

Aus der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik
Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie an der
Universität Tübingen

**Mechanische Sehnenzugtestung nach Bunnell-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

Spahn, Björn Martin

2020

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. A. Ateshrang
2. Berichterstatter: Privatdozentin Dr. R. Ladurner

Tag der Disputation: 25.09.2019

Widmung

Diese Arbeit widme ich Herrn Erich Richter und meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	5
1. Einleitung	6
1.1 Einordnung der Achillessehne im Bewegungsapparat.....	6
1.1.1 Makroskopische Anatomie	6
1.1.2 Biomechanische Funktion von Sehnen	8
1.1.3 Allgemeine Histologie der Sehnen	9
1.2 Klinik der Achillessehnenruptur	11
1.2.1 Trauma	11
1.2.2 Demographische Entwicklung	13
1.2.3 Histopathologische Veränderungen in Achillessehnen	13
1.2.4 Diagnostik der Achillessehnenruptur	17
1.2.5 Therapie der akuten Achillessehnenruptur	21
1.3 Fragestellung.....	27
2 Material und Methodik.....	28
2.1 Präparation der Versuchssehnen.....	28
2.1.1 Durchführung	28
2.1.2 Materialliste.....	30
2.2 Bunnell-Naht Rekonstruktion.....	31
2.2.1 Durchführung	31
2.2.2 Materialliste.....	34
2.3 Axialer Zugversuch	36
2.3.1 Durchführung.....	36
2.3.2 Materialliste	39
2.4 Fallzahlplanung.....	41
2.5 Validierung des Messverfahrens für die 3mm-Dehiszenzspaltbildung.....	42
3. Ergebnisse	43
3.1 Schließende Statistik.....	43
3.1.1 Vergleich der Maximalkraftwerte	43
3.1.2 Vergleich der 3mm-Dehiszenzspaltbildung	45
3.2 Deskriptive Statistik.....	46
3.2.1 Maximalkraft, F_{\max} [N].....	46
3.2.2 Kraft bei 3mm-Dehiszenzspaltbildung, $F_{3\text{mm}}$ [N].....	49
3.2.3 Weitere Messwerte im mechanischen Zugversuch	51
4. Diskussion	58
5. Zusammenfassung	79
6. Literaturverzeichnis	81
7. Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift.....	89
8. Danksagung.....	91

Abkürzungsverzeichnis

OSG	Oberes Sprunggelenk
USG	Unteres Sprunggelenk
TEM	Transmissionselektronenmikroskop
RAUT	Realtime Achilles Ultrasound Thompson
M. / Mm.	Musculus / Musculi
LT	LabralTape™
FT	FiberTape®
F_{max}	Maximalkraft [N]
F_{3mm}	Kraft bei 3mm-Dehiszenzspaltbildung [N]
F_A	letztes Kraftminimum der Haltephase [N]
t_{Prüfzeit}	Zeit von Beginn des Zugversuchs bis Versuchsende [s]
t_A	Zeitpunkt bei Beginn der Dehiszenzphase [s]
t_E	Zeitpunkt bei Erreichen der 3mm-Dehiszenzspaltbildung [s]
L_A	Weg der Traversen zu Beginn der Dehiszenzphase [mm]
L_E	Weg der Traversen bei Erreichen der 3mm-Dehiszenzspaltbildung [mm]
y	Punkt-Punkt-Abstand zum Zeitpunkt t _A [mm]
y₊₃	Punkt-Punkt-Abstand zum Zeitpunkt t _E [mm]
p	Signifikanzwert
AG	Arbeitsgruppe

1. Einleitung

1.1 Einordnung der Achillessehne im Bewegungsapparat

1.1.1 Makroskopische Anatomie

Die Achillessehne (Tendo calcanei) stellt die distale Verlängerung des M. triceps surae dar. Umgeben vom oberflächlichen und tiefen Blatt der Fascia cruris, befindet sich der Muskel zusammen mit dem M. plantaris in der oberflächlichen Flexorenloge des Unterschenkels. Der M. triceps surae besteht aus drei Anteilen: den zwei Köpfen des M. gastrocnemius und dem einzelnen M. soleus. Gemeinsam setzen sie an der posterioren Seite des Tuber calcanei an. Das Caput mediale des M. gastrocnemius entspringt kranial der posterioren Fläche des Condylus medialis femoris. Das Caput laterale entspringt dorsokranial vom Condylus lateralis femoris (Gerhard Aumüller et al., 2010, pp. 366–371).

Beide Köpfe stehen mit der Capsula articularis des Knies und den untergelagerten Schleimbeuteln (Bursa subtendinea m. gastrocnemii lateralis bzw. medialis) in Verbindung. Der M. soleus hat seinen Ursprung auf der posterioren Seite des Fibulaköpfchens, sowie über einen Sehnenbogen, dem Arcus tendineus musculi solei, auf der Dorsalseite der Tibia (Michael Schünke et al., 2011, pp. 442, 488). Die Tendo calcanei stellt eine Konvergenz der Endsehnen des M. triceps surae dar (Jens Waschke et al., 2015, p. 231). Sie schließt teilweise die Endsehne des M. plantaris mit ein (Walther Graumann und Dieter Sasse, 2004a, p. 218). Der M. plantaris entspringt etwas kranial des Condylus lateralis femoris (Gerhard Aumüller et al., 2010, p. 371). Der M. plantaris inseriert variabel an der Tendo calcanei, Fascia cruris oder der Plantaraponeurose (Walther Graumann und Dieter Sasse, 2004a, p. 218). Ca. 6 % der Bevölkerung besitzen keinen M. plantaris. Aufgrund seines geringen Muskelquerschnitts spielt er für die Biomechanik in Sprung- und Kniegelenk eine vernachlässigbare Rolle (Gerhard Aumüller et al., 2010, p. 368).

Die Bewegungen des Sprunggelenks werden größtenteils durch den M. triceps surae ermöglicht. Dabei findet die Plantarflexion im OSG und die Supination im USG statt. Lediglich ca. 10 % der gesamten Plantarflexionsleistung im OSG

werden nicht durch den M. triceps surae erbracht. Dies ist vor allem auf den großen Muskelquerschnitt des M. triceps surae und den vergleichsweise langen Hebelarm der Tendo calcanei zur OSG-Achse zurückzuführen. Die Supination im USG wird zu ca. 60 % durch den M. triceps surae bewirkt. Zusätzlich fungieren die beiden Köpfe des M. gastrocnemius als Kniegelenksflexoren (Gerhard Aumüller et al., 2010, p. 366-367).

Während bei der Plantarflexion der gesamte M. triceps surae als Synergist zur Fibularisgruppe fungiert, wird er zum funktionellen Antagonisten der beiden Mm. Peronei bei Supination (Walther Graumann und Dieter Sasse, 2004a, p. 216). Die Fibularisloge wird auch als Compartmentum cruris peroneorum bezeichnet (Walther Graumann und Dieter Sasse, 2004a, p. 203). Sie enthält die beiden Muskuli fibularis brevis und fibularis longus. Beide Muskeln dienen der Pronation und Plantarflexion (Gerhard Aumüller et al., 2010, pp. 370–371). Eine essentielle Rolle übernimmt der M. soleus beim Stehen auf dem Standbein. Zusammen mit den Muskeln der tiefen und oberflächlichen Flexorenloge (Compartmentum cruris flexorum profundum und Compartmentum cruris flexorum superficiale) und dem Compartmentum cruris peroneorum sichert der M. soleus den Unterschenkel vor dem Vornüberkippen. Die Fixierung am Fuße dient dem Austarieren im Stand (Walther Graumann und Dieter Sasse, 2004a, p. 216). Das Compartmentum cruris flexorum profundum beinhaltet den M. tibialis posterior, den M. flexor digitorum longus und den M. flexor hallucis longus. Das Compartmentum cruris extensorum übernimmt als einziges der vier Kompartimente die Dorsalflexion. Mit der Extensorenloge sind der M. tibialis anterior, M. extensor digitorum longus und der M. extensor hallucis longus assoziiert (Walther Graumann und Dieter Sasse, 2004a, pp. 203–212).

In Bezug auf die Torsionsmomente wirken die drei Dorsalflexoren in Relation zu den starken Plantarflexoren im Verhältnis von 1:4. Bei den Pronatoren verhält es sich wie 1:2 zu den Supinatoren. Daher kommt es bei einem entlasteten Fuß zu einer natürlichen Plantarflexions- und Supinationsstellung (Gerhard Aumüller et al., 2010, p. 368).

An die Achillessehne angrenzend befinden sich die einzigen am Fuß vorkommenden Bursae. Auf Höhe des Tuber calcanei wird die Achillessehne von der Bursa tendinis calcanei unterlagert. Die Bursa tendinis calcanei federt dort Flexionsbewegungen ab. Im Gegensatz zur subkutan gelegenen Bursa praeachillea tritt die Bursa tendinis calcanei häufig pathologisch in Erscheinung. Da sich die Achillessehne bei Plantarflexion vom Knochen lösen muss, verhindert die Bursa tendinis calcanei eine massive Erhöhung der Gewebespannung.

Kaudal der beiden Bursae befindet sich der Karger-Fettkörper. Dieser stellt einen weiteren Platzhalter zwischen Calcaneus und Achillessehne dar. Der Karger-Fettkörper puffert bei Bewegungsvorgängen den Raum zwischen Sehne und der knorpeligen Insertionsstelle am Tuber calcanei (Sella et al., 1998; Wirth und Zichner, 2002, pp. 440–441).

1.1.2 Biomechanische Funktion von Sehnen

Sehnen stellen ein Bindeglied zwischen Muskeln und Knochen dar. Bei dynamischen Prozessen dienen sie der Kraftübertragung vom Muskel auf das entsprechende Gelenk. Dadurch sind sie verantwortlich für einen optimierten Bewegungsablauf.

Der Knochen muss durch axial wirkende Zugkräfte der Sehne exakt bewegt und vorsichtig positioniert werden. Möglich gemacht wird dies durch das nicht lineare Verhältnis von Krafteinwirkung und Sehnendehnung. Die Variabilität an unterschiedlich hohen Kräften, die Sehnen präzise auf Knochen übertragen, ist auf diese nicht lineare Relation zurückzuführen. Carl Joachim Wirth und Ludwig Zichner erläutern in ihrer Übersichtsarbeit eine klassische Spannungs-Dehnungskurve eines Sehnenzugversuchs. Die Dehnungskurve wurde von Maffulli et al. 1999 erarbeitet. Zu Beginn der Krafteinwirkung besitzt die Sehne ein geringes Elastizitätsmodul. Kollagene Fasern richten sich nach den elastischen Fasern aus. Daraufhin nimmt die Kraft-Dehnungs-Kurve eine linearförmige Bahn an. Sie fällt jedoch wieder in eine nicht lineare Kurve zurück, sobald die Fließpunktgrenze der Sehne überschritten ist. Eine Dehnung von 0 bis 3 % sei als physiologisch zu werten. Ein Sehnenriss kann bereits bei

Dehnungswerten von 6 bis 10 % auftreten (Maffulli, 1999; Wirth und Zichner, 2002, p. 438).

1.1.3 Allgemeine Histologie der Sehnen

Auf Sehnen wirken hauptsächlich Zugbelastungen in einer Richtung. Daher sind ihre Kollagenfasern im Extrazellarraum zueinander parallel sortiert (Renate Lüllmann-Rauch, 2012, p. 138). Vergleichbar mit Knochen und anderen Bändern bestehen Sehnen zum größten Teil aus dem Typ-I-Kollagen. Dieses Kollagen gehört zur Klasse der fibrillären Kollagene. Es kann die parallel sortierten Fasern durch kovalente Querverbindungen vernetzen. Die Zugfestigkeit der Fibrillen ist auf diese Querverbindungen zurückzuführen. Neben dem Typ-I-Kollagen zählen auch das Typ-II-, Typ-III-, Typ-V- und Typ-XI-Kollagen zur Klasse der fibrillären Kollagene. Oftmals bestehen Kollagenfibrillen nicht nur aus einzelnen Kollagen-Typen. Kollagenfibrillen bestehen häufig aus der Kombination mehrerer unterschiedlicher fibrillärer Kollagene. Diese können sich untereinander ebenfalls quervernetzen (Renate Lüllmann-Rauch, 2012, pp. 126–128). Sehnen weisen jedoch nur einen sehr geringen Anteil an zusätzlichem Typ-III- und Typ-V-Kollagen auf (Georg Löffler et al., 2007, p. 721).

Die Kollagenmoleküle aller Kollagenklassen bestehen aus jeweils drei spiralförmig angeordneten Peptidketten. Diese werden als α -Ketten bezeichnet. Jedes Kollagenmolekül weist diese Tripelhelix-Struktur auf. Die Querverbindungen in fibrillären Kollagenen können nur geschaffen werden, da diese die Aminosäuren Lysin und Hydroxylysin in ihrer Superhelix beinhalten. Des Weiteren spielt das Proteoglykan Decorin eine wichtige Rolle bei der mechanischen Stabilität von Sehnenfasern. Zusammen mit Wasser und Glykosaminoglykanen füllt es die Zwischenräume der Kollagenfibrillen. Diese werden dadurch weniger komprimierbar gemacht (Renate Lüllmann-Rauch, 2012, pp. 127–131).

Für die Prozessierung der Fibrillogenese sind Fibroblastenzellen maßgeblich verantwortlich. In ihrer Plasmamembran enthalten diese Zellen Integrin-Rezeptoren. Mit deren Hilfe können sie an freigesetzte Kollagene anknüpfen

(Georg Löffler et al., 2007, p. 721). Tendinozyten sind spezielle Fibroblastenzellen. Sie fassen Kollagenfibrillen zu höheren Einheiten, den Sehnenfasern (Fibrae tendineae) zusammen (Walther Graumann und Dieter Sasse, 2004b, p. 194). Sie stehen über Gap junctions miteinander in Verbindung (Renate Lüllmann-Rauch, 2012, p. 138). Sie befinden sich in den Zwischenräumen der gebündelten Fibrae tendineae. Eine Besonderheit der Tendinozyten stellt ihr stark ausgeprägtes raues endoplasmatische Retikulum dar. Dieses nimmt Einfluss auf die Fibrillenbildung. Dadurch wird v.a. in Fällen chirurgischer Nahtrekonstruktionen der Heilungsprozess der Sehne gefördert. Die Fibrae tendineae werden in Gruppen von ca. 20-30 Stück von einer Bindegewebsschicht, dem Endotendineum, zu Primärbündeln (Fasciculi tendinei) verpackt. In den Zwischenräumen mehrerer Primärbündel befindet sich das Peritendineum internum. Mehrere Primärbündel werden wiederum von Bindegewebssepten des Peritendineum externum umgeben und so zu Sekundärbündeln zusammengefasst. Das Peritendineum externum ist mit der äußersten Bindegewebsschicht, dem Epiendineum verwoben. Das Epiendineum umsäumt die gesamte Sehne und somit alle Sekundärbündel von außen. Zusammen mit der lockeren Gleitschicht, dem Paratendineum, sorgt es für die Integration ins umliegende Gewebe.

Sehnen werden nur im geringen Maße mit Blut versorgt. Neben Gefäßen des Paratendineums ermöglichen auch Arteriolen aus den entsprechenden Muskeln die Bildung eines Gefäßnetzes.

Im Alterungsprozess kann es aufgrund einer Abnahme der Kapillardichte zu degenerativen Erkrankungen der Achillessehne kommen. Außerdem werden im Alter die Zwischenräume der einzelnen Kollagenfibrillen weniger mit Wasser gefüllt. Die Tendinozytenzahl sinkt in Folge dessen (Walther Graumann und Dieter Sasse, 2004b, pp. 194–195).

1.2 Klinik der Achillessehnenruptur

Schepesis et al. beschreibt die Funktion des M. gastrocnemius innerhalb eines normalen Gangzyklus: Während des Gangzyklus arbeitet der M. triceps surae v.a. in der Standphase. Zwischen 15 % und 40 % des gesamten Gangzyklus kontrolliert der M. triceps surae die Vorwärtsbewegung der Tibia des stehenden Fußes. Die Ferse hebt sich mit kontrollierter Dorsalextension im Sprunggelenk bei ca. 34 % des Gangzyklus. Zwischen 40 % und 62 % des Gangzyklus wird das Sprunggelenk schnell plantarflektiert.

Unmittelbar nach dem Aufsetzen der Ferse kommt es laut Komi et al. nur zu einer geringen Kraftentwicklung in der Achillessehne. Während der nachfolgenden Bewegung steigt die Kraft rasant an. Das Kraftmaximum wird beim Abdrücken des Ballens erreicht. Anschließend erfolgt die Schwungphase des Beines (Komi et al., 1992; aus Schepesis et al., 2002).

Beim normalen Gehen überträgt der Muskel gegen Ende der Standphase ca. 250 % des eigenen Körpergewichts auf die Achillessehne (Perry, 1983; aus Schepesis et al., 2002). Beim Rennen werden Kräfte bis zum achtfachen des eigenen Körpergewichtes auf die Achillessehne übertragen (Allenmark, 1992; Clain und Baxter, 1992; aus Schepesis et al., 2002).

1.2.1 Trauma

Die akute Achillessehnenruptur weist eine jährliche Inzidenz von 2/10.000 auf (Singh, 2017).

In einer retrospektiven Studie untersuchte Majewski et al. 570 Fälle von Achillessehnenrupturen. Insgesamt handelte es sich um 565 Patienten, von denen anteilig 88,3 % Männer und 11,7 % Frauen waren. 82,8 % dieser Achillessehnenrupturen entsprachen Sportverletzungen, die u.a. beim Fußball (24,6 %), Tennis (10,5 %), Handball (7,7 %), Volleyball (6,3 %) und Badminton (4,9 %) entstanden (Majewski et al., 2002). Alpinski fahren stellt ebenfalls eine Risikosportart für Achillessehnenrupturen dar (Kannus und Natri, 1997; Wilhelm und Hauer, 1973).

Die Achillessehnenrupturen der 570 Fälle unterlagen nach Majewski et al. unterschiedlichen Entstehungsmechanismen. In 30,2 % war ein positiver Beschleunigungsvorgang der Auslöser für eine Achillessehnenruptur. Eine plötzliche positive Veränderung des Bewegungszustandes findet vor allem beim (Ab-)Springen oder bei einer impulsiven Erhöhung des Lauftempos statt. Eine negative Beschleunigung hingegen erfährt der Körper beim Landen aus dem Sprung oder beim plötzlichen Abstoppen aus einer Bewegung. In 9,3 % der Fälle führte dies zu einer Ruptur. Einzeln genannt wurden Sturzverletzungen, bei denen es neben einer extremen negativen Beschleunigung auch zu einem abnormalen Bewegungsausmaß der unteren Gliedmaßen kommen kann. 18,6 % der Achillessehnenrupturen waren auf Sturzverletzungen zurückzuführen. Diese gingen mit Pronations- und Supinationstraumata sowie mit Flexions- und Hyperextensionstraumata einher. Rein dynamische Belastungen waren in 9,6 % der Fälle für eine Ruptur verantwortlich. Direkte Traumata, wie sie beispielsweise bei Stich- und Schnittverletzungen auftreten, waren lediglich in 2,1 % der Fälle Ursache für eine Achillessehnenruptur. In 30,1 % der Fälle war der Unfallmechanismus unklar oder die Verletzung war nicht eindeutig klassifizierbar (Majewski et al., 2002). Inwieweit das anatomische Verhalten der Achillessehne bei Dorsalextension des Sprunggelenks eine Rolle bei der Rupturgenese spielt, wurde von Wilhem und Hauer untersucht. Hierfür wurden Tests an zehn Körperspendern durchgeführt. Bei unterschiedlichen Dorsalextensionsgraden des Sprunggelenks zeigte sich eine Verformung des Spatium subtendineum calcaneare. Das Spatium subtendineum calcaneare befindet sich zwischen Achillessehne und Dorsalfläche der Tibia oberhalb des Calcaneus. Der Sehnen-Tibia-Abstand wurde in drei Sprunggelenkwinkeln gemessen. Es konnte gezeigt werden, dass der Abstand zwischen Achillessehne und Dorsalfläche der Tibia mit zunehmender Dorsalextension abnimmt. Verringert sich der Abstand zwischen Sprunggelenksachse und Achillessehne, vergrößert sich entsprechend die Muskelkraft im M. triceps surae. Die Sehnenanspannung der Achillessehne nimmt damit ebenfalls zu. Bei der Landung

aus einem Sprung wirken bis zum Zehnfachen der Belastungswerte auf die Achillessehne.

Wilhelm und Hauer schlussfolgerten, dass durch sich ändernde Hebelkräfte beim dorsalflektierten Fuß, die Achillessehne den Belastungen nicht immer standhalten kann. In diesen Fällen kommt es zu einer akuten Achillessehnenruptur (Wilhelm und Hauer, 1973).

1.2.2 Demographische Entwicklung

Ho et al. zeigten anhand einer Metastudie wie sich das mittlere Alter der Patienten mit akuter Achillessehnenruptur im Laufe der Jahre geändert hat. Vor 1970 lag das Durchschnittsalter der Patienten mit akuter Achillessehnenruptur bei 36,98 Jahren. 2017 lag der Altersdurchschnitt von Patienten mit akuter Achillessehnenruptur bei 42,18 Jahren. Dieser Altersanstieg ließ sich auf eine steigende Inzidenz von Achillessehnenrupturen im höheren Alter zurückführen. Das Alter allein stand allerdings nicht in direkter Korrelation mit dem Auftreten von akuten Achillessehnentraumata. Vielmehr stand die sportliche Aktivität älterer Leute in direkter Korrelation. Im Zuge der steigenden Lebenserwartung ging die Studie davon aus, dass immer mehr Leute auch noch im höheren Lebensalter sportlich aktiv seien. Die Kombination aus altersbedingter Sehndegeneration und sportlicher Aktivität führe zu einer steigenden Inzidenz akuter Achillessehnenrupturen im Alter.

Des Weiteren ging der prozentuale Anteil an männlichen Patienten über die Jahre zurück. Vor 1970 waren 88,8 % der Patienten männlich. 2017 ging dieser Anteil auf 84,0 % zurück. Generell hat der Anteil an sportlich aktiven Frauen über die Jahre zugenommen. Dies gilt insbesondere für Risikosportarten in Bezug auf Achillessehnenverletzungen. Dadurch lässt sich der sinkende Anteil an männlichen Patienten mit akuter Achillessehnenruptur erklären (Ho et al., 2017).

1.2.3 Histopathologische Veränderungen in Achillessehnen

Spontane Achillessehnenrupturen ereignen sich fast ausschließlich nach vorausgegangen degenerativen Prozessen in der Sehne.

Eine besondere Gefahr stellen diese degenerativen Prozesse an der Achillessehne dar, da sie in zwei Drittel der Fälle ohne Symptomatik einhergehen. Sportliche Aktivität mit fortgeschrittenen degenerativen Veränderungen an der Achillessehne kann daher zu einer spontanen Ruptur führen.

Mehrere histopathologische degenerative Veränderungen an der Achillessehne sind bekannt. Dazu gehören die hypoxische degenerative Tendinopathie, mukoide Degenerationen, Tendolipomatosis, kalzifizierende Tendinopathie und unspezifische Gefäßveränderungen. Oft treten sie in Kombination bzw. in Folge auf.

In einer Studie von Kannus und Józsa wurden 891 rupturierte Sehnen untersucht. 97 % wiesen pathologische Veränderungen in Form von degenerativen Prozessen auf. Lediglich 3 % der rupturierten Sehnen wiesen andere pathologische Veränderungen wie intratendinöse Fremdkörper, rheumatoide Tendinitis, Xanthoma tendinosum, Tumoren oder tumorartige Läsionen auf (Kannus und Józsa, 1991).

Hypoxische degenerative Tendinopathie:

Die hypoxische degenerative Tendinopathie stellt die am häufigsten vorkommende histopathologische Veränderung an Sehnen dar. Betroffen sind sowohl Tendinozyten als auch Kollagenfasern.

Innerhalb der Tendinozyten finden Größen- und Formveränderungen von Mitochondrien und Zellkernen statt. Die Mitochondrien erscheinen im TEM geschwollen und ihre Membran unregelmäßig verformt. Die Einstülpungen der Cristae entlang der inneren Mitochondrienmembran sind fragmentiert und teilweise aufgehoben. Die Zellkerne der Tendinozyten erscheinen knotig. Im TEM lassen sich hypoxische Vakuolen und teilweise Nekrosen innerhalb der Tendinozyten erkennen. In der Konsequenz nimmt die Tendinozytenzahl ab. In Kollagenfasern kommt es zu fehlerhaften Einbauprozessen. Kollagenfasern neigen zu Winkelbildungen und teilen sich hinsichtlich ihres longitudinalen Wachstums in verschiedenen Richtungen auf. Die Kollagenfasern nehmen im Durchmesser ab (Kannus und Józsa, 1991).

Mukoide Degeneration:

Mukoide Degeneration ist eine schleimartige Veränderung des Sehngewebes. Betroffen sind v.a. Tendinozyten und Kollagenfasern. Die Tendinozyten sind wie bei der hypoxischen degenerativen Tendinopathie in ihrer Ultrastruktur verändert. Sie verlieren ihre charakteristische längliche Form. Das Zytoplasma ist gefüllt mit dilatierten Vakuolen. Im Verlauf kommt es zur Abnahme der Tendinozytenzahl. Charakteristisch für mukoide Degenerationen sind außerdem das Vorkommen von fragilen, dünnen Kollagenfasern. Zwischen den Kollagenfasern finden sich häufig dichte Ansammlungen von Granula (v.a. Glykosaminoglykane) (Kannus und Józsa, 1991).

Tendolipomatosis:

Die Tendolipomatosis gehört zu den vier häufigsten degenerativen Veränderungen im Sehngewebe. In der Frühphase sammeln sich Adipozyten zwischen den Kollagenfasern an. Sie bilden meist isolierte kettenartige Gruppen zwischen den Kollagenfasern. In der fortgeschrittenen Phase haben die Adipozyten eine raumfordernde Wirkung auf das umgebende Sehngewebe. Sie akkumulieren und bilden Konglomerate. Die normale Anordnung und Kontinuität der Kollagenfasern wird gestört. Der Durchmesser der Faserbündel nimmt ab. Dies hat entsprechende Auswirkungen auf die Sehnenkraft (Kannus und Józsa, 1991).

Kalzifizierende Tendinopathie

Es lassen sich grob zwei Arten der Kalzifikationen unterscheiden. Zum einen gibt es größere Kalziumablagerungen in Form von Hydroxylapatit-Kristallen. Diese lagern sich in den Zwischenräumen der Kollagenfasern ein. Des Weiteren gibt es feinere Calciumphosphatsalze, die sich auf den Kollagenfasern befinden und eine Beschichtung bilden. Durch beide Formen der Kalzifikation wird die normale Kollagenfaserstruktur gestört (Kannus und Józsa, 1991).

Gefäßveränderungen:

In der Studie von Kannus und Józsa wiesen 552 (62 %) der 891 rupturierten Sehnen vorbestehende Blutgefäßveränderungen auf. Veränderungen stellten Gefäßstenosen und –strikturen der Arterien und Arteriolen dar. Diese Verengungen waren aufgrund einer Intima- bzw. Mediahyperplasie der Gefäßwand entstanden. Teilweise zeigten sich auch Fibrinablagerungen und Thrombenbildungen.

Zusätzlich wurden in 143 (16 %) der 891 rupturierten Sehnen eine proliferative Arteritis bzw. arteriolitis nachgewiesen. In nur lediglich 8 (0,9 %) der 891 rupturierten Sehnen zeigten sich Schäden am venösen Gefäßsystem.

Die Blutversorgung in der Achillessehne nimmt nach der dritten Lebensdekade ab (Kannus und Józsa, 1991).

Die Studie von Kannus und Józsa führt zur Erkenntnis, dass spontane Achillessehnenrupturen nahezu ohne Ausnahmen mit vorausgehenden degenerativen Prozessen verbunden sind. Nachweislich sind häufig Städter im Alter von über 35 Jahren von degenerativen Sehnenerkrankungen betroffen. Das Kollagen degeneriert mit dem Alter (Kannus und Józsa, 1991).

Kompensatorisch wird vermehrt Typ-III-Kollagen eingebaut. Dadurch sind die Sehnenfasern weniger resistent (Pardes et al., 2017; Thevendran et al., 2013). Der Wassergehalt der Matrix nimmt von 80 % bei Geburt auf bis zu 30 % im höheren Alter ab (Kannus und Józsa, 1991; Pardes et al., 2017). Oft gehen die degenerativen Prozesse an den Sehnen symptomarm einher. Daher besteht eine besondere Gefahr in Spätstadien der degenerativen Sehnenerkrankungen bei andauernder Betreibung besagter Risikosportarten. Die Sehne hält den Krafteinwirkungen bei fortgeschrittener Degeneration nicht mehr stand. Sie rupturiert (Kannus und Józsa, 1991).

Weitere Risikofaktoren:

Spezielle Pharmatherapeutika stellen Risikofaktoren für Achillessehnenrupturen dar. Systemische und lokale Kortikosteroide können teilweise beginnende Symptome vorbestehender Tendinopathien maskieren. Der Heilungsprozess kann durch Kortisoninjektionen verlängert werden. Auf Kollagenebene kann es

zu nekrotischen Veränderungen kommen. Der Zusammenbau von neuem Kollagen erfolgt teilweise diskontinuierlich. Fluorchinolone wie z.B. Ciprofloxacin werden ebenfalls mit Achillessehenschäden assoziiert (Thevendran et al., 2013).

1.2.4 Diagnostik der Achillessehnenruptur

Anamnese und körperliche Untersuchung

Charakteristisch wird eine Achillessehnenruptur mit einem peitschenhiebartigen Schmerz beschrieben. Dazu nennen Patienten oft ein knallendes oder schnalzendes Geräusch (Wirth und Zichner, 2002, p. 445). Beim Palpieren der Achillessehne kann ein Spalt ertastet werden. Es kann zu Schwellungen im Bereich der Ruptur kommen. Die aktive Plantarflexion ist eingeschränkt. Der Fuß kann aufgrund der noch funktionierenden tiefen Plantarflexoren des Fußes meist weiterhin plantarflektiert werden. Ein Zehenstand kann weiterhin möglich sein (Cuttica et al., 2015; Maffulli, 1998).

Zur nicht-apparativen Diagnostik von Achillessehnenrupturen zählen die verschiedenen Tests nach Thompson, Matles, O'Brien und Copeland (Maffulli, 1998).

Beim Thompson-Test befindet sich der Patient in Bauchlage. Die Wade des Patienten wird distal des maximalen Umfangs vom Untersuchenden umgriffen und anschließend zusammengedrückt. Bei einer intakten Achillessehne kommt es zur passiven Plantarflexion des Fußes. Bei einer Achillessehnenruptur bleibt die passive Plantarflexion aus. Der Thompson-Test ist dann positiv. Die noch intakten tiefen Fußflexoren beeinflussen den Thompson-Test nicht (Cuttica et al., 2015). Der Thompson-Test ist nicht geeignet für das Erkennen von Sehnenteilrupturen (Amlang et al., 2011). Bis zu 75 % des Achillessehnenquerschnitts können bei einer Teilruptur eingerissen sein, ohne dass der Thompson-Test positiv wird (Cuttica et al., 2015). Nach Douglas et al. reicht eine isolierte Ruptur des Gastrocnemius-Anteils der Sehne aus, um den Thompson-Test positiv werden zu lassen. Daher kann ein Thompson-Test alleine nicht aussagen, ob die Achillessehne teilrupturiert oder komplett

rupturiert ist. Des Weiteren lässt sich keine Aussage über die Beteiligung des Soleus-Anteils der Sehne treffen (Douglas et al., 2009).

Der Matles-Test kann sowohl beim wachen als auch beim anästhesierten Patienten durchgeführt werden. Der Patient befindet sich in Bauchlage. Der wache Patient wird gebeten, beide Knie auf 90 Grad zu beugen. Im anästhesierten Zustand flektiert der Untersuchende beide Knie des Patienten auf 90 Grad. Während des Beugens werden Sprunggelenke und Füße beobachtet. Fällt der Fuß der betroffenen Seite in die Neutral-Null-Stellung oder weiter in eine dorsalflektierte Stellung, spricht das für eine Achillessehnenruptur. Der gesunde Fuß sollte während der Kniebeugung in einer leichten Plantarflexionsstellung bleiben (Maffulli, 1998).

Der O'Brien-Test wird vorzugsweise in Narkose durchgeführt. Der Patient befindet sich in Bauchlage. 10 cm proximal des oberen Calcaneusrandes und unmittelbar medial der Wadenmittellinie wird eine 21G-Kanüle durch die Haut eingeführt. Die Nadel wird so weit vorgeschoben, bis die Spitze der Kanüle in der Achillessehne liegt. Anschließend wird der Fuß abwechselnd plantar- und dorsalflektiert. Zeigt die herausschauende Kanüle bei Plantarflexion nach kranial bzw. bei Dorsalextension nach kaudal, spricht das für eine intakte Achillessehne distal der Einstichstelle der Kanüle. Zeigt die herausschauende Kanüle bei Plantarflexion nach kaudal bzw. bei Dorsalextension nach kranial oder bewegt sich die Kanüle gar nicht, spricht das für einen Kontinuitätsverlust der Achillessehne zwischen der Insertionsstelle am Calcaneus und der Kanüle (Maffulli, 1998).

Für den Copeland-Test wird eine Blutdruckmanschette an der Wade des Patienten angelegt. Der Patient befindet sich in Bauchlage. Das Knie ist 90 Grad flektiert. Das Fußgelenk ist plantarflektiert. Der Manschettendruck wird auf 100 mmHg eingestellt. Das Fußgelenk wird dann passiv durch Druck auf die Fußsohle dorsalflektiert. Bei intakter Achillessehne steigt der Druck auf ca. 140 mmHg an. Bei rupturierter Achillessehne bleibt ein Druckanstieg aus (Copeland, 1990).

Diagnostische Bildgebung

MRT und Ultraschall stellen den Goldstandard in der bildgebenden Diagnostik von Achillessehnenverletzungen dar. Beim Ultraschall wird der Patient in Bauchlage untersucht. Das Fußgelenk befindet sich in der Neutral-Null-Position. Die Achillessehne wird longitudinal und transversal geschallt. In longitudinaler Richtung hat gesundes Sehngewebe ein sehr homogenes Schallbild (Syha et al., 2013, p. 1042). Die gesunde Achillessehne erscheint als bandartige hypoechogene Struktur. Der Sehnenrand ist klar abgrenzbar. Die längsverlaufenden Fasern der Sehne zeichnen sich als parallel verlaufendes Schallmuster ab (Maffulli et al., 1990). Ein wichtiger Diagnostikmarker stellt die tatsächliche Sehnendicke dar. Bei einer gesunden Achillessehne beträgt der ventro-dorsale Durchmesser ca. 4-5 mm. Der Wert wird im Zentrum der Sehne ca. 2-4 cm proximal der Insertionsstelle am Calcaneus erhoben (Fornage, 1986).

Die gesunde Achillessehne erscheint im T1- und T2-gewichteten MRT-Bild hypointens und gleichmäßig schmal (Campbell und Grainger, 2001). Im T2-gewichteten Bild erscheint die Bursa retrocalcaneare hyperintens. Der Karger-Fettkörper zeichnet sich besonders im T1-gewichteten Bild als hyperintense Struktur ab (Syha et al., 2013, pp. 1042–1043).

Hypoxisch degenerative Tendinopathien zeigen sich im MRT und Ultraschall in Form von spindelförmigen Verdickungen. Der typische Faserverlauf im Schallbild kann verloren gehen. Außerdem zeigen sich vermehrt hypoechogene Bereiche an der Sehne (Cummins und Anson, 1946). Im T2-gewichteten MRT-Bild zeigen sich geringe Signalerhöhungen.

Mukoide Degenerationen werden im Ultraschall als hypoechogene herdförmige Bereiche sichtbar. Im T2-gewichteten MRT-Bild zeigen sie sich hyperintens. Die ventro-dorsale Dickenzunahme der Achillessehne auf bis zu 6-7 mm ist nur gering. (Cummins und Anson, 1946; Syha et al., 2013).

Die Tendolipomatosis zeigt sich anhand von herdförmigen oder diffusen Strukturveränderungen der Sehne. Im Ultraschall ist die Abgrenzung zum Xanthoma tendinosum sehr schwer. Im MRT zeigen sich punktförmige hyperintense Bereiche im T2- und T1-gewichteten Bild.

Bei der kalzifizierenden Tendinopathie erscheinen die herdförmigen Verkalkungen im Ultraschall hyperechogen. Die Ultraschallwellen werden im Bereich der Verkalkungen nicht mehr komplett von dorsal hindurch transmittiert. Im T1-gewichteten MRT-Bild haben die Kalzifikationen eine ähnliche Signalwirkung wie Knochen.

Degenerative Prozesse an der Achillessehne gehen oft mit Gefäßveränderungen einher. Daher stellen vor allem kompensatorische Gefäßneubildungen an der Achillessehne einen weiteren diagnostischen Marker dar. Der Grad der pathologischen Gefäßneubildung lässt sich anhand des Öhberg-Scores ermitteln (Syha et al., 2013, pp. 1044–1045).

Achillessehnteilrupturen stellen sich im Ultraschall als wellenförmige Akzente im Faserverlauf dar. Erkennbar sind herdförmige hypoechogene Bereiche (Syha et al., 2013, p. 1045). Die Abgrenzung zu degenerativen Gewebeeränderungen kann meist nur über die Beurteilung der Sehnendicke erfolgen. Die Teilruptur der Achillessehne ist häufig von einer Zunahme der Sehnendicke begleitet (Nehrer et al., 1997). Der ventro-dorsale Durchmesser der Achillessehne kann auf bis zu 18 mm zunehmen.

Das MRT zeigt im T1- und T2-gewichteten Bild eine Signalerhöhung an der betroffenen Stelle (Syha et al., 2013, pp. 1045–1046).

Vollständige Achillessehnenrupturen treten meistens 2-6 cm proximal der Insertionsstelle am Calcaneus auf (Cuttica et al., 2015). Dort ist die Sehne am schlechtesten vaskularisiert. Im Ultraschall erkennt man eine Diskontinuität im Faserverlauf der Sehne. Die Fasern weichen auseinander (Syha et al., 2013, pp. 1045–1046). Im Ultraschall sieht man einen hyperechogenen Bereich. Zwischen den entstandenen Sehnenstümpfen bildet sich oft ein Hämatom. Dieses lässt sich im Ultraschall als inhomogene, hypoechogene Flüssigkeitsansammlung darstellen (Maffulli et al., 1990; aus Gross und Nunley, 2016, p. 235).

Beim RAUT-Test wird ein Thompson-Test sonografisch visualisiert. Der Thompson-Test wird über 15 Sekunden mehrfach durchgeführt. Der Test wird in Echtzeit mittels eines Ultraschallgerätes aufgenommen. Bei einer intakten

Sehne lässt sich ein sogenanntes „Treibsand“-Zeichen beobachten. Im Ultraschallbild verschiebt sich die Achillessehne gegenläufig zur tiefen Flexorenloge. Die Achillessehne wechselt ihre Form von rechteckig zu rautenförmig. Bei einer rupturierten Sehne fehlt diese Formveränderung im Ultraschallbild. Die entgegengerichtete Bewegung von Achillessehne und tiefer Flexorenloge fehlt ebenfalls (Griffin et al., 2017).

In der T1-gewichteten MRT-Aufnahme wird das Signal an den Rupturstellen unterbrochen (Maffulli et al., 1990; aus Gross und Nunley, 2016, p. 235). Ein ödematöses Hämatom zeichnet sich im T2-gewichteten Bild als stark hyperintense Struktur ab (Syha et al., 2013, pp. 1045–1046).

1.2.5 Therapie der akuten Achillessehnenruptur

Bislang gibt es noch kein einheitliches Konzept für die Behandlung von Achillessehnenrupturen (Maffulli et al., 2017). Achillessehnenrupturen können sowohl konservativ als auch chirurgisch-interventionell behandelt werden (Bauer, 2015).

Konservativer Therapieansatz

Bei der konservativ-immobilisierenden Behandlung wird der Fuß für ca. 6 Wochen nicht belastet. Die konservativ-funktionelle Therapie setzt dagegen auf eine frühe Mobilisierung des Fußes nach der Verletzung. Teilweise kann der Patient die geschiente Gliedmaße ab dem ersten Tag wieder voll belasten. Dies sollte anfänglich unter physiotherapeutischer Anleitung erfolgen (Barfod et al., 2015).

Eine Studie von Barfod et al. führte einen Vergleich einer konservativ-funktionellen Therapie gegenüber einer konservativ-immobilisierenden Therapie durch. Alle Patienten wurden mit einer Fußgelenksorthese geschient. Die Interventionsgruppe durfte den Fuß bereits ab dem ersten Tag voll belasten. Die Kontrollgruppe durfte den Fuß erst nach sechs Wochen belasten. Nach sechs und zwölf Monaten erfolgte ein Follow-up. Interventions- und Kontrollgruppe wurden beide auf biomechanische Eigenschaften getestet. Diese beinhalteten v.a. Steifigkeit, Maximalkraft und Energiegewinnung. Bei

Barfod et al. konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede der biomechanischen Eigenschaften zwischen beiden Gruppen gefunden werden (Barfod et al., 2015). Die Ergebnisse stehen im Gegensatz zu den Studienergebnissen von McNair et al. Dessen Studie stellte eine statistisch signifikant höhere Steifigkeit und Energiegewinnung in der Interventionsgruppe fest (McNair et al., 2013).

Eine Sehne muss in der Lage sein, die auf den Muskel wirkenden Kräfte auf den Knochen zu übertragen. Die Steifigkeit der Sehne spielt somit eine wichtige Rolle bei der Kraftübertragung (Maquirriain, 2011).

Generell kann eine konservative Therapie eine Abnahme der Sehnensteifigkeit nicht verhindern (Soma und Mandelbaum, 1995; aus Maquirriain, 2011).

Eine konservative Behandlung führt in 12,6 % der Fälle zu einer Reruptur der Achillessehne (McCoy und Haddad, 2010). Insbesondere die konservativ-immobilisierende Therapie weist ein hohes Risiko für eine erneute Ruptur auf (bis zu 30 %). Der Heilungsprozess kann sich bei fehlender Mobilisation verlängern (Bauer, 2015).

Operativer Therapieansatz

In den meisten Fällen wird dem Patienten zu einer operativen Versorgung der Achillessehnenruptur geraten (Maffulli et al., 2017). Besonders junge, sportlich aktive Patienten profitieren mehr von einem operativen Eingriff. Dabei ist es wichtig, den individuellen Ansprüchen des Patienten gerecht zu werden. Die Wahl des Eingriffs muss nicht zwangsläufig vom Alter des Patienten abhängig gemacht werden. Eine Umkipplastik nach Silfverskiöld kann beispielsweise eine geeignete Alternative für eine einfache offen-chirurgische Naht darstellen. Diese ermöglicht sowohl Sportlern als auch aktiven älteren Patienten eine geeignete Rehabilitation. Dazu ist das Risiko für eine Reruptur gesenkt. Die Abwägung von kosmetischen, funktionellen und rehabilitativen Aspekten sollte immer zusammen mit dem Patienten erfolgen (Ateschranj et al., 2007). Bei der operativen Behandlung kommt es in lediglich 3,5 % der Fälle zu einer Reruptur (McCoy und Haddad, 2010). Weitere Vorteile der operativen

Versorgung sind ein gesenktes Risiko für Wadenatrophie, Sprunggelenkssteife und Thrombophlebitis (Soma und Mandelbaum, 1995; aus Maquirriain, 2011). Das Ziel eines operativen Eingriffes an der Achillessehne ist die Wiederherstellung der physiologischen Funktionalität und Anatomie der Sehne (Maffulli et al., 2017).

Verschiedene Nahttechniken lassen sich sowohl bei der offen-chirurgischen Rekonstruktion als auch bei der minimalinvasiven perkutanen Methode anwenden. Hierzu zählen u.a. die etablierten End-zu-End-Nahttechniken nach Bunnell, Krackow und Kirchmayr-Kessler (Bauer, 2015; Watson et al., 1995).

Sterling Bunnell beschrieb bereits 1954 eine eigene Nahttechnik zur Beugesehnenreparatur (Bunnell, 1954).

Die Naht erfolgt nach einem einfachen Schema: Zuerst erfolgt ein transversaler Stich durch die Sehne hindurch. Ein zweiter Stich wird etwas weiter distal sagittal durch die Sehne gesetzt. Der zweite Stich erfolgt orthogonal zum ersten Stich. Dieses Nahtmuster zieht sich weiter durch die Sehne. In der von Bunnell beschriebenen Technik wird ein doppelläufiger nicht-resorbierbarer Draht verwendet. Dadurch können die Drahtenden distal und proximal separat auf einen Knopf aufgenäht werden (Bunnell, 1954).

Die End-zu-End-Technik nach Bunnell findet heute oft in modifizierter Form Anwendung (siehe 2.2.1). Der erste Stich der Naht wird an der Stelle gesetzt, an der später der Knoten liegen soll. Hierbei gibt es unterschiedliche Vorgehensweisen. Liegt der Knoten im Dehiszenzspalt, kann dieser dort gut im Sehngewebe eintauchen. Das ist vorteilhaft für die Gleitfähigkeit der Sehne. Der Knoten im Dehiszenzspalt verhindert jedoch eine einwandfreie Lage der Sehnenenden zueinander. Die Sehnenstümpfe lassen sich nicht ganz präzise aufeinander ziehen. Das kann zu einer frühen Dehiszenzspaltbildung führen (Pillukat und Schoonhoven, 2016).

Isidor Kessler beschrieb 1969 eine eigene Technik für Beuge- und Strecksehnennähte (Kessler und Nissim, 1969). Diese soll für sofortige Belastungen von Sehnen geeignet sein (Kessler, 1973). Die Nahttechnik zielt

darauf ab, möglichst viel Sehngewebe mit wenig Nahtmaterial zu fixieren. Kessler bezeichnet die eigene Naht als nicht-geeignet bei Rupturen, die sich nahe der Insertionsstelle der Sehne befinden.

Die Technik wird mit zwei Fäden durchgeführt. Die Naht wird auf beiden Sehnenstümpfen jeweils 1 cm vom Rupturspalt entfernt begonnen. Die ersten Einstiche auf den beiden Sehnenstümpfen erfolgen in diagonal-symmetrischer Auslage.

Zunächst wird eine Schlaufe auf den Sehnenrand geknotet. Die Schlaufe wird dabei so gestochen, dass sie ca. ein Viertel der Querschnittsfläche der Sehne greift. Anschließend wird transversal durch die Sehne gestochen. Der Ein- und Ausstich erfolgt am Sehnenrand. Anschließend wird auf der anterioren Sehnenhälfte oberhalb des transversal verlaufenden Fadens erneut eingestochen. Hierdurch ergibt sich eine weitere Schlaufe. Beide Schlaufen umgreifen somit insgesamt ca. die Hälfte des Sehnenquerschnitts. Durch den Einstich oberhalb des transversal verlaufenden Fadens ergibt sich eine blockierende Naht mit einer sich schließenden Schlinge. Der Faden wird dann longitudinal durch die Sehne gezogen, so dass er im Rupturspalt auftaucht. Der Faden überbrückt den Rupturspalt parallel zur Sehne. Dann erfolgt der Wiedereinstich im gegenüberliegenden Sehnenstumpf. Etwa 1 cm entfernt vom Rupturspalt wird auf anteriorer Sehnenhälfte ausgestochen. Das Fadenende wird dann mit dem Ende des zweiten Fadens an dieser Stelle verknotet. Somit ergeben sich zwei diagonal gegenüberliegende Knoten. Als vollständiges Nahtmuster zeichnet sich ein Rechteck ab (Kessler, 1973).

In der modifizierten Variante nach **Kirchmayr-Kessler** wird lediglich ein durchgehender Faden verwendet. Das Nahtmuster entspricht grundsätzlich dem von Kesslers Originalarbeit. Jedoch geht die Naht von nur einem Sehnenstumpf aus. Der Faden zieht sich dann kontinuierlich durch beide Sehnenanteile. Je nach Modifikation werden die Fadenenden im Spalt oder außerhalb geknotet.

Die Technik nach Kirchmayr-Kessler zielt auf eine blockierende Naht ab. Bei dieser schließen sich die Schlingen beim Anziehen (Pillukat und Schoonhoven, 2016).

Eine weitere Sehnennaht wurde 1986 von **Kenneth A. Krackow** etabliert (Krackow et al., 1986). Die Technik wurde in Aussicht auf drei nennenswerte Vorteile entwickelt. Die Technik sollte einfach zu handhaben sein. Es sollte möglich sein, die Naht auch in dünnem Sehngewebe fest zu fixieren. Die Naht sollte außerdem eine hohe Widerstandsfähigkeit bei mechanischen Belastungen aufweisen. Dabei sollte die Naht im Sehngewebe eine geringe Verschiebbarkeit aufweisen.

Beide Sehnenstümpfe werden mit jeweils einem Faden behandelt. Die Naht wird auf beiden Sehnenstümpfen identisch durchgeführt. Zum Schluss werden die beiden Sehnenenden adaptiert. Die beiden Fadenenden werden miteinander verknotet. Der Knoten sollte im Rupturspalt verschwinden.

Die Naht kann auf beiden Sehnenstümpfen nahe am Rupturspalt begonnen werden. Die Nadel wird von anterior nach posterior durch die Sehne gestochen. Der Faden wird wieder auf die anteriore Seite geholt und unter dem proximalen Fadenende hindurchgeführt. Dieses Manöver wird mindestens zweimal in entfernender Richtung vom Rupturspalt wiederholt. Nach dem dritten Einstich führt man den Faden erneut unter dem proximalen Faden hindurch. Der Faden wird bis auf die kontralaterale Sehnenseite gezogen. Nun wird äquivalent in Richtung Rupturspalt verfahren. Bei der Nahttechnik nach Krackow verriegeln sich die Schlaufen gegenseitig. Nach maximalem Anziehen der Naht resultiert eine hohe mechanische Belastbarkeit (Krackow et al., 1986).

Prognose und Rehabilitation

Die Nachbehandlung der operativen Achillessehnenruptur sieht zunächst eine Stabilisierung des Unterschenkels mittels Gipsschiene vor. Diese sollte in 20-30°-Plantarflexionsstellung angebracht werden. Nach erfolgter Wundheilung kann der Gips 1-2 Wochen postoperativ durch eine Unterschenkelorthese ersetzt werden. Diese sollte den Fuß in 20-30° Spitzfußstellung für ca. 6 Wochen schienen. Abhängig vom Therapieansatz kann die Spitzfußstellung

langsam reduziert werden. Für weitere 3 bis 6 Monate kann eine Absatzerhöhung sinnvoll sein (Bauer, 2015; Ulmar et al., 2014).

Der Patient sollte nach der Operation frühzeitig mobilisiert werden. Eine frühe Mobilisation verbessert den klinischen Outcome. Verwachsungen im Wundgebiet können so vorgebeugt werden. Ein erhöhtes Risiko für eine Reruptur bei früher Belastung besteht nicht (McCoy und Haddad, 2010).

Die offen-chirurgische Methode sei häufiger mit Komplikationen verbunden als die minimal-invasive perkutane Rekonstruktion (Khan et al., 2005). Nach Maffulli et al. würden sich aber keine statistisch signifikanten Unterschiede im klinischen und funktionellen Outcome ergeben (Maffulli et al., 2017).

Postoperative Komplikationen stellen ein großes Problem bei chirurgischer Intervention dar. Diese treten unabhängig von der gewählten Operationsmethode auf. Dazu gehören ein erhöhtes Risiko für Wundinfektionen, Wundheilungsstörungen, Läsionen des Nervus suralis, Verwachsungen im Wundgebiet, eine gestörte Sensorik, Schmerzen, Kraftminderungen der Wadenmuskulatur, Bewegungseinschränkungen im Fußgelenk, Schwellungen im Bereich der Achillessehne sowie Kalzifikationen der Achillessehne (Ateschrang et al., 2008; Khan et al., 2005).

Eine häufige Komplikation bei Achillessehnenrekonstruktionen stellt auch die Spaltbildung dar. Eine Spaltbildung geht mit einem erhöhten Risiko für eine Reruptur einher. Adhäsionsbildungen im Spalt und an den Sehnenstümpfen sind möglich. Eine Spaltbildung kann mit einer verminderten Kraft einhergehen (Zhao et al., 2004).

Des Weiteren zählt die Sehnenelongation zu den allgemeinen Komplikationen. Eine Sehnenelongation kann zu anhaltenden funktionellen Einschränkungen führen. Gründe hierfür sind v.a. eine fehlende Vorspannung der Sehne und der Sehnennaht während der Operation. Außerdem kann es postoperativ zu einer fortschreitenden Sehnenelongation kommen (Lee et al., 2008; aus Maquirriain, 2011).

Je länger sich die Sehne ausdehnt, desto schlechter ist der klinische Outcome. Mit zunehmender Sehnenelongation kann eine Plantarflexionsschwäche

zwischen 20-30 Grad auftreten. Die Achillessehne schränkt aufgrund ihrer Anatomie die Dorsalextension des Sprunggelenks ein. Bis zu 20 Grad Dorsalextension sind normal. Ist eine Dorsalextension über 20 Grad möglich, kann das ein Zeichen für eine Sehnenelongation sein (Costa et al., 2006).

1.3 Fragestellung

Bislang gibt es noch keinen Goldstandard bei der Therapie von Achillessehnenrupturen, was Nahttechnik und Nahtmaterial betrifft. Ziel der experimentellen Tests dieser Arbeit war es, die mechanischen Eigenschaften der etablierten Sehnennahttechnik nach Bunnell mit zwei unterschiedlichen Nahtmaterialien (LabralTape™ und FiberTape®) im Achillessehnenmodell zu untersuchen. Dabei interessierte uns vor allem die maximal erreichbare Kraft der Sehnen-Nahtrekonstruktion (F_{\max}) sowie die Kraft bei 3mm-Dehiszenzspaltbildung ($F_{3\text{mm}}$). $F_{3\text{mm}}$ kann als Prognoseparameter für die Sehnenrehabilitation herangezogen werden. Eine Analyse von $F_{3\text{mm}}$ stellte daher einen wichtigen Bestandteil unserer Arbeit dar.

Die mechanischen Eigenschaften der Bunnell-Naht mit Verwendung der Nahtmaterialien LabralTape™ und FiberTape® sollten anhand der aktuellen Studienlage diskutiert werden. Die Forschungsfrage dieser Arbeit zielt auf den möglichen Einsatz der beiden Nahtmaterialien LabralTape™ und FiberTape® bei der Versorgung akuter Achillessehnenrupturen ab.

2 Material und Methodik

2.1 Präparation der Versuchssehnen

2.1.1 Durchführung

Für die Gewinnung der Sehnenpräparate bezogen wir Schweinefüße von einem Schlachthof. Die Schweine wurden primär für die Lebensmittelindustrie geschlachtet und aufbereitet. Für unsere Versuche bot sich dadurch eine zahlenmäßig ausreichende und ethisch unproblematische Versorgung mit Versuchssehnen. Die Füße wurden noch vor Ort auf Höhe des Kniegelenks abgetrennt. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden nur rechte hintere Schweinefüße verwendet. Die Präparation der Versuchssehnen aus dem Schweinefuß erfolgte im direkten zeitlichen Anschluss im Labor.

Für die Zugversuche wurde die Tendo flexor digitorum profundus vom Schweinefuß verwendet. Die Anatomie der Sehne stellte ein geeignetes Modell für unsere Achillessehnen-Nahttechnik dar.

Omar et al. untersuchten die Eignung von tiefen Flexorenhnen vom Schwein für die Verwendung in biomechanischen Sehmentests. Hierfür wurden jeweils sechs menschliche Kniebeugesehnen und sechs tiefe Flexorenhnen vom Schwein untersucht. Diese wurden auf axiales Dehnungsverhalten, zyklische Belastungen und anschließende maximale Versagenskraft getestet. Es stellte sich heraus, dass die tiefen Flexorenhnen vom Schwein tendenziell niedrigere Maximallastwerte erreichten als menschliche Sehnen. Das Dehnungsverhalten im Zugversuch erzielte bei beiden Testgruppen vergleichbare Werte. Unter Berücksichtigung dieser Resultate können tiefe Flexorenhnen vom Schwein für biomechanische Versuche verwendet werden (Omar et al., 2016). Die gute Verfügbarkeit und Vergleichbarkeit der tiefen Flexorenhnen vom Schwein ist für experimentelle Studien von Vorteil (Mao et al., 2011; Omar et al., 2016).

Für die Präparation wurde der Schweinefuß zunächst auf die Dorsalseite gelegt. Entlang eines longitudinalen Schnittes auf der Plantarseite des Fußes konnten Haut und anliegendes Binde- und Fettgewebe wegpräpariert werden.

Anschließend konnte Haut mit Binde- und Fettgewebe nach lateral aufgeklappt werden. Dadurch ergab sich ein freier Blick auf die oberflächliche Tendo flexor digitorum superficialis. Unter dieser befand sich die Tendo flexor digitorum profundus. Nach Freipräparation des oberflächlichen und tiefen Bauches des M. flexor digitorum superficialis erfolgte die proximale Absetzung auf Höhe des M. flexor carpi ulnaris. Anschließend galt es die Tendo flexor digitorum profundus vom anliegenden Paratendineum zu befreien. Das proximale Sehnenende wurde am gemeinsamen Muskelansatz von Caput humerale, Caput ulnare und Caput radiale des M. flexor digitorum profundus abgesetzt (Wilhelm Ellenberger und Hermann Baum, 1915, pp. 266–268). Die Unterstützersehne der Tendo flexor digitorum profundus wurde dargestellt. Deren Ansatz an der tiefen Flexorenhöhle markierte die Höhe der späteren Schnitt- bzw. Läsionsstelle. Sie wurde daher 5 mm proximal der Insertion an der tiefen Flexorenhöhle abgesetzt.

Die zwei langen Endschenkel der Tendo flexor digitorum profundus wurden aus der funktionellen Sehnenscheide der Tendo musculi flexor digitorum superficialis bis zu den distalen Ringbändern freipräpariert. Die zwei langen Endschenkel zogen direkt in die mediale und laterale Hauptzehe. Auf Höhe der Ringbänder erfolgte die Absetzung der zwei langen Endschenkel. Die zwei kürzeren Endschenkel der tiefen Beugesehne, welche in die mediale und laterale Afterzehe inserierten, konnten ursprungsnah abgesetzt werden (Wilhelm Ellenberger und Hermann Baum, 1915, pp. 266–268).

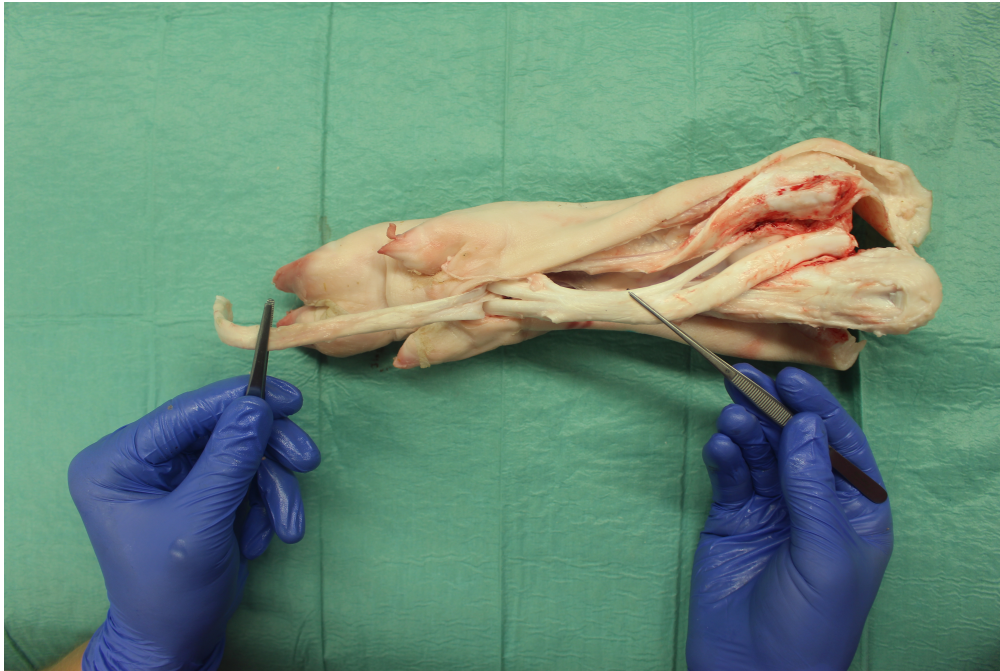


Abbildung 1: Präparation der Versuchssehne (Tendo flexor digitorum profundus) mit Blick von oben auf die Plantarseite des Schweinefußes, Darstellung der Tendo flexor digitorum superficialis (links) und der Tendo flexor digitorum profundus (rechts)

Nach vollständiger Gewinnung der Tendo flexor digitorum profundus, wurde diese an der späteren Schnittstelle vermessen. Breite (a) und Dicke (b) wurden hierbei notiert. Aus logistischen Gründen war ein vollständiger Versuchsablauf mit Naht und Zugversuch im direkten Anschluss nicht möglich. Daher wurden die präparierten Versuchssehnen einzeln in Tiefkühlbeutel verpackt. Anschließend wurden sie bei -20°C eingefroren. Durch das Einfrieren schlich sich ein systemischer Fehler ein, der aus praktischen Umständen hingenommen wurde. Die eingefrorenen Sehnen wurden dann am Versuchstag innerhalb von 3 Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut und für den Versuch verwendet.

2.1.2 Materialliste

- anatomische Pinzette, 14.5cm, gerade, stumpf/stumpf (bob instruments GmbH, Tuttlingen, Deutschland)
- feine chirurgische Pinzette, 15cm, gerade, 1x2 Zähne (bob instruments GmbH, Tuttlingen, Deutschland)

- Skalpellgriff, 13,5cm, Nr. 4 (bob instruments GmbH, Tuttlingen, Deutschland)
- Einmal-Skalpellklingen, Fig. 20 (Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland)
- Arterienklemme, 15cm, gerieft/gerade (bob instruments GmbH, Tuttlingen, Deutschland)
- Digitalschieblehre von Kraftixx® mit LR44 Batterie, 0-150mm, 30x3x1cm, (kwb Germany GmbH, Stuhr, Deutschland)
- Gefrierbeutel mit Verschluss-Clips, 1l 18x26cm, ja! (REWE Markt GmbH, Köln, Deutschland)
- Edding 3000 permanent marker, schwarz 001 (edding Vertrieb GmbH, Wunstorf, Deutschland)
- Liebherr Economy Gefriermaschine, superfrost, BGU Tübingen MP-Nr. *32271*, Stufe 3, -20°C (Liebherr-International Deutschland GmbH, Biberach an der Riß, Deutschland)
- Puderfreie Einmal-Untersuchungshandschuhe aus Nitril, Peha-soft® nitrile fino, M7-8, REF 9421974, (PAUL HARTMANN AG, Heidenheim, Deutschland)
- Hintere rechte Schweinefüße (Färber Balingen, Balingen, Deutschland)

2.2 Bunnell-Naht Rekonstruktion

2.2.1 Durchführung

Vor der Durchtrennung der Sehne wurden die Spannmittel für die Nähvorrichtung und den späteren Zugversuch angebracht. Hierzu integrierte man eine Gewindestange (DIN 976) 1 cm distal des proximalen Muskelansatzes der Tendo flexor digitorum profundus ins Sehngewebe. Eine weitere Gewindestange integrierte man am anderen Ende der Sehne, unmittelbar distal der Gabelung der zwei langen Endschenkel. Um die laterale Verschiebbarkeit zu minimieren, wurden anschließend Fächerscheiben (DIN 6798/AZ), Karosseriescheiben (DIN 9021) und Sechskantmuttern (DIN 934) von innen nach außen hin angebracht.

Wie in 2.1.1 bereits beschrieben, wurde die Läsionsstelle jeweils standardisiert auf Höhe der Insertion der Unterstützersehne vorgenommen. Hierfür wurde mit

Hilfe eines chirurgischen Hautmarkers die Sehne an der entsprechenden Stelle markiert und anschließend durchtrennt.

Beide Sehnenstücke erhielten ausgehend von der Schnittstelle jeweils drei Quermarkierungen im Abstand von 1 cm. Die Markierungen wurden sowohl auf der Ventral- als auch auf der Dorsalseite durchgeführt. Auf diese Weise sollten präzise Ein- und Ausstiche der Nadel ermöglicht werden.

Wir entschieden uns innerhalb der Arbeitsgruppe die Bunnell-Naht mit 6 cm Gesamtlänge durchzuführen. Daher wählten wir die Quermarkierungen auf den Sehnenstücken im Abstand von jeweils 1 cm.

Die Naht selber wurde in der vorgesehenen Nähvorrichtung durchgeführt. Als Nahtmaterial dienten die beiden nicht-resorbierbaren Fäden LabralTape™ und FiberTape® (Arthrex, Deutschland). Die Versuchssehnen wurden mittels isotonischer Kochsalzlösung während der Nahtanbringung feucht gehalten.

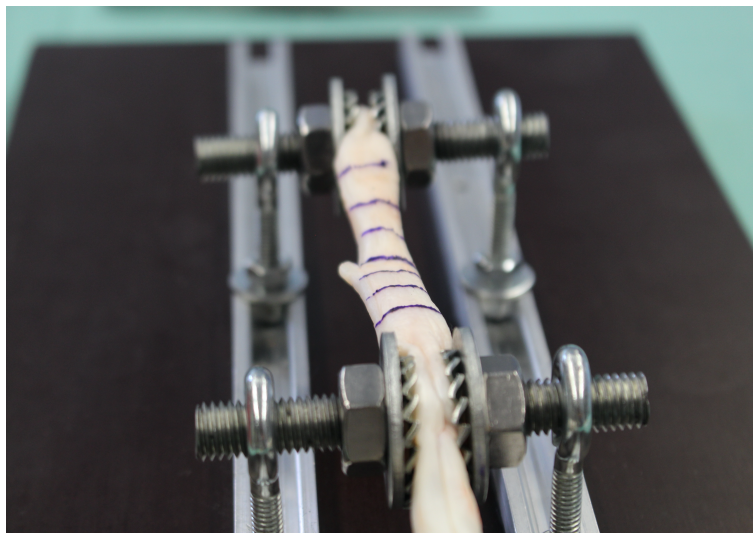


Abbildung 2: Markierte Tendo flexor digitorum profundus, Blick von seitlich auf die Nähvorrichtung mit fixierter Versuchssehne

Die Naht wurde am proximalen Sehnenende mit einem transversalen Stich auf der Facies ventralis von rechts nach links begonnen. Später wurde der Faden an dieser Einstichstelle auch wieder geknotet. Die chirurgischen Knoten verdeckten damit nicht den entstehenden Dehiszenzspalt. Somit war bei der Auswertung des axialen Zugversuchs eine Analyse des Dehiszenzspalts möglich. Der Abstand zwischen Ein- bzw. Ausstich der Nadel und Sehnenrand

sollte bei der Bunnell-Nahttechnik immer ein Drittel der Sehnenbreite betragen. Nach dem Durchziehen des Fadens erfolgte der nächste Einstich auf der linken posterioren Seite der Sehne auf selbiger Höhe. Der Stichkanal erstreckte sich dann auf die rechte posteriore Seite bis 1 cm unterhalb der ersten transversalen Naht. Nun wurde der Faden von außen wieder auf die anteriore Seite geholt. Dann wurde auf derselben Höhe wieder eingestochen. Der Ausstich erfolgte 1 cm unterhalb im linken Drittel der anterioren Seite. Dieser Schritt erfolgte spiegelbildlich erneut, bis es zum Ausstich aus dem proximalen Sehnenende kam. Der Ausstich wurde mittig zwischen Ventral- und Dorsalseite der Sehne mit wiederum ein Drittel Abstand zum äußeren Sehnenrand durchgeführt. Der Wiedereinstich in das gegenüberliegende Sehnenende erfolgte spiegelbildlich zum Ausstich. Die Fäden sollten sich später im Rupturspalt nicht überkreuzen. Damit die Sehnenenden eng aneinander lagen und es zu keiner Spaltbildung nach der Naht kam, musste das Nahtmaterial festgezogen werden. Das Bunnell-Nahtschema erfolgte ebenfalls 3 cm in distaler Richtung auf dem Sehnenende mit den Endschenkeln. Nach der zweiten transversalen Naht wurde identisch bis zurück zum proximalen Nahtanfang verfahren. Die zwei Fadenenden wurden mit insgesamt sieben chirurgischen Knoten gesichert.

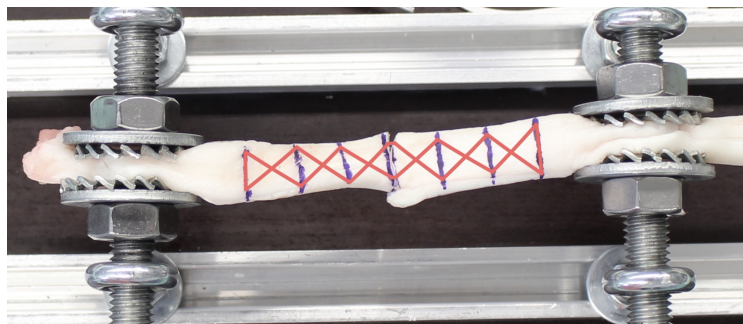


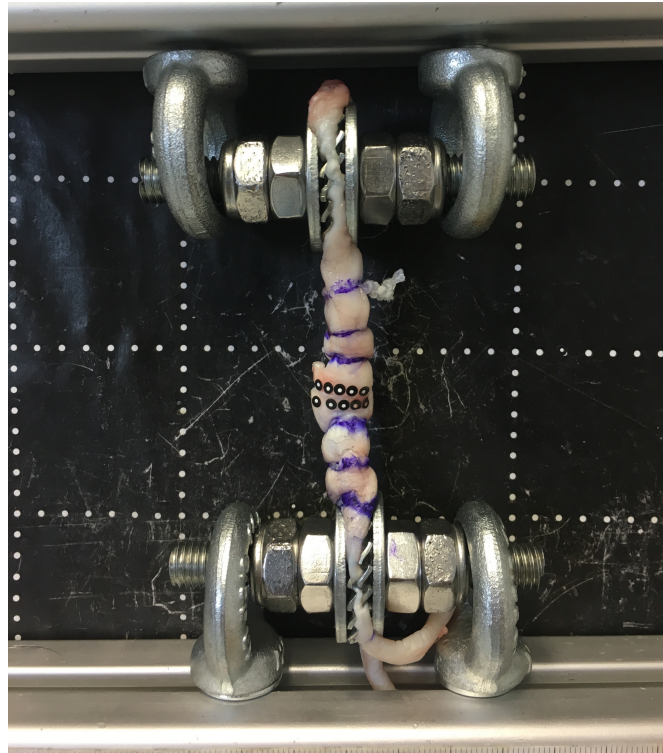
Abbildung 3: Vereinfachte Darstellung der modifizierten Nahttechnik nach Bunnell, Blick von oben auf die Nähvorrichtung mit fixierter Versuchssehne

Nach Fertigstellung der Bunnell-Naht sicherte man die Spannmittel zusätzlich durch 4 selbstsichernde Sechskantmuttern (DIN 985).

Die Auswertung der 3mm-Dehiszenzspaltbildung erfolgte mithilfe der Pontos 5M-Kamera. Hierfür wurden acht GOM-Punktmarken, jeweils vier auf jedem Sehnenstück, spaltnah geklebt. Im späteren Zugversuch konnten diese GOM-

Punktmarken von der Pontos 5M erkannt werden. Dadurch konnten Zeitpunkt und Kraft bei 3mm-Dehissenzspaltbildung ermittelt werden.

Anschließend transferierte man die rekonstruierte Sehne in die Zwick-Roell-Prüfmaschine. Hier wurde der Zugversuch durchgeführt.



- Abbildung 4: Blick von vorne auf die Versuchssehne nach Bunnell-Nahtrekonstruktion mit aufgeklebten Pontos GOM-Punktmarken am Rupturspalt, Fixation mittels Spannmittel der Zwick-Roell-Prüfmaschine (oben und unten), Hintergrundplatte mit Identifikationspunkten (hinten)

2.2.2 Materialliste

- Kodierungsblatt zur Versuchsdokumentation, erstellt mit Microsoft® Word für Mac 2011
- 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)
- Sechskantsteckschlüssel 17mm (Gedore-Werkzeugfabrik GmbH & Co. KG, Remscheid, Deutschland)

- Schraubenschlüssel 17mm, Rheidco-Metabo No. 484 (Metabowerke GmbH, Nürtingen, Deutschland)
- Schraubenschlüssel 11mm (Westfälische Gesenkschmiede GmbH, Breckerfeld, Deutschland)
- Chirurgischer Haut-Markierer, Standardspitze mit Lineal, REF AR-26001 (ArcRoyal, Kells, Co Meath, Irland)
- Nähvorrichtung:
 - Sechskantmuttern Edelstahl A2, M6 (DIN 934)
 - Unterlegscheiben, 6,4 VZ (DIN 9021)
 - Ringschrauben M6 x 30mm Edelstahl A2 (DIN 580)
 - Sperrholzplatte, SI/FI Birke, BFU100, 1250x2500x9
 - Schrankschiebetür-Schienen (suki.international GmbH, Landscheid, Deutschland)
 - V2A Senkkopf-Spanplattenschrauben A2 TX, 3,0 x 20
- chirurgische Nadeln mit Federöhr, unsteril, ½ Kreis, HS-26, (Serag-Wiessner GmbH, Naila, Deutschland)
- Durogrip Nadelhalter, BM066R, 180mm 7, (Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland)
- FiberTape®, Braided Polyblend Suture, Blue, 2mm, 54“ (137,2cm), 36“ Working Length (Arthrex GmbH, München-Freiham, Deutschland)
- LabralTape™, Braided Polyethylene Suture, White, UHMWPE, 1,5mm, 36“ (91,4cm) (Arthrex GmbH, München-Freiham, Deutschland)
- isotone Kochsalzlösung, 0,9% (B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland)
- GOM-Punktmarken, uncodiert, weiß, Innendurchmesser: 0,8mm, Außendurchmesser: 2,5mm, Klebestärke stark, temperaturstabil bis 120°C (GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland)

2.3 Axialer Zugversuch

2.3.1 Durchführung

Der Zugversuch wurde mit Hilfe einer Materialprüfmaschine der Firma Zwick-Roell durchgeführt. Wir verwendeten das Modell vom Typ BT1-FR2.5TN. Für die spätere Auswertung der 3mm-Dehissenzspaltbildung kam ein Pontos 5M-Kamerasystem der Firma GOM zum Einsatz.

Die Sehnen-Nahtrekonstruktion wurde in die Zwick-Roell-Prüfmaschine eingespannt. Zu Beginn des mechanischen Zugversuchs musste die Startposition der Traverse mit der testXpert®II-Software abgeglichen und die Kraft genullt werden. Dies ermöglichte eine spätere Beurteilung der entstandenen Maximalkraft (F_{max}) sowie der Kraft bei 3mm-Dehissenzspaltbildung (F_{3mm}). Außerdem konnte über die Traversenposition das Setzverhalten der Sehne bestimmt werden.

Die Triggerung der Pontos 5M erfolgte in zeitlicher Abstimmung zum Zugversuch.

Die Aufnahmefrequenz betrug 2 Bilder pro Sekunde. Der Zugversuch lief nach einem vorgegebenen Prüfprotokoll ab, das innerhalb der Arbeitsgruppe erstellt wurde. Die angewandte Methode des biomechanisch-optischen Messverfahrens wurde 2014 von Ateshrang beschrieben (Ateshrang, 2014). Die **erste Phase** des Zugversuches begann damit, dass die Zwick-Roell-Prüfmaschine mit einer Geschwindigkeit von 2 mm/s einen axialen Zug ausübte. Mit der Geschwindigkeit verfuhr die Prüfmaschine bis eine Kraft von 10 N auf die Sehne wirkte.

In der **zweiten Phase** hielt die Materialprüfmaschine die Traversenposition, bei der 10 N erreicht waren, für 15 s konstant. In dieser Haltephase flachte die Kraftkurve etwas ab. Aufgrund von Mikrotraumata an den Kollagenfasern entstand hier ein geringer Kraftverlust.

Nach der 15 s Haltephase schloss sich die **dritte Phase** an. In dieser zog die Zugmaschine bis zum Erreichen von 100 N mit einer Geschwindigkeit von 0,2 mm/s weiter in vertikaler Richtung.

Nach Erreichen von 100 N begann die **vierte Phase**. Hier zog die Zwick-Roell-Prüfmaschine mit einer Geschwindigkeit von 2 mm/s. In dieser Phase kam es

zum Testversagen. Das Testversagen wurde erreicht, sobald die gemessene Maximalkraft (F_{\max}) um $> 80\%$ unterschritten wurde. Gründe für ein gültiges Testversagen waren Reißen des Nahtmaterials oder Ausrisse des Nahtmaterials aus der Sehne. Löste sich der Knoten oder riss die Sehne distal aus der Verankerung bzw. aus dem Spannmittel, war dies ein unzulässiger Versuchsabbruch. Die gültigen Testversagensgründe wurden innerhalb der Arbeitsgruppe bestimmt. Sie ermöglichten die Messung von reproduzierbaren mechanischen Eigenschaften der Sehnen-Nahtrekonstruktionen.

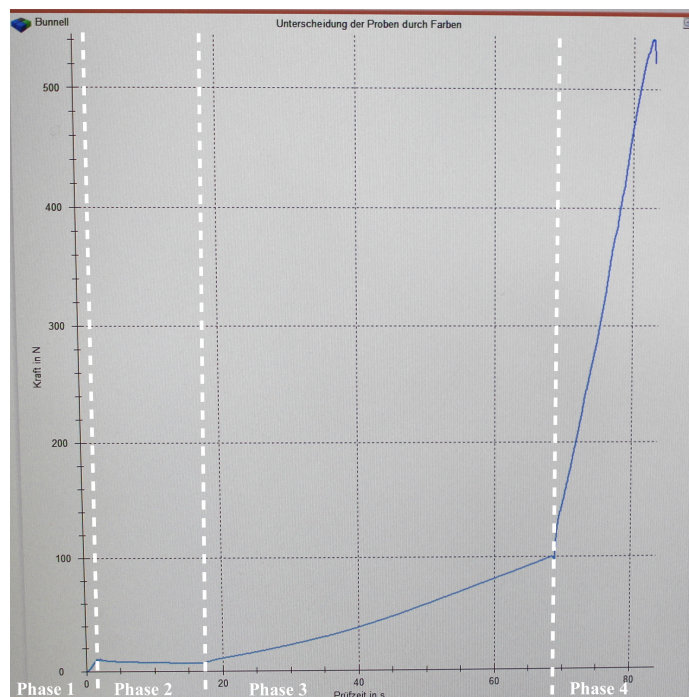


Abbildung 5: Aufzeichnung des Zugversuchs mit der testXpert®II-Software, typischer Kurvenverlauf mit vier Versuchsphasen

Mit Hilfe der Aufzeichnungen der testXpert®II-Software und der Pontos 5M, ließen sich nach Versuchsende F_{\max} [N], $F_{3\text{mm}}$ [N], $t_{\text{Prüfzeit}}$ [s], Traversenposition (Traversenweg) [mm], zurückgelegte Strecke der Traverse (Standardweg) [mm] sowie Setzverhalten [%], Spannung [N/mm²], Steifigkeit [N/mm], Elongation [mm/mm] und Elastizität [%] nach dem Prüfprotokoll der Arbeitsgruppe erheben.

Bestimmung von $F_{3\text{mm}}$

Die Kraft bei 3mm-Dehissenzspaltbildung ($F_{3\text{mm}}$) konnte nicht direkt durch die Materialprüfmaschine erhoben werden. Hierfür musste zunächst der Zeitpunkt ermittelt werden, bei dem der 3mm-Dehissenzspalt auftritt ($t_{3\text{mm}}$). Erst dann konnte $F_{3\text{mm}}$ aus den Aufzeichnungen der testXpert®II-Software bestimmt werden.

Das letzte Kraftminimum (F_A) im zeitlichen Verlauf der zweiten Phase (Haltephase) markierte im Zugversuch den Beginn der dritten Phase. F_A kennzeichnete somit den Beginn der Dehissenzphase. Dieser Zeitpunkt wurde als t_A definiert. F_A , t_A und der Weg der Traversen zu Beginn der dritten Phase (L_A) konnten aus den Aufzeichnungen der testXpert®II-Software abgelesen werden. Das zum Zeitpunkt t_A geschossene Pontos 5M-Bild wurde für die erste Punkt-Punkt-Abstandsvermessung der geklebten GOM-Punktmarken herangezogen. Diese erfolgte mithilfe der Pontos-Anwendersoftware. Dazu wählte man zwei vertikal untereinanderstehende GOM-Punktmarken aus. Die zwei Punktmarken sollten sich entsprechend ober- bzw. unterhalb des Spaltes befinden. Dieses Punktepaar bewegte sich im Verlauf des Zugversuchs in einer nahezu vertikalen Linie auseinander. Idealerweise konnte man so eines der vier vertikalen Punktepaare beliebig wählen. Der Abstand der beiden GOM-Punktmarken wurde vermessen. Wir entschieden uns innerhalb der Arbeitsgruppe für 4 Punktepaare pro Sehne. Dadurch wurde sichergestellt, dass selbst bei Rotation der Sehne im Verlauf des Zugversuchs passende GOM-Punktmarken ausgewählt, vermessen und die kritische Dehissenzspaltbildung lokalisiert werden konnte. Außerdem konnten die Abstände der Punktepaare miteinander abgeglichen werden. Gegebenenfalls konnte auch auf die Pixel-Setz-Methode zurückgegriffen werden. Bei dieser wurden einzelne Bild-Pixel angewählt und als Referenzpunkte verwendet. Man erhielt so im analysierten Pontos-Bild den Abstandswert zweier GOM-Punkte (y-Wert) zum Zeitpunkt t_A .

Anschließend wurde das Pontos 5M-Bild mit dem 3mm-Dehissenzspalt ermittelt. Dazu addierte man 3 mm zum Punkt-Punkt-Abstand des Ausgangswertes (y-Wert) und suchte den neuen Punkt-Punkt-Abstand (y_{+3} -

Wert) in den folgenden Aufnahmen. Hatte man das passende Bild mit dem Abstandswert y_{+3} ausgemacht, ließ sich der entsprechende Zeitpunkt (t_E) über die Aufnahmefrequenz von 2 Bildern pro Sekunde berechnen. Der 3mm-Dehiszenzspalt war zum Zeitpunkt t_E erreicht. Aufgrund der großen Datenmenge war die Bildaufnahme-Frequenz auf 2 Bilder pro Sekunde limitiert. Dadurch konnte es passieren, dass der 3mm Dehiszenzspalt nicht genau auf einem Bild abgelichtet wurde. Daher akzeptierten wir eine Abweichung von $\pm 0,1$ mm. Größere Abweichungen wurden interpoliert. Mit dem Zeitpunkt (t_E) ließen sich in der Aufzeichnung der testXpert®II-Software $F_{3\text{mm}}$ und der Weg der Traversen bis zum 3mm-Dehiszenzspalt (L_E) ablesen.

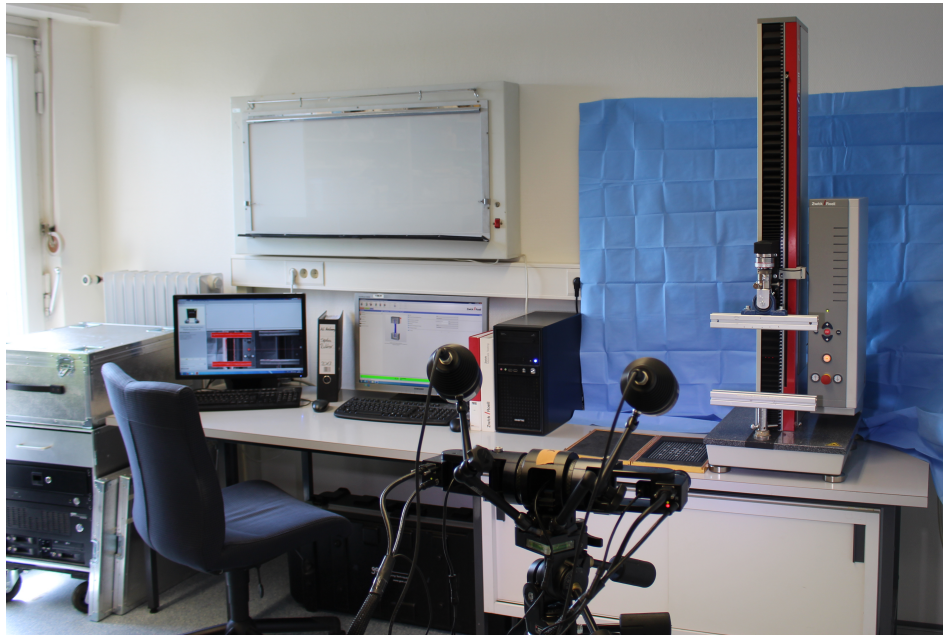


Abbildung 6: Blick über die Pontos 5M (vorne) auf die Zwick-Roell-Prüfmaschine (hinten rechts), Pontos-Tower mit Monitor (hinten links), Computereinheit für die testXpert®II -Software der Prüfmaschine (hinten mitte)

2.3.2 Materialliste

- Zwick-Roell-Prüfsystem, Typ BT1-FR2.5TN.D14, Serien-Nr. 193859/2010 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland)
- Kraft-Messdose, Typ Xforce HP, S/N: 750350, Nominal Force: 2,5kN, Sensitivity: 2 mV/V (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland)
- Software:

- testXpert®II (PC: Chieftec, TE-007093)
- Microsoft® Excell
- Pontos 5M (GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland)
 - 64 Bit-Hochleistungs-Computer
 - 2 Hochgeschwindigkeits-Kameras
 - Stativ
 - Sensor-Steuergerät
 - LED-Blitzsysteme
 - Laserdioden
 - Pontos-Anwendersoftware
 - Kalibrierplatte
 - Zollstab
- GOM-Punktmarken, uncodiert, weiß, Innendurchmesser: 0,8mm, Außendurchmesser: 2,5mm, Klebestärke stark, temperaturstabil bis 120°C
- Ringschrauben, M6 (DIN 580)
- Ringschrauben, M8 (DIN 580)
- Unterlegscheiben, M6 (DIN 125)
- Sechskantmuttern, niedrige Form, M6 (DIN 439)
- Sechskantmuttern, hohe Form, M8 (UNI 5587 Stahl 8 verzinkt)
- Stehlager P204, Graugussgehäuse mit Befestigungsbügel
- 8.8 Sechskantschrauben, M10 (DIN 933)
- Unterlegscheiben, M8, (DIN 125)
- Zylinderschrauben mit Innensechskant, M8 (DIN 912)
- Karoseriescheiben M8 (DIN 9021)
- Aluminiumprofil 20x20 I-Typ Nut 5
- Hintergrundplatte mit Identifikationspunkten
- Plexiglasplatte, DIN A4
- Zylinderschrauben mit Innensechskant, M6 (DIN 912)
- Flügelmuttern, M6 (DIN 314)
- Unterlegscheiben, M6, gold (DIN 125)
- Scharnierplatte mit M6-Bohrung

2.4 Fallzahlplanung

In Zusammenarbeit mit dem Tübinger Institut für klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie wurde eine Fallzahlplanung durchgeführt. Die nötige Fallzahl für die Hauptversuche wurde aus der Vorversuchsstatistik eruiert. Für die Vorversuche wurden insgesamt 40 Sehnen auf F_{Max} und $F_{3\text{mm}}$ getestet. Davon wurden 20 Sehnen mit dem Nahtmaterial LabralTape™ und 20 Sehnen mit dem Nahtmaterial FiberTape® behandelt. Alle 40 Sehnen wurden mit unserer End-zu-End-Technik nach Bunnell vernäht. Die Vorversuchsergebnisse gingen nicht in die Hauptversuchsstatistik mit ein. Folgende Vergleiche wurden für die Fallzahlplanung angestellt:

1. F_{max} (Bunnell, LabralTape™) & F_{max} (Bunnell, FiberTape®)
2. $F_{3\text{mm}}$ (Bunnell, LabralTape™) & $F_{3\text{mm}}$ (Bunnell, FiberTape®)

Ein klinisch relevanter Unterschied wurde auf 50 N festgelegt.

Ergebnis der Fallzahlplanung:

Für die Hauptversuchsstatistik ergaben sich 134 zu testende Sehnen ($N = 134$). Diese sollten in zwei gleich große Gruppen eingeteilt werden. 67 Sehnen sollten dabei mit LabralTape™ und 67 mit FiberTape® behandelt werden. Aus einer Testsehne sollten sowohl F_{max} als auch $F_{3\text{mm}}$ ermittelt werden. Auf Basis der Werteverteilung der Vorversuche wurden die statistischen Tests für die Hauptversuche festgelegt. Es sollten für beide Vergleiche nicht-parametrische Tests verwendet werden. Die Tests eignen sich für unverbundene und nicht normalverteilte Werte. Für den ersten Vergleich sollte ein Mann-Whitney-U-Test mit 80 prozentiger Power angestrebt werden. Für den zweiten Vergleich sollte ein Median-Test mit 86 prozentiger Power angestrebt werden. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,03$ bestimmt.

2.5 Validierung des Messverfahrens für die 3mm- Dehiszenzspaltbildung

Zur Validierung des Messverfahrens ließen wir die Zwick-Prüfmaschine einen Fahrweg von 10 mm zurücklegen. Das von uns verwendete zwickiLine 2.5TN-Modell hatte eine Wiederholgenauigkeit der Ortsauflösung von $\pm 2 \mu\text{m}$. Die Wegauflösung des Antriebs betrug für dieses Modell $0,0277 \mu\text{m}$. Die Strecke ließen wir dann mit Hilfe der Pontos-Kamera nachmessen. Die Differenz der Mittelwerte aus beiden Messungen ergab $0,00100847 \text{ mm}$. Die Ergebnisse stammen aus Validierungsversuchen, die innerhalb der Arbeitsgruppe durchgeführt wurden.

Validierungsergebnisse

Mittlerer Traversenweg Pontos nach 10 mm Sollweg Zwick	9,998 mm
Mittlerer Traversenweg Zwick nach 10 mm Sollweg	9,99900847 mm
Differenz der mittleren Traversenwege	0,00100847 mm
Mittlere Differenz der Traversenwege	0,02669205 mm

Tabelle 1: Versuchsergebnisse zur Validierung der Messmethodik mit N = 10

3. Ergebnisse

3.1 Schließende Statistik

3.1.1 Vergleich der Maximalkraftwerte

Vergleich: F_{\max} (Bunnell, LabralTape™) & F_{\max} (Bunnell, FiberTape®)

Als Nullhypothese (H_0) wurde angenommen, dass sich die beiden Gruppen bezüglich ihrer F_{\max} -Werte nicht signifikant unterscheiden. Dies würde bedeuten, dass die Auswahl des Nahtmaterials eine vernachlässigbare Rolle dabei spielt, wie weit die Sehne maximal belastet werden kann.

Als Alternativhypothese (H_1) wurde angenommen, dass es einen signifikanten Unterschied zwischen den F_{\max} -Werten beider Gruppen gibt. In der Fallzahlplanung und Vorversuchsstatistik wurde ein Signifikanzniveau mit $\alpha = 0,03$ festgelegt.

Der Mann-Whitney-U-Test wird für unabhängige, nicht-parametrische Stichproben verwendet. Hierbei wird untersucht, ob die zentralen Tendenzen der zwei unabhängigen Gruppen verschieden sind. Da die Voraussetzungen für einen t-Test für unabhängige Stichproben in der Vorversuchsstatistik nicht gegeben waren, wurde ein Mann-Whitney-U-Test ausgewählt. Tabelle 2 und 3 zeigen die Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests. Aufgeführt sind Anzahl (N) der getesteten Sehnen innerhalb der jeweiligen Gruppe, deren Rangsummen sowie deren gemittelten Ränge.

Der gemittelte Rang errechnet sich aus der jeweiligen Rangsumme und der dazugehörigen Gruppengröße (Mittlerer Rang = $\frac{\text{Rangsumme}}{N}$). Beim Vergleich beider Gruppen zeichnete sich eine stark unterschiedliche Tendenz ab. Die mittleren Ränge der beiden Gruppen unterschieden sich um 46,34 Punkte. Die asymptotische Signifikanz lag bei $p < 0,001$, $z = -6,908$. Aus der asymptotischen Signifikanz ließ sich schließen, dass sich die zentralen Tendenzen der beiden Gruppen stark unterscheiden.

Der Unterschied zwischen zwei Medianen konnte mit Hilfe der Effektgröße (r) berechnet werden. Die Effektgröße (r) errechnet sich aus dem z-Wert und der Stichprobengröße.

$$r = \left| \frac{z}{\sqrt{N}} \right| = \left| \frac{-6,908}{\sqrt{134}} \right| \approx 0,60$$

In der Einteilung der Effektstärke nach Cohen entspricht dies einem starken Effekt. Die Wahl des Nahtmaterials hatte somit einen starken Effekt auf die Maximalkraft der Sehne.

<i>F_{max}</i> Vergleich	Nahtmaterial	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
	LabralTape™	67	44,33	2970,00
	FiberTape®	67	90,67	6075,00
	Gesamt	134		

Tabelle 2: Mann-Whitney-U-Test mit errechneten Rängen

<i>F_{max}</i> Vergleich	
Mann-Whitney-U	692,000
Wilcoxon-W	2970,000
z	- 6,908
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	< 0,001

Tabelle 3: Statistik zum Mann-Whitney-U-Test

Die asymptotische Signifikanz lag weit unterhalb des angestrebten 3 % Signifikanzniveaus. H₀ ließ sich daher verwerfen. H₁ konnte angenommen werden. Bei der Wahl des Nahtmaterials (LabralTape™ bzw. FiberTape®) ließen sich signifikante Unterschiede in Bezug auf die Maximalkraft (F_{max}) messen.

In unseren Versuchen konnten mit FiberTape® signifikant höhere Maximalkraft-Werte erreicht werden als mit LabralTape™.

3.1.2 Vergleich der 3mm-Dehiszenzspaltbildung

Vergleich: $F_{3\text{mm}}$ (Bunnell, LabralTape™) & $F_{3\text{mm}}$ (Bunnell, FiberTape®)

Als Nullhypothese (H_0) wurde angenommen, dass sich die Mediane der beiden Gruppen nicht signifikant unterscheiden. Die 3mm-Dehiszenzspaltbildung würde sich also bei beiden Nahtmaterialien im mechanischen Zugversuch ähnlich verhalten.

Als Alternativhypothese (H_1) wurde angenommen, dass es einen signifikanten Unterschied zwischen den Medianen beider Gruppen gibt. Das Signifikanzniveau wurde in der Fallzahlplanung mit $\alpha = 0,03$ festgelegt.

In Tabelle 4 und 5 sind die Ergebnisse des durchgeführten Mediantests gelistet. Die asymptotische Signifikanz lag mit 0,227 über dem angestrebten Signifikanzniveau. Aufgrund der großen Fallzahl konnte auf die Yates-Kontinuitätskorrektur verzichtet werden. H_0 konnte nicht verworfen werden. Es ließ sich kein signifikanter Unterschied der beiden Gruppen herausstellen.

<i>$F_{3\text{mm}}$- Vergleich</i>	LabralTape™	FiberTape®
> Median	37	30
< Median	30	37

Tabelle 4: Mediantest

<i>F_{3mm}-</i>		
Vergleich		
N		134
Median		141,050
Chi-Quadrat		1,463
df		1
Asymptotische Signifikanz		0,227
Yates Kontinuitätskorrektur	Chi-Quadrat	1,075
	df	1
	Asymptotische Signifikanz	0,300

Tabelle 5: Statistik zum Mediantest

Vor Beginn der Versuche mutmaßten wir, dass FiberTape® aufgrund der Materialstruktur, sowohl bei den F_{max} - als auch bei den F_{3mm} -Werten dem LabralTape™ überlegen sei. Diese Annahme konnten wir in Anbetracht der Ergebnisse nicht bestätigen. Mit FiberTape® behandelte Sehnen hielten eine signifikant größere Maximalkraft aus. Der 3mm-Dehiszenzspalt trat jedoch bei beiden Nahtmaterialien bei nicht signifikant unterschiedlichen Belastungswerten auf.

3.2 Deskriptive Statistik

3.2.1 Maximalkraft, F_{max} [N]

Die Ergebnisse der explorativen Datenanalyse lassen sich aus Tabelle 6 und 7 entnehmen. Die Werte waren nicht normalverteilt. F_{max} unterschied sich bei beiden Nahtmaterial-Gruppen deutlich voneinander. Der Median der F_{max} -Werte lag bei LabralTape™ bei 554,6 N. Bei FiberTape® lag der Median bei 650,2 N. Innerhalb der Arbeitsgruppen wurde ein Kraftunterschied von 50 N als klinisch relevant festgelegt. Der Median unterschied sich zwischen beiden Gruppen um 95,6 N. Der Interquartilsabstand betrug bei LabralTape™ 69,5 N. Bei FiberTape® ergab der Interquartilsabstand 101,5 N. 50 % der Messwerte lagen

also bei FiberTape® in einem etwas breiter gestreuten Bereich. Das 25 %-Quantil von FiberTape® lag oberhalb des 75 %-Quantils von LabralTape™. Das Minimum bei LabralTape™ lag bei 418,0 N. Bei FiberTape® betrug der minimale Testwert 482,6 N. Der größte gemessene F_{max} -Wert einer Sehne, die mit LabralTape™ vernäht wurde, betrug 685,2 N. Bei FiberTape® lag der größte Testwert bei 743,7 N. Die Spannweite beider Nahtmaterialien verhielt sich in beiden Gruppen relativ ähnlich. Bei LabralTape™ lag diese bei 267,2 N. Bei FiberTape® ergab sich eine Spannweite von 261,1 N. Abbildung 9 zeigt die zugehörigen Boxplots der F_{max} -Werte von LabralTape™ (LT) und FiberTape® (FT).

F_{max}- Statistik			
LabralTape™			<i>Standardfehler</i>
Mittelwert		551,7	6,6058
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	538,5	
	Obergrenze	564,9	
5% getrimmtes Mittel		552,3	
Median		554,6	
Varianz		2923,7	
Standardabweichung		54,1	
Minimum		418,0	
Maximum		685,2	
Spannweite		267,2	
Interquartilbereich		69,5	

Tabelle 6: Ergebnisse der explorativen Datenanalyse der F_{max} -Werte, Nahtmaterial: LabralTape™

F_{max}- Statistik			
FiberTape®		<i>Standardfehler</i>	
Mittelwert		641,2	8,1082
95%	Untergrenze	625,0	
Konfidenzintervall des	Obergrenze	657,4	
Mittelwerts			
5% getrimmtes Mittel		643,4	
Median		650,2	
Varianz		4404,8	
Standardabweichung		66,4	
Minimum		482,6	
Maximum		743,7	
Spannweite		261,1	
Interquartilbereich		101,5	

Tabelle 7: Ergebnisse der explorativen Datenanalyse der F_{max} -Werte, Nahtmaterial: FiberTape®

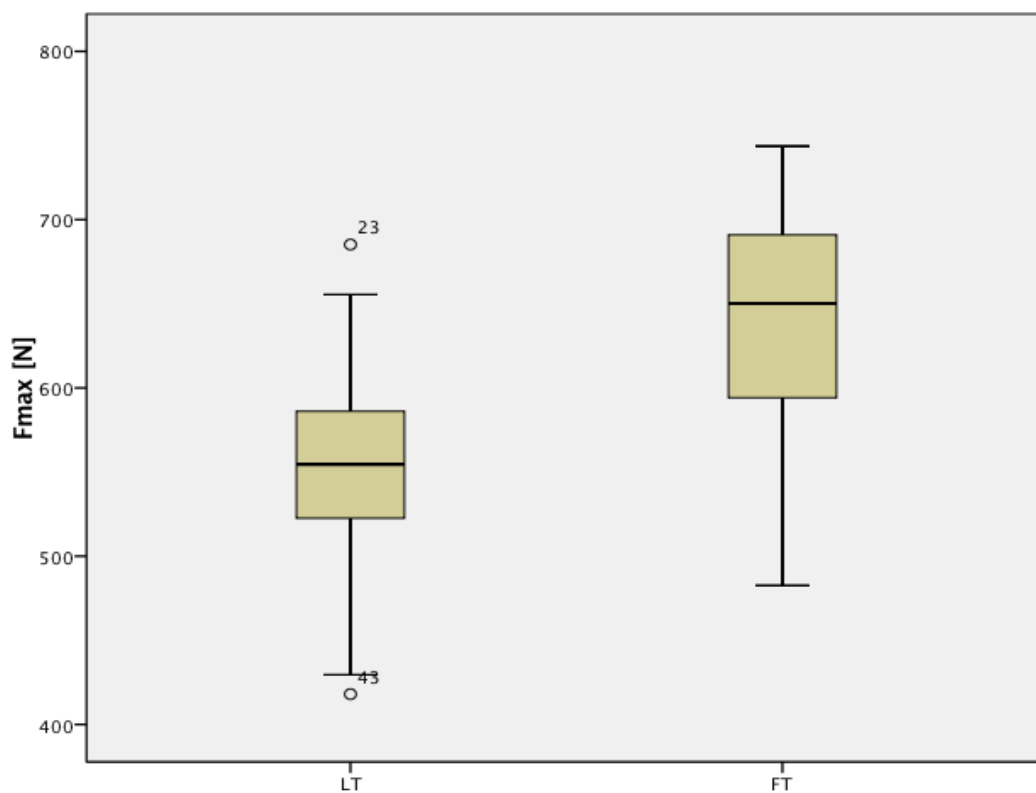


Abbildung 7: Maximalkraftwerte (F_{max}) der Sehnen-Nahtrekonstruktionen bei LabralTape™ (LT) und FiberTape® (FT)

Die Verwendung von FiberTape® ermöglichte höhere F_{\max} -Werte als LabralTape™. Die höheren F_{\max} -Werte wurden als klinisch relevant eingestuft.

3.2.2 Kraft bei 3mm-Dehiszenzspaltbildung, $F_{3\text{mm}}$ [N]

Die Ergebnisse der explorativen Datenanalyse lassen sich aus Tabelle 8 und 9 entnehmen. Die Werte waren nicht normalverteilt. Die Statistik der $F_{3\text{mm}}$ -Werte verhielt sich bei beiden Nahtmaterial-Gruppen ähnlich. Abbildung 10 zeigt die zugehörigen Boxplots der $F_{3\text{mm}}$ -Werte von LabralTape™ (LT) und FiberTape® (FT). Sowohl bei LabralTape™ als auch bei FiberTape® zeigte $F_{3\text{mm}}$ eine große Spannweite auf. Zwischen Minimum (70,4 N) und Maximum (248,1 N) lagen bei LabralTape™ 177,7 N. Bei FiberTape® betrug die Spannweite 194,1 N, mit einem Minimum von 73,0 N und einem Maximum von 267,1 N. Der Median beider Nahtgruppen lag nahe beieinander. Bei LabralTape™ betrug der Median 144,7 N. Bei FiberTape® lag der Median etwas darunter, bei 135,1 N. Die Differenz betrug somit 9,6 N. Dies deutet schon an, dass es bezüglich $F_{3\text{mm}}$ zu keinem klinisch relevanten Unterschied kam. Der Interquartilsabstand betrug bei LabralTape™ 82,3 N. Bei FiberTape® betrug der Interquartilsabstand 67,9 N.

<i>F_{3mm}- Statistik</i>			
<i>LabralTape™</i>		<i>Standardfehler</i>	
Mittelwert		143,1	5,4003
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	132,3	
	Obergrenze	153,8	
5% getrimmtes Mittel		142,3	
Median		144,7	
Varianz		1953,9	
Standardabweichung		44,2	
Minimum		70,4	
Maximum		248,1	
Spannweite		177,7	
Interquartilbereich		82,3	

Tabelle 8: Ergebnisse aus der explorativen Datenanalyse der F_{3mm} -Werte, Nahtmaterial: LabralTape™

<i>F_{3mm}- Statistik</i>			
<i>FiberTape®</i>		<i>Standardfehler</i>	
Mittelwert		135,2	5,4455
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	124,4	
	Obergrenze	146,1	
5% getrimmtes Mittel		132,7	
Median		135,1	
Varianz		1986,8	
Standardabweichung		44,6	
Minimum		73,0	
Maximum		267,1	
Spannweite		194,1	
Interquartilbereich		67,9	

Tabelle 9: Ergebnisse aus der explorativen Datenanalyse der F_{3mm} -Werte, Nahtmaterial: FiberTape®

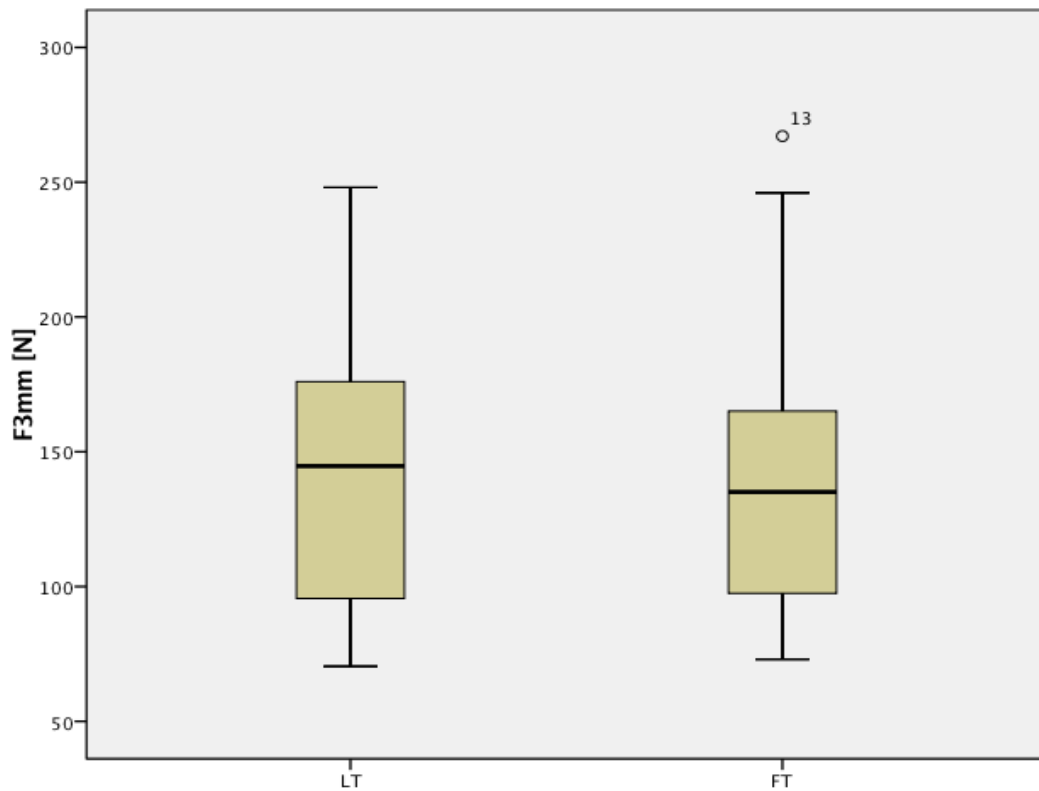


Abbildung 8: Kraftwerte bei 3mm-Dehiszenzspaltbildung (F_{3mm}) der Sehnen-Nahtrekonstruktionen bei LabralTape™ (LT) und FiberTape® (FT)

Zwischen LabralTape™ und FiberTape® konnte beim Vergleich von F_{3mm} kein klinisch relevanter Unterschied gefunden werden.

3.2.3 Weitere Messwerte im mechanischen Zugversuch

Im axialen Zugversuch kamen weitere mechanische Eigenschaften der Sehnen-Nahtrekonstruktionen zum Tragen. Dazu zählten u.a. Setzverhalten [%], Spannung [N/mm^2], Steifigkeit [N/mm] und Elongation [mm/mm] der Sehnen-Nahtrekonstruktion. Die Parameter wurden mit Hilfe der Daten der testXpert®II-Software und der Pontos 5M nach dem Prüfprotokoll der Arbeitsgruppe berechnet.

Setzverhalten [%]

Das Setzverhalten [%] konnte aus den Daten der zweiten Phase des Zugversuches ermittelt werden. In dieser Phase wurde die Traversenposition, bei der erstmals 10 N erreicht wurden, über 15 Sekunden lang gehalten. In der Haltephase setzte sich die Naht im Sehngewebe. Das Sehngewebe wurde vorgespannt. Es kam zu einem leichten Kraftverlust. Das Setzverhalten beschreibt das Verhältnis von verbliebener Kraft am Ende der Haltephase und Ausgangskraft.

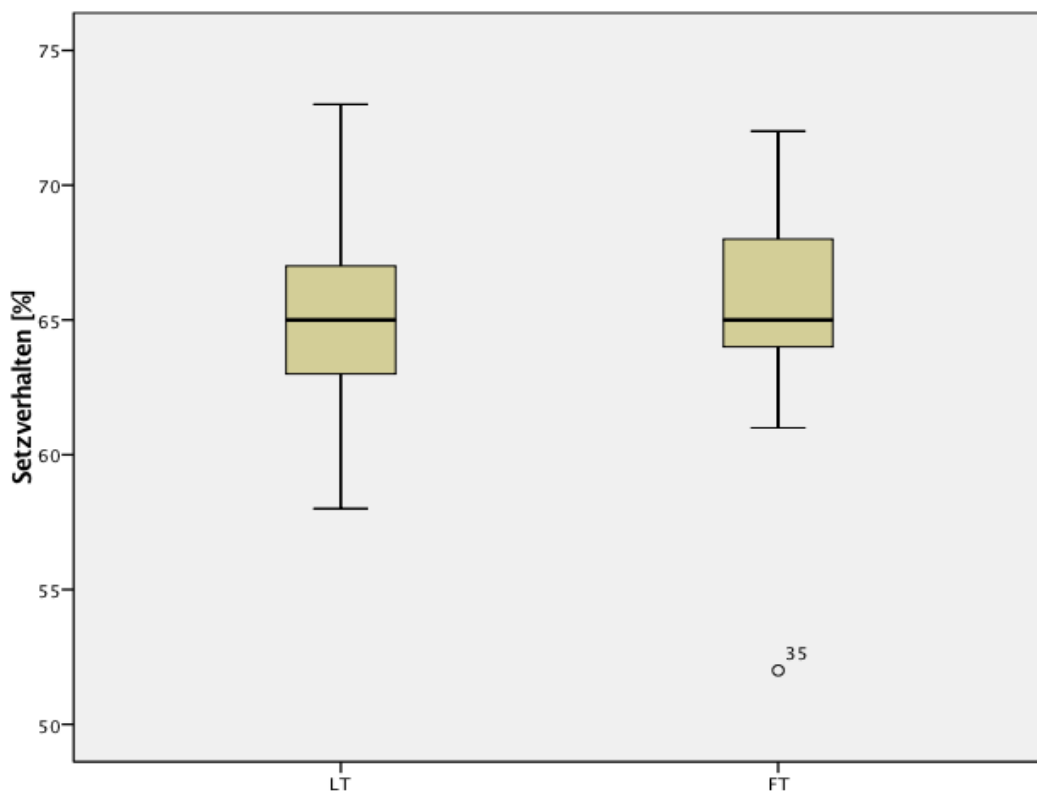


Abbildung 9: Setzverhalten der Sehnen-Nahtrekonstruktionen bei LabralTape™ (LT) und FiberTape® (FT)

LabralTape™ zeigte ein mittleres Setzverhalten von $65,22 \pm 2,99$ %. Der Median lag bei 65 %. Das minimale Setzverhalten betrug 58 %. Das Maximum lag bei 73 %. Der Interquartilsabstand betrug 4 Prozentpunkte mit dem 25 %-Perzentil bei 63 % und dem 75 %-Perzentil bei 67 %.

FiberTape® zeigte ein mittleres Setzverhalten von $65,55 \pm 3,07$ %. Der Median lag ebenfalls bei 65 %. Das minimale Setzverhalten betrug bei FiberTape® 52

%. Das Maximum lag bei 72 %. Der Interquartilsabstand betrug ebenfalls 4 Prozentpunkte. Das 25 %-Perzentil lag für FiberTape® bei 64 %, das 75 %-Perzentil bei 68 %.

Spannung [N/mm²]

Die Spannung (zum Zeitpunkt t_{3mm}) ist definiert als Kraft pro Querschnittsfläche.

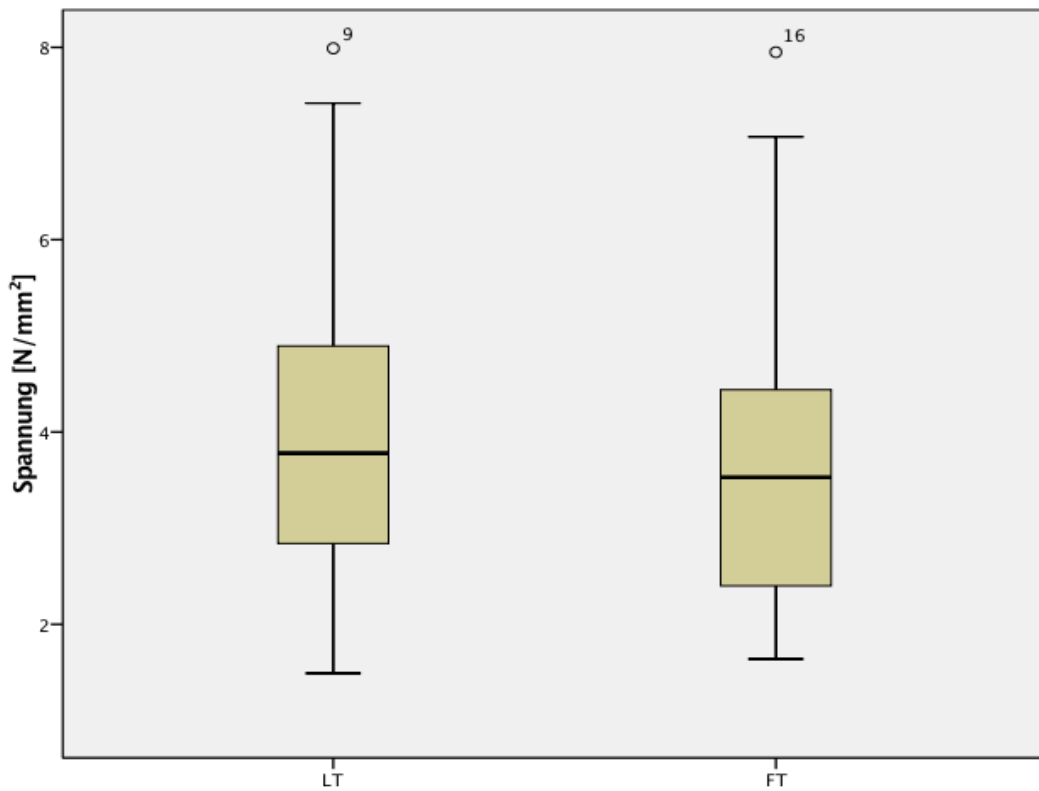


Abbildung 10: Spannung der Sehnen-Nahtrekonstruktionen bei LabralTape™ (LT) und FiberTape® (FT)

LabralTape™ zeigte eine mittlere Spannung von $4,00 \pm 1,46$ N/mm². Der Median ergab 3,78 N/mm². Das Minimum lag bei 1,49 N/mm², das Maximum bei 7,99 N/mm². Der Interquartilbereich erstreckte sich mit 2,38 N/mm² zwischen dem 25 %-Perzentil bei 2,79 N/mm² und dem 75 %-Perzentil bei 5,17 N/mm².

FiberTape® zeigte eine mittlere Spannung von $3,69 \pm 1,54$ N/mm². Der Median ergab für FiberTape® 3,53 N/mm². Minimum und Maximum lagen bei 1,64 bzw.

7,95 N/mm². Der Interquartilsabstand betrug für FiberTape® 2,07 N/mm². Das 25 %-Perzentil lag hierbei bei 2,38 N/mm², das 75 %-Perzentil bei 4,45 N/mm².

Steifigkeit [N/mm]

Die Steifigkeit gibt an, wie viel Kraft aufgewendet werden muss, um die Sehne einen Millimeter zu strecken.

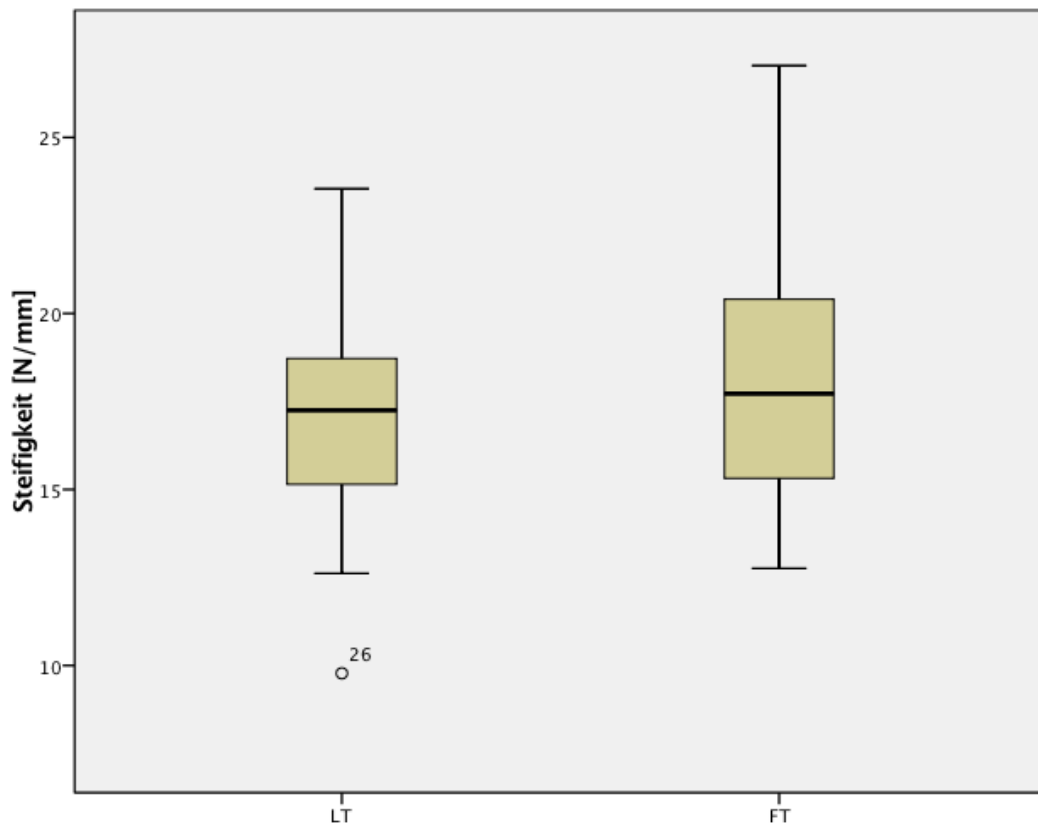


Abbildung 11: Steifigkeit der Sehnen-Nahtrekonstruktionen bei LabralTape™ (LT) und FiberTape® (FT)

LabralTape™ zeigte eine mittlere Steifigkeit von $17,05 \pm 2,61$ N/mm. Der Median betrug 17,25 N/mm. Das Minimum lag bei 12,76 N/mm, das Maximum bei 23,54 N/mm. Der Interquartilsabstand betrug für LabralTape™ 3,64 N/mm. Das 25 %-Perzentil lag bei 15,09 N/mm. Das 75 %-Perzentil lag bei 18,73 N/mm.

FiberTape® zeigte eine mittlere Steifigkeit von $18,05 \pm 3,15$ N/mm. Der Median betrug 17,72 N/mm. Minimum und Maximum lagen bei 12,76 bzw. 27,04 N/mm.

Der Interquartilsabstand bei FiberTape® ergab 5,18 N/mm. Das 25 %-Perzentil lag dabei bei 15,32 N/mm, das 75 %-Perzentil bei 20,50 N/mm.

Elongation [mm/mm]

Die Elongation der Sehne gibt das Verhältnis aus Längenänderung (bis zum Zeitpunkt $t_{3\text{mm}}$) zu Ausgangslänge an. Bei größerer Elongation benötigte die Sehnen-Naht-Rekonstruktion einen längeren Fahrweg der Materialprüfmaschine, um eine 3mm-Dehiszenzspaltbildung zu erreichen.

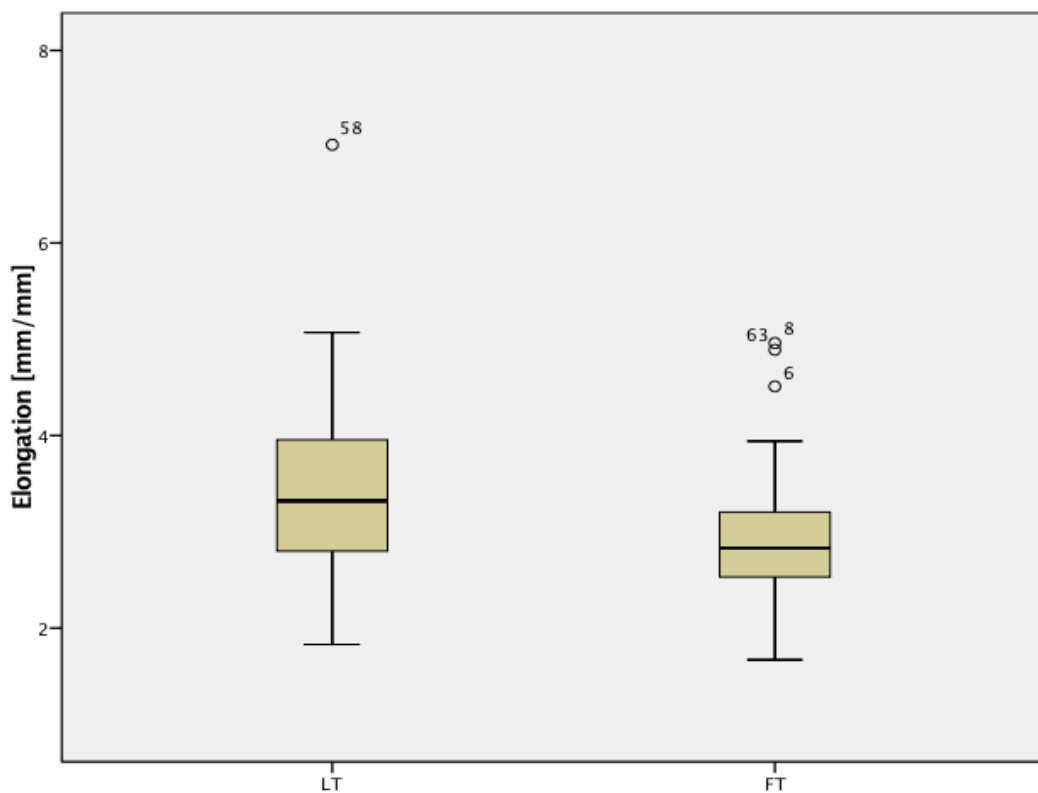


Abbildung 12: Elongation der Sehnen-Nahtrekonstruktionen bei LabralTape™ (LT) und FiberTape® (FT)

Die Elongation betrug bei LabralTape™ im Mittel $3,4 \pm 0,89$ mm/mm. Der Median ergab 3,32 mm/mm. Minimum und Maximum lagen bei 1,83 bzw. 7,02 mm/mm. Der Interquartilsabstand ergab 1,20 mm/mm, mit einem 25 %-Perzentil bei 2,77 mm/mm und einem 75 %-Perzentil bei 3,97 mm/mm. FiberTape® zeigte eine mittlere Elongation von $2,88 \pm 0,65$ mm/mm. Der Median betrug 2,83 mm/mm. Das Minimum lag bei 1,67, das Maximum bei 4,96

mm/mm. Der Interquartilsabstand betrug für FiberTape® 0,69 mm/mm. Hierbei lag das 25 %-Perzentil bei 2,52 bzw. das 75 %-Perzentil bei 3,21 mm/mm.

Elastizität [%]

Die Elastizität gibt die Längenänderung der Sehne an, die durch den axialen Zug der Sehne entsteht. Es handelt sich um eine Sehneneigenschaft, bei der die 3mm-Dehiszenzspaltbildung nicht berücksichtigt wird.

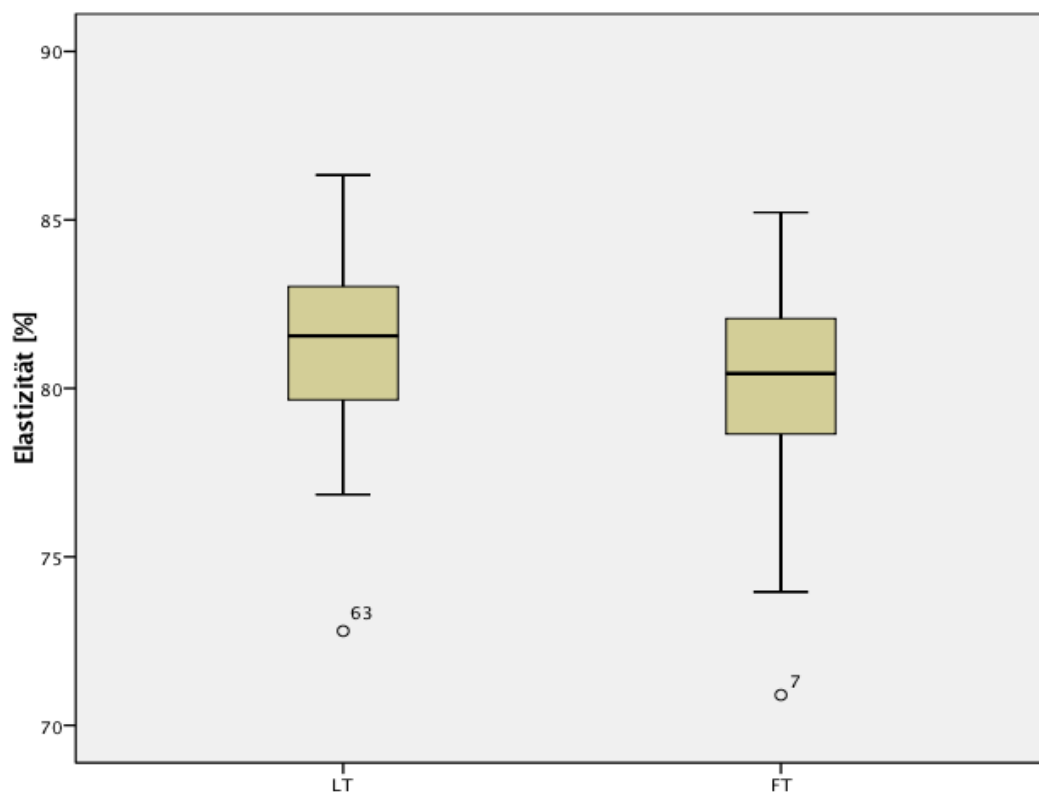


Abbildung 13: Elastizität der Sehnen-Nahtrekonstruktionen bei LabralTape™ (LT) und FiberTape® (FT)

Die LabralTape™-Naht wies im Mittel eine Elastizität von $81,28 \pm 2,42$ % auf. Der Median betrug 81,56 %. Das Minimum lag bei 72,80 %, das Maximum bei 86,33 %. Der Interquartilsabstand betrug 3,39 Prozentpunkte, mit dem 25 %-Perzentil bei 79,66 % und dem 75 %-Perzentil bei 83,05 %.

Die FiberTape®-Naht zeigte eine mittlere Elastizität von $80,23 \pm 2,72$ %. Der Median lag für FiberTape® bei 80,44 %. Minimum und Maximum lagen bei

70,90 bzw. 85,22 %. Der Interquartilsabstand betrug 3,51 Prozentpunkte. Das 25 %-Perzentil lag bei 78,6 %, das 75 %-Perzentil bei 82,11 %.

4. Diskussion

Streuung der Messdaten

Für F_{\max} haben die Testwerte der zwei Nahtmaterialien etwas differenziert gestreut. Die Standardabweichung für LabralTape™ betrug $\pm 54,1$ N. Für FiberTape® betrug diese $\pm 66,4$ N. Die Spannweiten verhielten sich sehr ähnlich mit 267,2 N für LabralTape™ und 261,1 N für FiberTape®.

Die Streuung der Messwerte verhielt sich für $F_{3\text{mm}}$ bei beiden Nahtmaterialien relativ ähnlich. Die Standardabweichungen waren bei beiden Gruppen nahezu identisch, mit $\pm 44,2$ N für LabralTape™ und $\pm 44,6$ N für FiberTape®. Die Spannweiten beider Nahtmaterialien unterschieden sich um 16,4 N. 177,7 N betrug diese für LabralTape™ und 194,1 N für FiberTape®.

Die Streuung der Daten, insbesondere die großen Spannweiten, sind am ehesten durch individuelle Unterschiede der Sehnen zu erklären. Bei der Sehnenpräparation wurde standardisiert vorgegangen. Es wurden lediglich rechte Hinterfüße vom Schwein verwendet. Dennoch kann sich die mechanische Belastbarkeit der Sehnen individuell unterscheiden. Zu diesem Ergebnis kam auch eine Studie von Louis-Ugbo et al. Diese verwendeten 20 humane Achillessehnenpräparate von Körperspendern. Die Sehnen wurden auf ihre biomechanischen Eigenschaften im Sehnenzugversuch getestet. Die Achillessehnen stammten hierbei von Körperspendern im Durchschnittsalter von 80 Jahren. Die humanen Achillessehnen erreichten eine mittlere Maximalkraft von 1189 N. Die Spannweite war dabei ebenfalls sehr breit, mit Maximalkraftwerten von 360 – 1965 N. Louis-Ugbo et al. schlussfolgerten, dass jede Achillessehne individuell unterschiedlich belastbar ist. Dabei konnten sie keine direkte Korrelation zwischen Maximalkraft und Querschnittsfläche der Sehnen feststellen. Diese Erkenntnis sei auch im Hinblick auf allogene Sehnen transplantate zu beachten (Louis-Ugbo et al., 2004).

Aktuelle Studienlage

Für Patienten mit akuter Achillessehnenruptur bieten sich verschiedene Behandlungsmöglichkeiten. Dazu gehören sowohl konservative als auch

interventionelle Therapien. Vor allem die interventionell-operativen Therapien können sich in Methodik und Nahtmaterial stark unterscheiden. Mit welcher Nahttechnik der Operateur eine Achillessehnenruptur versorgt, ist häufig abhängig von der eigenen Ausbildung. Ein Goldstandard ist dahingehend noch nicht etabliert. Das gleiche gilt für das verwendete Nahtmaterial. Die Wahl des Nahtmaterials ist meist abhängig von den Erfahrungen des Operateurs. Bislang gibt es zu wenig Vergleichsstudien.

Etablierte Nahttechniken bei akuten Achillessehnenrupturen sind die End-zu-End-Techniken nach Krackow, Kirchmayr-Kessler und Bunnell (Bauer, 2015; Watson et al., 1995).

McCoy und Haddad führten Sehnenszugversuche mit 3 verschiedenen Nahttechniken durch. Getestet wurden eine doppelte Bunnell-Naht, eine doppelte Kessler-Naht und eine doppelte Krackow-Naht. Verwendet wurden 24 humane Achillessehnenpräparate. Der Rupturspalt wurde fünf Zentimeter proximal der Insertion am Calcaneus simuliert. Als Nahtmaterial wurde ein nicht-resorbierbarer No. 2 Polyesterfaden (Ethicon, USA) verwendet. Die Nahttechniken wurden in doppelter Ausführung genäht. Somit überbrückten jeweils 4 Stränge den Rupturspalt. Die rekonstruierten Achillessehnen wurden in einer Materialprüfmaschine auf ihre Maximalkraft getestet. Die Dehiszenzspaltbildung wurde nicht untersucht. Die Prüfmaschine verfuhr mit einer Höchstgeschwindigkeit von 0,85 cm/s. McCoy und Haddad konnten keinen signifikanten Unterschied zwischen der doppelten Bunnell-, der doppelten Krackow- und der doppelten Kessler-Naht messen. Die Nähte rissen alle am Knotenende. Die Knoten hatten sich dabei nicht gelöst (McCoy und Haddad, 2010).

McCoy und Haddad erreichten mit ihrer Bunnell-Nahttechnik und dem No. 2 Polyesterfaden eine mittlere Maximalkraft von 196 N. Die Standardabweichung betrug ± 45 N. Die Spannweite der Messwerte betrug 118 N. Das Maximum lag bei 243 N, das Minimum bei 125 N (McCoy und Haddad, 2010).

Die Testsehnen in unseren Versuchen erzielten mit dem LabralTape™-Nahtmaterial im Mittel eine ca. 2,8-fach höhere Maximalkraft. FiberTape® erreichte eine ca. 3,3-fach höhere Maximalkraft.

Obwohl wir in unseren Versuchen eine einfache Bunnell-Naht mit nur 2 Nahtsträngen verwendeten, zeigten unsere Tests höhere Maximalkraftwerte. Der No. 2 Polyesterfaden scheint bei mechanischen Belastungen von Sehnen-Nahtrekonstruktionen weniger stabil zu sein als der LabralTape™- bzw. FiberTape®-Faden.

Der Vergleich wird dadurch limitiert, dass unterschiedliche Studiendesigns verwendet wurden. Die Einspannung der humanen Achillessehnen erfolgte bei McCoy und Haddad proximal mit Hilfe einer Gewebeklemme. Diese fixierte den proximalen Muskelansatz des M. gastrocnemius in der Prüfmaschine. Distal wurde ein Steinmann-Nagel quer durch den Calcaneus gebohrt und anschließend in der Prüfmaschine befestigt. Die Nahtknoten wurden jeweils im Rupturspalt angebracht (McCoy und Haddad, 2010).

Herbort et al. testeten die 2 Nahttechniken nach Bunnell und Kessler im Sehnenzugversuch. Verwendet wurden 24 humane Achillessehnenpräparate. Beide Techniken wurden mit einem 0,7 mm PDS®-Faden genäht. Der Faden wurde mit 5 chirurgischen Knoten gesichert. Die Testsehnen wurden proximal unter Kryofixation in der Materialprüfmaschine festgeklemmt. Die Kryofixation sollte ein Herausrutschen des proximalen Sehnenansatzes aus der Klemme verhindern. Distal wurde ein Steinman-Pin quer durch den Knochenansatz gebohrt und anschließend in der Prüfmaschine fixiert (Herbort et al., 2008). Alle Sehnen wurden auf ihre Maximalkraft getestet. Im Unterschied zu unseren Tests wurden zuvor noch zyklische Belastungen zwischen 5 und 20 N durchgeführt.

Die Bunnell-Nahtrekonstruktion erreichte eine signifikant höhere Maximalkraft als die Kessler-Nahtrekonstruktion. Die mittlere Maximalkraft der Bunnell-Naht betrug 255,0 N mit einer Standardabweichung von $\pm 22,5$ N. Die Kessler-Naht erreichte im Mittel eine Maximalkraft von 192,8 N. Die Standardabweichung betrug hier $\pm 51,3$ N.

Die zwei Nahttechniken wiesen unterschiedliche Versagensgründe auf. Die Bunnell-Nahtrekonstruktion versagte aufgrund von Fadenrissen. Die Kessler-Nahtrekonstruktion versagte aufgrund von Sehnenaurissen. Herbort et al. schlussfolgerten, dass mit der Verwendung von stabilerem Nahtmaterial die Bunnell-Naht höheren biomechanischen Belastungen standhalten könne (Herbort et al., 2008). Durch unsere Tests können wir diese Annahme bestätigen. Ein Limit im Erreichen der Maximalkraft ist allerdings durch die Anordnung der Nahtstränge bei der Bunnell-Nahttechnik gesetzt. Bei sehr stabilem Nahtmaterial führten die Nahtstränge bei der Bunnell-Nahttechnik zum Durchscheuern der Sehne. Zu diesem Ergebnis kamen wir v.a. bei der Verwendung von FiberTape® (Tabelle 10). Die Problematik der Nahttechnik wurde von Herbort et al. ebenfalls aufgegriffen. Durch die quer und transversal angeordneten Nahtstränge wurde die Sehne komprimiert. Das führte u.a. zu Störungen der Mikrozirkulation der Sehne (Herbort et al., 2008). Durch die unterschiedlichen Studiendesigns ist ein direkter Vergleich mit unseren Kraftwerten limitiert.

Jordan et al. führten eine biomechanische Analyse an 4 verschiedenen Sehnennahttechniken durch. Getestet wurde im ex vivo Schweinmodell. Verwendet wurden 80 Flexor digitorum profundus Sehnen. Davon wurden 60 Sehnen für die eigentlichen Nahtrekonstruktionen verwendet. Es wurde keine Fallzahlplanung zuvor durchgeführt. Die Versuchssehnen wurden auf die 4 Gruppen aufgeteilt. Sehnen der Gruppe 1 wurden mit einer modifizierten 4-strängigen Kessler-Naht behandelt. Sehnen der Gruppe 2 wurden mit einer 4-strängigen Bunnell-Naht mit Knoten behandelt. Für beide Gruppen wurde ein 3-0 PDS®-Faden (Ethicon, USA) verwendet. Sehnen der Gruppe 3 wurden mit einer knotenlosen 4-strängigen Bunnell-Naht behandelt. Dafür wurde ein 3-0 Stratafix-Faden (Ethicon, USA) verwendet. Sehnen der Gruppe 4 wurden mit einer 4-strängigen knotenlosen Bunnell-Naht sowie mit einer transversal fortlaufenden peripheren knotenlosen Naht im Dehiszenzspalt behandelt. Die Bunnell-Naht wurde hierbei mit einem 3-0 Stratafix-Faden (Ethicon, USA)

durchgeführt. Die periphere Naht wurde mit einem 4-0 Stratafix-Faden durchgeführt (Jordan et al., 2015).

Für die Sehnenzugversuche wurde eine mechanische Materialprüfmaschine verwendet. Hierbei wurden uniaxiale und zyklische Tests durchgeführt. Als Spannmittel wurden zwei Edelstahlklemmen gewählt. Diese sollten die beiden Sehnenenden so greifen, dass sich zwischen ihnen 3 cm rekonstruierte Sehne befand. Vorversuche hatten gezeigt, dass bis zu 300 N bei diesem Versuchsaufbau wirken konnten, ohne dass die Sehnen aus den Klemmen herausrutschten (Jordan et al., 2015).

Bei den statischen, axialen Zugversuchen wurden Maximalkraft und Kraft bei 2mm-Dehiszenzspaltbildung ermittelt. Bei den zyklischen Zugversuchen wurde die Dehiszenzbildung [mm] ermittelt, die unmittelbar durch 500 Belastungszyklen zwischen 5 N und 20 N erzielt wurde. Die Daten wurden mit Hilfe der testXpert II-Software (Zwick, Deutschland) erhoben (Jordan et al., 2015). Eine Messkurve der Kraft über der Dehiszenzspaltbildung wurde ohne Videoanalyse der Sehne generiert.

Jordan et al. kamen zu dem Ergebnis, dass sich die Kraft bei 2mm-Dehiszenzspaltbildung zwischen Gruppe 1 und Gruppe 3 nicht unterscheidet. Gruppe 2 zeigte signifikant niedrigere Kraftwerte bei der 2mm-Dehiszenzspaltbildung auf ($p < 0,05$). Gruppe 4 zeigte die höchste Resistenz gegenüber der 2mm-Dehiszenzspaltbildung auf ($p < 0,05$) (Jordan et al., 2015). Beim Vergleich der Maximalkraft gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 3. Gruppe 2 erreichte signifikant höhere Maximalkraftwerte. Die Maximalkraft bei Gruppe 4 war signifikant höher als bei Gruppe 3. Bei Jordan et al. versagten von 60 rekonstruierten Sehnen 56 aufgrund von Fadenrissen. In Gruppe 1 und Gruppe 2 kam es jeweils zu 2 Ausrissen (Jordan et al., 2015).

Die Dehiszenzbildung nach zyklischer Belastung verhielt sich bei Gruppe 1 und Gruppe 3 ähnlich. Gruppe 2 wies eine signifikant größere Dehiszenzbildung auf. Gruppe 4 zeigte im Vergleich zu allen anderen Gruppen eine signifikant ($p < 0,05$) geringere Dehiszenzbildung (Jordan et al., 2015).

Im Vergleich zu den vier Versuchsgruppen der Jordan et al. Studie konnten wir in unseren Versuchen deutlich höhere Maximalkraftwerte messen.

Die 4-strängige Bunnell-Naht mit Knoten (Gruppe 2) erreichte im Mittel eine Maximalkraft von ca. 100 N. Unter den 4 Gruppen war dies der höchste Wert (Jordan et al., 2015). Dies entspricht ca. 18 % der von uns eruierten mittleren Maximalkraft bei Bunnell-Nahtrekonstruktion mit LabralTape™. Im Vergleich zur mittleren Maximalkraft der Bunnell-Nahtrekonstruktion mit FiberTape® entspricht dies ca. 16 %. Speziell dieser Vergleich macht die Relevanz der richtigen Wahl des Nahtmaterials deutlich.

Sowohl LabralTape™ als auch FiberTape® scheinen mechanisch deutlich stabiler zu sein als PDS®- und Stratafix-Faden.

Bis auf vier Fälle wurden alle Zugversuche der 4 Gruppen aufgrund von Fadenrissen beendet (Jordan et al., 2015). In den meisten Fällen stellte der PDS®, bzw. der Stratafix-Faden das schwächste Glied der Sehnen-Nahtrekonstruktion dar. Alle Nahttechniken der Jordan et al. Studie wurden mit 4 Nahtsträngen gewählt. Bei unseren eigenen Bunnell-Nähten verwendeten wir 2 Nahtstränge. Wie bereits aus anderen Studien hervorging, beeinflusst die Anzahl der Nahtstränge die Stabilität der Sehne positiv (Barrie et al., 2000; Waitayawinyu et al., 2008; Zeplin et al., 2011). Die Maximalkraftwerte der 4 Gruppen waren dennoch deutlich niedriger als unsere Maximalkraftwerte. Dies spricht für eine geringere Stabilität des verwendeten Nahtmaterials. Da Gruppe 2 einen sehr ähnlichen Versuchsaufbau mit unseren Bunnell-Nahtrekonstruktionen aufwies, lässt sich dies hier am besten nachvollziehen. Bei den Nahtrekonstruktionen von Jordan et al. wurde weniger Sehngewebe gegriffen. Die Naht erstreckte sich auf beiden Sehnenstümpfen über jeweils 1 cm. Die Gesamtlänge der Sehne zwischen den Spannmitteln betrug 3 cm. Die von uns gewählte Bunnell-Naht erstreckte sich über insgesamt 6 cm Sehnenlänge. Die Länge der Sehnennaht beeinflusst die mechanische Stabilität der Sehne (Cao et al., 2006). Die verschiedenen Studiendesigns sind beim Vergleich der Maximalkraftwerte zu beachten.

Bei unseren Versuchen wurde die Kraft bei 3mm-Dehiszenzspaltbildung ermittelt. Die Analyse der 3mm-Dehiszenzspaltbildung erfolgte mit Hilfe der Pontos 5M.

Die angesteuerte Vorkraft war in unseren Versuchen 7 N höher (Jordan et al., 2015). Der Dehiszenzspalt wurde bei unseren Nähten mit nur 2 Strängen überbrückt. Jordan et al. verwendeten 4 Stränge zur Überbrückung des Dehiszenzspalts. Bei Gruppe 4 wurde zusätzlich eine transversal fortlaufende periphere Naht zwischen den Sehnenstümpfen vernäht (Jordan et al., 2015). Ein Vergleich unserer Werte mit den Kraftwerten bei 2mm-Dehiszenzspaltbildung aus der Jordan et al. Studie ist durch die verschiedenen Studiendesigns limitiert.

Die mittlere Kraft bei 2mm-Dehiszenzspaltbildung betrug 54 N bei der 4-strängigen knotenlosen Bunnell-Naht mit peripherer knotenloser Naht (Gruppe 4). Diese 54 N stellen die höchste mittlere Kraft bei 2mm-Dehiszenzspaltbildung aller 4 Gruppe dar (Jordan et al., 2015). Der Kraftwert entspricht ca. 38 % des mittleren F_{3mm} -Wertes einer Bunnell-Naht mit LabralTape™. Außerdem entspricht er ca. 40 % des mittleren F_{3mm} -Wertes einer Bunnell-Naht mit FiberTape®.

Die mittleren F_{3mm} -Werte für LabralTape™ und FiberTape® liegen oberhalb der 4 mittleren Maximalkraftwerte aus der Jordan et al. Studie (Jordan et al., 2015). Es lässt sich auf eine vergleichsweise hohe Resistenz von LabralTape™ und FiberTape® gegenüber der Dehiszenzspaltbildung bei axialen Zugversuchen schließen.

FiberTape® und LabralTape™ bestehen aus einer Polyethylenstruktur. Burgess et al. untersuchten unterschiedliche Polyethylen-Fäden auf ihre mechanischen Eigenschaften. Getestet wurde die Zugfestigkeit bei monotonen und zyklischen Belastungen. Zum Einsatz kamen FiberTape®, FiberWire® und OrthoFiber. Zu Vergleichszwecken wurde ein Nylon-Faden den gleichen mechanischen Belastungen unterzogen. Burgess et al. kamen zu dem Ergebnis, dass multifilamentöse Polyethylen-Fäden stärker sind als monofilamentöse Fäden. Die Steifigkeit von Polyethylen-Fäden ist höher. Zu dem zeigten Polyethylen-Fäden ein geringeres Dehnungsverhalten. Unter den

verwendeten Nahtmaterialien stellte sich FiberTape® als stabilster Faden heraus (Burgess et al., 2010). Dieses Ergebnis passt zu den von uns aufgeführten Vergleichen.

FiberTape® besitzt einen Durchmesser von 2 mm. Damit stellte es das flächenmäßig größte Nahtmaterial in der Studie von Burgess et al. dar (Burgess et al., 2010).

LabralTape™ ist mit 1,5 mm Durchmesser etwas schmaler.

Die Ergebnisse sind Bestandteil von ex-vivo Studien. Möglicherweise kann der große Fadendurchmesser in-vivo zu vermehrter Gewebeirritation führen. Das Risiko für die Ansiedelung von Mikroorganismen am Nahtmaterial ist möglicherweise erhöht (Burgess et al., 2010).

Generell wird die Oberflächenmatrix des Sehngewebes an den Schnittstellen mit Nahtmaterial gestört. Hier kommt es in der Folge zur Infiltration von fibrovaskulärem Granulationsgewebe. Fibroblasten sorgen dann für eine neue Kollagenmatrix. Erst 35 Tage nach Operation ist das neue Kollagen ausgereift. Ab 128 Tagen ist das neue Kollagen vom normalen Sehnenkollagen nicht mehr zu unterscheiden. Dem Einsatz von Nahtmaterial folgen immer histologische Umbauprozesse. Aus histologischer Sicht sollte daher die Menge an Nahtmaterial möglichst gering gehalten werden (Ketchum, 1977). Für einen guten Heilungsprozess sollte die Nahttechnik das Sehngewebe möglichst wenig einschnüren (Mason und Shearon, 1932).

Bei der modifizierten Bunnell-Naht mit FiberTape® kam es in 100 % der Fälle zum Testversagen durch Ausriss. Bei LabralTape™ wurden ca. 43 % der Versuche durch Ausriss beendet. Bei ca. 57 % der rekonstruierten Sehnen mit LabralTape™ kam es zum Fadenriss (Tabelle 10). Beim Ausriss wurde das Sehngewebe mit dem Nahtmaterial mitgerissen. Das Nahtmaterial riss dabei nicht.

Das Testversagen wurde durch die Maximalkraftbestimmung provoziert. Die rekonstruierten Sehnen hielten in unseren Versuchen hohen mechanischen Belastungen statt. Das Sehngewebe wurde jedoch durch die Anordnung der Nahtstränge und das stabile Nahtmaterial (insbesondere FiberTape®) sehr stark beansprucht.

Die Auswirkungen einer Bunnell-Naht mit FiberTape®- bzw. LabralTape™ auf den Heilungsprozess der Achillessehne müssen weiterführende Studien untersuchen.

Spaltbildung stellt eine häufige Komplikation nach operativer Sehnenrekonstruktion dar (Gelberman et al., 1999; Ketchum, 1977; Zhao et al., 2004). Spaltbildung kann u.a. durch unzureichende intraoperative Adaptation der Sehnenstümpfe oder mechanische Überbelastung postoperativ zustande kommen.

Damit geht ein erhöhtes Risiko für eine Reruptur in der frühen Rehabilitationsphase einher (Gelberman et al., 1999). Durch Spaltbildung kann die Ansiedlung von Mikroorganismen begünstigt werden. Wundinfektionen und Wundheilungsstörungen können die Folge sein (Gelberman et al., 1999; Khan et al., 2005; Zhao et al., 2004). Spaltbildung nach Sehnenrekonstruktion korreliert mit Adhäsionsbildungen (Seradge, 1983). Adhäsionsbildungen können zu einem gestörten Sehnengleiten im Gewebe führen (Ketchum, 1977). In Folge einer Spaltbildung kann die Kraft des Muskel-Sehnen-Apparates vermindert sein. (Gelberman et al., 1999; Zhao et al., 2004)

Bei einer konservativ-funktionellen Therapie der akuten Achillessehnenruptur sollte die Spaltbildung ≤ 10 mm betragen. Gemessen wird in der Neutralnullstellung des Sprunggelenks mittels Sonographie (Ulmar et al., 2014; aus Hüfner et al., 2010). Die Stärke der Plantarflexion ist nach konservativer Therapie von Rupturspalten > 10 mm signifikant eingeschränkt. Patienten mit Rupturspalten ≤ 10 mm hatten nach konservativer Therapie weniger Krafteinbußen (Lawrence et al., 2017). Nach operativer Therapie können schon geringere Dehiszenzen zu Problemen führen.

Gelberman et al. untersuchten den Zusammenhang zwischen Größe des Dehiszenzspalts und Sehnenfunktionalität nach erfolgter Rekonstruktion. Die Auswirkungen der Größe des Dehiszenzspalts auf die Sehnenfunktionalität stand in zeitlicher Abhängigkeit zum postoperativen Heilungsprozess. Große

Spaltbildungen verschlechterten den Heilungsprozess (Gelberman et al., 1999). Bei Spaltbildungen ≤ 3 mm verbesserten sich Sehnenstärke und -Steifigkeit signifikant mit der Zeit. Nach 42 Tage war die Maximalkraft im Vergleich zum 10-Tageszeitpunkt um 90 % gestiegen. Die Steifigkeit war um 320 % gestiegen. Sehnen, die einen Dehiszenzspalt > 3 mm aufwiesen, zeigten im zeitlichen Verlauf keinen signifikanten Unterschied der Parameter. Es ist anzunehmen, dass eine Dehiszenzspaltbildung > 3 mm mit einem erhöhten Risiko für erneute Sehnenrupturen einhergehen. Dies gilt insbesondere für die Phase der frühen Rehabilitation (Gelberman et al., 1999). Das Sehngewebe braucht bei größerer Spaltbildung länger für eine suffiziente Regeneration. Die Kollagen-Quervernetzung ist bei größerer Spaltbildung erschwert. Die Wiederzunahme der Sehndichte ist verlangsamt. Dadurch ist die Regeneration der mechanischen Funktionalität verzögert (Chimich et al., 1991; Gelberman et al., 1999; Loitz-Ramage et al., 1997).

Zhao et al. untersuchten den Gleitwiderstand von Sehnen in Abhängigkeit zur Spaltbildung (Zhao et al., 2004). Der Gleitwiderstand wird durch mindestens 3 Faktoren beeinflusst. Dazu gehört der Reibungswiderstand der Oberfläche. Dieser ist im Normalfall bei Sehnen sehr gering. Hinzu kommt die Tragkraft der Sehne. Außerdem spielt der Bogenwinkel der Sehne eine Rolle. Der Bogenwinkel ist abhängig vom Bewegungsausmaß des Streckapparates (Amadio, 2013). Die mittleren Höchstwerte der Gleitwiderstände waren bei Sehnen mit einem 3mm-Dehiszenzspalt signifikant höher als bei Sehnen mit einem 2mm-Dehiszenzspalt (Zhao et al., 2004).

Die Kraft, die für die Entstehung eines 3mm-Dehiszenzspalts aufgebracht werden muss, stellt aus genannten Gründen einen Prognosemarker für die Sehnenrehabilitation dar. F_{3mm} war damit wichtiger Bestandteil unserer Arbeit.

Barrie et al. publizierten eine Studie zur Biomechanik von rekonstruierten Sehnen. In dieser Studie wurden die Auswirkungen unterschiedlich vieler Nahtstränge auf die Biomechanik der Sehne untersucht. Getestet wurden eine zweisträngige Kessler-Naht, eine viersträngige Kessler-Naht, eine viersträngige

Kreuznaht, eine viersträngige Kreuznaht mit verriegelnden Schlaufen sowie eine sechssträngige Savage-Naht. Verwendet wurden humane Fingersehnen von Körperspendern. Die Sehnen wurden in einem in-situ Modell getestet. Untersucht wurden die maximale Sehnenkraft, die 2-, 3- und 4-mm Spaltbildung sowie der Flexionsspielraum der rekonstruierten Sehnen (Barrie et al., 2000). Die Kraftwerte der Barrie et al. Studie lassen sich mit unseren Tests aufgrund des unterschiedlichen Studiendesigns nicht direkt vergleichen. Die Studie zeigt aber den Einfluss von Modifikationen der Nahttechnik auf die mechanische Stabilität von Sehnen.

Die sechssträngige Savage-Naht erzielte signifikant höhere Maximalkraftwerte als die vier- und zweisträngigen Nähte ($p < 0,05$). Die viersträngigen Nähte erzielten wiederum signifikant höhere Maximalkraftwerte als die zweisträngige Kessler-Naht ($p < 0,05$).

Die sechssträngige Savage-Naht zeigte sowohl bei der 3mm- als auch bei der 4mm-Spaltbildung statistisch signifikant höhere Kraftwerte als alle anderen Nähte. Zwischen der viersträngigen- und der zweisträngigen Kessler-Naht ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Der Flexionsspielraum der Sehnen war bei allen Nahttechniken erweitert. Es konnte aber keine statistisch signifikante Korrelation zu der Anzahl an Nahtsträngen beobachtet werden.

Die Studie bestätigt die Annahme, dass die Sehnenstärke mit der Anzahl an Nahtsträngen korreliert (Barrie et al., 2000; McCoy und Haddad, 2010). Barrie et al. waren der Meinung, dass 4- und 6-Strang Nahttechniken eine adäquate Stärke für Sehnen schaffen. Dies zielt insbesondere auf die Möglichkeit der frühen Mobilisation nach Operation ab (Barrie et al., 2000).

Die Stabilität der Sehnen-Nahtrekonstruktion lässt sich durch Erhöhung der Anzahl an Nahtsträngen weiter verbessern (Barrie et al., 2000; McCoy und Haddad, 2010; Watson et al., 1995).

Wie bereits in 2.3.1 beschrieben, stuften wir Knotenversagen als unzulässiges Abbruchkriterium ein. F_{max} -Werte bei Knotenversagen ließen sich in den Übungen nicht reproduzieren und waren zufällig verteilt. Vergleiche von

Nahtmaterialien wurden daher nur auf Basis von echtem Material- und Sehnenversagen angestrebt. Waitayawinyu et al. untersuchten das Nahtmaterial FiberWire® (Arthrex) auf seine maximale mechanische Belastbarkeit im Sehnenzugversuch. Dabei stellten sie fest, dass ein 3-0 FiberWire® Faden häufig zum Knotenversagen führte (Waitayawinyu et al., 2008).

Im Vergleich zur Waitayawinyu-Studie lässt sich eine gute Knotenadaptation und -Stabilität von LabralTape™ und FiberTape® beschreiben. 3 Versuche mussten bei der Verwendung von LabralTape™ aufgrund von Knotenlösen wiederholt werden. Bei FiberTape® löste sich kein Knoten im Verlauf des Zugversuches.

FiberTape® versagte in unseren Versuchen meist aufgrund von Fadenausrisen aus der Sehne. LabralTape™ versagte meist aufgrund von echten Fadenrissen.

<i>Testversagen bei Zugversuchen</i>	LabralTape™	FiberTape®
Anzahl an Ausrissen	29	67
Anzahl an Fadenrissen	38	0

Tabelle 10: Auflistung zulässiger Kriterien für das Testversagen von LabralTape™- und FiberTape®-Nähten nach Anzahl der Zugversuche

Schädel-Höpfner et al. verglichen die biomechanischen Eigenschaften dreier Nahttechniken (Modifizierte Kessler, Tsuge und Bunnell) mit zwei neueren 4-Strang-Techniken (Marburg 1 und Marburg 2). Getestet wurde im mechanischen Sehnenzugversuch (Schädel-Höpfner et al., 2011).

Die Marburg 1- und Marburg 2- Technik waren durch vier longitudinale Nahtverläufe entlang der Sehne charakterisiert. Diese wurden an den proximalen und distalen Sehnenenden durch kreisförmige bzw. halbkreisförmige Schlaufen verankert und dort geknotet. Für die Versuche wurden insgesamt fünfzig Flexorensehnen vom Schwein verwendet. Bei den Zugversuchen wurden rein axial wirkende Kräfte gemessen. Zyklische

Testungen wurden nicht durchgeführt. Notiert wurden die Maximalkraft der Sehne, die Kraft bei 1mm-Dehizenspaltbildung sowie der Versagensgrund des Versuches. Bis auf die Tsuge-Technik wurden alle Nahttechniken mit einem Maxon® 4-0 Faden vernäht. Die Tsuge-Technik wurde mit einem Tendo-loop vernäht. Die modifizierte Kessler-Naht erreichte die höchsten Maximalkraftwerte mit einem Median von 115,2 N und einer Spannweite von 107,7 N. Die Marburg 1- (Median 57,1 N; Spannweite 34,7 N) und Marburg 2- Technik (Median 53,7 N; Spannweite 17,8 N) erreichten höhere Maximalkraftwerte als die Bunnell- (Median 47,4 N; Spannweite 26,4 N) und Tsuge-Technik (Median 34,6 N; Spannweite 9,1 N). In den meisten Fällen führte ein Fadenriss zum Testende. Einen limitierenden Faktor der Schädel-Höpfner et al. Studie stellte die unterschiedliche Anzahl an Nahtsträngen dar. Die herkömmlichen Nähte nach Kessler, Tsuge und Bunnell wurden zweisträngig genäht. Die Techniken nach Marburg wurden viersträngig genäht. Ein Vergleich der Maximalkraftwerte ist daher limitiert (Schädel-Höpfner et al., 2011). Die Anzahl der Sehnenstränge hat einen hohen Einfluss auf die Stabilität der rekonstruierten Sehne (Barrie et al., 2000; Waitayawinyu et al., 2008; Zeplin et al., 2011).

Vergleicht man die Maximalkraftwerte der Bunnell-Nähte aus der Schädel-Höpfner et al. Studie mit den eigenen F_{\max} -Werten, fallen deutliche Unterschiede auf. Die Bunnell-Technik erzielte in unseren Versuchen mit dem LabralTape™-Faden einen ca. 11,7-fach höheren Medianwert. Beim FiberTape®-Faden ergab sich ein ca. 13,7-fach höherer Medianwert. Hierfür lassen sich mehrere Gründe aufführen. Das Testende wurde durch das Versagen des schwächsten Gliedes in der rekonstruierten Sehne erreicht. Das Nahtmaterial hatte hierbei einen bedeutenden Einfluss auf die maximale Belastbarkeit der genähten Sehne. LabralTape™ und FiberTape® erzielten deutlich höhere Maximalkraftwerte als der Maxon® 4-0 Faden. Die Bewegungsdynamik der Prüfmaschine spielte des Weiteren eine Rolle. In der Studie von Schädel-Höpfner et al. wurden die Sehnen mit einer Geschwindigkeit von 30 mm/min axial gezogen. In unseren eigenen Versuchen durchliefen die Testsehnen mehrere Testphasen (wie in Kapitel 2.3.1 beschrieben). Bis zum Erreichen von 100 N wurden die Sehnen mit einer

Geschwindigkeit von 0,2 mm/s axial gezogen. Verglichen mit der Schädel-Höpfner et al. Studie entspricht das einer 0,4-fachen Geschwindigkeit. Erst nach Erreichen einer Kraft von 100 N erfolgte in unseren eigenen Versuchen ein Anstieg der Geschwindigkeit auf 2 mm/s. Dies wiederum entspricht einer vierfachen Geschwindigkeit.

In der Studie von Schädel-Höpfner et al. wurden die Sehnen in der Prüfmaschine an den distalen Enden zwischen transversalen Klemmen befestigt. Bei den Bunnell-Nähten kam es in 20 % der Sehnen aufgrund unzureichender Fixierung zum Testende. Die Sehnen rutschten hierbei während des Zugversuches aus den Klemmen. 80 % versagten aufgrund von Fadenrissen (Schädel-Höpfner et al., 2011). Die Spannmittel in unseren Versuchen wurden in das Sehngewebe eingelassen und fixiert.

Halterungsaurisse stellten kein gültiges Testversagen dar.

Ein weiterer Unterschied unserer Versuche stellte die leicht modifizierte Bunnell-Technik dar. Die Naht wurde in unseren Versuchen lediglich einmal am proximalen Sehnenende geknotet. Es wurde nur ein Faden verwendet. Dieser wurde durch die gesamte Sehne gezogen. Die Schädel-Höpfner et al. Studie zeigte eine Bunnell-Technik, bei der jeweils ein Faden für das proximale und ein Faden für das distale Sehnenende verwendet wurde. Die vier Fadenenden im Sehnenpalt wurden dann mit entsprechend zwei Knoten im Spalt belegt. In den Versuchen wurde zusätzlich die Kraft bei 1mm-Dehiszenzspaltbildung ermittelt. Für die Bunnell-Naht lag der Median hier bei 3,4 N (Schädel-Höpfner et al., 2011). Da es in diesen Versuchen bereits zu einer Spaltbildung ohne nennenswerten Kraftaufwand kam, ist das Setzverhalten der Naht im Sehngewebe und die Ausführung der Nahttechnik in Frage zu stellen.

Hahn et al. verglich die physikalischen und biomechanischen Eigenschaften einer Krackow-Nahttechnik mit denen einer Whip-stitch-Technik. Getestet wurde im ex vivo Schweinemodell. Für die Versuchssehnen wurden 52 Beugesehnen vom Schweinefuß verwendet (Hahn et al., 2014).

Für die Naht wurde ein No. 2 FiberWire® Faden aus Polyethylen (Arthrex) verwendet. Sowohl die Krackow- als auch die Whip-Stitch-Nahttechnik wurden

mit jeweils 1, 2, 3, 4 und 5 Nahtreihe(n) durchgeführt. Jede Nahtreihe enthielt jeweils 2 Nahtschlaufen (Hahn et al., 2014). Es ergaben sich dadurch insgesamt 10 Versuchsgruppen. Die Krackow- und Whip-Stitch-Nahttechnik mit nur einer Nahtreihe wurden an 6 Versuchssehnen getestet. Die restlichen 8 Versuchsgruppen wurden an jeweils 5 Versuchssehnen getestet (Hahn et al., 2014). Eine Fallzahlplanung für die Versuche wurde nicht durchgeführt. Die beiden Nähte wurden nicht in End-zu-End-Technik ausgeführt. Es wurde also keine Sehnenruptur simuliert. Es wurden keine Sehnenstümpfe aneinandergenäht.

Die Versuchssehnen wurden mit den beschriebenen Nahtmustern an einem Sehnenende versehen. Die zwei Nahtstränge aus dem genähten Sehnenende wurden an einer Ringschraube mit 6 Kreuzknoten fixiert. Das nicht genähte Sehnenende wurde mit einer Schraubzwinde von außen festgeklemmt. Ringschraube und Schraubzwinde wurden in der Materialprüfmaschine befestigt. Zusätzlich wurden an den Nahtsträngen in 5 mm Abstand zum genähten Sehnenende zwei Aneurysma-Klemmen befestigt (Hahn et al., 2014). Diese sollten zur Abschätzung der Spaltbildung dienen.

Hahn et al. ließen zunächst zyklische Belastungen auf die Sehnen wirken. Das Testprotokoll sah 200 Zyklen vor. Kräfte zwischen 20 N und 200 N wurden hierbei von der Materialprüfmaschine angesteuert. Anschließend wurden die neuen Abstände der Aneurysma-Klemmen zum Sehnenende gemessen. Die Differenz aus neuem und ursprünglichem Abstand definierten Hahn et al. als Spaltbildung [mm] (Hahn et al., 2014).

Dann wurden die Sehnen auf ihre Maximalkraft getestet. Die Materialprüfmaschine zog dazu mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/s. Das Testende wurde bei allen 52 Sehnen durch einen Fadenriss bewirkt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Die mittlere Maximalkraft der Krackow-Nähte (322,1 N +/- 20,3 N) unterschied sich nicht signifikant ($p = 0,676$) von der mittleren Maximalkraft der Whipstitch-Nahttechnik (319,7 N +/- 20,4 N). Die mittlere Spaltbildung der Krackow-Nähte war um 19,6 % geringer als die der Whipstitch-Technik ($p = 0,012$). (Hahn et al., 2014)

Hahn et al. kamen zu dem Ergebnis, dass die Krackow-Nahttechnik der Whipstitch-Nahttechnik bei Sehnenrekonstruktion vorzuziehen ist.

Eine höhere Anzahl an Nahtschlaufen führt nicht zu einer höheren Maximalkraft der Sehne. Das Testversagen der Sehne bleibt außerdem kausal unbeeinflusst von der Anzahl der Nahtschlaufen.

Eine höhere Anzahl an Nahtschlaufen führt nach Hahn et al. zu einer größeren Spaltbildung ($p = 0,015$). Die Abhängigkeit der Spaltbildung von der Anzahl an Nahtschlaufen verhält sich hierbei jedoch nicht linear (Hahn et al., 2014).

Der Vergleich unserer eigenen Maximalkraftwerte mit denen der Hahn et al. Studie wird durch mehrere Faktoren limitiert. Der Maximalkrafttestung gingen zyklische Belastungen voraus. Des Weiteren wurde in der Studie von Hahn et al. auf eine End-zu-End-Naht verzichtet. Dies hat u.a. Auswirkungen auf Setzverhalten, Spannung, Elastizität, Steifigkeit und Elongation des Sehnen-Naht-Konstrukts. Somit werden auch Spaltentstehung und Maximalkraft beeinflusst. Des Weiteren wurde unterschiedliches Nahtmaterial verwendet. Die Bunnell-Naht aus unseren eigenen Versuchen erreichte mit LabralTape™ eine ca. 1,7-fach höhere mittlere Maximalkraft als die Krackow- und Whipstitch-Naht. Die Bunnell-Nahttechnik mit FiberTape® erreichte im Mittel eine ca. 2-fach höhere Maximalkraft als die Krackow- und Whipstitch-Naht. Die Kraft bei 3mm-Dehiszenzspaltbildung wurde in der Studie von Hahn et al. nicht erhoben. Ein Vergleich ist dahingehend nicht möglich.

Kanz et al. führten biomechanische Tests mit zwei unterschiedlichen Nahtmaterialien durch (Kanz et al., 2014). Die Pilotstudie wurde mit 32 Schweinesehnen durchgeführt. Hierbei wurden 16 Sehnen mit einem No. 2 Fiberwire®-Faden behandelt. Diese Nähte wurden geknotet. Die anderen 16 Sehnen wurden mit einem knotenlosen No. 2 Quill Polypropylene Widerhakenfaden vernäht. Alle 32 Schweinesehnen wurden mit einer doppelten Bunnell-Naht behandelt. Die Sehnenenden wurden dann mit Hilfe von Gewebeklemmen in einer Materialprüfmaschine befestigt. Eine Vorspannung von 10 N wurde für 30 Sekunden gehalten. Anschließend übte die

Prüfmaschine mit einer Verfahrensgeschwindigkeit von 25 mm/min einen axialen Zug auf die Sehnen aus. Die geknoteten Fiberwire®-Fäden zeigten signifikant höhere Maximalkraftwerte als die Widerhakennähte.

Die Primärstudie wurde dann an 12 humanen Achillessehnenpräparaten durchgeführt. Eine Ruptur wurde 4 cm proximal der Insertion am Calcaneus mit einem transversalen Schnitt simuliert. Alle 12 humane Achillessehnen wurden mit der doppelten Bunnell-Naht behandelt. Davon wurden 6 Sehnen mit dem No. 2 Fiberwire®-Faden genäht. Dabei überbrückten 4 Stränge den Rupturspalt. Die Fiberwire®-Fäden wurden jeweils mit 3 Knoten außerhalb des Rupturspaltens belegt. Die anderen 6 Sehnen wurden mit dem No. 2 Quill Polypropylene Widerhakenfaden genäht. Hier überbrückten 6 Stränge den Rupturspalt. Das proximale Sehnenende wurde mit einer Gewebeklemme in der Prüfmaschine befestigt. Der Calcaneus wurde mittels eines Querbolzens in der Prüfmaschine eingebracht. Das Testprotokoll wurde wie in der Pilotstudie angewendet. Eine 5mm-Dehiszenzspaltbildung wurde als klinisch relevant eingestuft. Die Ermittlung der Kraft bei 5mm-Dehiszenzspaltbildung erfolgte mit Hilfe einer skalierten Hintergrundplatte. Während der Zugversuche wurde die Spaltbildung über die skalierte Hintergrundplatte beobachtet und die Kraftwerte notiert.

Die Kraft bei 5mm-Dehiszenzspaltbildung zeigte in beiden Versuchsgruppen keinen signifikanten Unterschied. Für Fiberwire® betrug diese im Mittel $98,0 \pm 30,9$ N. Für den Widerhakenfaden lag sie bei $108,6 \pm 58,8$ N. Ebenso zeigte die Steifigkeit bei Fiberwire® und beim Widerhakenfaden keine signifikanten Unterschiede. Die mittlere Maximalkraft von Fiberwire® lag bei $459,2 \pm 184,2$ N. Der Widerhakenfaden zeigte eine mittlere Maximalkraft von $184,0 \pm 25,2$ N. Der Unterschied wurde als signifikant eingestuft ($p = 0,029$). Die Versagensgründe waren bei beiden Nahtmaterialien unterschiedlich.

Fiberwire® versagte aufgrund von Ausrissen und großer Separation der Sehnenstümpfe voneinander. Der Widerhakenfaden versagte aufgrund von Fadenrissen (Kanz et al., 2014).

Fiberwire® zeigte ein ähnliches Testverhalten wie unser FiberTape®. Beide Nahtmaterialien rissen in keinem der Zugversuche. Die Nahtmaterialien hatten

also nicht ihre maximal mögliche Belastung erreicht. Dies kann zum einen an der Sehnenbeschaffenheit gelegen haben. Zum anderen führte die Anordnung der Nahtstränge bei der Bunnell-Nahttechnik bei stabilem Nahtmaterial zum Einriss ins Sehngewebe. Die Maximalkraft des Fiberwire-Fadens ordnete sich etwas unterhalb von LabralTape™ und FiberTape® ein. LabralTape™ erreichte einen ca. 1,2-fach höheren gemittelten F_{max} . FiberTape® erzielte einen ca. 1,4-fach höheren gemittelten F_{max} . Der knotenlose Widerhakenfaden erreichte deutlich niedrigere Maximalkraftwerte als die von uns verwendeten Nahtmaterialien. LabralTape™ und FiberTape® erzielten einen ca. 3-fach bzw. 3,5-fach höheren mittleren Maximalkraftwert. Der Widerhakenfaden könnte aufgrund seiner knotenlosen Befestigung im Sehngewebe biomechanische Vorteile mit sich bringen. Dies sollte in weiterführenden Studien untersucht werden.

Die mittleren Kraftwerte bei 5mm-Dehiszenzspaltbildung lagen sowohl bei Fiberwire® als auch beim Widerhakenfaden etwas unterhalb von F_{3mm} von LabralTape™ und FiberTape®. Bei Fiberwire® und dem knotenlosen Widerhakenfaden trat schon ein 5mm-Dehiszenzspalt auf, während bei FiberTape® und LabralTape™ noch kein 3mm-Dehiszenzspalt erreicht war. Die Spaltbildung wurde in beiden Studien unterschiedlich erfasst. Daher ist auch hier der Vergleich limitiert (Kanz et al., 2014).

Schneppendahl et al. führten 2012 eine biomechanische Studie durch. Dabei wurde eine Bunnell-Nahttechnik in Kombination mit einem PDS® II Faden (Ethicon, USA) getestet. Ebenfalls untersucht wurden die Eigenschaften der Gewebekleber BioGlue® (CryoLife, USA) und Tissucol® Duo S (Baxter, USA). Als Testsehnen wurden 18 Achillessehnen von Schafen verwendet. Jede der 3 Gruppen erhielt somit 6 Testsehnen. Die Ruptur wurde durch eine z-förmige Inzisionen ca. 40 mm proximal der Insertion am Calcaneus simuliert. Proximale Sehnenansatz und Calcaneus wurden mittels Klemmen in einer Materialprüfmaschine fixiert. Es wurden rein axiale Zugkräfte ausgeübt. Dabei wurde die Maximalkraft ermittelt. Die Prüfmaschine verfuhr mit einer

Geschwindigkeit von 20 mm/min. Über 20 % Kraftverlust definierten das Testversagen.

Die Maximalkraft der Bunnell-Nahtrekonstruktion mit dem PDS® II Faden lag im Mittel bei $146,2 \pm 30,8$ N. Dabei riss in 6 von 6 Testsehnen das Nahtmaterial. In unseren Versuchen führte ein Kraftverlust von 80 % zum Testversagen. Die Ergebnisse lassen sich, abgesehen vom unterschiedlichen Studiendesign, dennoch gut vergleichen. Das Testende der Bunnell-Naht bei Schneppendahl et al. wurde in 100 % der Fälle durch Fadenriss beendet. Somit wäre selbst bei einem Prüfprotokoll mit Testversagensgrund bei 80 % Kraftverlust höchstwahrscheinlich keine höhere Maximalkraft möglich gewesen.

LabralTape™ erzielte im Mittel eine ca. 3,8-fach höhere Maximalkraft.

FiberTape® erzielte im Mittel eine ca. 4,4-fach höhere Maximalkraft. Des Weiteren wurde in der Studie von Schneppendahl et al. eine mittlere Dehiszenz von $50,1 \pm 14,5$ mm bei Testversagen angegeben. Die Dehiszenz wurde nur mit Hilfe der elektrodynamischen Materialprüfmaschine (Instron® Ltd Model 5565) ermittelt. Die Dehiszenz erscheint im Vergleich zu unserer Spaltbildung sehr hoch. Bei LabralTape™ führte eine mittlere Kraft von 143,1 N bzw. bei FiberTape® von 135,2 N zu einer Dehiszenz von 3 mm.

Die beiden Gewebekleber wurden ohne zusätzliche Naht am Rupturspalt angebracht. BigGlue® erreichte eine mittlere Maximalkraft von $38,4 \pm 18,3$ N.

Tissucol® erreichte eine mittlere Maximalkraft von $4,7 \pm 2,5$ N (Schneppendahl et al., 2012).

Limitation der Arbeit:

Die Ergebnisse unserer Arbeit sind Bestandteil eines Modellversuches. Die Zugversuche fanden im ex-vivo Schweinmodell statt. Anstatt humaner Achillessehnen verwendeten wir tiefe Flexorensehnen vom Schwein. Die Kraftwerte der rekonstruierten Sehnen lassen sich nicht ohne Weiteres auf humane Achillessehnen übertragen.

Humane Achillessehnen erreichten in einem biomechanischen Test eine mittlere Maximalkraft von 1189 N. Die Spannweite betrug dabei 1605 N (Louis-Ugbo et al., 2004).

In unseren Tests führten wir rein axiale Zugversuche durch. Zyklische Tests wurden nicht durchgeführt. Die Tests zielten auf die mechanische Belastungsfähigkeit des Sehnen-Naht-Konstruktes ab. Die ermittelten Ergebnisse treffen keine Aussage über den Heilungsprozess der rekonstruierten Sehnen.

Die Sehnenruptur wurde durch einen transversalen Schnitt mit dem Skalpell simuliert. Anders als bei echten Achillessehnenrupturen erhielten wir dadurch einen gleichmäßig glatten Rand der Sehnenstümpfe. Die Naht der Sehnen erfolgte in einer Nähvorrichtung (Abbildung 3). Dabei wurden Aus- und Einstichstellen der Bunnell-Naht auf Vorder- und Rückseite zuvor markiert. Dadurch wurde eine akkurate Anbringung der Bunnell-Nahttechnik ermöglicht. Unsere Methodik erfolgte standardisiert und vereinfachte die Sehnenrekonstruktion. Das Vorgehen ist nicht ohne weiteres auf eine klinische Rupturversorgung zu übertragen.

Wir belegten die Nahtenden mit 7 chirurgischen Knoten. Da es sich bei FiberTape® und LabralTape™ ohnehin um dicke Nahtmaterialien handelt, würde diese Anzahl an Knoten höchst wahrscheinlich zu klinischen Beschwerden im Achillessehnenbereich führen.

5 chirurgische Knoten werden benötigt, um die maximale Kraft des Fadens zu erreichen. Gleichzeitig genügen 5 chirurgische Knoten, um eine minimale Anzahl an Knotenlösen zu verursachen (Muffly et al., 2011).

Schlussfolgerung:

Verglichen mit der aktuellen Studienlage erreichten unsere Testsehnen unter Verwendung der Bunnell-Nahtrekonstruktion und den Nahtmaterialien LabralTape™ und FiberTape® sehr stabile Testwerte. In die Diskussion wurden sowohl unterschiedliche Nahttechniken als auch andere Nahtmaterialien mit einbezogen. Die Vergleichbarkeit war allerdings durch unterschiedliche Studiendesigns häufig limitiert. Dennoch ließen sich eine vergleichsweise höhere Maximalkraft (F_{max}) und eine höhere Resistenz gegenüber der Dehiszenzspaltbildung für Bunnell-Nähte mit LabralTape™ und FiberTape® feststellen.

Die Verwendung dieser zwei stabilen Nahtmaterialien bei der Behandlung von akuten Achillessehnenrupturen könnte von hohem klinischen Interesse sein. Ein geringeres Risiko für Spaltbildung und Reruptur könnten Vorteile gegenüber anderer Nahtmaterialien sein. Die Kombination der Bunnell-Nahttechnik mit den zwei Nahtmaterialien ist insofern kritisch zu sehen, als dass der Versagensgrund häufig durch Ausriss von Sehnengewebe bedingt war (Tabelle 10). Die Bunnell-Nahtrekonstruktion hielt mit beiden Nahtmaterialien hohen mechanischen Belastungen stand. Dennoch könnten extreme Belastungen möglicherweise zu komplizierten Sehnenrupturen führen. Die Sehnen-Nahtrekonstruktion sollte in weiterführenden Studien auch zyklischen Tests ausgesetzt werden. Dadurch könnten physiologische Achillessehnenbelastungen besser simuliert und beobachtet werden. Das biomechanische Verhalten der Bunnell-Nahttechnik mit LabralTape™ und FiberTape® in humanen Achillessehnenpräparaten sollte ebenfalls Gegenstand weiterführender Studien sein.

5. Zusammenfassung

Bislang wurde noch kein Goldstandard in der operativen Therapie von akuten Achillessehnenrupturen etabliert. Die Wahl der Nahttechnik und des Nahtmaterials ist von den individuellen Erfahrungen des Operateurs abhängig. Ziel dieser experimentellen Arbeit war es, die Sehnennahttechnik nach Bunnell unter Verwendung der Nahtmaterialien LabralTape™ und FiberTape® im Achillessehnenmodell zu testen.

Der Unterschied zwischen LabralTape™ und FiberTape® in Bezug auf Maximalkraft (F_{\max}) und Kraft bei 3mm-Dehiszenzspaltbildung ($F_{3\text{mm}}$) sollte hierbei ermittelt werden. Ein Kraftunterschied von 50 N wurde als klinisch relevant festgelegt.

Es wurden axiale Sehnenzugversuche durchgeführt. Als Versuchssehnen dienten 134 tiefe Flexorensehnen von hinteren rechten Schweinefüßen. Es wurde eine Materialprüfmaschine vom Typ zwickiLine 2.5TN verwendet. Die Analyse der 3mm-Dehiszenzspaltbildung erfolgte mit Hilfe einer Pontos 5M-Hochgeschwindigkeitskamera. Die Testmethodik wurde validiert. Die Anzahl (N) an Versuchen sowie die Teststatistik leiteten sich aus der vorausgehenden Fallzahlplanung ab.

Es konnte gezeigt werden, dass FiberTape® signifikant höhere Maximalkraftwerte ermöglicht ($p < 0,001$). Der Median für F_{\max} bei LabralTape™ lag bei 554,6 N. Bei FiberTape® lag der Median für F_{\max} bei 650,2 N. Die Kraft bei 3mm-Dehiszenzspaltbildung ($F_{3\text{mm}}$) verhielt sich bei LabralTape™ und FiberTape® dagegen sehr ähnlich. Hier konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p = 0,227$). Der Median für $F_{3\text{mm}}$ lag bei LabralTape™ bei 144,7 N. Bei FiberTape® lag der Median für $F_{3\text{mm}}$ bei 135,1 N.

Bei FiberTape® wurde das Testversagen in 100 % der Fälle durch Sehnenauriss verursacht. LabralTape™ versagte in ca. 57 % der Fälle aufgrund eines Fadenrisses.

Im Vergleich zu Sehnenzugversuchen anderer Studien zeigten die von uns verwendeten Nahtmaterialien LabralTape™ und FiberTape® äußerst stabile mechanische Eigenschaften. Es konnte keine vergleichbare Studie mit ähnlich hohen Maximalkraftwerten gefunden werden. Im Vergleich zu Tests anderer Studien kam es bei der Verwendung von LabralTape™ und FiberTape® zu einer relativ späten Spaltbildung. Es musste somit eine vergleichsweise hohe Kraft aufgewendet werden, um einen 3mm-Dehiszenzspalt zu erzeugen. LabralTape™ und FiberTape® scheinen in Kombination mit der Bunnell-Nahttechnik eine hohe mechanische Belastbarkeit zu haben. Bei den Nahtmaterialien handelte es sich um nicht-resorbierbare Polyethylenfäden. Die Ergebnisse der Arbeit werden dadurch limitiert, dass es sich um ex vivo Schweinmodellversuche von Achillessehnenrupturen handelt. Bei den Versuchen wirkten allein axiale Kräfte auf die Sehnen. Die Versuche dieser Arbeit konnte nicht beantworten, ob die kräftige Materialstruktur von LabralTape™ und FiberTape® zu einer erhöhten Sehnenirritation unter in vivo Bedingungen führt. Bei hohen Belastungen kam es bei beiden Nahtmaterialien zum Ausriss von Sehngewebe durch den Faden. Die Bunnell-Nahttechnik schnitt dabei mit dem Faden durch das Sehngewebe. Es bleibt daher fraglich, ob die beiden Nahtmaterialien in Kombination mit der Bunnell-Nahttechnik unter in vivo Bedingungen auch zum Ausriss von Sehngewebe führen. Eine erneute chirurgische Versorgung und Rehabilitation der Achillessehne wäre in diesen Fällen deutlich erschwert. Weitere Studien müssen zeigen, wie sich LabralTape™ und FiberTape® bei der Verwendung anderer Nahttechniken im Achillessehnenmodell verhalten. Die beiden Nahtmaterialien bieten ein hohes Potential für eine stabile Versorgung von akuten Achillessehnenrupturen. Das Verhalten unter in vivo Bedingungen sollte Gegenstand weiterführender Studien sein.

6. Literaturverzeichnis

Allenmark, C., 1992. Partial Achilles tendon tears. *Clin Sports Med* 11, 759–769.

Amadio, P.C., 2013. Gliding Resistance and Modifications of Gliding Surface of Tendon. *Hand Clin* 29, 159–166. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2013.02.001>

Amlang, M.H., Zwipp, H., Friedrich, A., Peaden, A., Bunk, A., Rammelt, S., 2011. Ultrasonographic Classification of Achilles Tendon Ruptures as a Rationale for Individual Treatment Selection. *ISRN Orthop* 2011. <https://doi.org/10.5402/2011/869703>

Ateschrang, A., Gratzner, C., Ochs, U., Ochs, B.G., Weise, K., 2007. Die Umkipp-Plastik nach Silfverskiöld bei Achillessehnenruptur: Eine Alternative für Sportler? *Sportverletz Sportschaden* 21, 93–97. <https://doi.org/10.1055/s-2007-963241>

Ateschrang, A., Gratzner, C., Weise, K., 2008. Incidence and effect of calcifications after open-augmented Achilles tendon repair. *Arch Orthop Trauma Surg* 128, 1087–1092. <https://doi.org/10.1007/s00402-007-0441-5>

Ateschrang, A.A.R., 2014. Operative Behandlungsprognose der Achillessehnenruptur und Validierung eines neuartigen biomechanisch-optischen Messverfahrens. Univ., *Habil.-Schr.*, 2014.

Barfod, K.W., Bencke, J., Lauridsen, H.B., Dippmann, C., Ebskov, L., Troelsen, A., 2015. Nonoperative, Dynamic Treatment of Acute Achilles Tendon Rupture: Influence of Early Weightbearing on Biomechanical Properties of the Plantar Flexor Muscle–Tendon Complex—A Blinded, Randomized, Controlled Trial. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 54, 220–226. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2014.11.018>

Barrie, K.A., Wolfe, S.W., Shean, C., Shenbagamurthi, D., Slade, J.F., Panjabi, M.M., 2000. A biomechanical comparison of multistrand flexor tendon repairs using an in situ testing model. *The Journal of Hand Surgery* 25, 499–506. <https://doi.org/10.1053/jhsu.2000.6927>

Bauer, G.J., 2015. Die frische Achillessehnenruptur – operative Behandlungstechniken. *OP-JOURNAL* 31, 188–192. <https://doi.org/10.1055/s-0041-110061>

Bunnell, S., 1954. GIG PULL-OUT SUTURE FOR TENDONS. *JBJS* 36, 850.

Burgess, R., Elder, S., McLAUGHLIN, R., 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>

Campbell, R.S.D., Grainger, A.J., 2001. Current Concepts in Imaging of Tendinopathy. *Clinical Radiology* 56, 253–267. <https://doi.org/10.1053/crad.2000.0653>

Cao, Y., Zhu, B., Xie, R.G., Tang, J.B., 2006. Influence of Core Suture Purchase Length on Strength of Four-Strand Tendon Repairs. *Journal of Hand Surgery* 31, 107–112. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2005.09.006>

Chimich, D., Frank, C., Shrive, N., Dougall, H., Bray, R., 1991. The effects of initial end contact on medial collateral ligament healing: a morphological and biomechanical study in a rabbit model. *J. Orthop. Res.* 9, 37–47. <https://doi.org/10.1002/jor.1100090106>

Clain, M.R., Baxter, D.E., 1992. Achilles tendinitis. *Foot Ankle* 13, 482–487.

Copeland, S.A., 1990. Rupture of the Achilles tendon: a new clinical test. *Ann R Coll Surg Engl* 72, 270–271.

Costa, M.L., Logan, K., Heylings, D., Donell, S.T., Tucker, K., 2006. The effect of achilles tendon lengthening on ankle dorsiflexion: a cadaver study. *Foot Ankle Int* 27, 414–417.

Cummins, E.J., Anson, B.J., 1946. The structure of the calcaneal tendon (of Achilles) in relation to orthopedic surgery, with additional observations on the plantaris muscle. *Surg Gynecol Obstet* 83, 107–116.

Cuttica, D.J., Hyer, C.F., Berlet, G.C., 2015. Intraoperative Value of the Thompson Test. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 54, 99–101. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2014.09.014>

Douglas, J., Kelly, M., Blachut, P., 2009. Clarification of the Simmonds–Thompson test for rupture of an Achilles tendon. *Can J Surg* 52, E40–E41.

Fornage, B.D., 1986. Achilles tendon: US examination. *Radiology* 159, 759–764. <https://doi.org/10.1148/radiology.159.3.3517959>

Gelberman, H., Boyer, M.I., Brodt, M.D., D, S.C.W.M., 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. *Journal of Bone and Joint Surgery—American Volume* 975–982.

Georg Löffler, Petro E. Petrides, Peter C. Heinrich (Eds.), 2007. *Biochemie & Pathobiochemie*, 8. Auflage, Springer Medizin Verlag, Heidelberg.

Gerhard Aumüller, Gabriela Aust, Andreas Doll, Jürgen Engele, Joachim Kirsch, Siegfried Mense, Dieter Reißig, Jürgen Salvetter, Wolfgang Schmidt, Frank Schmitz, Erik Schulte, Katharina Spanel-Borowski, Werner Wolff, Laurenz J. Wurzinger, Hans-Gerhard Zilch, 2010. Anatomie, 2. Auflage, Duale Reihe. Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart.

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>

Gross, C.E., Nunley, J.A., 2016. Acute Achilles Tendon Ruptures. *Foot Ankle Int.* 37, 233–239. <https://doi.org/10.1177/1071100715619606>

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>

Herbort, M., Haber, A., Zantop, T., Gosheger, G., Rosslenbroich, S., Raschke, M.J., Petersen, W., 2008. Biomechanical comparison of the primary stability of suturing Achilles tendon rupture: a cadaver study of Bunnell and Kessler techniques under cyclic loading conditions. *Arch Orthop Trauma Surg* 128, 1273–1277. <https://doi.org/10.1007/s00402-008-0602-1>

Ho, G., Tantigate, D., Kirschenbaum, J., Greisberg, J.K., Vosseller, J.T., 2017. Increasing age in Achilles rupture patients over time. *Injury* 48, 1701–1709.
<https://doi.org/10.1016/j.injury.2017.04.007>

Hüfner, T., Gaulke, R., Imrecke, J., Krettek, C., Stübig, T., 2010. Konservativ-funktionelle Behandlung der Achillessehnenruptur. *Der Unfallchirurg* 113, 699–704. <https://doi.org/10.1007/s00113-010-1833-5>

Jens Waschke, Tobias M. Böckers, Friedrich Paulsen, 2015. Anatomie Das Lehrbuch, 1. Auflage, Sobotta. Elsevier, München.

Jordan, M.C., Schmidt, K., Meffert, R.H., Hoelscher-Doht, S., 2015. Biomechanical Analysis of Flexor Tendon Repair Using Knotted Kessler and Bunnell Techniques and the Knotless Bunnell Technique. *The Journal of Hand Surgery* 40, 115–120. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2014.09.015>

Kannus, P., Józsa, L., 1991. Histopathological changes preceding spontaneous rupture of a tendon. A controlled study of 891 patients. *J Bone Joint Surg Am* 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>

- Kanz, B.N., Morris, R.P., Lewis, T., Panchbhavi, V.K., 2014. Biomechanical Evaluation of a Knotless Barbed Suture Repair in a Human Achilles Tendon Rupture Model. *Foot & Ankle Specialist* 7, 175–180. <https://doi.org/10.1177/1938640014528041>
- Kessler, I., 1973. The “grasping” technique for tendon repair. *The Hand* 5, 253–255. [https://doi.org/10.1016/0072-968X\(73\)90038-7](https://doi.org/10.1016/0072-968X(73)90038-7)
- Kessler, I., Nissim, F., 1969. Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital sheath. An experimental and clinical study. *Acta Orthop Scand* 40, 587–601.
- Ketchum, L.D., 1977. Primary tendon healing: a review. *J Hand Surg Am* 2, 428–435.
- 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>
- Komi, P.V., Fukashiro, S., Järvinen, M., 1992. Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clin Sports Med* 11, 521–531.
- Krackow, K.A., Thomas, S.C., Jones, L.C., 1986. A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note. *JBJS* 68, 764.
- Lawrence, J.E., Nasr, P., Fountain, D.M., Berman, L., Robinson, A.H.N., 2017. Functional outcomes of conservatively managed acute ruptures of the Achilles tendon. *The Bone & Joint Journal* 99–B, 87–93. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.99B1.BJJ-2016-0452.R1>
- 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>
- Loitz-Ramage, B.J., Frank, C.B., Shrive, N.G., 1997. Injury size affects long-term strength of the rabbit medial collateral ligament. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 272–280.
- Louis-Ugbo, J., Leeson, B., Hutton, W.C., 2004. Tensile properties of fresh human calcaneal (Achilles) tendons. *Clin Anat* 17, 30–35. <https://doi.org/10.1002/ca.10126>
- Maffulli, G., Buono, A.D., Richards, P., Oliva, F., Maffulli, N., 2017. Conservative, minimally invasive and open surgical repair for management of acute ruptures of the Achilles tendon: a clinical and functional retrospective study. *Muscles Ligaments Tendons J* 7, 46–52.

<https://doi.org/10.11138/mltj/2017.7.1.046>

Maffulli, N., 1999. Rupture of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surg Am* 81, 1019–1036.

Maffulli, N., 1998. The Clinical Diagnosis of Subcutaneous Tear of the Achilles Tendon. *Am J Sports Med* 26, 266–270.
<https://doi.org/10.1177/03635465980260021801>

Maffulli, N., Dymond, N.P., Regine, R., 1990. Surgical Repair of Ruptured Achilles Tendon in Sportsmen and Sedentary Patients: A Longitudinal Ultrasound Assessment. *Int J Sports Med* 11, 78–84. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1024767>

Majewski, M., Widmer, K.H., Steinbrück, K., 2002. Die Achillessehnenruptur - Erfahrungen aus 25 Jahren sportorthopädischer Behandlung. *Sportverletz Sportschaden* 16, 167–173. <https://doi.org/10.1055/s-2002-37065>

Mandelbaum, B.R., Myerson, M.S., Forster, R., 1995. Achilles Tendon Ruptures: A New Method of Repair, Early Range of Motion, and Functional Rehabilitation. *Am J Sports Med* 23, 392–395.
<https://doi.org/10.1177/036354659502300403>

Mao, W.F., Wu, Y.F., Zhou, Y.L., Tang, J.B., 2011. A study of the anatomy and repair strengths of porcine flexor and extensor tendons: are they appropriate experimental models? *J Hand Surg Eur Vol* 36, 663–669.
<https://doi.org/10.1177/1753193411414117>

Maquirriain, J., 2011. Achilles Tendon Rupture: Avoiding Tendon Lengthening during Surgical Repair and Rehabilitation. *Yale J Biol Med* 84, 289–300.

Mason, M.L., Shearon, C.G., 1932. THE PROCESS OF TENDON REPAIR: AN EXPERIMENTAL STUDY OF TENDON SUTURE AND TENDON GRAFT. *Arch Surg* 25, 615–692. <https://doi.org/10.1001/archsurg.1932.01160220003001>

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>

McNair, P., Nordez, A., Olds, M., Young, S.W., Cornu, C., 2013. Biomechanical properties of the plantar flexor muscle–tendon complex 6 months post-rupture of the achilles tendon. *J. Orthop. Res.* 31, 1469–1474.
<https://doi.org/10.1002/jor.22381>

Michael Schünke, Erik Schulte, Udo Schumacher, 2011. *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*, 3. Auflage, Prometheus, Lernatlas der Anatomie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.

Muffly, T.M., Kow, N., Iqbal, I., Barber, M.D., 2011. Minimum Number of Throws Needed for Knot Security. *Journal of Surgical Education* 68, 130–133.
<https://doi.org/10.1016/j.jsurg.2010.11.001>

Nehrer, S., Breitensteher, M., Brodner, W., Kainberger, F., Fellingner, E.J., Engel, A., Imhof, F., 1997. Clinical and sonographic evaluation of the risk of rupture in the Achilles tendon. *Arch Orthop Trauma Surg* 116, 14–18.

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>

Pardes, A.M., Beach, Z.M., Raja, H., Rodriguez, A.B., Freedman, B.R., Soslowky, L.J., 2017. Aging leads to inferior Achilles tendon mechanics and altered ankle function in rodents. *Journal of Biomechanics* 60, 30–38.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.008>

Perry, J., 1983. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 9–15.

Pillukat, T., Schoonhoven, J. van, 2016. Nahttechniken und Nahtmaterial in der Beugesehnenchirurgie. *Trauma Berufskrankh* 18, 264–269.
<https://doi.org/10.1007/s10039-015-0092-7>

Renate Lüllmann-Rauch (Ed.), 2012. *Taschenlehrbuch Histologie*, 4. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart.

Schädel-Höpfner, M., Windolf, J., Lögters, T.T., Hakimi, M., Celik, I., 2011. Flexor tendon repair using a new suture technique: a comparative in vitro biomechanical study. *Eur J Trauma Emerg Surg* 37, 79–84.
<https://doi.org/10.1007/s00068-010-0019-8>

Schepesis, A.A., Jones, H., Haas, A.L., 2002. Achilles Tendon Disorders in Athletes. *Am J Sports Med* 30, 287–305.
<https://doi.org/10.1177/03635465020300022501>

Schneppendahl, J., Thelen, S., Schek, A., Bala, I., Hakimi, M., Grassmann, J.-P., Eichler, C., Windolf, J., Wild, M., 2012. Initial stability of two different adhesives compared to suture repair for acute Achilles tendon rupture—A biomechanical evaluation. *Int Orthop* 36, 627–632.
<https://doi.org/10.1007/s00264-011-1357-9>

Sella, E.J., Caminear, D.S., McLarney, E.A., 1998. Haglund's syndrome. *J Foot Ankle Surg* 37, 110–114; discussion 173.

Seradge, H., 1983. Elongation of the repair configuration following flexor tendon repair. *J Hand Surg Am* 8, 182–185.

Singh, D., 2017. Acute Achilles tendon rupture. *Br J Sports Med* 51, 1158–1160. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-h4722rep>

Soma, C.A., Mandelbaum, B.R., 1995. Repair of acute Achilles tendon ruptures. *Orthop. Clin. North Am.* 26, 239–247.

Syha, R., Springer, F., Ketelsen, D., Ipach, I., Kramer, U., Horger, M., Schick, F., Grosse, U., 2013. Achillodynia – Radiological Imaging of Acute and Chronic Overuse Injuries of the Achilles Tendon. *Fortschr Röntgenstr* 185, 1041–1055. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1335170>

Thevendran, G., Sarraf, K.M., Patel, N.K., Sadri, A., Rosenfeld, P., 2013. The ruptured Achilles tendon: a current overview from biology of rupture to treatment. *Musculoskelet Surg* 97, 9–20. <https://doi.org/10.1007/s12306-013-0251-6>

Ulmar, B., Simon, S., Eschler, A., Mittlmeier, T., 2014. Die Achillessehnenruptur. *Unfallchirurg* 117, 921–939. <https://doi.org/10.1007/s00113-014-2627-y>

Waitayawinyu, T., Martineau, P.A., Luria, S., Hanel, D.P., Trumble, T.E., 2008. Comparative Biomechanical 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>

Walther Graumann, Dieter Sasse, 2004a. *CompactLehrbuch Anatomie, Band 1*, 1. Auflage, Schattauer Verlag, Stuttgart.

Walther Graumann, Dieter Sasse, 2004b. *CompactLehrbuch Anatomie, Band 2*, 1. Auflage, Schattauer Verlag, Stuttgart.

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>

Wilhelm Ellenberger, Hermann Baum, 1915. *Handbuch der vergleichenden Anatomie der Haustiere*, 14. Auflage, Verlag von August Hirschwald, Berlin.

Wilhelm, K., Hauer, G., 1973. Anatomische und mathematische Untersuchungen zur Genese der traumatischen Achillessehnenruptur. *Arch orthop Unfall-Chir* 77, 132–137. <https://doi.org/10.1007/BF00416445>

Wirth, C.J., Zichner, L. (Eds.), 2002. *Fuß*, 1. Auflage, Orthopädie und orthopädische Chirurgie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.

Zeplin, P.H., Zahn, R.K., Meffert, R.H., Schmidt, K., 2011. *Biomechanical*

Evaluation of Flexor Tendon Repair Using Barbed Suture Material: A Comparative Ex Vivo Study.

The Journal of Hand Surgery 36, 446–449.

<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2010.11.031>

Zhao, C., Amadio, P.C., Tanaka, T., Kutsumi, K., Tsubone, T., Zobitz, M.E., An, K., 2004. Effect of Gap Size on Gliding Resistance After Flexor Tendon Repair.

The Journal of Bone & Joint Surgery 86, 2482–2488.

7. Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift

Die Arbeit wurde an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen, in der Sektion Sporttraumatologie und arthroskopische Chirurgie, unter Betreuung von Herrn Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang erstellt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch meinen Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang.

Das Prüfprotokoll der Zwick-Roell-Prüfmaschine wurde unter Anleitung von Herrn Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang und Mitarbeit von Herrn Dr. med. Christoph Salewski (AG Ateschrang) erstellt. Die Hintergrundplatte mit den Identifikationspunkten (siehe Kapitel 2.3.2) wurde durch Herrn Dr. med. Christoph Salewski erstellt. Die Traversen, bestehend aus den Aluminiumprofilen und dem Stehlager (siehe Kapitel 2.3.2), wurden durch Herrn PD Dr. med. Stefan Döbele bereitgestellt. Der Entwurf und Bau der Nähvorrichtung erfolgte in Zusammenarbeit von Herrn Erich Richter (AG Ateschrang) und mir. Die Einweisung in das Laborinstrumentarium führten Herr Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang, Herr Aram Temelci (AG Ateschrang) sowie Herr Christopher Linsel (AG Ateschrang) durch. Das Präparieren der Schweinefüße, das Nähen der Sehnen, die mechanischen Zugversuche, die Auswertung der Tests (inklusive Videoanalyse) und alle weiteren Versuchsschritte erfolgten durch mich. Assistenz beim Kalibrieren des Pontos-Kamerasystems sowie beim Auftauvorgang der Sehnen und beim Fixieren und Lösen der Spannmittel erfuhr ich von Herrn Erich Richter. Die Validierungsversuche (siehe Kapitel 2.5) wurden in Zusammenarbeit von Dr. med. Christoph Salewski und mir durchgeführt, ausgewertet und der AG bereitgestellt. Die Materialliste wurde von mir erstellt und der AG zur Verfügung gestellt.

Die Fallzahlplanung aus den Vorversuchen sowie die statistische Auswertung der Hauptversuche erfolgte nach Beratung durch das Tübinger Institut für klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbstständig nach Anleitung durch Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang verfasst zu haben und keine weiteren, als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den _____ Unterschrift: _____

8. Danksagung

Zuallererst möchte ich meinen Dank Herrn Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang, Leiter der Sektion Sporttraumatologie und arthroskopische Chirurgie sowie Geschäftsführender Oberarzt an der BG Unfallklinik Tübingen, aussprechen. Ich möchte mich für die Überlassung dieser spannenden und praktisch herausfordernden Arbeit sowie für seine Unterstützung und motivierende Betreuung während und nach der Durchführung der Versuche herzlich bedanken. Auch möchte ich mich für die Bereitstellung der benötigten Forschungsmittel bedanken.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Erich Richter, Doktorand von Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang, der mich auf diese Arbeit aufmerksam gemacht hat. Danken möchte ich auch Frau Stefanie Rempp, die den organisatorischen Ablauf dieser Arbeit optimal unterstützt hat. Allen Mitgliedern der AG Ateschrang sei ein herzliches Dankeschön ausgesprochen, die diese Arbeit mit ermöglicht haben.

Herrn Univ.-Prof. Dr. Ulrich Stöckle möchte ich ebenfalls für die Möglichkeit danken, in seinem Team forschen und das nötige Instrumentarium nutzen zu dürfen.