1490 N beim menschlichen Gang (Finni et al., 1998), so sind diese Nahtvariationen noch weit entfernt von einer unmittelbaren postoperativen Vollbelastung. Nicht zu vergessen ist unterdessen, dass die ermittelten Maximalkräfte in dieser Studie lediglich das zu erwartende Limit der Sehnen-Naht-Konstruktion darstellen, ohne diese in Bezug zur

Heilungswahrscheinlichkeit der Naht selbst beziehungsweise der rupturierten Sehne zu setzen. Die ermittelten Werte der Maximalkraft zeigen dabei, dass die Primärstabilität bei der FiberTape® Nahtvariation höher ist. Jedoch kann eine isolierte Betrachtung des Kraftwerts vor dem Versagen des Sehnen-Naht-Konstrukts nicht als alleiniges Gütekriterium zur Bevorzugung einer Nahtvariation gegen eine andere herangezogen werden. Dies liegt darin begründet, dass in der Literatur kritische Grenzen einer Spaltbildung von mehreren Autoren formuliert wurden (Gelberman et al., 1999; Lee et al., 2008; Zhao et al., 2004).

Die Kraft zur Spaltbildung von mehr als 5 mm sollte laut Lee et al. als klinisch relevanter eingestuft werden als eine maximale Widerstandskraft des Sehnen-Naht-Konstrukts. Grund dafür ist, dass eine Spaltbildung von mehr als 5 mm funktionelle Einbußen nach sich zieht (Lee et al., 2008; Mullaney et al., 2006).

Im Gegensatz dazu fanden Gelberman et. al., dass bereits eine Dehiszenz von über 3 mm funktionelle Einbußen in Steifigkeit und Muskelkraft mit sich bringt (Gelberman et al., 1999). Sie untersuchten in einer *in vivo* Studie die biomechanischen Effekte von Spaltgrößen zwischen chirurgisch versorgten Flexorensehnen an Hunden. Hierzu wurden die Versuchstiere bis zu 42 Tage nach der operativen Versorgung nachuntersucht, wobei zuvor eine Sehnendurchtrennung stattfand. Es wurden drei Gruppen gebildet, sodass die Hunde am 10., 21. und 42. postoperativen Tag getötet wurden und ihre versorgten Sehnen einer biomechanischen Testung unterzogen wurden. Zuvor fand eine Vermessung der Dehiszenz zwischen dem proximalen und distalen Sehnenufer statt. Bei den versorgten Sehnen, die einen Spalt von 3 mm oder weniger aufwiesen, zeigte sich im Vergleich vom 10. zum 42. postoperativen Tag eine um 90% gesteigerte Maximalkraft vor dem Sehnenversagen und eine um 320% gestiegene Steifigkeit. Sehnen-Naht-Konstrukte, die einen größeren Spalt zwischen den Rupturufern aufwiesen, zeigten keine signifikanten Unterschiede an den drei definierten postoperativen Tagen. Daraus lässt sich schließen, dass Sehnen, die eine größere Dehiszenz während der Rehabilitation aufweisen, ein erhöhtes Rerupturrisiko aufweisen. Dies deckt sich mit klinischen

Erfahrungswerten zwischen konservativ und operativ versorgten Patienten (Khan et al., 2005; Ochen et al., 2019).

In der vorliegenden Studie wurde ebenfalls eine geringere Spaltbildung von 3 mm untersucht und als klinisch relevant eingestuft, um eine adäquate Untergrenze für klinische Rehabilitationsmaßnahmen in Form von $F_{3\text{mm}}$ definieren zu können. Die Sehnenheilung während der Rehabilitation ist somit entscheidend davon abhängig, ob eine Spaltbildung verhindert werden kann oder nicht. Übertragen auf den klinischen Alltag findet aus diesem Grund auch eine stufenweise Anpassung des Bewegungsausmaßes und Belastungssteigerung statt, damit keine Sehnenelongation im Sinne einer Spaltbildung auftritt und funktionellen Krafeinbußen vorgebeugt wird (siehe Kapitel 1.3.3.).

Lee et al. konnten in einer humanen Kadaverstudie zeigen, dass eine Verstärkung einer viersträngigen Krackow Naht durch zusätzliche epitendinöse Nahttechniken gelingen kann. Sie bildeten drei Gruppen. Für die Kernnaht nach Krackow verwendeten sie #2 Ethibond in jeder Gruppe. Zwei Gruppen wurden mit zusätzlichen epitendinösen Nahttechniken versehen. Die höhere Belastbarkeit für die epitendinösen Techniken konnten sie anhand von 5 mm Dehiszenzkraftmessungen in ihrem Zugversuch quantifizieren. Die Spaltmessung erfolgte mittels Messschieber. In ihrem unidirektionalen Zugversuch wurde eine Zuggeschwindigkeit von 25 mm/min gewählt. Hierbei stellten sie eine bis zu 91% erhöhte Kraft bis zum Rupturversagen durch zusätzliche epitendinöse Augmentation fest. Auch die Steifigkeit des Sehnen-Naht-Konstrukts konnte um bis zu 68% durch die epitendinöse Verstärkung erreicht werden. Als problematisch sehen sie hingegen die zusätzlich einzubringende Nahtmenge an, welche eine Hautnaht erschweren und damit zu Komplikationen führen kann. Aus diesem Grund empfehlen sie für die epitendinöse Naht ihr verwendetes #0 PDS Nahtmaterial. Die verwendete epitendinöse Kreuz-Stich-Wellen-Augmentation nach Silfverskiold sehen sie für zerfranste Achillessehnenrupturen als ideal an (Lee et al., 2008). Die Dehiszenzkräfte bis zur 5 mm Spaltbildung für die reine Krackow-Naht ohne

epitendinöse Augmentation (169 ± 50 N) weichen nur leicht von unseren Ergebnissen für das LabralTape™ und FiberTape® bis zur 3 mm Spaltbildung ab, sodass unseren Nahtvariationen Widerstandsfähigkeit bezüglich der Spaltbildung zugesprochen werden kann. Anders hingegen stellen sich die Krackow-Nähte mit den zusätzlichen epitendinösen Techniken dar. Das beste Ergebnis der 5 mm Dehiszenzkraft konnten Lee et al. mit der zusätzlichen Kreuz-Stich-Wellen-Augmentation nach Silfverskiöld erreichen. Hier erreichten sie die beste Widerstandsfähigkeit zur 5 mm Spaltbildung mit 323 ± 47 N. Da die Dehiszenzgrenzen in der Studie von Lee et al. mit 5 mm anders gewählt wurden, ist ein direkter Vergleich mit unseren 3 mm Dehiszenzkräften erschwert. Erwähnenswert ist auch, dass in unserer Studie nur eine zweisträngige Krackow-Naht angewendet wurde und hierunter schon derart widerstandsfähige Dehiszenzkraftwerte präsentiert werden konnten. Interessant ist hingegen, dass die Streuung der 5 mm Dehiszenzkräfte in allen Gruppen mit ± 50 N (keine zusätzliche epitendinöse Augmentation), ± 47 N (Kreuz-Stich-Wellen-Augmentation) und ± 58 N (Epitendinöse Achter-Augmentation) annähernd mit unserer Streuung für die 3 mm Dehiszenzkräfte (LabralTape™: $58,56$ N; FiberTape®: $\pm 51,92$ N) übereinstimmt, obwohl die Gruppengröße bei Lee et al. viermal kleiner gewählt war als in unserer Studie.

In einer Studie von Shepard et al. wurden humane Achillessehnen-Naht-Konstrukte in einem *ex vivo* Zugversuch untersucht (Shepard et al., 2007). Eine Gruppe bestand aus Sehnen-Naht-Konstrukten, die lediglich eine Krackow-Naht mittels #2 Ethibond beinhalteten. In der zweiten Gruppe wurde zusätzlich zur selben Krackow-Naht eine einfach fortlaufende epitendinöse Naht mit #4-0 Nylon angebracht. Ermittelt wurden die Kraftwerte bei der 2 mm Spaltbildung und beim Testversagen, welches in dieser Studie mit einer Spaltbildung von 1 cm definiert wurde. Als axiale Zuggeschwindigkeit wurde 20 cm/min an der Materialprüfmaschine gewählt. Sie konnten zeigen, dass die zusätzliche epitendinöse Naht mit $11,76 \pm 4,16$ N signifikant höhere Kraftwerte bis zur 2 mm Spaltbildung tolerierte als die alleinige Krackow-Naht. Der Unterschied belief sich auf 74%. Bei der 1 cm Spaltbildung konnten mit $40,00 \pm 14,14$ N ebenfalls

signifikant höhere Kraftwerte für die epitendinöse Nahtaugmentation ermittelt werden. Hier war ein prozentualer Unterschied von 119% festzustellen. Die Steifigkeit ist um 173% höher als bei der alleinigen Krackow-Naht. Limitiert ist die Aussagekraft der Studie vor allem durch die geringe Gruppengröße von lediglich fünf pro Gruppe. Außerdem ist auch hier das Studiendesign deutlich abweichend von unserem. Bezogen auf die Spaltbildungskräfte konnten unsere Nahtvariationen dennoch ohne epitendinöse Nahtaugmentation deutlich höheren Dehiszenzkräften standhalten. Stellt man als Vergleich die 1cm Spaltkräfte der alleinigen Krackow-Naht ($18,27 \pm 4$ N) von Shepard et al. unseren Dehiszenzkräften bis zur 3 mm Spaltbildung gegenüber, so zeigt sich im Mittel für das LabralTape™ eine 9,4-fach höhere Dehiszenzkraft und für das FiberTape® eine 9-fach höhere Dehiszenzkraft, wobei die absolute Dehiszenz 7 mm geringer ist.

Eine weitere biomechanische *ex vivo* Studie zur Analyse der Spaltbildung unter Anwendung eines zyklischen Testprotokolls und eines Maximalkraftprotokolls verglich die klassische Krackow-Naht mit einer Krackow-Naht, die mit zwei zusätzlichen epitendinösen Augmentationsnähten verstärkt wurde (Veurink et al., 2015). Diese bilaterale Augmentationsnaht sollte ausgehend vom Rupturspalt die zweite Schlaufe einer Krackow-Leiter mit der gegenüberliegenden zweiten Schlaufe des anderen Rupturstumpfs verbinden. Dadurch wurde die Naht zu einer viersträngigen optimiert und konnte so zusätzlich jeweils die erste Schlaufe jeder Krackow-Leiter, ausgehend vom Rupturspalt, schützen. Für die vierschlaufige Krackow-Naht wurde in beiden Gruppen #2 FiberWire® verwendet. Durchgeführt wurde die Studie an humanen Achillessehnen mithilfe einer servohydraulischen Zugmaschine (Modell: MTS 810; MTS Systems, Minnesota, USA). In der Versuchsreihe des Maximalkraftprotokolls wurde dieselbe Zuggeschwindigkeit wie in unserer Studie angewandt (2 mm/s) bis es zum Nahtversagen kam. Sowohl Steifigkeit als auch Maximalkraft waren bei der augmentierten Krackow-Naht ($497,55 \pm 134,44$ N; $26,92 \pm 11,43$ N/mm) signifikant höher als bei der klassischen Krackow-Naht ($202,61 \pm 94,34$ N; $9,41 \pm 2,99$ N/mm). Verglichen mit unseren Maximalkräften

sind die Streumaße für LabralTape™ ($718,62 \pm 69,56$ N) und FiberTape® ($909,24 \pm 77,95$ N) geringer. Sowohl das LabralTape™ als auch FiberTape® hielten dem Mehrfachen der klassischen Krackow-Naht von Veurink et al. stand. Weiterhin konnten unsere Nahtvariationen im Mittel auch einer größeren Kraft als die augmentierte Nahtvariation standhalten. Die Steifigkeit unserer Nahtvariationen war indes mit der augmentierten Variante von Veurink et al. vergleichbar, wobei unsere Streumaße geringer ausfielen (LabralTape™: $21,40 \pm 5,25$ N/mm; FiberTape®: $25,12 \pm 5,59$ N/mm). Die Versuche dieses zyklischen Protokolls wurde mit einer Frequenz von 1 Hz und alternierenden Kraftwerten zwischen 0 N und 100 N über 1000 Zyklen durchgeführt. Eine Spaltanalyse fand nach 100, 500 und 1000 Zyklen statt. In dieser Versuchsreihe zeigten sich innerhalb der Gruppen keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Steifigkeit und Maximalkraft nach den 1000 Zyklen. Jedoch trat bei der augmentierten Nahtvariante auch nach 500 Zyklen kein Spalt auf, wohingegen in der Kontrollgruppe nach 500 Zyklen die Spaltbildung $6,25 \pm 2,56$ mm betrug. Selbst nach 1000 Zyklen betrug die Spaltbildung in der augmentierten Nahtvariante lediglich $0,41 \pm 0,91$ mm. Auch wenn die Stichprobengrößen bei Veurink et al. klein gewählt waren, so lässt sich für unsere Nahtvariationen daraus schließen, dass eine Nahtaugmentation ein hohes Potenzial haben könnte in zyklischen Testprotokollen ebenfalls hohen repetitiven Belastungen standzuhalten.

Da die bisher beschriebenen Studien abweichend von unserer verwendeten Methodik waren, ist ein Vergleich mit einer kürzlich in unserer Arbeitsgruppe durchgeführten Studie (Ateschrang et al., 2019) von besonderem Interesse, da hier die Methodik fast vollständig übereinstimmte.

Das Schweinmodell setzte sich hierunter distal aus dem kurzen M. soleus, der mit dem Calcaneus in Verbindung stand, und proximal aus der Sehne des M. flexor digitorum profundus zusammen. Als Nahtmaterial wurde #2 Orthocord (Johnson & Johnson, New Jersey, USA) verwendet. Die Gesamtuntersuchungszahl belief sich auf 48 Sehnenmodellen. Verglichen wurden drei Gruppen: Die zweireihige vierschlaufige Krackow-Naht an beiden

Sehnenüfern (rein tendinöse Naht), eine zweireihige vierschlaufige Krackow-Naht am proximalen Sehnenüfer mit einem gebohrten transossären Kanal im Calcaneus für den #2 Orthocord Faden und einer Gruppe mit zweireihiger vierschlaufiger Krackow-Naht am proximalen Sehnenüfer in Verbindung mit einem HEALIX BR™-Anker-System (DePuy Mitek a Johnson & Johnson, New Jersey, USA) am Calcaneus. Die zweireihige Anlage der Krackow-Naht resultierte in vier Strängen über dem Rupturspalt in allen Gruppen.

Die Gerätschaften, die Spannmittel, das Testprotokoll und die verwendeten Materialien waren identisch mit dieser Studie, wobei die vorliegende Forschungsarbeit um eine Sehnennähvorrichtung und die Auswertung anhand von GOM-Punktmarken ergänzt wurde. Die rein tendinöse Krackow-Naht erreichte mit $629,81 \pm 49,84$ N knapp stabilere Maximalkraftwerte als die transossäre Bohrungsgruppe ($599,31 \pm 65,73$ N) und die HEALIX BR™-Anker-System Gruppe ($617,56 \pm 60,25$ N). Ein klinisch signifikanter Unterschied konnte nicht gezeigt werden. Verglichen mit unseren maximalen Widerstandskräften bei einer rein tendinösen Naht in einem leicht abgewandelten Sehnenmodell kann ein klinisch signifikanter Unterschied im Mittelwertvergleich mit mehr als 50 N zugunsten von LabralTape™ oder FiberTape® unter Anwendung einer einfachen vierschlaufigen Krackow-Naht ausgesprochen werden. Hervorzuheben ist unterdessen, dass sogar nur eine zweisträngige Krackow-Naht vorzunehmen ist, um stabilere Maximalkräfte zu erreichen als mit einer viersträngigen #2 Orthocord-Naht. Weiterhin ist es bemerkenswert, dass auch die Maximalkraft der Nahtvariationen in dieser Arbeit deutlich stabiler ist als die #2 Orthocord-Naht mit einer transossären Durchfedelung oder einem HEALIX BR™-Anker-System. Vergleicht man weiterhin die ermittelten Werte der Dehiszenzkraft F_{3mm} aus der Studie von Ateschrang et al., so ergeben sich innerhalb der untersuchten Gruppen, wie in der vorliegenden Forschungsarbeit, nur sehr geringe Abweichungen und keine signifikanten Unterschiede. Gleichwohl präsentiert im Mittelwertvergleich die rein tendinöse Naht mit einer viersträngigen vierschlaufigen Krackow Naht absolut gesehen mit $41,20 \pm 9,74$ N keine signifikant höhere Stabilität bis zur Spaltbildung gegenüber der transossären Bohrungsgruppe ($40,42 \pm 13,95$ N) und der Anker System Gruppe ($33,81 \pm$

7,85 N). Ein Vergleich mit den eigenen Ergebnissen zeigt, dass ein klinisch signifikanter Unterschied von über 50 N für die Dehiszenzkraft F_{3mm} sowohl für die Krackow-Naht mit dem FiberTape® als auch für die Krackow-Naht mit dem LabralTape™ erreicht werden konnte. Somit ist mit unserer Nahtvariation eine höhere biomechanische Stabilität zu erreichen als mit dem #2 Orthocord Faden, einer transossären Bohrung oder einem HEALIX BR™-Anker-System.

Die Schlussfolgerung nach Durchsicht der Literatur erscheint durch den Umstand des variablen Studiendesigns erschwert. Es konnten keine Studien gefunden werden, in denen FiberTape® oder LabralTape™ zur biomechanischen Testung in einem Achillessehnenmodell eingesetzt wurden. Im Vergleich mit anderen Nahtmaterialien und den angewendeten Nahttechniken konnten unsere untersuchten Nahtvariationen sehr stabile biomechanische Eigenschaften vorweisen und, sofern man die Limitationen der Vergleichbarkeit beachtet, sich häufig als überlegene Alternative präsentieren. Derzeit wird in der klinischen Praxis überwiegend Ethibond zur Versorgung von Achillessehnenrupturen verwendet, da es geringe Gewebereizungen nach sich zieht und vergleichbar gute biomechanische Eigenschaften aufweist (Carr et al., 2009 aus Park et al., 2017). Die Durchsicht anderer experimenteller Studien zu diesen Nahtmaterialien oder dem ihnen verwandten FiberWire® ist im Hinblick auf stabile biomechanische Eigenschaften vielversprechend. Bedacht werden sollten die Aspekte der Gewebereizung – insbesondere durch das FiberTape®. Zyklische Testungen mit weiteren Nahtvariationen unter Anwendung dieser Nahtmaterialien müssen zeigen, ob eine Verdrängung von Sehngewebe durch FiberTape® und LabralTape™ bei repetitiven Belastungen verstärkt provoziert wird. *In Vivo* Studien sind notwendig, um den Einfluss dieser Nahtmaterialien auf das Sehngewebe bei der Heilung zu beurteilen. Klinische Studien können infolgedessen in Betracht gezogen werden oder müssen verworfen werden. Eine vielversprechende Abwandlung unserer Nahtvariation könnte durch eine epitendinöse Augmentationsnaht am Rupturspalt erreicht werden und Auswirkungen auf die Maximalkraft und Dehiszenzkraft versprechen. Dies sollte ebenfalls Gegenstand weiterführender Studien sein.

4.4. Fazit & Ausblick

Auch wenn hohe Maximalkräfte der Sehnen-Naht-Konstrukte in dieser biomechanischen *ex vivo* Studie erreicht wurden, so erscheinen die in dieser Studie untersuchten Nahtvariationen bislang noch nicht ausgereift genug, um postoperativ unmittelbar physiologischen Belastungen des menschlichen Gangs standzuhalten (Finni et al., 1998). Ein Vergleich mit bestehenden Studien ist nur eingeschränkt möglich, da die biomechanischen methodischen Herangehensweisen hinsichtlich der Gerätschaften und Testprotokolle stark divergieren. Ein wesentlicher Unterschied ist auch die unterschiedliche Zuggeschwindigkeit in den biomechanischen Studien, welche Auswirkungen auf die untersuchte Stabilität der Sehnen-Naht-Konstrukte haben könnte. Die Vielzahl der Studien fokussierten bislang lediglich die Maximalkräfte bis zum Rupturversagen ohne zeitgleiche Beurteilung einer kritischen Dehiszenzkraft. Hier bedarf es einer einheitlichen methodischen Herangehensweise und der Untersuchung weiterer Nahttechniken, Nahtvariationen und Nahtmaterialien, um einen Goldstandard in der klinischen Praxis zu etablieren.

Die vorliegende Forschungsarbeit erlaubt eine Entscheidung zugunsten der Krackow-Naht unter Verwendung der FiberTapes® für die maximale Widerstandskraft bis zum Rupturversagen. Hierunter zeigte das FiberTape® eine klinisch signifikant höhere maximale Widerstandskraft gegenüber dem LabralTape™. Der Vergleich des definierten Rehabilitationsparameters, welcher die Kraft bis zum kritischen Dehiszenzspalt von 3 mm darstellte, offenbarte keine signifikanten Unterschiede bei der biomechanisch axialen Zugbelastung beider Gruppen. Der klinische Einsatz von LabralTape™ ist aufgrund der Sehnenaurisse in etwa 20% der Zugtestungen dieser Gruppe kritisch zu sehen, da das Durchreißen des Materials durch das Sehngewebe zu komplikationsreichen Revisionsoperationen führen könnte.

Zukünftige biomechanische Testungen sollten additive Nahtverstärkungen wie epitendinöse Augmentationsnähte beinhalten (Lee et al., 2008; Shepard et al., 2007; Veurink et al., 2015), die einer Dehiszenzspaltbildung vermutlich noch besser entgegenwirken könnten. Interessant ist unterdessen, ob unsere Nahtvariante statt vier Verriegelungsschlaufen auch mit zwei

Verriegelungsschlaufen ähnliche biomechanisch stabile Eigenschaften präsentieren würde (McKeon et al., 2006).

Zudem könnten zyklische Testungen mit den in dieser Studie verwendeten Nahtvariationen Auskunft darüber geben, ob das Sehnen-Naht-Konstrukt repetitiven Belastungen standhält und dessen Integrität hierunter erhalten bleiben kann. Hierfür könnte unser validierter Versuchsaufbau mit der zwickiLine Material-Prüfmaschine Z2.5 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, DE) und dem optischen PONTOS 5M Prüfsystem (Gesellschaft für optische Messtechnik GmbH, Braunschweig, DE) unter Gebrauch eines zyklischen Testprotokolls angewendet werden (Giza et al., 2011; Veurink et al., 2015).

Darauf aufbauend könnten Vergleichsstudien, wie von Pneumatics et al. und Wada et al. beschrieben (Pneumatics et al., 2000; Wada et al., 2001), sinnvolle Daten liefern, um den Heilungsprozess während der frühfunktionellen Rehabilitationsperiode für die in dieser Studie verwendeten Nahtvariationen beurteilen zu können.

Somit verbleibt die ideale Therapieform bei akuten Achillessehnenrupturen eine Abwägung zwischen den individuellen funktionellen Ansprüchen des Patienten und der Expertise des behandelnden Chirurgen bis das Forschungsfeld belastbare Daten zur Definition eines Goldstandards liefern kann. Wie schon im Experiment von Clanton et al. gezeigt (Clanton et al., 2015) bietet die offene Versorgung potentiell aggressivere Nachbehandlungsformen an als minimalinvasive Techniken. Deshalb ist es zwingend erforderlich, auch die frühfunktionelle Nachbehandlung als derzeitigen Rehabilitationsstandard in künftige Studien miteinzubeziehen. Denn nur unter der Betrachtung aller Faktoren (Ergebnissen aus präklinischen biomechanischen Studien, dem operativen Zugangsweg, den OP-Komplikationen, den Rerupturraten, der Dauer der Nachbehandlung und nicht zuletzt den funktionellen Ergebnissen der Achillessehne selbst), wird in Zukunft eine Aussage zu einem einheitlichen Goldstandard für Achillessehnenrupturen gelingen können.

5 Zusammenfassung

Obwohl in der Literatur eine Vielzahl an Therapieoptionen für die Achillessehnenruptur beschrieben ist, ist derzeit kein einheitlicher Goldstandard im Hinblick auf Nahtmaterial und Nahttechnik definiert. Deshalb war das Ziel dieser experimentellen Arbeit unter Anwendung eines *ex vivo* Schweinmodells in einer biomechanischen axialen Sehnenzugtestung die etablierte Krackow-Nahttechnik in Kombination mit den Nahtmaterialien LabralTape™ und FiberTape® zu untersuchen und miteinander zu vergleichen. Bei diesen Nahtmaterialien handelt es sich um widerstandsfähige nicht resorbierbare geflochtene Polyethylenfäden.

Die Gesamtstichprobe umfasste 48 tiefe Flexorensehnen, an denen mittels Skalpell eine scharfe Ruptur simuliert wurde. Die Fallzahlplanung für die Studie erfolgte anhand von Vorversuchen. Die tendinöse vierschlaufige Krackow-Naht wurde an beiden erzeugten Rupturufeln als End-zu-End Naht mit zwei Strängen am Rupturspalt durchgeführt. Als validiertes Messinstrumentarium diente eine Kombination aus zwickiLine Material-Prüfmaschine Z2.5 und der optischen Vermessungseinheit PONTOS 5M.

Das Hauptaugenmerk der Experimente lag auf der Maximalkraft F_{Max} [N] bis zum Rupturversagen sowie auf der Dehizenskraft $F_{3\text{mm}}$ [N] bis zu einer Spaltbildung von 3 mm. Als klinisch signifikanter Unterschied wurde zuvor ein Mittelwertunterschied von 50 N definiert. Die gewählte statistische Aufarbeitung ergab sich ebenfalls auf Grundlage der Vorversuche.

Die Studie offenbarte, dass die Nahtvariation mit FiberTape® ($909,24 \pm 77,95$ N) dem LabralTape™ ($718,62 \pm 69,56$ N) hinsichtlich der Maximalkraft F_{Max} bis zum Rupturversagen klinisch relevant überlegen war (Δ 95%KI: 117,3 N). Die Dehizenskraft $F_{3\text{mm}}$ verhielt sich hingegen in beiden Gruppen annähernd gleich (FiberTape®: $164,33 \pm 51,92$ N // LabralTape™: $171,33 \pm 58,56$ N) und es präsentierte sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,248$). Das Testversagen der FiberTape® Rekonstruktionen war in 100% durch einen Fadenriss begründet. Etwa 20% der LabralTape™ Rekonstruktionen versagten infolge eines Ausrisses des Nahtmaterials aus der Sehne. Es zeigte sich außerdem eine

signifikante mittelstarke positive Korrelation zwischen Sehnenquerschnitt und der Maximalkraft bei den mit FiberTape® versorgten Sehnen-Naht-Konstrukten. Eine solche Korrelation konnte für LabralTape™ Rekonstruktionen nicht beobachtet werden.

Verglichen mit anderen biomechanischen Forschungsarbeiten erreichten wir mit unseren Sehnen-Naht-Konstrukten stabilere Messdaten in Bezug auf die Maximalkraft. Da in der Literatur ein uneinheitliches Forschungsfeld bezogen auf eine optische Auswertung des Dehiszenzspalts vorliegt, war ein Vergleich nur eingeschränkt möglich. Jedoch zeigten auch in diesem Aspekt unsere Nahtvariationen eine hohe biomechanische Belastbarkeit. Unter Berücksichtigung der Literatur ist auch heute noch der offenen operativen Versorgung der Achillessehnenruptur ein hoher Stellenwert beizumessen, da sich diese verglichen mit neueren minimalinvasiven Techniken rehabilitativ belastbarer auf eine zu vermeidende Sehnenelongation zeigt. Auch wenn in der vorliegenden Studie Limitationen bezüglich des experimentellen Versuchsaufbaus bestehen, so lässt sich dennoch ableiten, dass eine Kombination von FiberTape® oder LabralTape™ mit der Krackow-Naht ein hohes klinisches Potential in Bezug auf die Primärstabilität in der traumatologischen Versorgung von Achillessehnenrupturen haben könnte.

In Zukunft sind weitere biomechanischen Experimente mit einheitlichen methodischen Verfahren notwendig, sowie Vergleichsstudien in einem *in vivo* Tiermodell, um die vorgestellten Nahtvariationen auf ihre rehabilitativen Qualitäten zu prüfen. Auf dieser Grundlage könnten schließlich weiterführende klinische Studien interessant sein. Diese könnten Aussagen zum prospektiven Verlauf im Hinblick auf objektive (funktionelle Aspekte der rekonstruierten Achillessehne) und subjektive (Patientenzufriedenheit) Faktoren zulassen.

6 Literaturverzeichnis

- Ahmad, J., Repka, M., Raikin, S.M., 2013. Treatment of Myotendinous Achilles Ruptures. *Foot Ankle Int.* 34, 1074–1078. <https://doi.org/10.1177/1071100713483115>
- Ahmed, I.M., Lagopoulos, M., McConnell, P., Soames, R.W., Sefton, G.K., 1998. Blood supply of the Achilles tendon. *J. Orthop. Res.* 16, 591–596. <https://doi.org/10.1002/jor.1100160511>
- Amin, N.H., Old, A.B., Tabb, L.P., Garg, R., Toossi, N., Cerynik, D.L., 2013. Performance outcomes after repair of complete achilles tendon ruptures in national basketball association players. *Am J Sports Med* 41, 1864–1868. <https://doi.org/10.1177/0363546513490659>
- Amlang, M.H., Christiani, P., Heinz, P., Zwipp, H., 2005. Die perkutane Achillessehennaht mit dem Dresdner Instrument. *Unfallchirurg* 108, 529–536. <https://doi.org/10.1007/s00113-005-0938-8>
- Amlang, M.H., Maffuli, N., Longo, G., Stübig, T., Imrecke, J., Hüfner, T., 2010. Operative Behandlung der Achillessehnenruptur. *Unfallchirurg* 113, 712–720. <https://doi.org/10.1007/s00113-010-1809-5>
- Amlang, M.H., Rammelt, S., Haupt, C., Friedrich, A., Zwipp, H., 2009. Klinische und sonografische Kriterien für eine differenzierte Therapiewahl bei der Achillessehnenruptur. *Fuß & Sprunggelenk* 7, 230–241. <https://doi.org/10.1016/j.fuspru.2009.08.007>
- Andia, I., Sanchez, M., Maffulli, N., 2010. Tendon healing and platelet-rich plasma therapies. *Expert Opinion on Biological Therapy* 10, 1415–1426. <https://doi.org/10.1517/14712598.2010.514603>
- Arner, O., Lindholm, A., 1959. Subcutaneous rupture of the Achilles tendon; a study of 92 cases. *Acta Chir Scand Suppl* 116, 1–51.
- Arøen, A., Helgø, D., Granlund, O.G., Bahr, R., 2004. Contralateral tendon rupture risk is increased in individuals with a previous Achilles tendon rupture. *Scand J Med Sci Sports* 14, 30–33. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2004.00344.x>
- Arthrex, 2019. FiberWire® and FiberWire® Tape Family - Braided Composite Suture. [Online] <https://www.arthrex.com/de/schulter/fibertape-und-tigertape> [Accessed: 22.05.2021]
- Ateschrang, A., 2014. Operative Behandlungsprognose der Achillessehnenruptur und Validierung eines neuartigen biomechanisch-optischen Messverfahrens.
- Ateschrang, A., Gratzner, C., Ochs, U., Ochs, B.G., Weise, K., 2007. Die Umkippl-Plastik nach Silfverskiöld bei Achillessehnenruptur: Eine Alternative für Sportler? *Z Orthop Unfall* 145, 207–211. <https://doi.org/10.1055/s-2007-965168>

- Ateschrang, A., Salewski, C., Ahrend, M.-D., Schreiner, A.J., Hirschmann, M.T., Stöckle, U., Ahmad, S.S., 2019. The elastic capacity of a tendon-repair construct influences the force necessary to induce gapping. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 27, 971–977. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-4972-9>
- Backhaus, K., Erichson, B., Plinke, W., Weiber, R., 2018. Kreuztabellierung und Kontingenzanalyse, in: Backhaus, K., Erichson, B., Plinke, W., Weiber, R. (Eds.), *Multivariate Analysemethoden: Eine anwendungsorientierte Einführung*. Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 337–363. https://doi.org/10.1007/978-3-662-56655-8_7
- Bauer, G., Eberhardt, O., 1999. Die frische Achillessehnenruptur - Epidemiologie - Ätiologie - Diagnostik und aktuelle Therapiemöglichkeiten. *Sportverletz Sportschaden* 13, 79–89. <https://doi.org/10.1055/s-2007-993321>
- Benjamin, M., Ralphs, J.R., 2004. Biology of fibrocartilage cells. *Int Rev Cytol* 233, 1–45. [https://doi.org/10.1016/S0074-7696\(04\)33001-9](https://doi.org/10.1016/S0074-7696(04)33001-9)
- Benjamin, M., Toumi, H., Ralphs, J.R., Bydder, G., Best, T.M., Milz, S., 2006. Where tendons and ligaments meet bone: attachment sites ('entheses') in relation to exercise and/or mechanical load. *J Anat* 208, 471–490. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00540.x>
- Bhandari, M., Guyatt, G.H., Siddiqui, F., Morrow, F., Busse, J., Leighton, R.K., Sprague, S., Schemitsch, E.H., 2002. Treatment of acute Achilles tendon ruptures: a systematic overview and metaanalysis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 190–200. <https://doi.org/10.1097/00003086-200207000-00024>
- Bhatia, D., Tanner, K.E., Bonfield, W., Citron, N.D., 1992. Factors affecting the strength of flexor tendon repair. *J Hand Surg Br* 17, 550–552. [https://doi.org/10.1016/s0266-7681\(05\)80240-2](https://doi.org/10.1016/s0266-7681(05)80240-2)
- Boyer, M.I., Meunier, M.J., Lescheid, J., Burns, M.E., Gelberman, R.H., Silva, M.J., 2001. The influence of cross-sectional area on the tensile properties of flexor tendons. *The Journal of Hand Surgery* 26, 828–832. <https://doi.org/10.1053/jhsu.2001.26661>
- Bressel, E., McNair, P.J., 2001. Biomechanical Behavior of the Plantar Flexor Muscle-Tendon Unit after an Achilles Tendon Rupture. *Am J Sports Med* 29, 321–326. <https://doi.org/10.1177/03635465010290031201>
- Bruggeman, N.B., Turner, N.S., Dahm, D.L., Voll, A.E., Hoskin, T.L., Jacofsky, D.J., Haidukewych, G.J., 2004. Wound complications after open Achilles tendon repair: an analysis of risk factors. *Clin Orthop Relat Res* 63–66. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000144475.05543.e7>
- Bunnell, S., 1954. Gig pull-out suture for tendons. *J Bone Joint Surg Am* 36-A, 850–851.
- Burgess, R., Elder, S., McLAUGHLIN, R.O.N., Constable, P., 2010. In Vitro Biomechanical Evaluation and Comparison of FiberWire, FiberTape, OrthoFiber, and Nylon Leader Line for Potential Use During Extraarticular Stabilization Of Canine Cruciate Deficient Stifles. *Veterinary Surgery* 39, 208–215. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2009.00637.x>

- Butler, D.L., Grood, E.S., Noyes, F.R., Ronald E. Zernicke, 1978. Biomechanics of Ligaments and Tendons. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 6, 125–182.
- Canoso, J.J., Liu, N., Traill, M.R., Runge, V.M., 1988. Physiology of the retrocalcaneal bursa. *Ann Rheum Dis* 47, 910–912. <https://doi.org/10.1136/ard.47.11.910>
- Carr, B.J., Ochoa, L., Rankin, D., Owens, L.B.D., 2009. Biologic Response to Orthopedic Sutures: A Histologic Study in a Rabbit Model. *ORTHOPEDICS* 32. <https://doi.org/10.3928/01477447-20090922-11>
- Cetti, R., Andersen, I., 1993. Roentgenographic diagnoses of ruptured Achilles tendons. *Clin Orthop Relat Res* 215–221.
- Charvet, B., Ruggiero, F., Le Guellec, D., 2012. The development of the myotendinous junction. A review. *Muscles Ligaments Tendons J* 2, 53–63.
- Chen, T.M., Rozen, W.M., Pan, W.-R., Ashton, M.W., Richardson, M.D., Taylor, G.I., 2009. The arterial anatomy of the Achilles tendon: anatomical study and clinical implications. *Clin Anat* 22, 377–385. <https://doi.org/10.1002/ca.20758>
- Chiodo, C.P., Glazebrook, M., Bluman, E.M., Cohen, B.E., Femino, J.E., Giza, E., Watters, W.C., Goldberg, M.J., Keith, M., Haralson, R.H., Turkelson, C.M., Wies, J.L., Raymond, L., Anderson, S., Boyer, K., Sluka, P., American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2010. Diagnosis and treatment of acute Achilles tendon rupture. *J Am Acad Orthop Surg* 18, 503–510. <https://doi.org/10.5435/00124635-201008000-00007>
- Chiodo, C.P., Wilson, M.G., 2006. Current concepts review: acute ruptures of the achilles tendon. *Foot Ankle Int* 27, 305–313. <https://doi.org/10.1177/107110070602700415>
- Clanton, T.O., Haytmanek, C.T., Williams, B.T., Civitarese, D.M., Turnbull, T.L., Massey, M.B., Wijdicks, C.A., LaPrade, R.F., 2015. A Biomechanical Comparison of an Open Repair and 3 Minimally Invasive Percutaneous Achilles Tendon Repair Techniques During a Simulated, Progressive Rehabilitation Protocol. *Am J Sports Med* 43, 1957–1964. <https://doi.org/10.1177/0363546515587082>
- Cohen, J.C., 2009. Anatomy and biomechanical aspects of the gastrocsoleus complex. *Foot Ankle Clin* 14, 617–626. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2009.08.006>
- Dalmau-Pastor, M., Fargues-Polo, B., Casanova-Martínez, D., Vega, J., Golanó, P., 2014. Anatomy of the Triceps Surae: A Pictorial Essay. *Foot and Ankle Clinics* 19, 603–635. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2014.08.002>
- Dams, O.C., Reininga, I.H.F., Gielen, J.L., van den Akker-Scheek, I., Zwerver, J., 2017. Imaging modalities in the diagnosis and monitoring of Achilles tendon ruptures: A systematic review. *Injury* 48, 2383–2399. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2017.09.013>
- de Mos, M., van der Windt, A.E., Jahr, H., van Schie, H.T.M., Weinans, H., Verhaar, J.A.N., van Osch, G.J.V.M., 2008. Can platelet-rich plasma enhance tendon repair? A cell culture study. *Am J Sports Med* 36, 1171–1178. <https://doi.org/10.1177/0363546508314430>

- de Pablo, J.S., 1943. Die Entenschnabelfraktur des Fersenbeines. *Arch orthop Unfall-Chir* 42, 408–412. <https://doi.org/10.1007/BF02605887>
- Del Buono, A., Chan, O., Maffulli, N., 2013. Achilles tendon: functional anatomy and novel emerging models of imaging classification. *Int Orthop* 37, 715–721. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1743-y>
- Del Buono, A., Volpin, A., Maffulli, N., 2014. Minimally invasive versus open surgery for acute Achilles tendon rupture: a systematic review. *Br Med Bull* 109, 45–54. <https://doi.org/10.1093/bmb/ldt029>
- Deranlot, J., Maurel, N., Diop, A., Pratlong, N., Roche, L., Tiemtore, R., Nourissat, G., 2014. Abrasive Properties of Braided Polyblend Sutures in Cuff Tendon Repair: An in Vitro Biomechanical Study Exploring Regular and Tape Sutures. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 30, 1569–1573. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2014.06.018>
- Domnick, C., Wieskötter, B., Raschke, M.J., Schulze, M., Kronenberg, D., Wefelmeier, M., Langer, M.F., Herbort, M., 2016. Evaluation of biomechanical properties: are porcine flexor tendons and bovine extensor tendons eligible surrogates for human tendons in in vitro studies? *Arch Orthop Trauma Surg* 136, 1465–1471. <https://doi.org/10.1007/s00402-016-2529-2>
- Doral, M.N., Alam, M., Bozkurt, M., Turhan, E., Atay, O.A., Dönmez, G., Maffulli, N., 2010a. Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18, 638–643. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1083-7>
- Doral, M.N., Bozkurt, M., Turhan, E., Dönmez, G., Demirel, M., Kaya, D., Ateşok, K., Atay, Ö.A., Maffulli, N., 2010b. Achilles tendon rupture: physiotherapy and endoscopy-assisted surgical treatment of a common sports injury. *Open Access J Sports Med* 1, 233–240. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S10670>
- Farmer, S., 2013. Exclusive: Doctor who performed Kobe Bryant's surgery is optimistic [Online]. *Los Angeles Times*. <https://www.latimes.com/sports/lakers/la-xpm-2013-apr-14-la-sp-ln-kobe-bryant-achilles-surgery-20130414-story.html> [Accessed: 12.2.20].
- Feucht, M.J., Grande, E., Brunhuber, J., Rosenstiel, N., Burgkart, R., Imhoff, A.B., Braun, S., 2015. Biomechanical evaluation of different suture materials for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior meniscus root tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 23, 132–139. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2656-z>
- Finni, T., Komi, P.V., Lukkariniemi, J., 1998. Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *Eur J Appl Physiol* 77, 289–291. <https://doi.org/10.1007/s004210050335>
- Fuente, C.D. la, Cruz-Montecinos, C., Schimidt, H.L., Henríquez, H., Ruidiaz, S., Carpes, F.P., 2017. Biomechanical properties of different techniques used in vitro for suturing mid-substance Achilles tendon ruptures. *Clinical Biomechanics* 50, 78–83. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.10.008>

- Fukashiro, S., Komi, P.V., Järvinen, M., Miyashita, M., 1995. In vivo Achilles tendon loading during jumping in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 71, 453–458. <https://doi.org/10.1007/BF00635880>
- Garras, D.N., Raikin, S.M., Bhat, S.B., Taweel, N., Karanjia, H., 2012. MRI is unnecessary for diagnosing acute Achilles tendon ruptures: clinical diagnostic criteria. *Clin Orthop Relat Res* 470, 2268–2273. <https://doi.org/10.1007/s11999-012-2355-y>
- Gelberman, R.H., Boyer, M.I., Brodt, M.D., Winters, S.C., Silva, M.J., 1999. The Effect of Gap Formation at the Repair Site on the Strength and Excursion of Intrasynovial Flexor Tendons. AN EXPERIMENTAL STUDY ON THE EARLY STAGES OF TENDON-HEALING IN DOGS*. *JBJS* 81, 975–82.
- Giza, E., Frizzell, L., Farac, R., Williams, J., Kim, S., 2011. Augmented Tendon Achilles Repair Using a Tissue Reinforcement Scaffold: A Biomechanical Study. *Foot Ankle Int.* 32, 545–549. <https://doi.org/10.3113/FAI.2011.0545>
- Griffin, M.J., Olson, K., Heckmann, N., Charlton, T.P., 2017. Realtime Achilles Ultrasound Thompson (RAUT) Test for the Evaluation and Diagnosis of Acute Achilles Tendon Ruptures. *Foot Ankle Int.* 38, 36–40. <https://doi.org/10.1177/1071100716669983>
- Haas, F., Haiböck, H., Reindl, P., 1987. Gluing of the Achilles tendon with a fibrin adhesive. *Zentralbl Chir* 112, 99–104.
- Hahn, J.M., Inceoğlu, S., Wongworawat, M.D., 2014. Biomechanical comparison of Krackow locking stitch versus nonlocking loop stitch with varying number of throws. *Am J Sports Med* 42, 3003–3008. <https://doi.org/10.1177/0363546514550989>
- Hatrup, S.J., Johnson, K.A., 1985. A review of ruptures of the Achilles tendon. *Foot Ankle* 6, 34–38. <https://doi.org/10.1177/107110078500600107>
- Hellerhoff, 2011
(https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Achillessehnenruptur_Sono.jpg),
„Achillessehnenruptur Sono“, <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/legalcode> [Accessed 22.05.2021]
- Hohendorff, B., Siepen, W., Spiering, L., Staub, L., Schmuck, T., Boss, A., 2008. Long-term Results after Operatively Treated Achilles Tendon Rupture: Fibrin Glue versus Suture. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 47, 392–399. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2008.05.006>
- Houshian, S., Tscherning, T., Riegels-Nielsen, P., 1998. The epidemiology of achilles tendon rupture in a Danish county. *Injury* 29, 651–654. [https://doi.org/10.1016/S0020-1383\(98\)00147-8](https://doi.org/10.1016/S0020-1383(98)00147-8)
- Hüfner, T., Gaulke, R., Imrecke, J., Krettek, C., Stübig, T., 2010. Konservativ-funktionelle Behandlung der Achillessehnenruptur. *Unfallchirurg* 113, 699–704. <https://doi.org/10.1007/s00113-010-1833-5>

- James, R., Kesturu, G., Balian, G., Chhabra, A.B., 2008. Tendon: Biology, Biomechanics, Repair, Growth Factors, and Evolving Treatment Options. *The Journal of Hand Surgery* 33, 102–112. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2007.09.007>
- Jordan, M.C., Boelch, S., Jansen, H., Meffert, R.H., Hoelscher-Doht, S., 2016. Does plastic suture deformation induce gapping after tendon repair? A biomechanical comparison of different suture materials. *Journal of Biomechanics* 49, 2607–2612. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.05.023>
- Jordan, M.C., Hoelscher-Doht, S., Fehske, K., Gilbert, F., Jansen, H., Meffert, R.H., 2015. Bunnell or cross-lock Bunnell suture for tendon repair? Defining the biomechanical role of suture pretension. *J Orthop Surg Res* 10, 192. <https://doi.org/10.1186/s13018-015-0331-4>
- Józsa, L., Kvist, M., Bálint, B.J., Reffy, A., Järvinen, M., Lehto, M., Barzo, M., 1989. The role of recreational sport activity in Achilles tendon rupture. A clinical, pathoanatomical, and sociological study of 292 cases. *Am J Sports Med* 17, 338–343. <https://doi.org/10.1177/036354658901700305>
- Kader, D., Saxena, A., Movin, T., Maffulli, N., 2002. Achilles tendinopathy: some aspects of basic science and clinical management. *Br J Sports Med* 36, 239–249. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.4.239>
- Kannus, P., 1997. Tendon pathology: basic science and clinical applications. *Sports Exercise and Injury* 3, 62–75.
- Kannus, P., Józsa, L., 1991. Histopathological changes preceding spontaneous rupture of a tendon. A controlled study of 891 patients. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 73, 1507–1525.
- Kannus, P., Natri, A., 1997. Etiology and pathophysiology of tendon ruptures in sports. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 7, 107–112. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1997.tb00126.x>
- Keene, D.J., Alsousou, J., Harrison, P., Hulley, P., Wagland, S., Parsons, S.R., Thompson, J.Y., O'Connor, H.M., Schlüssel, M.M., Dutton, S.J., Lamb, S.E., Willett, K., 2019. Platelet rich plasma injection for acute Achilles tendon rupture: PATH-2 randomised, placebo controlled, superiority trial. *BMJ* 367. <https://doi.org/10.1136/bmj.l6132>
- Kessler, I., 1973. The “Grasping” Technique for Tendon Repair. *Hand* 5, 253–255. [https://doi.org/10.1016/0072-968X\(73\)90038-7](https://doi.org/10.1016/0072-968X(73)90038-7)
- Khan, R.J.K., Fick, D., Keogh, A., Crawford, J., Brammar, T., Parker, M., 2005. Treatment of Acute Achilles Tendon Ruptures: A Meta-Analysis of Randomized, Controlled Trials. *JBJS* 87, 2202–2210. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.03049>
- Kjaer, M., Langberg, H., Heinemeier, K., Bayer, M.L., Hansen, M., Holm, L., Doessing, S., Kongsgaard, M., Krogsgaard, M.R., Magnusson, S.P., 2009. From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. *Scand J Med Sci Sports* 19, 500–510. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00986.x>

- Klenerman, L., 2007. The early history of tendo Achillis and its rupture. *The Journal of Bone and Joint Surgery, British volume* 89-B, 545–547. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.89B4.18978>
- Knobe, M., Gradl, G., Klos, K., Corsten, J., Dienstknecht, T., Rath, B., Sönmez, T.T., Hoeckle, C., Pape, H.-C., 2015. Is percutaneous suturing superior to open fibrin gluing in acute Achilles tendon rupture? *International Orthopaedics (SICOT)* 39, 535–542. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2615-4>
- Koivunen-Niemelä, T., Parkkola, K., 1995. Anatomy of the Achilles tendon (tendo calcaneus) with respect to tendon thickness measurements. *Surg Radiol Anat* 17, 263–268. <https://doi.org/10.1007/BF01795061>
- Komi, P.V., 1990. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of Biomechanics, International Society of Biomechanics* 23, 23–34. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90038-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90038-5)
- Kongsgaard, M., Aagaard, P., Kjaer, M., Magnusson, S.P., 2005. Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *Journal of Applied Physiology* 99, 1965–1971. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00384.2005>
- Krackow, K.A., Thomas, S.C., Jones, L.C., 1986. A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note. *J Bone Joint Surg Am* 68, 764–766.
- Labib, S.A., Rolf, R., Dacus, R., Hutton, W.C., 2009. The “Giftbox” repair of the Achilles tendon: a modification of the Krackow technique. *Foot Ankle Int* 30, 410–414. <https://doi.org/10.3113/FAI-2009-0410>
- Lea, R.B., Smith, L., 1972. Non-surgical treatment of tendo achillis rupture. *J Bone Joint Surg Am* 54, 1398–1407.
- Lee, S.J., Goldsmith, S., Nicholas, S.J., McHugh, M., Kremenic, I., Ben-Avi, S., 2008. Optimizing Achilles tendon repair: effect of epitendinous suture augmentation on the strength of achilles tendon repairs. *Foot Ankle Int* 29, 427–432. <https://doi.org/10.3113/FAI.2008.0427>
- Leppilahti, J., Puranen, J., Orava, S., 1996. Incidence of Achilles tendon rupture. *Acta Orthop Scand* 67, 277–279. <https://doi.org/10.3109/17453679608994688>
- Lersch, C., Grötsch, A., Segesser, B., Koebke, J., Brüggemann, G.-P., Potthast, W., 2012. Influence of calcaneus angle and muscle forces on strain distribution in the human Achilles tendon. *Clinical Biomechanics* 27, 955–961. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.07.001>
- Li, H.-Y., Hua, Y.-H., 2016. Achilles Tendinopathy: Current Concepts about the Basic Science and Clinical Treatments. *Biomed Res Int* 2016. <https://doi.org/10.1155/2016/6492597>
- Lill, H., Moor, C., Schmidt, A., Echtermeyer, V., 1996. Aktueller Stand der Behandlung von Achillessehnenrupturen Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage. *Chirurg* 67, 1160–1165. <https://doi.org/10.1007/s001040050119>

- Lorimer, A.V., Hume, P.A., 2014. Achilles Tendon Injury Risk Factors Associated with Running. *Sports Med* 44, 1459–1472. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0209-3>
- Louis-Ugbo, J., Leeson, B., Hutton, W.C., 2004. Tensile properties of fresh human calcaneal (achilles) tendons. *Clinical Anatomy* 17, 30–35. <https://doi.org/10.1002/ca.10126>
- Lüllmann-Rauch, R., Paulsen, F., 2012. Taschenlehrbuch Histologie, 4.Auflage. ed. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- Ly, J.Q., Bui-Mansfield, L.T., 2004. Anatomy of and Abnormalities Associated with Kager's Fat Pad. *American Journal of Roentgenology* 182, 147–154. <https://doi.org/10.2214/ajr.182.1.1820147>
- Lyman, J., Weinhold, P.S., Almekinders, L.C., 2004. Strain Behavior of the Distal Achilles Tendon: Implications for Insertional Achilles Tendinopathy. *Am J Sports Med* 32, 457–461. <https://doi.org/10.1177/0095399703258621>
- Ma, G.W., Griffith, T.G., 1977. Percutaneous repair of acute closed ruptured achilles tendon: a new technique. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 247–255.
- Maffulli, N., 1999. Current Concepts Review - Rupture of the Achilles Tendon*. *JBJS* 81, 1019–36.
- Maffulli, N., 1998. The clinical diagnosis of subcutaneous tear of the Achilles tendon. A prospective study in 174 patients. *Am J Sports Med* 26, 266–270. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021801>
- Maffulli, N., Ajis, A., Longo, U.G., Denaro, V., 2007. Chronic Rupture of Tendo Achillis. *Foot and Ankle Clinics, Tendon Injury and Repair* 12, 583–596. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2007.07.007>
- Maffulli, N., Renstrom, P., Leadbetter, W.B. (Eds.), 2005. Tendon Injuries: Basic Science and Clinical Medicine. Springer-Verlag, London. <https://doi.org/10.1007/b137778>
- Maganaris, C.N., Narici, M.V., Maffulli, N., 2008. Biomechanics of the Achilles tendon. *Disabil Rehabil* 30, 1542–1547. <https://doi.org/10.1080/09638280701785494>
- Mahler, F., Fritschy, D., 1992. Partial and complete ruptures of the Achilles tendon and local corticosteroid injections. *Br J Sports Med* 26, 7–14.
- Majewski, M., Rickert, M., Steinbrück, K., 2000. Die frische Achillessehnenruptur. *Orthopäde* 29, 670–676. <https://doi.org/10.1007/PL00003753>
- Maquirriain, J., 2011. Achilles Tendon Rupture: Avoiding Tendon Lengthening during Surgical Repair and Rehabilitation. *Yale J Biol Med* 84, 289–300.
- McCoy, B.W., Haddad, S.L., 2010. The strength of achilles tendon repair: a comparison of three suture techniques in human cadaver tendons. *Foot Ankle Int* 31, 701–705. <https://doi.org/10.3113/FAI.2010.0701>

- McKeon, B.P., Heming, J.F., Fulkerson, J., Langeland, R., 2006. The Krackow stitch: A biomechanical evaluation of changing the number of loops versus the number of sutures. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 22, 33–37. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2005.10.008>
- Miller, C.P., Chiodo, C.P., 2017. Open Repair of Achilles Tendon Ruptures. *Techniques in Foot & Ankle Surgery* 16, 62–67. <https://doi.org/10.1097/BTF.0000000000000144>
- Miller, D., Waterston, S., Reaper, J., Barrass, V., Maffulli, N., 2005. Conservative management, percutaneous or open repair of acute Achilles tendon rupture: a retrospective study. *Scott Med J* 50, 160–165. <https://doi.org/10.1177/003693300505000408>
- Milz, S., Ockert, B., Putz, R., 2009. Tenozyten und extrazelluläre Matrix. *Orthopäde* 38, 1071–1079. <https://doi.org/10.1007/s00132-009-1490-y>
- Mullaney, M.J., McHugh, M.P., Tyler, T.F., Nicholas, S.J., Lee, S.J., 2006. Weakness in end-range plantar flexion after Achilles tendon repair. *Am J Sports Med* 34, 1120–1125. <https://doi.org/10.1177/0363546505284186>
- Müller-Wohlfahrt, H.-W., Ueblacker, P., Hänsel, L., 2014. *Muskelverletzungen im Sport, 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage.* ed. Thieme Stuttgart.
- Nilsson-Helander, K., Thomeé, R., Silbernagel, K.G., Grävare-Silbernagel, K., Thomeé, P., Faxén, E., Eriksson, B.I., Karlsson, J., 2007. The Achilles tendon Total Rupture Score (ATRS): development and validation. *Am J Sports Med* 35, 421–426. <https://doi.org/10.1177/0363546506294856>
- Nistor, L., 1981. Surgical and non-surgical treatment of Achilles Tendon rupture. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 63, 394–399.
- O'Brien, M., 2005. The anatomy of the Achilles tendon. *Foot Ankle Clin* 10, 225–238. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2005.01.011>
- O'Brien, M., 1992. Functional anatomy and physiology of tendons. *Clin Sports Med* 11, 505–520.
- Ochen, Y., Beks, R.B., Heijl, M. van, Hietbrink, F., Leenen, L.P.H., Velde, D. van der, Heng, M., Meijden, O. van der, Groenwold, R.H.H., Houwert, R.M., 2019. Operative treatment versus nonoperative treatment of Achilles tendon ruptures: systematic review and meta-analysis. *BMJ* 364, k5120. <https://doi.org/10.1136/bmj.k5120>
- Ollivere, B.J., Bosman, H.A., Bearcroft, P.W.P., Robinson, A.H.N., 2014. Foreign body granulomatous reaction associated with polyethylene “Fiberwire(®)” suture material used in Achilles tendon repair. *Foot Ankle Surg* 20, e27-29. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2014.01.006>
- Olsson, N., Nilsson-Helander, K., Karlsson, J., Eriksson, B.I., Thomée, R., Faxén, E., Silbernagel, K.G., 2011. Major functional deficits persist 2 years after acute Achilles tendon rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19, 1385–1393. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1511-3>

- Omar, M., Dratzidis, A., Klintschar, M., Kwisda, S., Krettek, C., Ettinger, M., 2016. Are porcine flexor digitorum profundus tendons suitable graft substitutes for human hamstring tendons in biomechanical in vitro-studies? *Arch Orthop Trauma Surg* 136, 681–686. <https://doi.org/10.1007/s00402-016-2425-9>
- Pang, B.S.F., Ying, M., 2006. Sonographic measurement of achilles tendons in asymptomatic subjects: variation with age, body height, and dominance of ankle. *J Ultrasound Med* 25, 1291–1296. <https://doi.org/10.7863/jum.2006.25.10.1291>
- Park, J.H., Chun, D.-I., Lee, S.H., Cho, J.H., 2017. A Comparative Evaluation of Absorbable and Nonabsorbable Sutures for Open Repair of Achilles Tendon Rupture: A Pilot Study. *Korean Journal of Physical Anthropology* 30, 39–46. <https://doi.org/10.11637/kjpa.2017.30.2.39>
- Pierfitte, C., Royer, R.J., 1996. Tendon disorders with fluoroquinolones. *Therapie* 51, 419–420.
- Platzer, W., Shiozawa, T., 2018. Hintere Unterschenkelmuskeln, in: Platzer, W., Shiozawa, T. (Eds.), *Taschenatlas Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat*. Georg Thieme Verlag. <https://doi.org/10.1055/b-006-149537>
- Pneumáticos, S.G., McGarvey, W.C., Mody, D.R., Trevino, S.G., 2000. The effects of early mobilization in the healing of achilles tendon repair. *Foot Ankle Int* 21, 551–557. <https://doi.org/10.1177/107110070002100704>
- Putterman, A.B., Duffy, D.J., Kersh, M.E., Rahman, H., Moore, G.E., 2019. Effect of a continuous epitendinous suture as adjunct to three-loop pulley and locking-loop patterns for flexor tendon repair in a canine model. *Veterinary Surgery* 48, 1229–1236. <https://doi.org/10.1111/vsu.13268>
- Quenu, J., Stoianovitch, S., 1929. Les ruptures du tendon d’Achille. *Rev Chir* 647–678.
- Rosager, S., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., Neergaard, K., Kjaer, M., Magnusson, S.P., 2002. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sports* 12, 90–98. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2002.120205.x>
- Rosso, C., Schuetz, P., Polzer, C., Weisskopf, L., Studler, U., Valderrabano, V., 2012. Physiological Achilles tendon length and its relation to tibia length. *Clin J Sport Med* 22, 483–487. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3182639a3e>
- Rupp, G., Haas, S., Stemberger, A., Blümel, G., 1979. 75. Klinische Erfahrungen mit Kleben von Sehnenrupturen. *Langenbecks Arch Chiv* 349, 351–353. <https://doi.org/10.1007/BF01729533>
- Schmidt, H.-M., Lanz, U., 2003. *Chirurgische Anatomie der Hand, 2. überarbeitete und aktualisierte Auflage*. ed. Georg Thieme Verlag.
- Sharma, P., Maffulli, N., 2006. Biology of tendon injury: healing, modeling and remodeling. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 6, 181–190.

- Shepard, M.E., Lindsey, D.P., Chou, L.B., 2007. Biomechanical testing of epitenon suture strength in Achilles tendon repairs. *Foot Ankle Int* 28, 1074–1077. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.1074>
- Soroceanu, A., Sidhwa, F., Aarabi, S., Kaufman, A., Glazebrook, M., 2012. Surgical Versus Nonsurgical Treatment of Acute Achilles Tendon Rupture. *J Bone Joint Surg Am* 94, 2136–2143. <https://doi.org/10.2106/JBJS.K.00917>
- Stein, V., Laprell, H., Tinnemeyer, S., Petersen, W., 2000. Quantitative assessment of intravascular volume of the human Achilles tendon. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 71, 60–63. <https://doi.org/10.1080/00016470052943919>
- Steinbrück, K., 2000. Achillessehnenrupturen im Sport—Epidemiologie, aktuelle Diagnostik, Therapie und Rehabilitation. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 51, 154–160.
- Takai, S., Woo, S.L., Horibe, S., Tung, D.K., Gelberman, R.H., 1991. The effects of frequency and duration of controlled passive mobilization on tendon healing. *J Orthop Res* 9, 705–713. <https://doi.org/10.1002/jor.1100090510>
- Theobald, P., Bydder, G., Dent, C., Nokes, L., Pugh, N., Benjamin, M., 2006. The functional anatomy of Kager's fat pad in relation to retrocalcaneal problems and other hindfoot disorders. *Journal of Anatomy* 208, 91. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00510.x>
- Thermann, H., 2020. Achilles tendon rupture—Part 2: treatment and rehabilitation. *Chirurg* 91, 85–100. <https://doi.org/10.1007/s00104-019-01106-5>
- Thermann, H., 2019. Achilles tendon rupture—Part 1: etiology and diagnostics. *Chirurg* 90, 863–872. <https://doi.org/10.1007/s00104-019-01024-6>
- Thermann, H., 1999. Die Behandlung der Achillessehnenruptur. *Orthopäde* 28, 82–97. <https://doi.org/10.1007/s001320050325>
- Thermann, H., Zwipp, H., Tscherne, H., 1995. Functional treatment concept of acute rupture of the Achilles tendon. 2 years results of a prospective randomized study. *Unfallchirurg* 98, 21–32.
- Thomopoulos, S., Parks, W.C., Rifkin, D.B., Derwin, K.A., 2015. Mechanisms of tendon injury and repair. *J Orthop Res* 33, 832–839. <https://doi.org/10.1002/jor.22806>
- Thompson, T.C., Doherty, J.H., 1962. SPONTANEOUS RUPTURE OF TENDON OF ACHILLES: A NEW CLINICAL DIAGNOSTIC TEST. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 2, 126–129.
- Tresoldi, I., Oliva, F., Benvenuto, M., Fantini, M., Masuelli, L., Bei, R., Modesti, A., 2013. Tendon's ultrastructure. *Muscles Ligaments Tendons J* 3, 2–6. <https://doi.org/10.11138/mltj/2013.3.1.002>
- Ulmar, B., Simon, S., Eschler, A., Mittlmeier, T., 2014. Die Achillessehnenruptur. *Unfallchirurg* 117, 921–939. <https://doi.org/10.1007/s00113-014-2627-y>

- Veurink, R.J., Lindbloom, B.J., Ambrose, C.G., McGarvey, W.C., 2015. Addition of a Vertical Tensioned Locking Loop for Krackow Suture Fixation of Achilles Tendon Repairs: A Biomechanical Comparison. *Texas Orthopaedic Journal* 1, 21–31. <https://doi.org/10.18600/toj.010203>
- Wada, A., Kubota, H., Miyanishi, K., Hatanaka, H., Miura, H., Iwamoto, Y., 2001. Comparison of postoperative early active mobilization and immobilization in vivo utilising a four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg Br* 26, 301–306. <https://doi.org/10.1054/jhsb.2000.0547>
- Waitayawinyu, T., Martineau, P.A., Luria, S., Hanel, D.P., Trumble, T.E., 2008. Comparative Biomechanic Study of Flexor Tendon Repair Using FiberWire. *The Journal of Hand Surgery* 33, 701–708. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2008.01.010>
- Watson, T.W., Jurist, K.A., Yang, K.H., Shen, K.L., 1995. The strength of Achilles tendon repair: an in vitro study of the biomechanical behavior in human cadaver tendons. *Foot Ankle Int* 16, 191–195. <https://doi.org/10.1177/107110079501600404>
- Wiesinger, H.-P., Kösters, A., Müller, E., Seynnes, O.R., 2015. Effects of Increased Loading on In Vivo Tendon Properties: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc* 47, 1885–1895. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000603>
- Williams, S.K., Brage, M., 2004. Heel pain-plantar fasciitis and Achilles enthesopathy. *Clin Sports Med* 23, 123–144. [https://doi.org/10.1016/S0278-5919\(03\)00094-2](https://doi.org/10.1016/S0278-5919(03)00094-2)
- Wilson, A.M., Goodship, A.E., 1994. Exercise-induced hyperthermia as a possible mechanism for tendon degeneration. *J Biomech* 27, 899–905. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90262-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90262-3)
- Wren, T.A., Yerby, S.A., Beaupré, G.S., Carter, D.R., 2001. Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16, 245–251. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(00\)00089-9](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(00)00089-9)

- Zantop, T., Tillmann, B., Petersen, W., 2003. Quantitative assessment of blood vessels of the human Achilles tendon: an immunohistochemical cadaver study. *Arch Orthop Trauma Surg* 123, 501–504. <https://doi.org/10.1007/s00402-003-0491-2>
- Zappia, M., Berritto, D., Oliva, F., Maffulli, N., 2018. High resolution real time ultrasonography of the sural nerve after percutaneous repair of the Achilles tendon. *Foot Ankle Surg* 24, 342–346. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2017.03.006>
- Zellers, J.A., Christensen, M., Kjær, I.L., Rathleff, M.S., Silbernagel, K.G., 2019. Defining Components of Early Functional Rehabilitation for Acute Achilles Tendon Rupture: A Systematic Review. *Orthop J Sports Med* 7. <https://doi.org/10.1177/2325967119884071>
- Zhao, C., Amadio, P.C., Tanaka, T., Kutsumi, K., Tsubone, T., Zobitz, M.E., an, K.-N., 2004. Effect of Gap Size on Gliding Resistance After Flexor Tendon Repair: The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume 86, 2482–2488. <https://doi.org/10.2106/00004623-200411000-00019>
- Zwipp, H., Südkamp, N., Thermann, H., Samek, N., 1989. Die Achillessehnenruptur: 10-Jahresspätergebnisse nach operativer Behandlung. Eine retrospektive Studie. *Der Unfallchirurg* 92, 554–559.

7 Anhang

(a) Messwerte und statistische Berechnungen

Im Folgenden werden die aus dem Experiment ermittelten Daten aufgeführt. Abhängig vom Verteilungsmuster, normalverteilt (NV) oder nicht normalverteilt (nNV), werden zudem weitere statistische Größen tabellarisch für beide Untersuchungsgruppen Krackow-Naht LabralTape™ (LT) und Krackow-Naht FiberTape® (FT) aufgeführt.

Tabelle 19 – Messwerte der Querschnittsfläche A [mm²]

Testkodierung	Querschnittsfläche A [mm ²]	
	LT	FT
1	42,27	44,77
2	32,67	41,54
3	42,33	33,3
4	27,76	40,09
5	35,74	37,7
6	52,47	30,32
7	36,13	32,71
8	29,91	32,84
9	49,7	34,21
10	35,1	36,29
11	45,95	29,11
12	36,76	40,9
13	36,13	37,82
14	30,58	41,47
15	44,44	27,14
16	40,43	30,71
17	25,64	32,55
18	36,62	41,85
19	33,73	36,76
20	40,19	44,86
21	34	44,8
22	37,37	41,35
23	36,44	43,59
24	42,76	42,06
	LT	FT
Mittelwert	37,71	37,45
Median	36,53	37,76
Standardabweichung	6,55	5,43
Spannweite	26,84	17,72
Minimum	25,64	27,14
Maximum	52,47	44,86
Perzentile (25)	33,79	32,74
Perzentile (75)	42,32	41,77
Datenverteilungsmuster	NV	NV

- Anhang -

Tabelle 20 – Messwerte der Dehiszenzkraft F_{3mm} [N] und der Maximalkraft F_{Max} [N]

Testkodierung	F_{3mm} [N]		F_{Max} [N]	
	LT	FT	LT	FT
1	186,4	153,9	724,10	909,6
2	190,9	135,7	725,10	823,4
3	179,8	145,3	732,40	780,2
4	257,1	177,2	708,10	950,8
5	228,8	180	670,40	959,1
6	156,1	245,3	729,40	799,7
7	250,7	134,6	620,60	878,9
8	162,2	228,8	754,40	804,1
9	222,4	188	732,20	911,4
10	187,7	148,5	726,60	983,3
11	157,5	135,3	754,50	888,2
12	138,1	98,6	826,40	903,5
13	209,8	94,8	666,60	933,7
14	174,1	253,5	683,00	980,3
15	219,3	117	775,10	917,6
16	167,9	90,4	792,20	825
17	279,8	166,2	736,50	792,3
18	126,2	153,2	695,70	948,6
19	74,2	149,3	507,10	1026
20	88,7	98,9	849,10	1035,9
21	84,2	156,5	739,2	1012,1
22	197,2	187,6	759,6	1012,4
23	76,5	226,5	703	874
24	96,3	278,9	635,6	871,7
	LT	FT	LT	FT
Mittelwert	171,33	164,33	718,62	909,24
Median	176,95	153,55	728,00	910,50
Standardabweichung	58,56	51,92	69,56	77,95
Spannweite	205,60	188,50	342,00	255,70
Minimum	74,20	90,40	507,10	780,20
Maximum	279,80	278,90	849,10	1035,90
Perzentile (25)	129,18	134,78	686,18	836,68
Perzentile (75)	216,93	187,90	754,48	975,00
Datenverteilungsmuster	NV	NV	NV	NV

- Anhang -

Tabelle 21 – Messwerte des Setzverhaltens [%] und der Spannung [N/mm²]

Testkodierung	Setzverhalten [%]		Spannung [N/mm ²]	
	LT	FT	LT	FT
1	51	62	4,41	3,44
2	50	60	5,84	3,27
3	50	62	4,25	4,36
4	57	64	9,26	4,42
5	53	56	6,4	4,77
6	49	57	2,97	8,09
7	54	55	6,94	4,11
8	54	63	5,42	6,97
9	54	57	4,47	5,5
10	52	56	5,35	4,09
11	56	59	3,43	4,65
12	54	61	3,76	2,41
13	52	63	5,81	2,51
14	58	60	5,69	6,11
15	59	61	4,93	4,31
16	59	62	4,15	2,94
17	49	59	10,91	5,11
18	51	65	3,45	3,66
19	50	59	2,2	4,06
20	52	66	2,21	2,2
21	52	63	2,48	3,49
22	58	65	5,28	4,54
23	50	61	2,1	5,2
24	52	60	2,25	6,63
	LT	FT	LT	FT
Mittelwert	//	60,67	//	4,45
Median	52,00	61,00	4,44	4,34
Standardabweichung	//	3,03	//	1,46
Spannweite	10,00	11,00	8,82	5,88
Minimum	49,00	55,00	2,10	2,20
Maximum	59,00	66,00	10,91	8,09
Perzentile (25)	50,25	59,00	3,09	3,45
Perzentile (75)	55,50	63,00	5,78	5,17
Datenverteilungsmuster	nNV	NV	nNV	NV

- Anhang -

Tabelle 22 – Messwerte der Steifigkeit [N/mm] und der Elongation [mm/mm]

Testkodierung	Steifigkeit [N/mm]		Elongation [mm/mm]	
	LT	FT	LT	FT
1	23,48	19,42	9,13	2,95
2	14,94	29,73	4,47	2,78
3	16,46	18,72	4,51	3,95
4	25,2	20,94	6,02	3,66
5	19,74	32,37	3,91	2,93
6	21,83	27,83	3,98	4,34
7	24,59	21,68	5,77	3,44
8	15,43	22,65	3,2	3,71
9	23,7	28,16	4,07	3,23
10	29,38	30,54	6,03	3,61
11	26,69	34,43	4,4	3,26
12	20,56	24,66	4,09	3,26
13	26,18	29,83	4,49	2,72
14	30,4	25,05	5,81	4,18
15	21,83	14,54	6,12	2,44
16	21,63	27,68	4,53	2,65
17	12,33	34,35	4,08	4,15
18	28,75	22,93	2,43	4,94
19	18,12	22,7	2,7	3,02
20	17,28	27,64	2,25	2,97
21	26,31	18,55	2,3	6,32
22	11,68	26,74	4,07	4,46
23	18,6	14,66	3,36	3,99
24	18,53	27,16	3,15	4,18
	LT	FT	LT	FT
Mittelwert	21,40	25,12	//	//
Median	21,73	25,89	4,09	3,52
Standardabweichung	5,25	5,59	//	//
Spannweite	18,72	19,88	6,88	3,88
Minimum	11,68	14,54	2,25	2,44
Maximum	30,40	34,43	9,13	6,32
Perzentile (25)	17,49	21,13	3,24	2,95
Perzentile (75)	25,93	29,33	5,46	4,17
Datenverteilungsmuster	NV	NV	nNV	nNV

- Anhang -

Tabelle 23 – Messwerte der Elastizität [%] und des Elastizitätsmoduls [N/mm²]

Testkodierung	Elastizität [%]		Elastizitätsmodul [N/mm ²]	
	LT	FT	LT	FT
1	76,87	84,68	0,48	1,17
2	81,72	83,52	1,31	1,17
3	82,31	80,99	0,94	1,11
4	86,34	85,27	1,54	1,21
5	86,91	85,69	1,64	1,63
6	85,58	87,41	0,75	1,86
7	84,35	81,57	1,2	1,2
8	84,62	87,64	1,69	1,88
9	87,56	87,26	1,1	1,7
10	81,77	82,77	0,89	1,13
11	83,2	81,12	0,78	1,43
12	78,96	81,76	0,92	0,74
13	83,84	83,51	1,29	0,92
14	81,08	87,79	0,98	1,46
15	85,22	80,67	0,81	1,77
16	81,16	76,56	0,92	1,11
17	88,71	81,26	2,67	1,23
18	84,22	80,66	1,42	0,74
19	79,52	85,2	0,82	1,34
20	78,09	81,44	0,98	0,74
21	83,13	81,2	1,08	0,55
22	82,24	80,09	1,3	1,02
23	82,04	82,88	0,62	1,3
24	81,18	87,83	0,71	1,59
	LT	FT	LT	FT
Mittelwert	82,94	83,28	//	1,25
Median	82,72	82,82	0,98	1,20
Standardabweichung	2,98	2,98	//	0,37
Spannweite	11,84	11,27	2,19	1,33
Minimum	76,87	76,56	0,48	0,55
Maximum	88,71	87,83	2,67	1,88
Perzentile (25)	81,16	81,14	0,81	1,04
Perzentile (75)	85,07	85,59	1,30	1,56
Datenverteilungsmuster	NV	NV	nNV	NV

Tabelle 24 – Versagensgründe beider Nahtvariationen

Testkodierung	Versagensgrund	
	LT	FT
1	Fadenriss	Fadenriss
2	Fadenriss	Fadenriss
3	Fadenriss	Fadenriss
4	Fadenriss	Fadenriss
5	Fadenriss	Fadenriss
6	Fadenriss	Fadenriss
7	Fadenriss	Fadenriss
8	Fadenriss	Fadenriss
9	Fadenriss	Fadenriss
10	Fadenriss	Fadenriss
11	Fadenriss	Fadenriss
12	Fadenriss	Fadenriss
13	Fadenriss	Fadenriss
14	Fadenriss	Fadenriss
15	Ausriss	Fadenriss
16	Ausriss	Fadenriss
17	Fadenriss	Fadenriss
18	Fadenriss	Fadenriss
19	Ausriss	Fadenriss
20	Fadenriss	Fadenriss
21	Fadenriss	Fadenriss
22	Fadenriss	Fadenriss
23	Ausriss	Fadenriss
24	Ausriss	Fadenriss
	LT	FT
	5 Ausrisse	0 Ausrisse
	19 Fadenrisse	24 Fadenrisse

(b) Histogramme

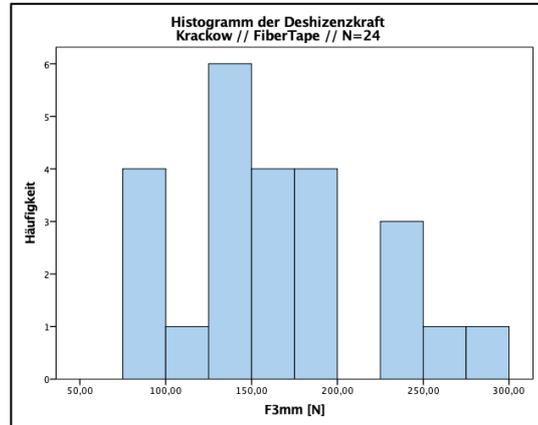
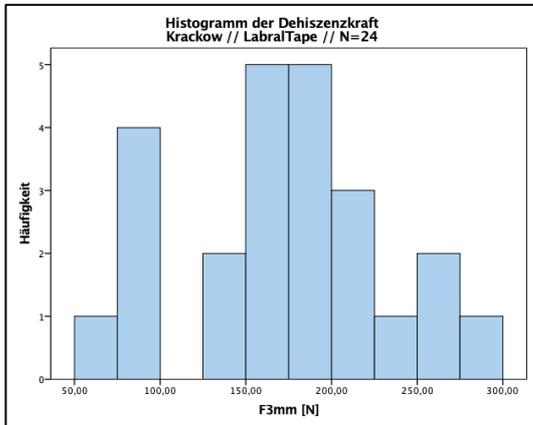


Abbildung 34 – Histogramme der Dehizenskräfte F_{3mm} [N]

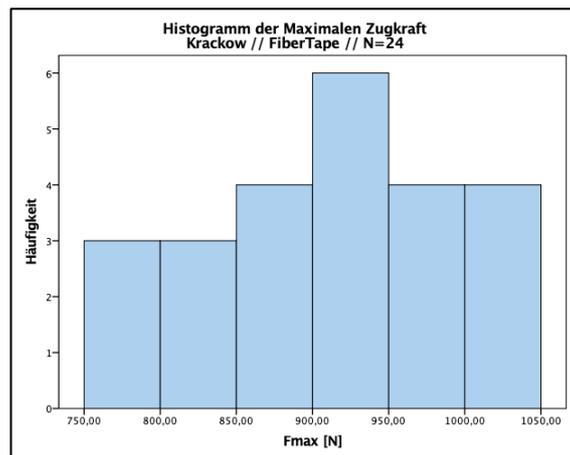
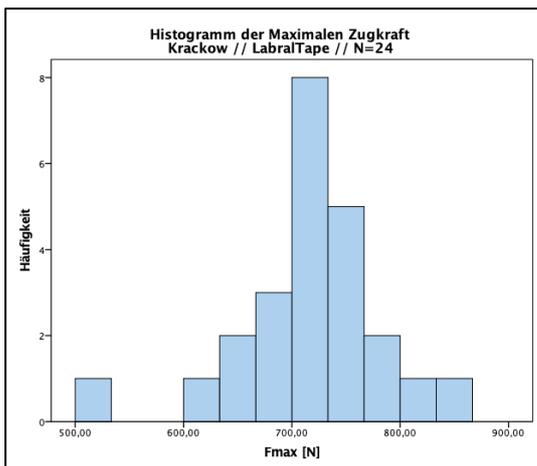


Abbildung 35 – Histogramme der maximalen Zugkräfte F_{Max} [N]

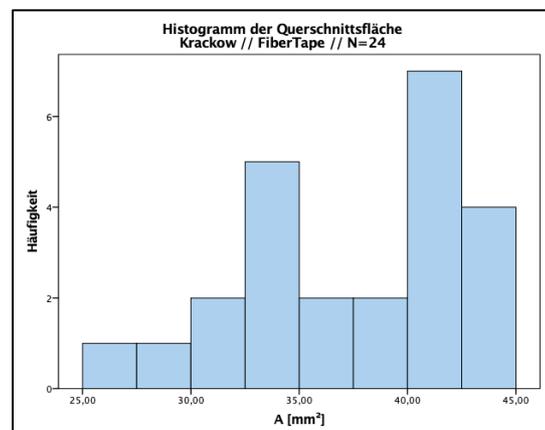
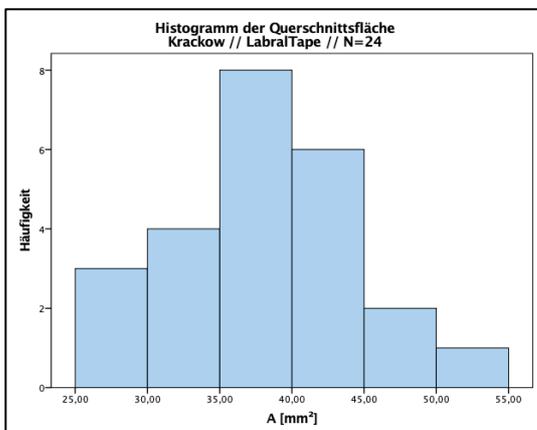


Abbildung 36 – Histogramme der Querschnittsflächen A [mm²]

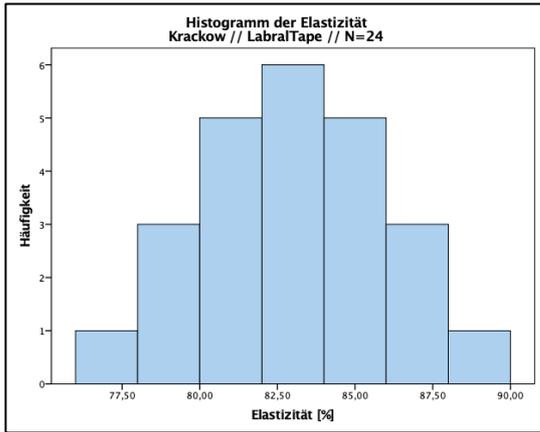


Abbildung 37 – Histogramme der Elastizität [%]

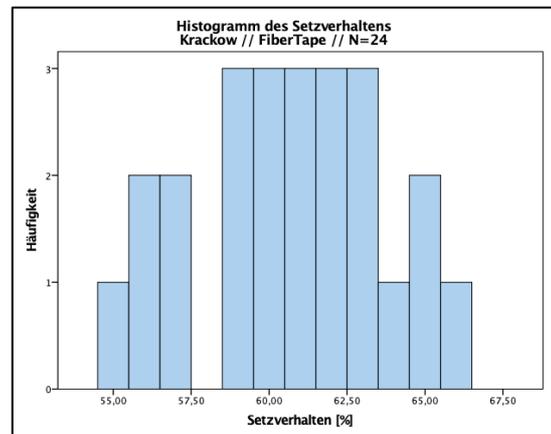
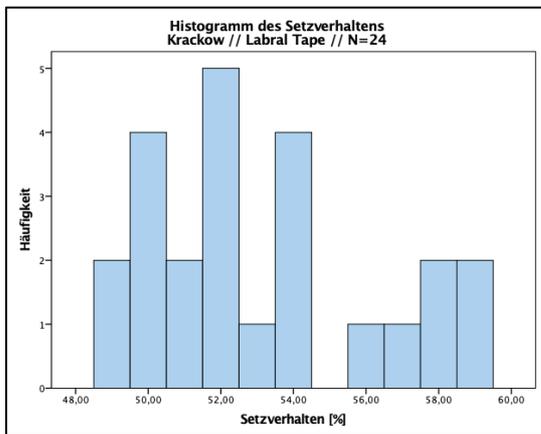
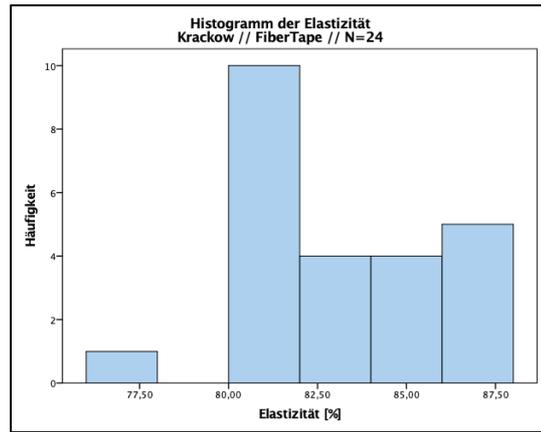


Abbildung 38 – Histogramme der Setzverhalten [%]

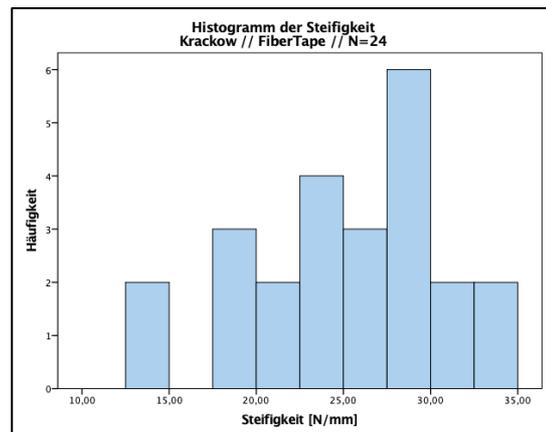
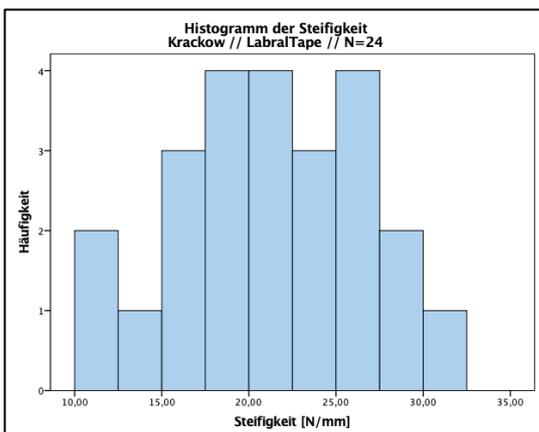


Abbildung 39 – Histogramme der Steifigkeiten [N/mm]

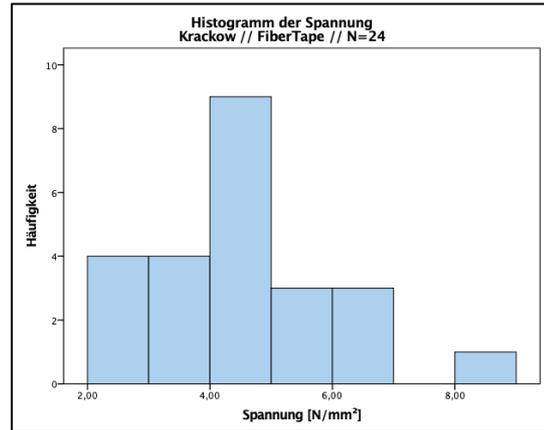
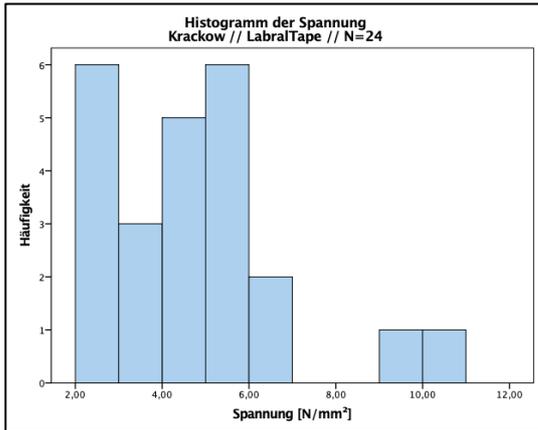


Abbildung 40 – Histogramme der Spannungen σ [N/mm²]

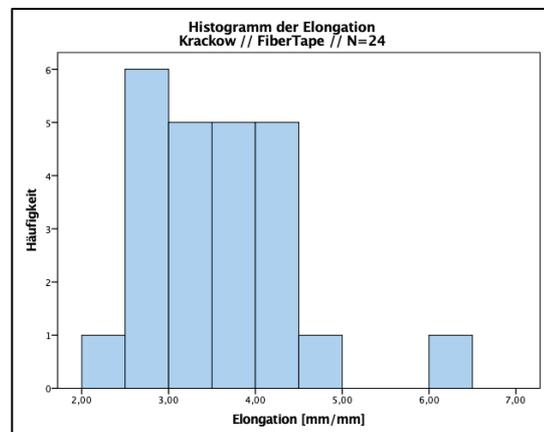
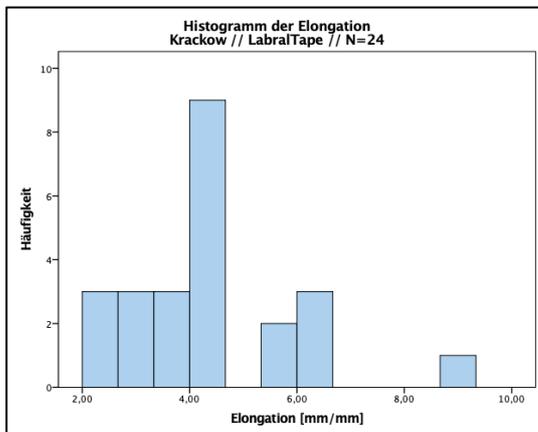


Abbildung 41 – Histogramme der Elongationen ε [mm/mm]

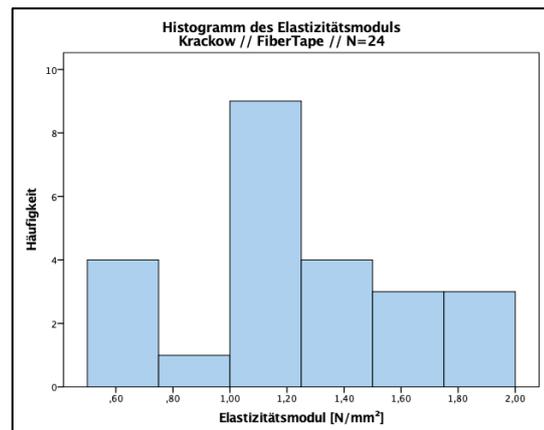
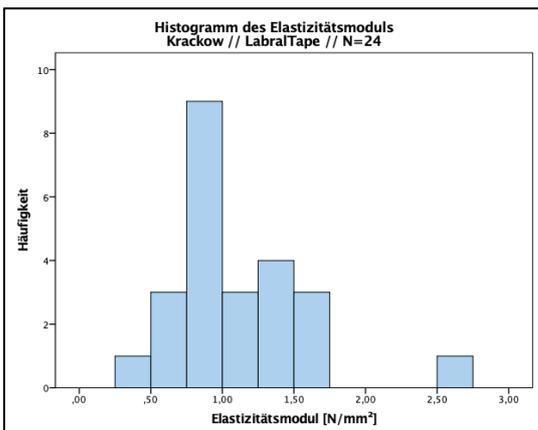


Abbildung 42 – Histogramme der Elastizitätsmoduln E [N/mm²]

8 Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen unter Betreuung von Professor Dr. med. Atesch Ateschrang durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Professor Dr. med. Atesch Ateschrang, Sektionsleiter für Sporttraumatologie und arthroskopische Chirurgie.

Das in dieser Arbeit beschriebene Prüfprotokoll an der Zwick-Roell-Prüfmaschine für den Zugversuch wurde von Professor Dr. med. Atesch Ateschrang und Dr. med. Christoph Salewski entwickelt und mit deren Einverständnis übernommen. Die Präparationen, das chirurgische Nähen, die Versuchsvorbereitungen und die Experimente, sowie die Auswertung der gewonnenen Daten wurden eigenständig durchgeführt. Assistenz erfuhr ich durch Arbeitsgruppenmitglied Dr. med. Björn Spahn bei der Kalibrierung des PONTOS 5M Systems, beim Fixieren und Lösen der Spannmittel und beim Auftauprozess der Sehnen. Die in dieser Arbeit beschriebene Sehnennähvorrichtung wurde gemeinsam mit Dr. Spahn konzipiert und gebaut. Die Validierungsdaten zum Traversenweg (Kapitel 2.5.) und die Materialliste (Kapitel 2.1.) habe ich von der Arbeitsgruppe zur Verfügung gestellt bekommen und in diese Arbeit miteingebunden.

Eine Einarbeitung in die Gerätschaften der Forschungswerkstatt erfuhr ich durch Professor Ateschrang, die Arbeitsgruppenmitglieder Dr. med. Aram Temelci und Dr. med. Christopher Linsel, sowie durch PD Dr. med. Stefan Döbele.

Die statistische Auswertung erfolgte nach den Vorversuchen durch Aline Naumann vom Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen. Sie führte auf Grundlage dieser Auswertung eine Fallzahlplanung für die Hauptversuche durch. Die weitere statistische Auswertung erfolgte durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den 30.05.2021

9 Danksagung

Allen voran möchte ich meinen Eltern von ganzem Herzen für die stetige Unterstützung danken. Ihr seid mein Antrieb, meine Motivation und meine Inspiration. Danke, dass Ihr mich in all meinen Träumen bestärkt und mir in jeder Lebenslage den Rücken freihaltet. Ohne Euch wäre ich nicht der Mensch, der ich heute bin. Genauso haben meine Großeltern mich stets in Allem bestärkt und mich somit lebenslang geprägt, dafür danke ich euch von ganzem Herzen. Ebenso möchte ich meinem Bruder für seine Hilfe und Ratschläge in allen Lebenslagen danken. Du warst und wirst immer mein Vorbild sein. Daher möchte ich auch Dir und natürlich auch Deiner Frau für Eure Unterstützung und Eure Geschwisterliebe herzlichst danken. Ein besonderer Dank geht an Davina Haas. In jeder noch so schweren Phase dieser Arbeit hast Du mich unterstützt, mich motiviert dranzubleiben und nicht aufzugeben. Ich bin froh Dich an meiner Seite zu haben. Ein wertschätzendes Dankeschön geht auch an meinen Laborkollegen und Freund Dr. med. Björn Spahn. Du hast mir in schwierigen Phasen zur Seite gestanden und nicht zuletzt mit Sprüchen wie „Push dich“ die Laborarbeit zu dem geformt, was sie war: Einmalig und voller Freude. Ein ganz besonderer Dank geht auch an meinen Doktorvater Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang. Herzlichen Dank für die Überlassung dieser spannenden Arbeit. Durch Ihre stete Motivation und Ihre Arbeitsmoral haben Sie ausschlaggebende Impulse zu dieser Arbeit beigetragen und mich in meiner weiteren Laufbahn mitgeprägt. Weiterhin möchte ich Dr. med. Aram Temelci und Dr. med. Christopher Linsel für die umfangreiche Einarbeitung in die Laborarbeit danken sowie für das Aufmerksam machen auf diese Arbeitsgruppe. Ein literarisches Dankeschön gebührt meinen Mitbewohnern Dr. med Simon Kloock und Anika Pomes. Euer Lektorat und Eure kritischen Blicke waren für diese Arbeit wichtig. Zuletzt möchte ich all meinen Freunden für ihre Schulter zur richtigen Zeit während der Erarbeitung der Doktorarbeit herzlichst danken. Ganz besonders möchte ich meinen Studienfreunden danken. Ihr habt mich während des Studiums an vielen Stellen, sei es in der Uni oder privat, inspiriert und somit das Medizinstudium zu einer der besten Zeiten meines Lebens gemacht. Danke!

MEDICUS CURAT, NATURA SANAT. (Corpus Hippocraticum)