

Biomechanischer Vergleich operativ rekonstruierter  
Achillessehnenrupturen unter Verwendung unterschiedlicher  
distaler Verankerungen im ex vivo Schweinmodell

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen

vorgelegt von

Salewski, Christoph

2015

Dekan: Professor Dr. I.B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. A. Ateschrang
2. Berichterstatter: Professor Dr. A. Suckel

# Anmerkung

Im Gegensatz zum Wort „das Modul“, *f*, Plural „die Module“, wie es in der Sprache für einen komponentenweisen Aufbau oder einen Teil einer Maschine benutzt wird, ist „der Modul“, *m*, „die Moduln“ gebräuchlich in der technischen Mechanik, um eine Materialeigenschaft zu beschreiben. Im Rahmen dieser Arbeit wird der „Elastizitätsmodul“ berechnet und als Wort verwendet. Auch die Mehrzahl „Elastizitätsmoduln“ ist gebräuchlich. Der Elastizitätsmodul wird mit dem Formelbuchstaben „E“ und der Einheit  $N/mm^2$  angegeben: Der Elastizitätsmodul  $E [N/mm^2]$ .

# Inhaltsübersicht

<b>I. Theoretischer Teil</b>	<b>1</b>
1. Einleitung	2
2. Methodik	35
<b>II. Praktischer Teil</b>	<b>58</b>
3. Ergebnisse	59
<b>III. Einordnung in die Forschung</b>	<b>81</b>
4. Diskussion	82
5. Zusammenfassung	94
Literaturverzeichnis	96
<b>IV. Anhang</b>	<b>viii</b>
A. Messwerte und Berechnungen	ix
B. Histogramme	xiv
C. Deskriptive Statistik	xviii
Erklärung zum Eigenanteil	112



# Inhaltsverzeichnis

<b>I. Theoretischer Teil</b>	<b>1</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>2</b>
1.1. Anatomie, Biomechanik, Trauma . . . . .	3
1.1.1. Anatomie . . . . .	3
1.1.2. Biomechanik . . . . .	6
1.1.3. Trauma . . . . .	12
1.2. Diagnostik, Therapie, Rehabilitation . . . . .	14
1.2.1. Diagnostik . . . . .	14
1.2.2. Therapie . . . . .	15
1.2.3. Rehabilitation . . . . .	24
1.3. Literaturrecherche . . . . .	26
1.3.1. Auswahl der Schlagwörter . . . . .	26
1.3.2. Durchführung der Literaturrecherche . . . . .	27
1.3.3. Aufbereitung der Literatur . . . . .	29
1.4. Forschungsfrage . . . . .	32
<b>2. Methodik</b>	<b>35</b>
2.1. Methoden . . . . .	35
2.1.1. Auswahl der Nahttechniken . . . . .	35
2.1.2. Auswahl des Testverfahrens . . . . .	37
2.1.3. Auswahl der Testkriterien . . . . .	37
2.2. Material . . . . .	39
2.2.1. Präparate . . . . .	39
2.2.2. Prüfmaschinen . . . . .	40
2.2.3. Nahtmaterial . . . . .	45
2.3. Durchführung, Dokumentation und Auswertung . . . . .	46
2.3.1. Mechanische Durchführung . . . . .	46
2.3.2. Elektronische Dokumentation . . . . .	49

2.3.3. Statistische Auswertung . . . . .	55
<b>II. Praktischer Teil</b>	<b>58</b>
<b>3. Ergebnisse</b>	<b>59</b>
3.1. Testdurchführung . . . . .	59
3.2. Deskriptive Statistik . . . . .	60
3.2.1. Maximale Zugkraft $F_{max}$ [N] . . . . .	61
3.2.2. Dehnsenzkraft $F_{3mm}$ [N] . . . . .	62
3.2.3. Steifigkeit [ N/mm ] . . . . .	63
3.2.4. Setzverhalten [%] . . . . .	64
3.2.5. Elastizität [%] . . . . .	65
3.2.6. Querschnittsfläche $A$ [ $mm^2$ ] . . . . .	66
3.2.7. Spannung $\sigma$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	67
3.2.8. Elongation $\epsilon$ [ $mm/mm$ ] . . . . .	68
3.2.9. Elastizitätsmodul $E$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	69
3.3. Schließende Statistik . . . . .	70
3.3.1. Test auf Normalverteilung . . . . .	71
3.3.2. Mittelwertvergleich $F_{3mm}$ [N] - Nicht-Unterlegenheit . . . . .	72
3.3.3. Mittelwertvergleich $F_{max}$ [N] - Überlegenheit . . . . .	73
3.3.4. Mittelwertvergleich $A$ [ $mm^2$ ] . . . . .	74
3.3.5. Ergebnis der schließenden Statistik . . . . .	75
3.4. Schärfung des Elastizitätsmoduls $E$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	76
3.4.1. Flächenbereinigter Elastizitätsmodul $E^\circ$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	78
3.4.2. Elastizitätsbereinigter Elastizitätsmodul $E^*$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	79
3.4.3. Kombiniert bereinigter Elastizitätsmodul $E^{o*}$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	80
<b>III. Einordnung in die Forschung</b>	<b>81</b>
<b>4. Diskussion</b>	<b>82</b>
<b>5. Zusammenfassung</b>	<b>94</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>96</b>

<b>IV. Anhang</b>	<b>viii</b>
A. Messwerte und Berechnungen	ix
B. Histogramme	xiv
C. Deskriptive Statistik	xviii
Erklärung zum Eigenanteil	112

# Abbildungsverzeichnis

1.1. Tod des Achilles - Peter Paul Rubens . . . . .	2
1.2. Rechte Achillessehne lateral . . . . .	4
1.3. Rechte Achillessehne dorsal . . . . .	5
1.4. Mechanische Hebel . . . . .	7
1.5. Freikörperbild des Hebelschemas . . . . .	9
1.6. Skizze der Kraftwirkung am Fuß . . . . .	10
1.7. Bunnell-Nahttechnik . . . . .	19
1.8. Kessler-Nahttechnik . . . . .	20
1.9. Krackow-Nahttechnik . . . . .	21
1.10. Minimal-invasive Nahttechnik . . . . .	23
2.1. Schema der ausgewählten Nahttechniken . . . . .	38
2.2. Schweinefuß . . . . .	40
2.3. Präparate . . . . .	41
2.4. Zwicki-Line Materialprüfmaschine Z2.5 . . . . .	42
2.5. Spannmittel . . . . .	43
2.6. PONTOS 5M Optisches Messsystem . . . . .	44
2.7. Mitek Anker und Faden . . . . .	45
2.8. Testphasendiagramm . . . . .	48
2.9. Versuchsaufbau . . . . .	49
2.10. Steifigkeit . . . . .	50
2.11. Schemazeichnung für Längenmaße . . . . .	51
2.12. Dehiszenzmessung . . . . .	52
2.13. Abtastfrequenz . . . . .	53
3.1. Ablauf des Zugversuchs . . . . .	59
3.2. Boxplot der Messergebnisse für $F_{max}$ [N] . . . . .	61
3.3. Boxplot der Messergebnisse für $F_{3mm}$ [N] . . . . .	62
3.4. Boxplot der Berechnung der Steifigkeit [ N/mm ] . . . . .	63
3.5. Boxplot der Berechnung des Setzverhaltens [%] . . . . .	64
3.6. Boxplot der Berechnung der Elastizität [%] . . . . .	65

---

3.7. Boxplot der Messergebnisse der Querschnittsfläche $A$ [ $mm^2$ ] . . . . .	66
3.8. Boxplot der Berechnung der Spannung $\sigma$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	67
3.9. Boxplot der Berechnung der Elongation $\epsilon$ [ $mm/mm$ ] . . . . .	68
3.10. Boxplot der Berechnung des Elastizitätsmoduls $E$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	69
3.11. Test auf Normalverteilung für $F_{max}$ [N] und $F_{3mm}$ [N] . . . . .	71
3.12. Test auf Normalverteilung der Querschnittsfläche $A$ [ $mm^2$ ] . . . . .	74
3.13. Einfluss der Fläche $A$ [ $mm^2$ ] auf die Spannung $\sigma$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	77
3.14. Einfluss der Fläche $A$ [ $mm^2$ ] auf den Elastizitätsmodul $E$ [ $N/mm^2$ ] .	78
3.15. Einfluss der Elongation $\epsilon$ [ $mm/mm$ ] auf den Elastizitätsmodul $E$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	79
3.16. Einfluss der Fläche $A$ [ $mm^2$ ] und Elastizität [%] auf den Elastizitäts- modul $E$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	80
4.1. Mittelwert $\bar{x}$ und SD der maximalen Zugkraft $F_{max}$ [N] . . . . .	85
B.1. Histogramme der Maximalkraft $F_{max}$ [N] . . . . .	xv
B.2. Histogramme der Dehiszenzkraft $F_{3mm}$ [N] . . . . .	xv
B.3. Histogramme der Steifigkeit [ N/mm ] . . . . .	xv
B.4. Histogramme des Setzverhaltens [%] . . . . .	xv
B.5. Histogramme der Elastizität [%] . . . . .	xvi
B.6. Histogramme der Querschnittsfläche $A$ [ $mm^2$ ] . . . . .	xvi
B.7. Histogramme der Spannung $\sigma$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	xvi
B.8. Histogramme der Elongation $\epsilon$ [ $mm/mm$ ] . . . . .	xvi
B.9. Histogramme des Elastizitätsmoduls $E$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	xvii
B.10. Histogramme des flächenbereinigten Elastizitätsmoduls $E^\circ$ [ $N/mm^2$ ] .	xvii
B.11. Histogramme des elastizitätsbereinigten Elastizitätsmoduls $E^*$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	xvii
B.12. Histogramme des flächen- und elastizitätsbereinigten Elastizitätsmo- duls $E^{o*}$ [ $N/mm^2$ ] . . . . .	xvii

---

# Tabellenverzeichnis

1.1. Schlagwortsuche mit MeSHsub-Terms . . . . .	27
1.2. Schlagwortsuche . . . . .	28
1.3. Pivottabelle der Literaturrecherche . . . . .	30
1.4. Komprimierte Kreuztabelle . . . . .	31
2.1. Messgrößen . . . . .	50
2.2. Testpermutationen . . . . .	56
2.3. Fallzahlplanung . . . . .	56
2.4. Gruppengröße . . . . .	57
3.1. Mann-Whitney-U-Test für $F_{3mm}$ [N] . . . . .	72
3.2. Mann-Whitney-U-Test für $F_{max}$ [N] . . . . .	73
3.3. Mann-Whitney-U-Test für die Querschnittsfläche $A$ [ $mm^2$ ] . . . . .	74
4.1. Maximale Zugkraft $F_{max}$ [N] der Krackow-Nähte verschiedener Studien.	87
A.1. Messwerte für $F_{max}$ [N], $F_{3mm}$ [N] und Steifigkeit [ N/mm ] bei der Krackow- und transossären Naht. . . . .	x
A.2. Messwerte für Setzverhalten [%], Elastizität $E$ [ $N/mm^2$ ] und Quer- schnittsfläche $A$ [ $mm^2$ ]. . . . .	xi
A.3. Messwerte für Spannung $\sigma$ [ $N/mm^2$ ], Elongation $\epsilon$ [ $mm/mm$ ] und den Elastizitätsmodul $E$ [ $N/mm^2$ ]. . . . .	xii
A.4. Von Elastizität und Querschnittsfläche bereinigte Elastizitätsmoduln.	xiii
C.1. Mittelwerte und Standardabweichung der wichtigsten Parameter. . . .	111
C.2. Mediane der wichtigsten Parameter. . . . .	111
C.3. Minima und Maxima der wichtigsten Parameter. . . . .	111

Teil I.

Theoretischer Teil

# 1. Einleitung

Der Held Achilles aus Homers Ilias wurde an seiner einzig verwundbaren Stelle von Paris' Pfeil getroffen [Vgl. 1]. Der griechischen Sage nach hielt ihn seine Mutter Thetis an der Ferse fest, als sie ihn als Kind kopfüber in den Fluss Styx eintauchte, um ihn unbesiegbar zu machen. Die Ferse blieb dabei unbenetzt.



Abbildung 1.1.: Tod des Achilles - Peter Paul Rubens; Dieses Gemälde erzählt die Sage um Achilles. Es hängt im Boijmans van Beuningen Museum in den Niederlanden [Vgl. 1]

Die Achillessehnenruptur ist die mechanische Verletzung einer anatomisch-biologischen Struktur des Bewegungsapparates. Diese Verletzung soll zunächst in Bezug zur betroffenen Struktur und Funktion, danach hinsichtlich Diagnostik und Therapie untersucht werden. Schließlich soll eine umfangreiche Literaturrecherche den Stand der



Wissenschaft zur Behandlung herausarbeiten. Auf dieser Grundlage wird in Kapitel 1.4 die Forschungsfrage dieser Arbeit definiert.

## 1.1. Anatomie, Biomechanik, Trauma

Als Riss der stärksten Sehne des Körpers ist ein Achillessehnen Trauma ein eindrückliches unfallchirurgisches Ereignis. Ein anatomischer Umriss soll die Verhältnisse der verletzten Struktur zeigen. Dies wird unterstützt durch eine biomechanische Vorüberlegung. Die Beschreibungsmethoden der technischen Mechanik werden dazu auf die Biologie angewendet [Vgl. 2, S. 602]. Schließlich erlitt der Held der Ilias Achilles eine seltene Art des Achillessehnen Traumas, wie das Kapitel 1.1.2 zeigt.

### 1.1.1. Anatomie

**Die Achillessehne** Die Achillessehne gilt als stärkste Sehne des menschlichen Körpers [Vgl. 3, S. 403]. Sie setzt am Tuber calcanei an und verbindet einen der kräftigsten Muskeln, den Musculus triceps surae, mit der Ferse [Vgl. 4, S. 587f]. Die Achillessehne fließt ab der Hälfte des Unterschenkels aus Muskelfasern zusammen und überspannt das obere und untere Sprunggelenk. Sie setzt am Tuber calcanei an. Sie wird anatomisch als Tendo calcanei bezeichnet. Der Raum zwischen Achillessehne und Tibia ist durch einen Fettkörper ausgefüllt. Ein Schleimbeutel, die Bursa tendinei calcanei, zwischen Calcaneus und Tendo calcanei dient als verschiebliches Gleitlager. [Vgl. 3, S. 403]. Eine genaue Übersicht der Anatomie der Muskeln des dorsalen Unterschenkels <sup>1</sup> findet sich in Abbildungen 1.2 und 1.3 auf den Seiten 4 und 5.

**Knochen des Unterschenkels** Der knöcherne Unterschenkel besteht aus der Tibia und der Fibula. Proximal verbindet das fibuläre Kollateralband die Fibula lateral mit der Tibia. Die Tibia ist proximal mit dem Femur im Knie gelenkig verbunden. Die Fibula hat keinen Anteil am Kniegelenk. Distal bilden Tibia und Fibula die Malleolengabel über dem Talus. Die Malleolengabel formt mit dem Talus das obere Sprunggelenk. Das untere Sprunggelenk besteht aus Calcaneus und Talus. Über das Os naviculare und cuboideum kann sich der Calcaneus gegenüber dem Vorfuß in geringem Maße bewegen.

---

<sup>1</sup>Eigene Darstellungen nach Karl Wesker, PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, S. 483 und 504, 2. Auflage, Georg Thieme Verlag.

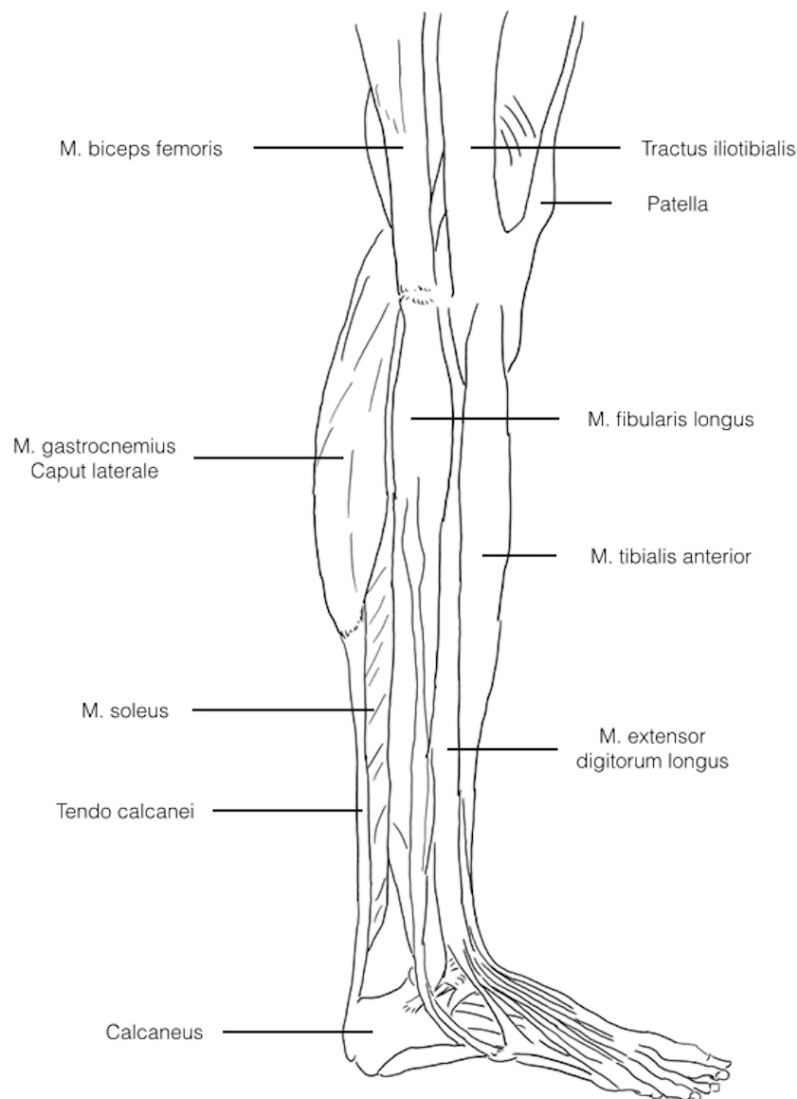


Abbildung 1.2.: Die Abbildung zeigt die Muskulatur des rechten Unterschenkels von lateral. Zu sehen ist der Musculus triceps surae als Zusammenfassung des profund gelegenen Musculus soleus und den beiden superfiziell gelegenen Köpfen des Musculus gastrocnemius. Sie verjüngen sich ab der Mitte des Unterschenkels nach distal und ziehen in die Achillessehne ein. Diese setzt schräg am Tuber calcanei an.

**Muskeln des dorsalen Unterschenkels** Der Musculus triceps surae ist die Vereinigung der beiden Musculi gastrocnemii (Caput laterale et mediale) und dem tiefer gelegenen Musculus soleus zu einer funktionellen Einheit. Sie bilden die Muskelgruppe der oberflächlichen Flexoren. Sie liegen in der Fascia cruris eingehüllt. Der Musculus soleus entspringt an der Linea musculi solei auf der Dorsalseite der Tibia. Auch an der Fibula und der bindegewebigen Verbindung beider Knochen entspringen Fasern am Arcus tendineus musculi solei. Er überspannt das obere und untere

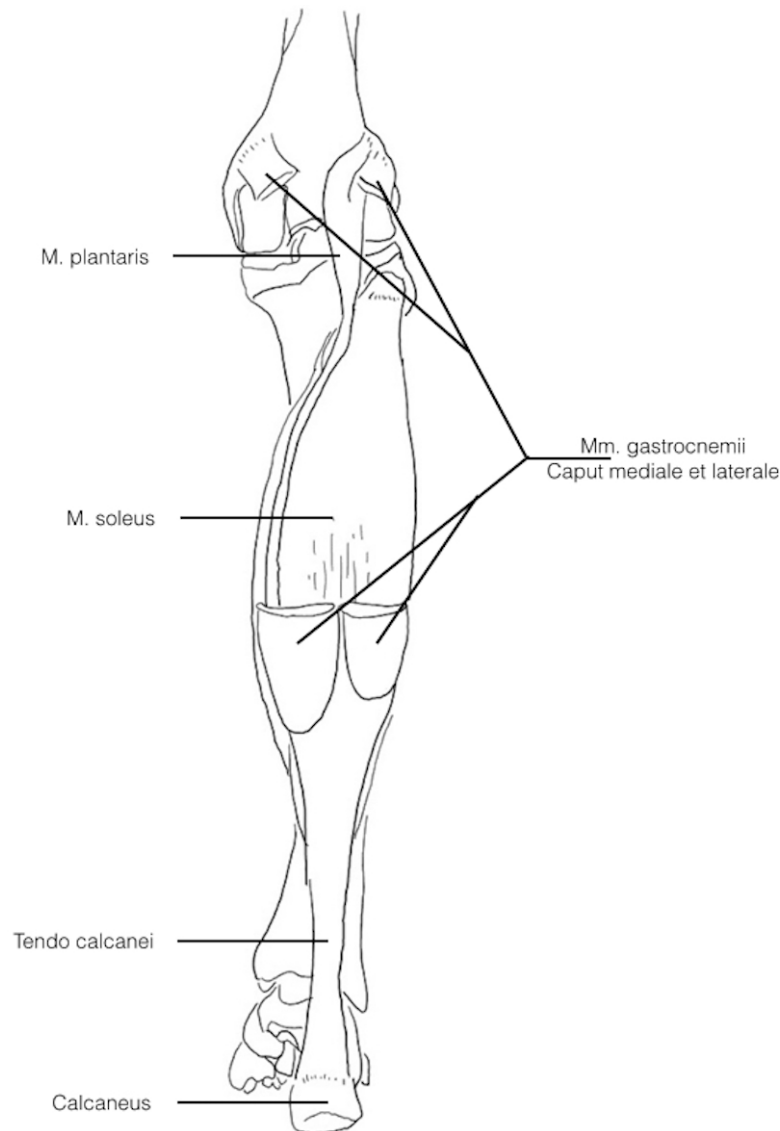


Abbildung 1.3.: Die Abbildung zeigt die Muskulatur des rechten Unterschenkels von dorsal. Der superfizielle Musculus gastrocnemius ist auf Hälfte des Unterschenkels scharf abgetrennt und gibt die Sicht frei auf den profund gelegenen Musculus soleus. Außerdem ist der Musculus plantaris mit seinem kurzen Muskelbauch und seiner langen Sehne zwischen den Musculi soleus et gastrocnemii zu sehen.

re Sprunggelenk. Das Caput mediale des Musculus gastrocnemius entspringt der dorsalen Seite des Epicondylus mediale des Femur. Das Caput laterale entspringt entsprechend auf der dorsalen Seite des Epicondylus laterale des Femur. Ihr Ursprung ist mit der Gelenkkapsel des Knies verwachsen. Der Musculus gastrocnemius überspannt die Sprunggelenke und zusätzlich das Kniegelenk. Die Muskelfasern der Musculi gastrocnemii ziehen fächerförmig in der Mitte des hinteren Unterschenkels nach distal zusammen. In unmittelbarer Nähe verläuft der Musculus plantaris mit

Ursprung an der Linea supracondylaris lateralis des Femur. Mit einem kurzen Muskelbauch besteht er hauptsächlich aus Sehngewebe. Er setzt ebenfalls am Tuberculum calcanei an. Beim Menschen ist er nur rudimentär ausgeprägt. Die Äste des Nervus tibialis (S1-S2) innervieren den Musculus triceps surae. Er ist der Kennmuskel dieses Rückenmarkssegments [Vgl. 4, S. 584ff].

**Histologie** Sehnen dienen der Kraftübertragung von Muskeln auf Knochen. Sie bestehen hauptsächlich aus straffem Kollagen Typ I in paralleler Anordnung. Das sehr viel dehnbarere Elastin ist nur in kleinen Mengen vorhanden. Zusammen mit Proteoglykanen bilden sie die bindegewebige Matrix, welche die Tendinozyten (eine Form der Fibroblasten) umgibt [Vgl. 5, S. 131f]. Am Calcaneus hat die Sehne einen periostalen Ansatz am Knochen [Vgl. 5, S. 152]. Am Muskel erfolgt die Zugübertragung auf die Sehne sowohl über das Ende der Muskelfasern als auch über die Seiten. An den myotendinösen Verbindungen ragen die Kollagenfibrillen der Sehne weit in das stark gefältelte Sarkolemm der Myozyten hinein und verbinden sich dort mit der Außenseite der Basallamina. Auf der Innenseite der Basallamina übertragen Aktinfilamente als Bestandteil des kontraktiven Apparates Zugkräfte auf die Muskel-Sehnenverbindung [Vgl. 5, S. 221f]. Die kleinste strukturelle Einheit sind die Kollagenfibrillen, die zu Faszikeln gebündelt sind. Faszikel enthalten zusätzlich Gefäße und Nerven. Sie werden wiederum vom Epitendineum umgeben. Es fasst die Faszikel zur makroskopischen Sehne zusammen. Das Peritendineum umhüllt einen flüssigkeitsgefüllten Raum um das Epitendineum herum. So entsteht eine gleitfähige Verschiebeschicht zwischen dem sich bewegenden und dem ruhenden Gewebe [Vgl. 6, S. 286] Der feingewebliche Aufbau zeigt eine spiralförmige Anordnung der Fasern. Die äußeren Fasern ziehen von proximal medial nach distal lateral. Die inneren Fasern verlaufen entgegengesetzt [Vgl. 3, S. 403]

### 1.1.2. Biomechanik

**Ordnung von Hebeln** Es gibt drei Arten von Hebeln. Die Abbildung 1.4 auf Seite 7 zeigt die drei Prinzipien [Angelehnt an 7, S. 48+52f]. Bezogen auf den menschlichen Fuß entspricht der Vorfuß dem Punctum fixum, der Talus ist der Punkt der Lasteinleitung des Körpergewichts und die Achillessehne entspricht der Einleitung der Hebelkraft. Somit handelt es sich um einen Hebel 1. Ordnung. Vgl. Abbildung 1.4 oben. Die Achillessehne überträgt die Zugkräfte des Musculus triceps surae auf den Calcaneus. Bei Kontraktion dieses Muskels kommt es zu einer Plantarflexion im oberen Sprunggelenk. Bei Belastung des Vorfußes kann der Musculus triceps surae den Vorfuß um das Sprunggelenk drehen und den Fuß in den Zehenstand bringen.

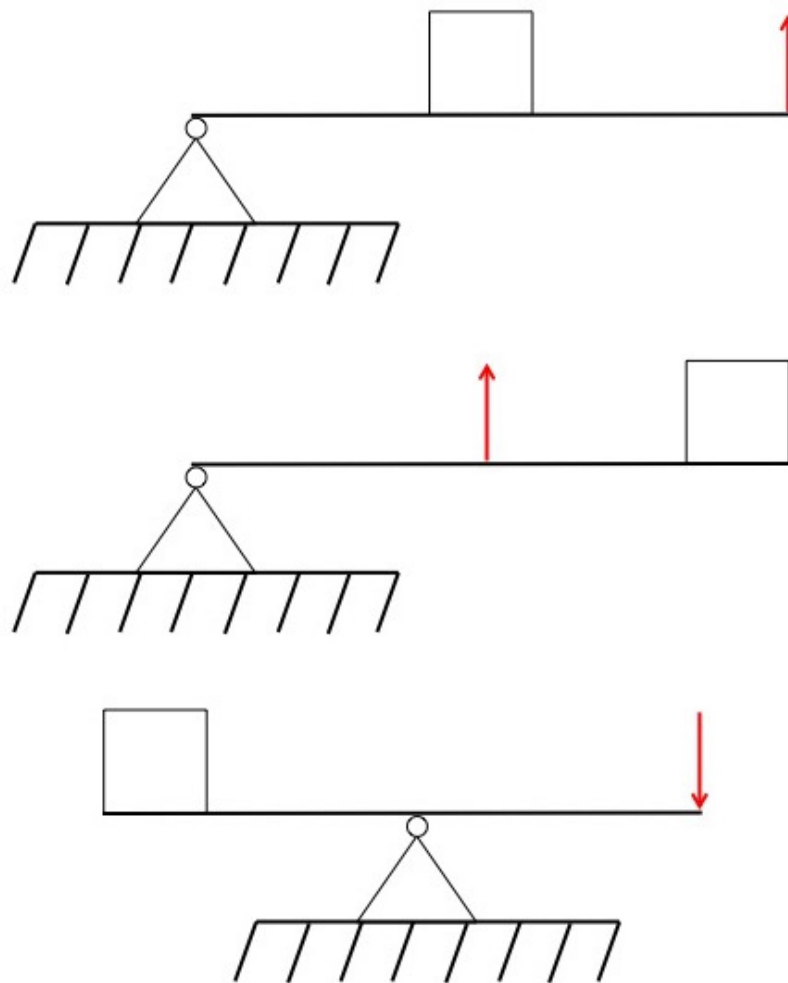


Abbildung 1.4.: Hebelarten

Oben - Hebel 1. Ordnung: Punctum fixum, Last, Kraft

Mitte - Hebel 2. Ordnung: Punctum fixum, Kraft, Last

Unten - Hebel 3. Ordnung: Last, Punctum fixum, Kraft

**Das Freikörperbild aus Vorfuß, Talus und Achillessehne** Dieser Mechanismus ist wichtig für Gang und Stand. [Vgl. 4, S. 587]. Er kann in einem Freikörperbild in seine Einzelteile zerlegt werden. Ein Freikörperbild stellt die Komponenten, die wirkenden Kräfte und die Auflagerreaktionen entkoppelt voneinander und in Ruhe dar. In Abbildung 1.5 auf Seite 9 ist dies für den rechten Fuß in der Ansicht von medial angewendet. Der Punkt A wird als Kontakt des Vorfußes mit dem Boden definiert. Der Punkt B entspricht dem Talus und der Einleitung der Gewichtskraft (Rechteck). Der Punkt C symbolisiert das Tuber calcanei und die Zugkräfteinleitung in den Calcaneus über die Achillessehne. Das Koordinatensystem zeigt hier nach dorsal in x-Richtung und nach kranial in y-Richtung. Kräfte werden als rote Pfeile dargestellt. Pfeile in Koordinatenrichtung haben einen positiven Betrag. Pfeile entgegen der Koordinatenrichtung haben einen negativen Betrag. Der Index (A),(B),(C) veranschaulicht, an welchem Punkt die Kraft ansetzt. Der Hebel  $l_1$  ist der Hebelarm vom Ansatzpunkt der Achillessehne bis zum Talus. Der Hebel  $l_2$  erstreckt sich vom Talus bis zum Vorfuß. Wird eine Kraft von einer Komponente auf eine andere übertragen, taucht sie im Freikörperbild zweimal mit jeweils entgegengesetzten Vorzeichen auf. Der Vorfuß, Punkt A, kann sowohl Druckkraft  $F_y^{(A)}$  in y-Richtung aufnehmen, als auch Reibungskraft  $F_x^{(A)}$  in x-Richtung. Der Talus, das Rechteck mit Punkt B, leitet die Gewichtskraft  $-F_y^{(B)}$  in den Calcaneus ein. Am Fuß greifen an: Die Bodenreaktionskräfte  $F_x^{(A)}$  und  $F_y^{(A)}$ , die Gewichtskraft  $-F_y^{(B)}$  und die Zugkraft der Achillessehne  $F_y^{(C)}$ . Ziel des Freikörperbildes ist die rechnerische Bestimmung der Kraft in der Achillessehne.

**Berechnung der Zugkraft der Achillessehne** Mit der Kenntnis der Ordnung des Hebels, der Geometrie sowie der Gewichtskraft  $-F_y^{(B)}$  kann anhand des Freikörperbildes die Kraft in der Achillessehne errechnet werden. Die folgenden Gleichungen beziehen sich auf den geraden Balken (Fuß) in Abbildung 1.5 auf Seite 9. Die Kraft der Achillessehne  $F_y^{(C)}$  sei gerade so groß, dass die Ferse vom Boden abhebt. Im statischen Fall ist die Summe aller Kräfte konventionsgemäß identisch ( $\equiv$ ) null. Es wird zunächst die Summe aller Kräfte in x-Richtung aufgelistet, die am Fuß angreifen. Dies ist hier nur die Reibungskraft  $F_x^{(A)}$ . Vgl. Gleichung 1.1. Danach wird die Summe aller Kräfte in y-Richtung aufgelistet. Vgl. Gleichung 1.2. Letztlich wird die Summe aller Momente um den Vorfuß in Punkte A aufgelistet. Vgl. Gleichung 1.3.

$$\sum F_x \equiv 0 = F_x^{(A)} = 0 \quad (1.1)$$

Da  $F_x^{(A)}$  keine Gegenkraft erfährt, ist ihr Betrag gleich null. Sie kann also aus dem Freikörperbild gestrichen werden.

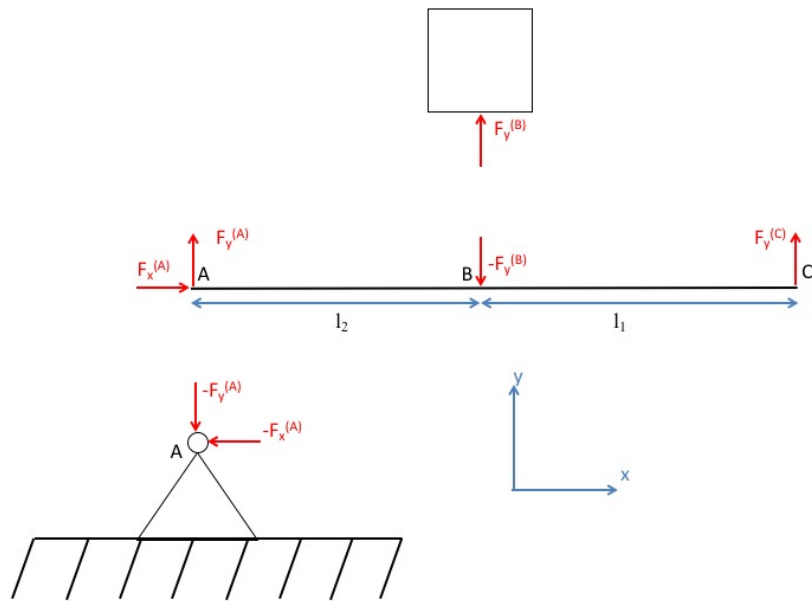


Abbildung 1.5.: Das Freikörperbild kann auf den rechten Fuß in der Ansicht von medial angewendet werden. Es zeigt die Auflagerreaktionen am Hebel 1. Ordnung.

$$\sum F_y \equiv 0 = F_y^{(A)} - F_y^{(B)} + F_y^{(C)} \quad (1.2)$$

Die Summe aus Bodenreaktionskraft  $F_y^{(A)}$ , Gewichtskraft  $-F_y^{(B)}$  und Zugkraft der Achillessehne  $F_y^{(C)}$  ist identisch null. Die Gewichtskraft  $-F_y^{(B)}$  wird scheinbar auf den Boden und die Achillessehne aufgeteilt. Da aber die Achillessehne wiederum mit dem Musculus triceps surae verbunden ist, und dieser zum Körper gehört, ist die Gewichtskraft  $-F_y^{(B)}$  in diesem speziellen Fall gleichgroß wie die Bodenreaktionskraft  $F_y^{(A)}$ . Also  $F_y^{(A)} = F_y^{(B)}$ .

$$\sum M^A \equiv 0 = -F_y^{(B)} \times l_2 + F_y^{(C)} \times (l_1 + l_2) \quad (1.3)$$

Die Summe aller Momente um den Vorfuß in Punkt A ist identisch null. Die Gewichtskraft  $-F_y^{(B)}$  hat über die Strecke vom Talus bis zum Vorfuß  $l_2$  einen Hebel auf den Vorfuß im Punkt A. Sie dreht um den Punkt A im Uhrzeigersinn. Die Zugkraft der Achillessehne  $F_y^{(C)}$  hat über die Strecken von der Ferse über den Talus bis zum Vorfuß  $(l_1 + l_2)$  ebenfalls einen Hebel auf den Vorfuß in Punkt A. Sie dreht gegen den Uhrzeigersinn. Durch Auflösen der Gleichung 1.3 nach der Zugkraft der Achillessehne  $F_y^{(C)}$  ergibt sich Gleichung 1.4.

$$\Leftrightarrow F_y^{(C)} = F_y^{(B)} \times \frac{l_2}{l_1 + l_2} \quad (1.4)$$

Nach Berechnung dieser Größen kann das Freikörperbild 1.5 auf Abbildung 1.6 vereinfacht werden. Der Anschaulichkeit halber findet sich die Silhouette des rechten Fußes hinterlegt. Die Kraft in x-Richtung entfällt, da sie null ist.

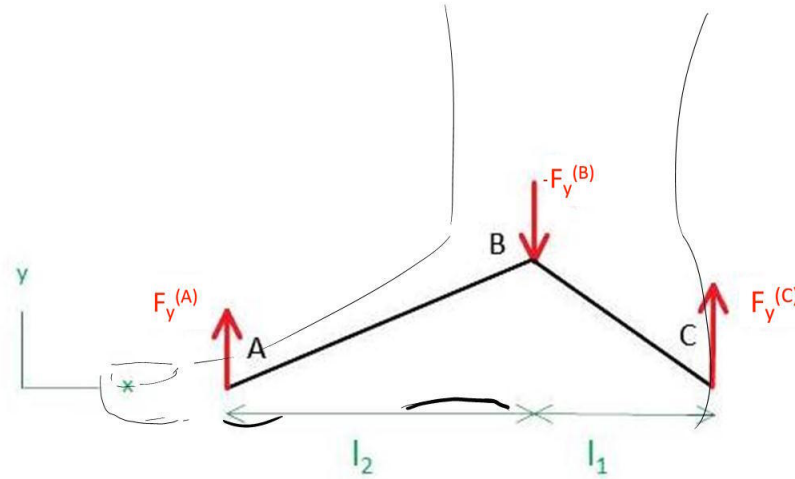


Abbildung 1.6.: Die Skizze zeigt die Hebelverhältnisse 1. Ordnung am rechten Fuß von medial. Liegt nur der Punkt A auf dem Boden auf (Vorfuß), dreht die Gewichtskraft  $-F_y^{(B)}$  mit dem Hebelarm  $l_2$  den Fuß im Uhrzeigersinn um den Punkt A. Um die Auflage am Punkt C zu überwinden, muss das Drehmoment  $F_y^{(C)} \times (l_1 + l_2)$  um Punkt A stärker gegen den Uhrzeigersinn drehen. Siehe Gleichung 1.1 bis Gleichung 1.4 auf Seite 8f.

Unter Angabe des Körpergewichts und der Maße der Fußgeometrie kann nun mit Formel 1.4 die Zugkraft in der Achillessehne errechnet werden. Es sei  $F_G = -F_y^{(B)} = 70 \text{ kg}$  und der Abstand zwischen dem Vorfuß und dem Talus  $l_2 = 12 \text{ cm}$  sowie der Abstand zwischen dem Talus und dem Tuber calcanei  $l_1 = 5 \text{ cm}$ . Siehe Fußnote.<sup>2</sup> Mit

$$F_G = 70 \text{ kg} \approx 700 \text{ N} \quad (1.5)$$

$$l_1 = 5 \text{ cm} = 0,05 \text{ m} \quad (1.6)$$

$$l_2 = 12 \text{ cm} = 0,12 \text{ m} \quad (1.7)$$

eingesetzt in Gleichung 1.4 ergibt sich:

<sup>2</sup>Vergleiche hierzu Maganaris.2000 [Vgl. 8, S. 363], der mit zwei verschiedenen Methoden den Hebelarm der Achillessehne am Talus bestimmt hat. Er kam auf eine Spanne der Hebelarme von 4,3 - 5,6 cm. Der Wert von 5 cm wird in Gleichung 1.6 übernommen.



$$\begin{aligned}
F_y^{(C)} &= F_G \times \frac{l_2}{(l_1 + l_2)} \\
&= 700 \text{ N} \times \frac{0,12 \text{ m}}{0,05 \text{ m} + 0,12 \text{ m}} \\
&\approx 700 \text{ N} \times 0,7 = \underline{\underline{490 \text{ N}}}
\end{aligned}$$

Dies entspricht ca. 49 kg. Jeder der beiden Musculi triceps surae muss bei einem 70 kg schweren Menschen also ca. 25 kg aufbringen, um den Zehenstand zu erreichen.

**Materialeigenschaften der Achillessehne** In der Literatur sind viele Angaben bezüglich der maximalen Belastung der Achillessehne zu finden. Laut Tillmann hält eine gesunde Achillessehne 250 - 300 kg (ca. 2.500 - 3.000 N) aus [Vgl. 4, S. 584ff]. Die Belastungsart ist hier nicht angegeben. Lewis hat dies etwas differenzierter formuliert. Er hat an 16 menschlichen Körperspendern die Steifigkeit der Achillessehnen gemessen mit  $685 \pm 262 \text{ N/mm}$ , die maximale Zugkraftaufnahme bis zum Zerreißen<sup>3</sup> mit  $59 \pm 18 \text{ MPa}$  ( $= 59 \pm 18 \text{ N/mm}^2$ ), die maximale Längenänderung  $\epsilon_{max}$  in Prozent mit  $22 \pm 7\%$  und den Elastizitätsmodul mit  $375 \pm 102 \text{ MPa}$  ( $= 375 \pm 102 \text{ N/mm}^2$ ). Darüber hinaus hat die Rate des Belastungszuwachses einen Einfluss auf die Steifigkeit und den Elastizitätsmodul, aber nicht auf die maximale Zugkraftaufnahme oder Längenänderung [Vgl. 9, S. 435]. Louis-Ugbo [Vgl. 10, S. 30] hat die Zugkraft der Achillessehne auf 1.189 N im Mittel bestimmt (Spannweite 360 - 1.965 N). Er untersuchte die Zugkraft an 20 menschlichen Präparaten und kam auf einen Elastizitätsmodul von  $559 \text{ N/mm}^2$ . Einige Autoren geben die Belastbarkeit auch als Vielfaches des Körpergewichtes an. Scott kam für die Achillessehne auf das 6,1- bis 8,2-fache.[Vgl. 11, S. 357]. In seiner Arbeit „Die statische und dynamische Belastbarkeit der Achillessehne“ von 1972 kommt Wilhelm zum Ergebnis von 450 kp (4.500 N bzw. ca 450 kg) statischer und 700 kp (7.000 N bzw. ca. 700 kg) dynamischer Belastungsgrenze [Vgl. 12, S. 222]. Beim Lebenden hat Komi die höchsten gemessenen Werte erzielt. Er implantierte Versuchspersonen Kraftaufnehmer unter örtlicher Betäubung in die Achillessehne und ließ sie gehen, laufen und springen. Er maß Werte bis zu 9 kN, resp. 12,5-fache des Körpergewichtes und  $11.100 \text{ N/cm}^2$  ( $1.110 \text{ N/mm}^2$ ) bei weiterhin intakter Sehne [Vgl. 13, S. 23]. Die Achillessehne arbeitet wie eine Parallelschaltung von einzelnen belastbaren Fasern. Die Quervernetzung innerhalb der Sehne kann dagegen fast keine Kraft aufnehmen. Laterale Kraftüber-

---

<sup>3</sup>Ultimate tensile strength UTS

tragung zwischen benachbarten Faszikeln (Scherkräfte) wird von der Achillessehne nicht toleriert [Vgl. 14, S. 86]. Um die Erschöpfbarkeit der Achillessehne zu messen, ließ Peltonen Versuchsteilnehmer bis zur Erschöpfung (1.150 bis 2.600 Sprünge à 20 cm) hüpfen und maß zuvor und danach die Steifigkeit, die Länge und die maximale willkürliche Kontraktionskraft MVC<sup>4</sup>. Wie zu erwarten, nahm die MVC ab, die Steifigkeit blieb unverändert [Vgl. 15, S. 1.259]. Wren stellte sich die Frage, ob die Achillessehne aufgrund ihrer hohen Belastungen eine andere Belastbarkeit zeigen würde als andere Sehnen des menschlichen Körpers. Er fand heraus, dass dem nicht so ist, sondern nur der Sicherheitsbeiwert bis zum Zerreißen geringer ist als bei anderen Sehnen. [Vgl. 16, S. 245]

### 1.1.3. Trauma

Achilles ist sicherlich das bekannteste Opfer eines direkten Traumas der Achillessehne durch einen Pfeil. Der häufigste Unfallmechanismus ist dies aber nicht. Als Achillessehnenruptur wird die völlige oder teilweise Ruptur der Sehne gesehen, die entweder zu entsprechender Klinik mit Funktionsausfall und Schmerz und/oder zu diagnostischem Befund führt.

**Epidemiologie** Die Häufigkeit der Achillessehnenruptur schwankt von Autor zu Autor. Laut Leppilahti hat die Inzidenz zwischen den Jahren 1979 und 1994 in Oulu, Finnland von 2 auf 100.000 auf 12 auf 100.000 zugenommen. [Vgl. 17, S. 277]. Maffulli untersuchte die Inzidenz in Schottland in den Jahren von 1980 bis 1995 und kam auf einen Anstieg von 4,7 auf 6 pro 100.000 und Jahr. Der Altersgipfel bei Männern liegt zwischen 30 und 39; bei Frauen bei über 80 mit einem stetigen Anstieg ab 60 [Vgl. 18, S. 157]. Sportlich aktive Männer sind fünfmal häufiger betroffen als Frauen. Dies trifft für Personen zwischen 30 und 50 Jahren zu. Danach haben Rupturen überwiegend degenerativen Charakter. Müller schätzt die Inzidenz auf 2 pro 100.000 und Jahr und die Zahl für Deutschland auf 16.000 pro Jahr [Vgl. 19, S. 417f]. Die Diagnose „Verletzung der Achillessehne“ ist in der deutschen Modifikation der International Classification of Diseases (ICD-10-GM) mit der alphanumerischen Position S86.0 klassifiziert [Vgl. 20]. Sie wurde 2010 insgesamt 9.551 mal kodiert [Vgl. 21].

**Ätiologie** Die Ruptur der Achillessehne kommt zustande, wenn die äußeren Kräfte die innere Widerstandskraft der Sehne übersteigen. Sie geht einher mit einem „peitschenartig reissend[em] Schmerz“ und einer tastbaren Lücke, sowie einem Hämatom

---

<sup>4</sup>MVC - maximal voluntary contraction

[Vgl. 19, S. 417]. Müller unterscheidet zwischen direktem und indirektem Trauma. Ein indirektes Trauma ist eine typische Sportverletzung durch extreme Muskelspannung wie beim Fußball, Tennis oder Federball. Sie ist keine Verletzung des Leistungssportlers. Ein direktes Trauma ist eine Schnittverletzung, ein Stoß oder ein Schlag. Hyperurikämie, chronische Polyarthrit, längere Glukokortikoideinnahme, Immunsuppressiva sowie die seltene Nebenwirkung des Antibiotikums Ciprofloxacin können eine Ruptur begünstigen [Vgl. 19, S. 417]. Die Achillessehnenruptur kommt meistens ohne Fremdeinwirkung zustande [Vgl. 22, S. 719]. In seinem Review führt Amlang die elektronenmikroskopische Untersuchung von Kannus und Jozsa an, die in jeder rupturierten Sehne vorbestehende pathologische Veränderungen gefunden haben [Vgl. 22, S. 718]. Coombs hat schon 1980 gefunden, dass Fibroblasten in rupturierten Achillessehnen auch Kollagen Typ III produzieren, während dies bei gesunden Achillessehnen nicht vorkommt [Vgl. 23, S. 258]. Die Tendinopathie der Achillessehne ist eine häufige Erscheinung bei Sportlern. Sie ist eher degenerativer Natur als entzündlich. Professionelle Läufer haben ein Lebenszeitrisiko von 52 % für die Achillestendinopathie. Ein Drittel der Betroffenen benötigt eine Operation. Gelegentlich entwickeln sich chronische Schmerzen und Funktionseinschränkungen [Vgl. 24, S. 190]. Das Alter hat einen indirekten Einfluss auf den Mechanismus der Achillessehnenruptur. Die Knochenqualität sinkt mit dem Alter und daher auch der knöcherne Widerstand bei Zugbelastung durch die Achillessehne. Insofern sind knöcherne Ausrissfrakturen bei älteren Patienten häufiger als bei jungen. Die Knochendichte hat einen größeren Einfluss als das Alter [Vgl. 25, S. 529]. Kongsgaard hat Sehnenquerschnittsflächen bei verschiedenen Sportlern untersucht und hält den dünnsten Querschnitt für die gefährdetste Stelle für eine Ruptur [Vgl. 26, S. 1968]. Maffulli hält es sogar für möglich, dass die Reibungswärme während des Sports das Gewebe über 45° C erhitzt und somit degeneriert [Vgl. 27, S. 1023]. Arner und Lindholm haben drei Mechanismen der Achillessehnenruptur beschrieben. Der erste ist charakterisiert durch einen explosionsartigen Antritt wie beim Sprint und dadurch bedingter forcierter Plantarflexion. Dies trifft auf 53 % der 92 untersuchten Patienten zu. Weitere 17 % sind unerwartet in ein Loch getreten oder eine Treppenstufe hinabgerutscht. Dies ist mit einer plötzlichen Dorsalflexion einhergegangen. Die dritte Gruppe ist aus einer gewissen Höhe auf den plantarflektierten Fuß gefallen, um sich abzufangen [Vgl. 27, S. 1023]. Die Achillessehnenruptur kann auch eine traumatische Ursache haben. Diese These stützt sich auf die histologische Untersuchung von intraoperativ entnommenem Sehngewebe. Es wurde folglich keine pathologische Veränderung in der Struktur mancher gerissener Achillessehnen gefunden, sodass auf eine Belastung zu schließen ist, die zu stark für die Sehne war [Vgl. 12, S. 221].

## 1.2. Diagnostik, Therapie, Rehabilitation

So einfach die Diagnose der Achillessehnenruptur ist, so spannend ist die wissenschaftliche Diskussion um die richtige Therapie. Meist verläuft das Unfallgeschehen mit einem peitschenartigen Knall und Funktionsverlust. Es kann anamnestisch leicht erfasst und apparativ bestätigt werden. An Therapie steht ein Potpourri an konservativer und chirurgischer Verfahren zur Verfügung. Die meisten beanspruchen für sich, eine schnelle Rehabilitation einzuleiten. Dieser Anspruch wird in diesem Kapitel untersucht.

### 1.2.1. Diagnostik

**Klinisches Erscheinungsbild** Meist ist anamnestisch ein klares Unfallgeschehen erfragbar. Die Achillessehnenruptur ist ein plötzliches und eindrückliches Ereignis, das meist mit einem peitschenartigen Knall, einschliessendem Schmerz und Funktionsverlust einhergeht. Durch Befragung lässt sich die Achillessehnenruptur von der Achillodynie unterscheiden. Dabei handelt es sich um Schmerzen, die im Bereich des Tuber calcanei durch chronische Reizung durch starke Belastung entstehen [Vgl. 19, S. 417f].

**Klinische Untersuchung** Bei der klinischen Untersuchung ist der Zehenstand auf der betroffenen Seite nicht mehr möglich. Gleichzeitig kann sich der Musculus triceps surae immer noch kontrahieren, aber ohne Bewegungsausmaß im Sprunggelenk. Es ist auf eine tastbare Lücke im Verlauf der Achillessehne zu achten [Vgl. 19, S. 417f]. Bei Untersuchung im Verlauf kann ein Hämatom so ausgehärtet sein, dass eine Lücke in der Sehnenkontinuität nicht mehr als solche getastet werden kann. Dadurch kann es zum falschen Ausschluss der Achillessehnenruptur und zu verspäteter Therapie kommen [Vgl. 28, S. 1.136 u. 1.141]. Der Nadel-Test nach O'Brien sieht vor, eine Nadel durch die Haut in den vermuteten Sehnenverlauf der betroffenen Seite zu stecken. Daraufhin soll der Fuß passiv abwechselnd plantar- bzw. dorsalflektiert werden. Bei intakter Sehne zeigt die Nadel bei Dorsalflexion nach distal, während sie bei Ruptur weiterhin nach proximal zeigt [Vgl. 29, S. 1099ff]. Die klinische Bedeutung des O'Brien-Tests bei der Verfügbarkeit von bildgebenden Verfahren ist fraglich. Für den Copeland-Test ist eine Blutdruckmanschette erforderlich. Sie wird um den Unterschenkel mit fraglicher Achillessehnenruptur gelegt und auf 100 mmHg aufgepumpt. Der Patient befindet sich in Bauchlage. Nun wird der Fuß im Sprunggelenk passiv dorsalflektiert. Steigt der Druck auf ca. 140 mmHg an, kann von einer intakten Achillessehne ausgegangen werden. Bei Verbleiben des Drucks bei ca. 100 mmHg ist

von einer Ruptur der Achillessehne auszugehen [Vgl. 30, S. 270f]. Der Thompson-Test ist der einfachste und älteste klinische Test zur Untersuchung der Achillessehne. Der Patient kniet auf einem Stuhl und lässt die Füße über die Kante hängen. Der Untersucher komprimiert mit der Hand seitlich die Wade und beobachtet dabei das Bewegungsausmaß des Fußes. Bei intakter Sehne kommt es bei Wadenkompression zu einer Plantarflexion des Fußes. Bei Ruptur der Achillessehne bleibt diese aus [Vgl. 31, S. 461-5].

**Apparative Diagnostik** Zum Ausschluss einer knöchernen Beteiligung des Calcaneus sollte eine Röntgenuntersuchung vom Fuß in zwei Ebenen durchgeführt werden. Gegebenenfalls kann die Kontinuitätsunterbrechung durch Sonographie bestätigt werden. Als Differentialdiagnose sollte die Sprunggelenksfraktur ausgeschlossen werden [Vgl. 19, S. 417f]. In der medial-lateral Projektion des Röntgenbildes kann ein Dreieck (Kager-Dreieck) zwischen der Achillessehne und der Tibia gedacht werden. Dieses Dreieck ist von bindegewebigem Fett gefüllt und verliert seine Kontur bei Ruptur der Achillessehne [Vgl. 27, S. 1.025]. In der Magnetresonanztomographie kann die Achillessehne gut gegenüber dem Kager-Dreieck abgegrenzt werden. Die Sehne erscheint mit geringer Intensität, das Fettgewebe in höherer. Eine intakte Achillessehne erscheint in der T2-Wichtung dunkel. Eine Signalerhöhung durch Flüssigkeit kann auf einen Defekt in der Sehnenkontinuität hinweisen. In der T1-Wichtung ist ein Verlust des Signals in der Sehnenkontinuität als Ruptur zu werten. In der T2-Wichtung sind zusätzlich Hämatom und Ödem zu sehen. Zur kompletten Beurteilung sollten axiale und sagittale Serien gesehen werden [Vgl. 32, S.418ff].

### 1.2.2. Therapie

Die Therapie der Achillessehnenruptur richtet sich nach dem genauen Befund, der Verfassung und dem sportlichen Anspruch des Patienten [Vgl. 33, S. 4]. Gerade ein junger und sportlicher Patient sollte über die höhere Inzidenz von Rerupturen bei der konservativen Therapie aufgeklärt werden [Vgl. 34, S. 741].

#### Konservative Therapie

Als konservative Therapie wird die nicht-chirurgische Heilungsbegleitung verstanden. Sie beschränkt sich auf die Ruhigstellung des betroffenen Fußes, die Analgesie und die funktionelle Rehabilitation. Eine konservative Therapie ist nur bei ausreichender Annäherung der Rupturenden unter Spitzfußstellung möglich. Eine Möglichkeit der konservativen Therapie ist die Gipsschienung für einen Zeitraum von sechs bis acht Wochen [Vgl. 35, S. 796].

Sie stellte sich in Bezug auf die Rerupturrate unterlegen heraus. Operierte Patienten kehrten schneller zu ihrer früheren Belastbarkeit zurück. Der Vorteil der konservativen Therapie besteht in der Vermeidung der chirurgischen Komplikationen. Bei Patienten, die chirurgische Komplikationen nicht verkraften würden, ist daher eine konservative Therapie zu empfehlen [Vgl. 17, S. 277], [27, S. 1031], [34, S. 741], [Vgl. 35, S. 791] und [36, S. 4050]. Sie hat ein schlechteres funktionelles Ergebnis [Vgl. 27, S. 1031]. Nach der Immobilisation soll eine stufenweise Lasterhöhung erfolgen, um den Knochen wieder an die Belastung zu gewöhnen [Vgl. 37, S. 662]. Auch die konservative Therapie könne zu biomechanisch belastbaren Achillessehnen führen [Vgl. 38, S. 211]. Die Komplikationen der konservativen Therapie sind Rerupturen und verbleibende Längung der Achillessehne, welche in signifikanter Wadenmuskelschwäche münden könne. Bewegungsmangel führe zusätzlich zur Mindervaskularisierung der Sehne [Vgl. 17, S. 277]. Etwas Sehnenlängung muss ein akzeptables Resultat nicht gefährden [Vgl. 39, S. 516]. Nach konservativer Therapie benötigten die Patienten hingegen mehr Zeit, um an den Arbeitsplatz zurückzukehren. Die konservative Therapie ist damit bei alten Patienten und Patienten mit geringem sportlichen Anspruch akzeptabel [Vgl. 36, S. 4050].

### **Operative Therapie**

Unter der operativen Therapie der Achillessehne wird eine chirurgische Readaption der Rupturfer verstanden. Es werden offen-chirurgische und minimal-invasive Techniken unterschieden [Vgl. 22, S. 717].

Die operative Versorgung ist immer dann anzustreben, wenn eine passive Spitzfußstellung in einem Gips keine ausreichende Annäherung der Rupturfer zur Folge hat. Dies kann mit einem Ultraschallgerät nachgewiesen werden. Zur Operation wird der Patient in Bauchlage gelagert. Es kann in Vollnarkose oder in örtlicher Betäubung operiert werden. Es wird eine Blutsperre am Oberschenkel der betroffenen Seite angelegt. Sie ist fakultativ [Vgl. 22, S. 713]. Es werden beide Füße steril abgewaschen, damit intraoperativ die Sehnenanspannung des operierten Fußes an die Sehnenanspannung des gesunden Fußes angepasst werden kann [Vgl. 28, S. 1142]. Der offene Zugang wird etwas medial auf der Achillessehne gewählt, damit der lateral verlaufende Nervus suralis nicht gefährdet wird. Eine perioperative Antibiose (mit Cephalosporinen) kann erfolgen [Vgl. 22, S. 713].

Es besteht eine Vielzahl von Techniken: Feinadaptierende Naht, Durchflechtungsnaht, Umkipplastik, perkutane Naht über mehrere kleine Stichinzisionen. Fibrinklebung ist additiv möglich. Bei Avulsionsfrakturen kann eine Verschraubung des Ausrissfragments oder eine Zuggurtungsosteosynthese erfolgen. Als Nachbehandlung

sollte für drei bis vier Wochen ein Unterschenkelgips in Spitzfußstellung getragen werden. Dann erfolgt die Neutralstellung für weitere zwei bis vier Wochen. Eine Vollbelastung ist nach einem viertel Jahr wieder geraten. Eine frühfunktionelle Nachbehandlung kann ebenfalls erfolgen. Zunächst nicht diagnostizierte oder behandelte Rupturen sollten länger ruhig gestellt werden [Vgl. 19, S. 418].

**Offen-chirurgisch** Bei der offen-chirurgischen Therapie der Achillessehnenruptur wird die Haut über der Achillessehne inzidiert und gespreizt, um eine Readaption der Rupturifer unter Sicht durchführen zu können. Sie geht mit einer geringeren Rate von Rerupturen einher als die konservative Therapie<sup>5</sup>. Dies zeigt eine große Strömung von Einzelstudien und Reviews.[Vgl. 34, S. 741], [40, S. 2202], [41, S. 565], [42, S. 149], [43, S. 188] und [36, S. 4050]. Allerdings ist mit dieser Therapieform auch eine höhere Rate an Komplikationen vergesellschaftet<sup>6</sup>, [Vgl. 41, S. 565], [Vgl. 40, S. 2202], [27, S. 1031] und [Vgl. 36, S. 4050]. Wills et al. stellte in einer Meta-Analyse 55 Komplikationen unter 777 Operationen (ca. 7%) fest. Diese Komplikationen sind meist geringfügig und hätten wenig negativen Einfluss auf das funktionelle Ergebnis [Vgl. 44, S. 156] und [Vgl. 17, S. 277]. Im Mittel sind die operativ versorgten Patienten schneller wieder arbeitsfähig als die konservativ behandelten [Vgl. 36, S. 4050]. Es käme zu weniger Kraft bei stattgehabter Dehiszenzbildung ohne chirurgische Readaption der Sehnenenden [Vgl. 28, S. 1138].

Müller et al. geben die Reruptur in 2% der Fälle an. Zu den häufigsten Komplikationen gehören die Läsion des Nervus suralis und die Wundheilungsstörung, die zur Sehneninfektion führen kann [Vgl. 19, S. 418]. Die Achillessehnenruptur sollte innerhalb von 2 Tagen operiert werden [Vgl. 28, S. 1136]. Ziel ist die Readaption der Rupturifer [Vgl. 28, S. 1139]. Athleten, die sich keine Reruptur erlauben könnten, sollten offen-chirurgisch versorgt werden [Vgl. 43, S. 188].

Die chirurgische Therapie ist daher jungen und athletischen Patienten vorzuschlagen [Vgl. 34, S. 741] und [Vgl. 43, S. 188]. Auch bei spät diagnostizierten Achillessehnenrupturen sollte sie angewendet werden [Vgl. 45, S. 531]. So kann ein organisiertes Hämatom sicher entfernt werden und die Rupturifer readaptiert werden. In einer prospektiven Studie verglich Cetti 56 Patienten nach operativer Achillessehnenreadaption mit 55 Patienten nach einer konservativen Therapie. Ein Follow-up erfolgte für vier Monate und ein Jahr nach dem Ereignis. In der Gruppe operierter Patienten kam es zu drei Rerupturen und zwei tiefen Infektionen, während es in der Gruppe konservativ therapierter Patienten zu sieben Rerupturen, einer Re-Reruptur und einer extremen Längung der Sehne gekommen ist. Es gab mehr geringfügige Kom-

---

<sup>5</sup>(Relatives Risiko (RR) 0,27; 95 % Konfidenzintervall von 0,11 bis 0,64) [Vgl. 40, S. 2202]

<sup>6</sup>(RR 10,6; 95 % Konfidenzintervall: 4,82 - 23,28) [Vgl. 40, S. 2202].

plikationen in der operierten Gruppe. Die Patienten dieser Gruppe konnten früher zum selben Niveau an sportlichen Aktivitäten zurückkehren, hatten seltener Muskelatrophie, bessere Knöchelbeweglichkeit und ein Jahr nach dem Ereignis weniger Beschwerden. Cetti kommt zu dem Schluss, dass die operative Therapie zu bevorzugen sei. Die konservative Therapie ist eine akzeptable Alternative [Vgl. 35, S. 791]. Da bisher kein Konsens über die Prädominanz einer Nahttechnik besteht, bleibt die Technikwahl dem Chirurgen überlassen [Vgl. 17, S. 277] und [Vgl. 27, S. 1031].

**Offen-chirurgische Nahttechniken** Es können readaptierende und belastbare Sehnennähte unterschieden werden. Dieser Verlauf ist nicht dichotom, sondern fließend, da Nahttechnik und -material über die Primärstabilität entscheiden [Vgl. 22, S. 713]. Eine immer noch gebräuchliche Sehnennaht beschrieb Bunnell 1954. Siehe Abbildung 1.7 auf Seite 19. Sie wurde für einen nichtresorbierbaren Draht entwickelt. Sie soll die Adaptionkraft des Drahtes erhöhen ohne durch die Sehne zu schneiden. Gleichzeitig soll die Sehne wenig in ihrem Querschnitt durch den Faden beeinträchtigt werden. Erstes gelang Bunnell durch ein Schiffchen aus Metall mit Bohrungen. Es dient als Widerlager auf der Sehne. Somit kann Kraft über das Schiffchen in die Sehne eingeleitet werden, ohne dass der Draht durch das Gewebe schneidet. Ein Faden kreuzt die Rupturstelle.

Isidor Kessler beschrieb im Anschluss eines handchirurgischen Kongresses 1973 das bis dahin als Grasping-Technik bekannte Vorgehen, das seitdem seinen Namen trägt. Die Kessler-Naht besteht aus zwei Fäden, die „L“-förmig ineinander verknüpft sind. Es kreuzen zwei Fäden die Ruptur. Siehe Abbildung 1.8 auf Seite 20.

Eine Naht mit einer sehr hohen Primärstabilität ist die Krackow-Naht. Es kreuzen ebenfalls zwei Fäden die Ruptur. Siehe Abbildung 1.9 auf Seite 21. Sie wurde von Krackow aus Kritik an der Bunnell-Naht entwickelt. Ihr Anspruch war eine einfache Durchführung und besonders gute Anwendbarkeit bei flachen Bändern oder Gelenkkapseln. Außerdem sollte sie mehr Sehne greifen, um nicht durch das Gewebe zu schneiden. Zusätzlich sollte die Sehne bei Zug auf den Faden nicht stark verformt oder gequetscht werden [Vgl. 48, S. 764].

Darüber hinaus sind viele weitere Nahttechniken in der Literatur beschrieben. Viele wurden wieder verworfen. Die folgende Aufzählung erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit. Sie zeigt unterschiedlichste Verfahren.

**Sehnedurchflechtung:** Die Naht kann durch die Durchflechtung mit der Plantarissehne verstärkt werden. Dazu wird sie zwischen den Musculi gastrocnemii und dem Musculus soleus herauspräpariert und durch die Rupturufer der Achillessehne geflochten [Vgl. 22, S. 714]. Als Sehnentransplantate können außerdem die Sehne



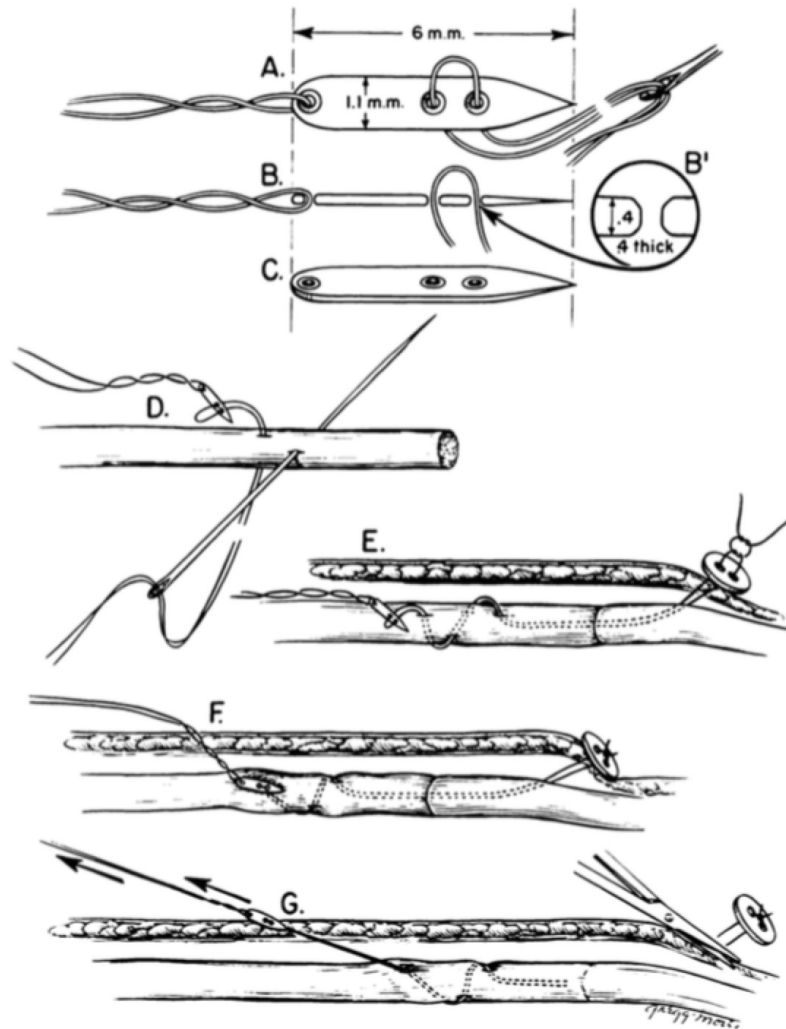


FIG. 1

Abbildung 1.7.: Die ursprüngliche Bunnell-Nahttechnik wurde für einen nicht-resorbierbaren Draht entwickelt. Ein Schiffchen wird mit einem Draht auf die rupturierte Sehne genäht. Das Schiffchen dient als Widerlager der Naht gegenüber den Sehne. Das andere Ende des Drahts überspannt die Ruptur und wird mit einem Knopf außen auf der Haut befestigt. Nach erfolgter Sehnenheilung wird das knopfseitige Drahtende abgetrennt. Daraufhin wird das Schiffchen von der anderen Seite durch Zug am Draht durch die Haut entfernt. Die heute noch gebräuchliche modifizierte Bunnell-Technik besteht aus dem Durchflechten der Sehne mit einem (resorbierbaren) Faden, wobei jeder Einstich um 90° rotiert [Vgl. 46, S. 851].

des Musculus plantaris, des Musculus gracilis, des Musculus semitendinosus und ein Streifen der Sehne des Musculus tensor fasciae latae dienen [Vgl. 28, S. 1142]. Dacron wird normalerweise als Gefäßprothesenmaterial verwendet. Es wurde bereits 1984 als Transplantat für die Achillessehnenruptur verwendet. Es scheint seitdem kaum Anwendung gefunden zu haben [Vgl. 49, S. 199].

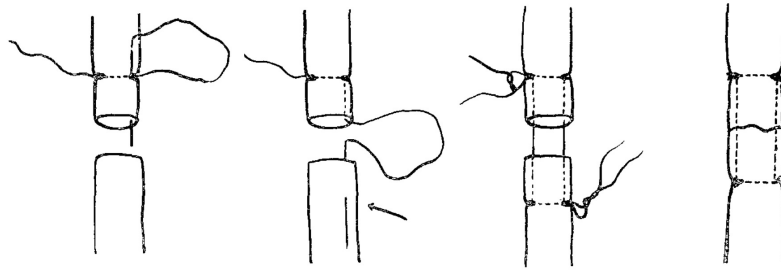


Abbildung 1.8.: Die Kessler-Naht beginnt mit einer Schlaufe im proximalen Teil der rupturierten Sehne. Sie soll einen Zentimeter von der Ruptur entfernt sein und ca. ein Viertel des Sehnenquerschnitts greifen. Sie wird mit einem Knoten gesichert. Daraufhin wird der Faden auf derselben Höhe transversal durch die Sehne geführt. Eine zweite Schlaufe greift erneut ein Viertel der Sehne. Dann wird der Faden axial durch die Sehne geführt. Die Nadel tritt aus dem Rupturquerschnitt aus und wird in den Querschnitt des distalen Rupturufers geführt. Ca. einen Zentimeter von der Rupturstelle wird der Faden wieder aus der Sehne geführt. Mit einem zweiten Faden wird spiegel-symmetrisch verfahren, sodass ein quadratischer Rahmen durch den Faden entsteht. Schließlich werden beide Fäden unter Zug und Approximation der Sehnenenden miteinander verknotet und gesichert [Vgl. 47, S. 254f].

**Fibrin:** Die Fibrinklebung ist die Adaption mit einem kollagenösen Klebstoff. Sie ist nur eine Randerscheinung. Sie ist teuer und hat gute Alternativen [Vgl. 22, S. 715] und [Vgl. 50, S. 439]. Eine Klebeverbindung kann sportlichen Ansprüchen nicht gerecht werden [Vgl. 51, S. 989].

**Lappen:** Wenn das Sehngewebe durch Vorerkrankungen degeneriert ist, kann ein vitaler Lappen notwendig werden. Dies kann aus dem Musculus flexor hallucis longus oder Musculus flexor digitorum longus erreicht werden. Es kann auch ein senkrechtes Bohrloch zur Fixierung eines Sehnentransplantates in den Calcaneus eingebracht werden [Vgl. 28, S. 1143]. Ein Lappen kann auch mit einer der oben beschriebenen Nähte fixiert werden [Vgl. 43, S. 188]. Die Umkipplastik nach Silfverskjöld ist ein solches Verfahren und sieht die Exzision eines Lappens aus dem Musculus gastrocnemius vor, der über den Rupturspalt geschwenkt wird [Vgl. 52, S. 95].

**Bioadhäsive:** Die Sehnennaht kann auch mit einem Adhäsiv verstärkt werden oder diese ersetzen. So kann die Zugfestigkeit der Naht z.B. mit einem Netz verstärkt werden, auch wenn daraus kein funktioneller Vorteil entsteht [Vgl. 53, S. 244]. Ex vivo konnte so schon ein positiver Einfluss auf die Steifigkeit und die maximale Zugkraft nachgewiesen werden [Vgl. 54, S. 1].

**Tunnel:** Bei Avulsionsfrakturen kann ein transcalcaneärer Bohrkanal den Faden aufnehmen, durch den der Faden der Naht geführt wird. Der Bohrkanal bietet sich

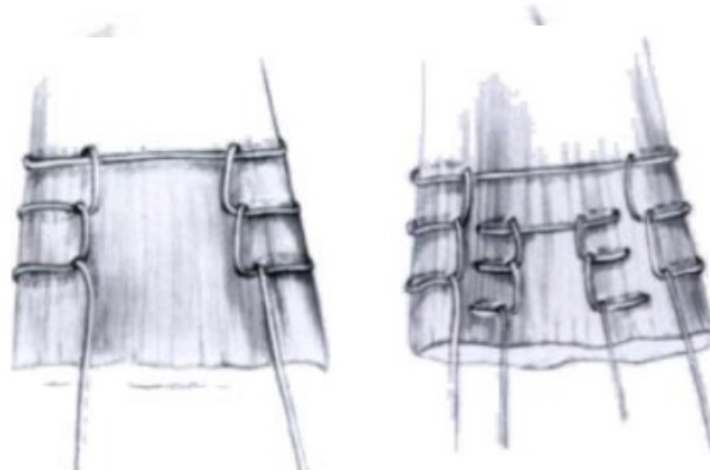


Abbildung 1.9.: Bei der Krackow-Naht wird je ein Faden für eine Seite der rupturierten Sehne verwendet. Im proximalen Sehnenteil wird der Faden zunächst transversal vor der Sehne entlanggeführt. Der Faden überragt zu gleichen Teilen beide Seiten der Sehne. Daraufhin wird ein armiertes Fadenende um die Sehne herumgeführt und von hinten nach vorne durch die Sehne gestochen. Der Ausstich wird über den transversal verlaufenden Faden geführt. Dieses Vorgehen wird wiederholt. Dabei wird der Ausstich des Fadens durch die entstandene Schlaufe geführt. Beim Festziehen des Fadens zeichnet sich die charakteristische Leiterstufe ab. Dieses Vorgehen wird bis zum Erreichen der Rupturstelle fortgesetzt. Mit dem anderen Fadenende wird idem verfahren. Auch mit dem distalen Teil der rupturierten Sehne wird gleich verfahren. Die Fäden werden mit chirurgischen Knoten bei adaptierter Sehne gesichert [Vgl. 48, S. 764f]

bei sehr distalen Achillessehnenrupturen an [Vgl. 55, S. 539]

**Anker:** Knochenanker können für die Readaption von Achillessehnen bei sehr distalen Rissen verwendet werden, wenn andere Methoden aufgrund der geringen Distanz zum Calcaneus nicht verwendet werden können [Vgl. 56, S. 663] und [Vgl. 57, S. 86].

**Schweißen:** Es wurde sogar versucht, die Sehne zu schweißen. Dies gelang mit technischem Erfolg. Die Schweißnaht war aber nicht stark genug für die postoperative Belastung [Vgl. 58, S. 487].

**Weiteres:** Bei der Feinadaptation werden auch die kleineren Bündel miteinander vernäht [Vgl. 59, S. 699]. Die Krackow-Naht hat sehr viel Nahtmaterial an der Oberfläche des Muskels. Die Core-Weave Technik versenkt den Großteil des Fadens in der Sehne. Sie sieht der Bunnell-Naht ähnlich. In einem biomechanischen Versuch wurden keine relevanten Unterschiede zwischen der Krackow- und der Core-Weave-Technik gefunden [Vgl. 60, S. 1107-1109]. Der Knoten im Spalt zwischen den Rupturfernen gilt als Zone der größten Belastung für das Nahtmaterial. Daher wurde

vorgeschlagen, den Knoten nicht zwischen die Rupturufer zu legen [Vgl. 61, S. 410].

**Minimal-invasiv** Die minimal-invasive Therapie der Achillessehnenruptur versucht, das Komplikationsrisiko des offen-chirurgischen Ansatzes zu reduzieren. Gleichzeitig sollen die Vorteile der operativen Versorgung ausgenutzt werden. Die Readaption lässt sich leichter erzielen als durch die konservative Therapie. Die Naht kann aber nicht so stark sein wie bei der offen-chirurgischen Therapie. Daher kann nur ein weniger aggressives Rehabilitationsprogramm angewendet werden.

Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied im Infektionsrisiko zwischen der offen-chirurgischen und der minimal-invasiven Therapie [Vgl. 62, S. 559]. Die minimal-invasive Versorgung hat eine geringe Komplikationsrate<sup>7</sup> und ein besseres kosmetisches Ergebnis als die offen-chirurgische Therapie [Vgl. 62, S. 559], [Vgl. 40, S. 2202] und [Vgl. 63, S. 437]. Durch die minimal-invasive Operationstechnik wird das Peritendineum geschont. Dieses ist elementar für die Sehnenheilung [Vgl. 22, S. 717]. Sie kann unter Lokalanästhesie ambulant durchgeführt werden [Vgl. 64, S. 9], was kostengünstiger ist [Vgl. 65, S. 607]. Die Compliance der Patienten bei der Physiotherapie war nicht mehr heilungsentscheidend [Vgl. 22, S. 716].

Die erste minimal-invasive Technik wurde 1977 von Ma und Griffith vorgestellt. Sie kann in Lokalanästhesie und ohne Blutsperre angewendet werden [Vgl. 66, S. 247]. Sie stellt einen Kompromiss zwischen offen-chirurgischer und minimal-invasiver Technik dar [Vgl. 27, S. 1027]. Eine ihrer Weiterentwicklungen ist die Dresden-Technik. Sie ist in Abbildung 1.10 auf Seite 23 zu finden. Sie wurde weiter standardisiert und industrialisiert. Mit dem Achillon<sup>®</sup>-Instrument könnten genauso starke und steife perkutane Nahte genäht werden wie in einem offen-chirurgischen Eingriff mit Krackow-Naht [Vgl. 69, S. 879]. Das Achillon<sup>®</sup>-Instrument könne daher für die minimal-invasive Technik angewendet werden [Vgl. 68, S. 664] und [Vgl. 70, S. 96]. Gegenüber der Dresden-Technik wird der Schnitt distal geführt und die Achillessehne besser geführt [Vgl. 28, S. 1148]. Die Webb-Bannister-Technik ist durch drei Stichinzisionen durchzuführen. Sie schont den N. suralis [Vgl. 71, S. 877]. Es kann auch die Bunnell-Technik mit der minimal-invasiven Zugangstechnik kombiniert werden [Vgl. 72, S. 985]. Bei der minimal-invasiven Technik kann der Nervus suralis leichter verletzt werden, da er perkutan nicht identifiziert werden kann. Zusätzlich ist die Naht nicht so stark wie bei der offen-chirurgischen Therapie [Vgl. 22, S. 716], [Vgl. 62, S. 559] und [Vgl. 65, S. 607]. In einzelnen Studien stellte sich die offen-chirurgische Bunnell-Technik doppelt so stark wie die minimal-invasive dar. Des

---

<sup>7</sup>(RR 2,84, 95 % Konfidenzintervall 1,06 bis 7,62) [Vgl. 40, S. 2202].

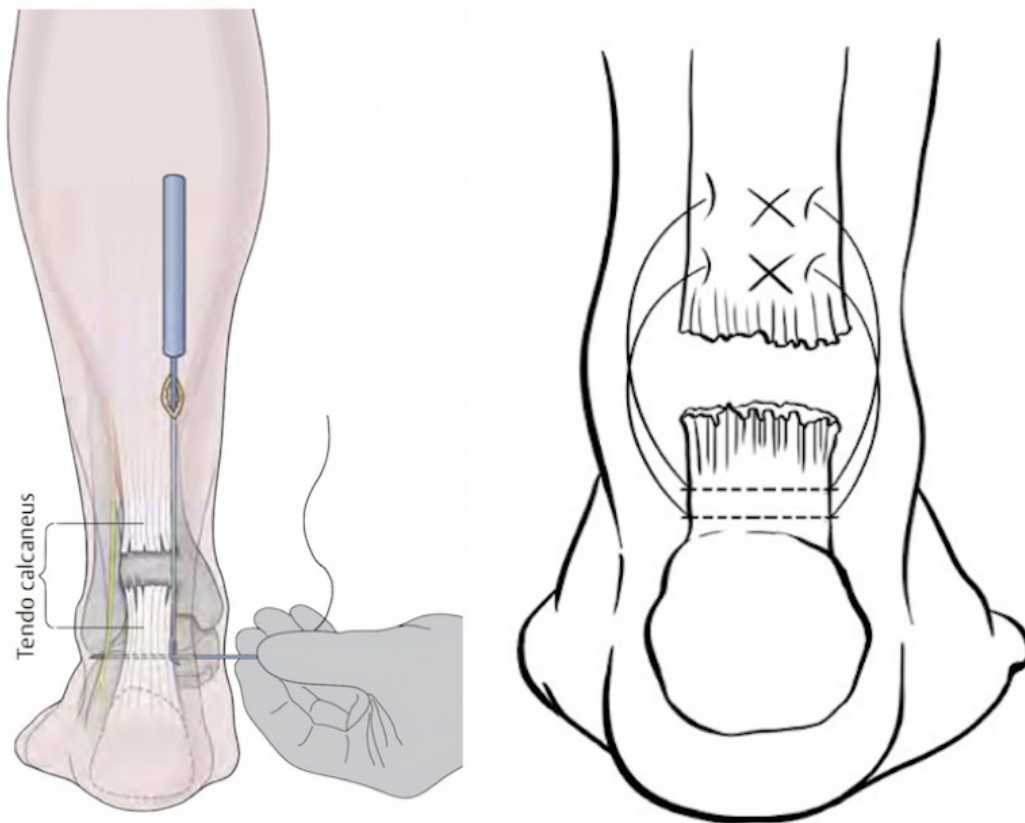


Abbildung 1.10.: Das linke Bild zeigt schematisch die Allokation der Fäden mithilfe einer Öse durch einen kleinen Schnitt und die perkutane Einbringung des Fadens mit einer Nadel [Vgl. 67, S. 273]. Das rechte Bild zeigt das Nahtmuster der perkutanen Dresden-Technik [Vgl. 68, S. 664].

Weiteren schien die Ausrichtung der Sehnenenden aufeinander schlechter zu sein als bei der offen-chirurgischen Technik [Vgl. 73, S. 67]. Zusätzlich sind Rerupturen häufiger beschrieben als bei der offen-chirurgischen Therapie. Sie soll daher nicht für Leistungssportler verwendet werden [Vgl. 43, S. 188]. Schließlich bildet die Nahttechnik eine gute Voraussetzung für die Heilung:

„Generell gilt der Grundsatz, dass nicht die Naht, sondern die Heilung der Sehne Voraussetzung für die funktionelle Wiederherstellung des Patienten ist.“ [Vgl. 67, S. 276].

### 1.2.3. Rehabilitation

Bei gleicher chirurgischer Readaption scheint die Sehnenheilung von frühfunktioneller Rehabilitation mehr zu profitieren als von Immobilisation [Vgl. 74, S. 551]. Über die letzten Jahre wurde daher die Immobilisation nach der chirurgischen Readaption zugunsten einer frühfunktionellen Beübung verlassen. Nicht alle Studien befürworten dieses Verfahren [Vgl. 39, S. 515]. Kangas et al. haben keinen signifikanten Unterschied zwischen frühfunktioneller Rehabilitation und Immobilisierung nach chirurgischer Versorgung der Achillessehnenruptur gefunden [Vgl. 75, S. 1180]. Die frühfunktionelle Therapie stellt die Belastbarkeit der Sehne schneller wieder her ([Vgl. 74, S. 551]) und Wadenatrophie werde durch sie vermindert [Vgl. 76, S. 160]. Sie schade aber auch nicht. Laut einer Tierstudie sei frühfunktionelle Rehabilitation dem späteren biomechanischen Ergebnis nicht abträglich, sondern eher förderlich [Vgl. 77, S. 29]. Immobilisation für 6 Wochen im Gips war zuvor der Standardweg [Vgl. 19, S. 418]. Eine Immobilisation nach der OP solle bei 20° Plantarflexion erfolgen. Bei diesem Winkel ist die Hautdurchblutung über dem Operationsgebiet maximal [Vgl. 78, S. 572]. In Bezug auf die Achillessehne muss diese Spitzfußstellung nicht eingehalten werden. Bei intakten und genähten Achillessehnen kommt bei Neutralstellung im Vergleich zur 30° Plantarflexion vergleichbar viel Kraft auf die Sehne (ca. 20 N). Damit muss eine Spitzfußstellung bei der Immobilisation nicht unbedingt eingehalten werden. Dies wurde aber nur in einer Kadaverstudie gezeigt [Vgl. 79, S. 478]. Die Kombination aus Operation und frühfunktioneller Rehabilitation führt zu einer normalen Belastbarkeit im Rahmen des Thermann-Scores nach einem Jahr, erfordert allerdings die Zusammenarbeit des Patienten [Vgl. 59, S. 699]. Sie sind meist zu vorsichtig. Die Achillessehnenruptur tritt meist ohne Fremdverschulden auf<sup>8</sup>. Daher haben die Patienten bei der Rehabilitation häufig Angst, die Sehne zu belasten. Hierauf muss in der Rehabilitation eingegangen werden [Vgl. 22, S. 719]. Bewegung kann bereits 72 Stunden nach OP verordnet werden. Die Patienten müssen eine Schiene für zwei Wochen tragen, um dann in einer geeigneten Orthese auftreten und laufen zu dürfen [Vgl. 80, S. 392]. Frühe Vollbelastung in Spitzfußstellung behindert den Heilungsverlauf nicht [Vgl. 81, S. 367]. Freie Bewegung ohne Belastung in allen Freiheitsgraden darf gleich postoperativ erlaubt werden [Vgl. 82, S. 172].

Bei ihrer Studie mit intratendinösen Radiomarkern bewerteten Mortensen et al. die Distanzbildung dieser Radiomarker unter frühfunktioneller Therapie und fanden keine negativen Auswirkungen auf die Heilung, wenn auch etwas Längung nachzuweisen war [Vgl. 83, S. 989]. Biomechanisch kommt es bei Immobilisation von acht

---

<sup>8</sup>Siehe Kapitel 1.2.2 ab Seite 15

Wochen zu einer geringeren Sehnensteifigkeit. Es besteht kein Anhalt für Atrophie der Achillessehne. Nach der Immobilisation soll eine stufenweise Belastungserhöhung erfolgen, um Osteoporose vorzubeugen [Vgl. 37, S. 662]. Einige Autoren empfehlen eine Schiene, die die Dorsalflexion limitiert, aber Plantarflexion zulässt [Vgl. 84, S. 479] und [Vgl. 85, S. 459]. Bei konservativer Therapie ist frühfunktionelle Rehabilitation nicht durchzuführen, da eine mögliche Sehnenlängung zur Gefahr der Reruptur führt [Vgl. 86, S. 239 ff]. Abschließend sei die frühfunktionelle Belastung nach operativer Versorgung einer akuten Achillessehnenruptur dem Heilungsverlauf nicht abträglich [Vgl. 87, S. 1876].

## 1.3. Literaturrecherche

Was ist bekannt über die Therapie der Achillessehnenruptur? Die Auswahl der Schlagworte, die Durchführung der Literaturrecherche und die Prüfung, was gemessen und was verändert wurde, hilft bei der Formulierung der Forschungsfrage dieser Arbeit. Die Literaturrecherche wurde mit pubmed <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>, der Internet-Suchmaschine des National Center of Biotechnology Information (NCBI) durchgeführt. Veröffentlichungen zum betrachteten Thema wurden zielgerichtet gesucht und auf ihre Relevanz geprüft. Frei zugängliche Artikel wurden heruntergeladen und abgelegt. Genauso wurde mit der Universität Tübingen frei zur Verfügung stehenden Artikeln verfahren. Nicht frei zugängliche Veröffentlichungen wurden auf eine Liste gesetzt und in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen auf Verfügbarkeit geprüft und gegebenenfalls bestellt.

### 1.3.1. Auswahl der Schlagwörter

Eine Schlagwortsuche wurde systematisch durchgeführt. Vorab wurden alle Veröffentlichungen ausgeschlossen, die nicht in Deutscher oder Englischer Sprache verfasst wurden. Eine zeitliche Eingrenzung der Veröffentlichungen erfolgte bewusst nicht. Erstbeschreibungen von Achillessehnennähten liegen bereits mehr als 50 Jahre zurück. Mit der Einführung neuerer Nahttechniken wurden auch biomechanische Vergleiche durchgeführt. Medical Subject Headings (MeSH-Terms) grenzten die Suche weiter ein. MeSH-Terms sind Schlagworte in medizinischen Veröffentlichungen. Sie sind nicht frei wählbar, sondern werden von der Suchmaschine vorgeschlagen. Sie zeigen einen Überblick über Schwerpunkte bisheriger Veröffentlichungen. MeSH-Terms grenzten die Treffer bei der Suche auf die relevanten Veröffentlichungen ein. Der MeSH-Term für die Literaturrecherche dieser Arbeit war: „Achilles“. MeSH *sub*-Terms grenzten die Suche weiter ein. Diesen sind Veröffentlichungen mit bereits zugeordneten MeSH-Term zugewiesen. Des Weiteren sind Schlagworte von Bedeutung, die nicht als MeSH *sub*-Terms eingeordnet wurden. Sie verfeinern die Suche wesentlich. Eine Liste mit zusätzlich relevanten Suchbegriffen findet sich in Kapitel 1.3.2 auf Seite 27.

Des Weiteren wurden für ertragreiche Suchabfragen automatische e-Mail-Benachrichtigungen erstellt. Relevante Literatur blieb so während der Dauer dieser Arbeit erkennbar.



### 1.3.2. Durchführung der Literaturrecherche

In einem ersten Durchgang der Literaturrecherche wurden mit dem ausgewählten MeSH-Term „Achilles“ über 5.000 Treffer erzielt. Daher wurden die MeSHsub-Terms hinzugezogen. Die Anzahl der Treffer der Suchabfragen und die Suchabfrage selbst wurden notiert und für spätere Verfeinerung gespeichert. Auf diese Weise wurde die Tabelle 1.1 auf Seite 27 erstellt. Sie gibt einen Überblick über die erhältliche Literatur. Die Summe gibt nur die Anzahl der Treffer wieder, Doppelnennungen sind eingeschlossen.

Tabelle 1.1.: Schlagwortsuche mit MeSHsub-Terms: Nicht alle Treffer sind für die Arbeit relevant. Die Anzahl der relevanten Treffer stehen daher in einer extra Spalte.

MeSH-Term	MeSHsub-Term	Treffer	Relevante Treffer
Achilles	analysis	377	101
	endurance	50	18
	history	11	3
	injuries	2078	858
	methods	1019	679
	pathology	946	429
	physiology	2169	936
	physiopathology	926	419
	rehabilitation	245	147
	standards	40	28
	statistics and numerical data	163	87
	surgery	2255	919
	therapy	2949	1256
<b>Total</b>		<b>13228</b>	<b>5880</b>

Dann wurde eine zweite Liste mit weiteren relevanten Begriffen erstellt. Diese Suchabfrage ging gezielter vor als die erste. Hier wurde explizit nach Stichworten von Bedeutung gesucht. Die sinnvolle Kombination der Suchbegriffe mit dem booleschen Operator „AND“ grenzte die Anzahl der Treffer ein. Somit wurden zum Beispiel nur Veröffentlichungen berücksichtigt, die neben dem MeSH-Term „Achilles“ auch die Worte „endurance“ UND „technique“ enthalten. Siehe Tabelle 1.2 auf Seite 28.

Die Tabelle 1.2 auf Seite 28 enthält Treffer doppelt. Zum Beispiel durch die Suchabfragen „endurance AND stress“ und „endurance AND limit“, die gleiche Treffer aufführen. Die gewonnene Literatur beleuchtete jeweils Teilaspekte des Themas. Es bedurfte weiterer Eingrenzung. Alle Treffer aus den beiden Listen wurden anhand des Titels und gegebenenfalls anhand des Abstracts auf Relevanz geprüft.

Tabelle 1.2.: Schlagwortsuche mit weiteren Begriffen. Erneut wurde die Anzahl relevanter Treffer in einer extra Spalte aufgeführt.

MeSH-Term	weitere Begriffe	Treffer	Relevante Treffer
Achilles	biomechanic	486	271
	biomechanic AND cycle	15	8
	biomechanic AND cyclic	15	12
	biomechanic AND stress	106	60
	cycle	26	26
	cycle AND stress	10	9
	cyclic	26	20
	cyclic AND stress	13	9
	endurance AND technique	7	2
	endurance AND biomechanic	8	4
	endurance AND cycle	0	0
	endurance AND cyclic	0	0
	endurance AND limit	0	0
	endurance AND stress	5	3
	endurance and suture	8	2
	stress	304	175
	suture	466	200
	suture AND biomechanic	49	25
	suture AND cycle	2	2
	suture AND cyclic	9	8
	suture AND stress	25	16
	suture AND technique	162	97
	technique	592	333
	test	434	252
test AND biomechanic	94	94	
test AND endurance	14	8	
test AND stress	63	43	
test AND suture	41	26	
<b>Total</b>		<b>2980</b>	<b>1705</b>

Der Hauptteil der relevanten Veröffentlichungen konnte in drei Bereiche eingeteilt werden.

- Klinische Studien
- Biomechanische Studien
- Reviews

Die klinischen Studien beschäftigten sich mit dem Resultat der Therapie der Achillessehnenruptur beim Patienten. Biomechanische Studien beschäftigten sich *in vi-*

*vo* oder *ex vivo* mit den sportphysiologischen oder physikalischen Eigenschaften der Therapien. Reviews versuchten, mehrere Studien der beiden zuvor genannten Gruppen miteinander zu vergleichen. Zwar beschrieben die klinischen Studien die Therapien und die Techniken verschiedener Nähte. Doch lag der Schwerpunkt der Literaturoswertung auf biomechanischen Vergleichen unterschiedlicher Achillessehennähte *ex vivo*. Von besonders relevanten Studien wurde das Literaturverzeichnis ausgewertet und die eigene Trefferliste gegebenenfalls ergänzt. Auf diese Weise ergab sich ein Kreis aufeinander referenzierender Autoren, die ihre Studien auf die Ergebnisse anderer aufbauten. 30 Quellen waren unmittelbar relevant für die vorliegende Arbeit.

### 1.3.3. Aufbereitung der Literatur

Diese 30 *ex-vivo* Biomechanik-Veröffentlichungen wurden mit zwei Fragestellungen durchsucht:

1. Was wurde gemessen? (*abhängige* Variable)
2. Was wurde verändert? (*unabhängige* Variable)

Das Ergebnis ist in der Kreuztabelle 1.3 auf Seite 30 zu sehen. Sie stellte eine Entscheidungshilfe für die Auswahl der eigenen Forschungsfrage dar und half, bereits getestete Konstellationen zu vermeiden. Außerdem zeigt sie häufig getestete Kombinationen aus *abhängiger* und *unabhängiger* Variable. In den Spalten ist die *abhängige* Variable und in den Zeilen die *unabhängige* Variable aufgetragen. Die Werte der Tabelle beschreiben die Anzahl der Studien, beziehungsweise die Anzahl der Versuche in allen Studien mit dieser Variablenkombination. Die rechte Spalte und die unterste Zeile geben jeweils Summen an. Die Krackow-Technik ist demnach mit 18 Versuchen die am häufigsten in biomechanischen Studien verwendete Achillessehennahttechnik. Sie ist die häufigste *unabhängige* Variable. Die häufigste *abhängige* Variable ist die Kraft bis zum Versagen der Probe, „maximal load to failure“. Sie wurde in 48 von 141 Versuchen untersucht. Die entsprechenden Werte sind in Spalte und Zeile **rot** markiert. Eine zu testende Nahttechnik sollte also mit der Krackow-Naht verglichen werden. Als Gütekriterium sollte die maximal auszuhaltende Kraft herangezogen werden. Die Naht nach Kessler (11 Versuche, **grün** markiert) ist die zweithäufigste untersuchte Naht. Als weiteres Gütekriterium kann die Spaltbildung, „gap formation“ (15 Versuche, **blau** markiert) betrachtet werden.

Die Kreuztabelle 1.4 auf Seite 31 zeigt den gleichen Inhalt in komprimierter Form. Ihr ist die Techniktestung, „technique“, als häufigste *unabhängige* Variable zu entnehmen, gefolgt von Material- und Konfigurationstests. Die „maximal auszuhaltende

Tabelle 1.3.: Pivottabelle der *abhängigen* und *unabhängigen* Variablen bei ex vivo Sehmentests.

independent variable	6 DOF movement	ankle dorsiflexion	creep	deformation	elongation	energy to failure	failure mode	fatigue strength	gap formation	length to failure	load-displacement-curve	maximal load to failure	number of cycles to initial gapping	number of cycles to total failure	stiffness	stress	tendon holding capacity	time of healing	Youngs modulus	Gesamtergebnis
locking configuration								1												1
no of suture strands								1												1
suture caliber								1												1
polyblend suture								3	3											6
polyester suture								3	3											6
three loop pattern						1						1			1					3
three loop pattern + bioadhesive						1						1			1					3
2-0 FiberLoop® (Arthex) 0,21 mm												1								1
No.2 Ethibond™ (Ethicon) 0,28 mm												1								1
Ma Griffith repair									1											1
Ma Griffith Cretnik modification												1								1
Tsuge Technique					1							1						1		3
Kessler Technique					1		2		1			4			1	1		1		11
Krackow Technique		1	1	2	1				1	1	1	6	1	1	2					18
SpeedWhip Technique					1							1								2
high hydrostatic pressure												1							1	2
tenotomy												1								1
Z-Plasty												1								1
tensile strength																	1			1
holding capacity				1																1
spiral shaped implants																	1			1
Bunnell Technique		1		1			2		1			2			1					8
bone fixation screws												1								1
bone fixation staple anchor												1								1
axial stress	1																			1
3 loop pulley suture										1		1			1					3
polypropylene mesh										1		1			1					3
PDS® Thread							1					1								2
PDS® Cord 0,7 mm							1					1								2
Plantaris Augmentation							1					1								2
Augmentation flap												1								1
Artelon Tissue Reinforcement ATR			1									1			1					4
Achillon® device						1						1				1				5
Percutaneous Technique		1							1		1	2		1	1					4
Core Weave Technique					1															1
3 throws					1															1
5 throws					1															1
7 throws					1															1
intratendinous plantaris graft												1								1
peritendinous plantaris graft												1								1
Mitek SuperAnchors							1					1							1	3
Bionx Bankart Tacks							1					1								3
Screw /w polyacetal resin washer							1					1								3
Screw /w metal washer							1					1							1	3
suture pitch 0.5 cm												1								1
suture pitch 1.0 cm												1								1
4 suture methods												1								1
4 suture materials												1								1
4 epitenon suture techniques												1								1
"Giftbox" Repair Technique												2								2
Augmented Krackow Technique									1				1	1						3
stress-strain-fitting																1			1	2
strain rate					1							1			1	1			1	5
Teno Fix System									1											1
strain					1							1								2
Gesamtergebnis	1	2	2	3	11	4	11	9	15	2	2	48	3	3	11	3	2	2	7	141

Belastung“ wurde von den Autoren unterschiedlich definiert, manchmal als Spannung, manchmal als absolute Kraft. Die häufigsten *unabhängigen* Variablen werden daher unter der Rubrik „max stress“ zusammengefasst. An zweiter Stelle stehen Elongation und Spaltbildung „gap formation“.

Tabelle 1.4.: Die komprimierte Kreuztabelle zeigt nach Rubriken zusammengefasste Variablen. Zum Beispiel wurden alle Nahttechniken aus Tabelle 1.3 von Seite 30 zusammengefasst in Spalte „technique“.

dependent variable	independent variable							Gesamtergebnis
	caliber	configuration	geometry / force	graft	material	no of strands	technique	
6 DOF movement			1					1
creep					1		1	2
cycles to failure							3	3
cycles to gap							3	3
elongation		3	3		1		8	15
energy		2			1		1	4
failure mode				1	6		4	11
fatigue strength	1	1			6	1		9
gap formation		1			8		6	15
geometry							3	3
load-displacement					1		1	2
max stress		8	4	3	15		20	50
stiffness		3	1		3		4	11
stress			2				1	3
time of healing							2	2
youngs modulus			3		4			7
Gesamtergebnis	1	18	14	4	46	1	57	141

## 1.4. Forschungsfrage

Ist eine bereits bekannte Nahttechnik für die Rekonstruktion der Achillessehnenruptur um einen relevanten Betrag belastbarer als die bereits etablierte Krackow-Naht-Technik? Vor dem Stand der Wissenschaft sollen mehrere Nahttechniken zur Versorgung der Achillessehnenruptur in einer biomechanischen Studie ex vivo miteinander verglichen werden.

### **Abgrenzung zu verwandten Themen**

Folgende Therapieversuche an der Achillessehne werden nicht getestet:

**Andere Erkrankungen der Achillessehne** Diese Studie beschäftigt sich nicht mit der Behandlung der Achillodynie, chronischen oder übersehenen Achillessehnenrupturen. Diese brauchen aufgrund von Degeneration, Atrophie und Hämatom häufig eine plastische Operationstechnik und ein besonderes postoperatives Regime [Vgl. 22, S. 712]. Darüber hinaus werden Operationstechniken außer Acht gelassen, welche die Achillessehne verlängern, wie zum Beispiel bei der Behandlung des Klumpfußes [Vgl. 88, S. 216].

**Therapien mit Grafts oder additiven Nahtmaterialien** Es werden Studien ausgeschlossen, die ein Additiv zur Verstärkung von Achillessehnenrupturen benutzen. Sei dies eine körpereigene Sehne, ein Bio-Adhäsiv oder eine Fibrinklebung.

**Klinische Studien** Viele Studien beschäftigen sich mit dem klinischen Ergebnis der Achillessehnentherapie. Die Maximalkraft einer Naht kann am lebenden Patienten nicht erhoben werden. Es werden anstelle der Sehnenbelastbarkeit indirekte Parameter erhoben. Hierzu zählen Schmerz, Funktionalität, aber auch Patientenzufriedenheit. Sie spielen im Rahmen dieser Arbeit keine Rolle.

**Medikamentenstudien** In einigen Studien wird die Wirkung von Medikamenten auf die Achillessehne untersucht. Dabei geht es entweder um die Heilung der Sehne unter Medikamenteneinfluss oder um die Exposition gegenüber eines höheren Risikos der Achillessehnenruptur zum Beispiel durch Kortisoninjektion, Cephalosporine oder Eigenbluttherapie. Diese Einflüsse werden in dieser Studie nicht untersucht.

### **Versuche am lebenden Objekt**

Schließlich wird nicht am lebenden Objekt geforscht. Auf diese Weise ist die Heilung als unabhängige oder abhängige Variable ausgeschlossen. Weder wird der Einfluss

der Heilung auf die Stärke der Nahtverbindung getestet, noch die Behinderung der Heilung durch die Nahttechnik. Um diese Störgröße auszuschließen, wird am toten Material geforscht.

### **Kern der Forschungsfrage**

Durch die Auswertung der Literaturrecherche in Kapitel 1.3.3 auf Seite 29 wurde gezeigt, welche Zielgrößen und Vergleichsmethoden in der biomechanischen Forschung der Achillessehnennähte gängig sind. Die Krackow-Naht ist mit Abstand die am häufigsten getestete Naht (18 Versuche). Die Maximalkraft ist die am häufigsten getestete abhängige Variable (48 mal). Die Spaltbildung ist die zweithäufigste. Der Vergleich einer zu bestimmenden Naht mit der Krackow-Naht in Bezug auf die maximale Zugfestigkeit und die Kraft bis zur Spaltbildung ist ein rationaler Schluss aus der Literaturrecherche. Die Kreuztabelle 1.3 auf Seite 30 lässt viele bislang nicht getestete Kombinationen für weitere Forschung offen. Die Untersuchung einer weiteren Konfiguration erschien aufgrund der Literaturrecherche wenig zielführend. Vielmehr sollte die distale Fixation zwischen Achillessehne und Calcaneus untersucht werden. Dies ist die kritische Stelle im Heilungsprozess. Unter Belastung tritt dort zuerst Dehiszenz auf. In Tabelle 1.3 auf Seite 30 finden sich nur wenige Veröffentlichungen bezüglich distaler Verankerung von Achillessehnennähten. Es gibt einzelne Veröffentlichungen zur distalen Verankerung im Speziellen und zur Verankerung im Allgemeinen (orange markiert). Die Allgemeinen untersuchten Verankerungen unabhängig von der Achillessehnenrekonstruktion [z.B. 89, S. 985]. Die Speziellen behandelten die distale Verankerung der Achillessehne ohne Vergleich mit einer gebräuchlichen Naht [Vgl. 90, S. 195]. Der Theorie nach kann eine gerissene Achillessehne mit belastbarer Sehnennaht früher funktionell beübt werden als eine mit einer adaptierenden Naht. Mit frühfunktioneller Physiotherapie ist theoretisch eine bessere Durchwalgung des bradytrophen Sehnengewebes möglich. Dadurch soll es zu schnellerer Sehnenheilung kommen. Die Versorgung der Ruptur mit einem Faden und Knochenanker stellt eine solche belastbare Sehnennaht dar. Es konnte bisher kein klinischer Vorteil des Mitek-Ankers gegenüber einer konventionellen Naht gezeigt werden [Vgl. 91, S. 239]. Die Patienten mit Knochenanker kehrten erst später zum Arbeitsplatz und zu sportlichen Aktivitäten zurück. In dieser Studie wurde die Patientengruppe mit Mitek-Anker für zwei Wochen mit einer immobilisierenden Schiene versorgt und danach der Physiotherapie zugeführt. Die Patienten mit der klassischen Naht wurden 8 Wochen immobilisiert. Diese Studie möchte herausfinden, ob die im Trend schlechteren Ergebnisse dieser Studie tatsächlich auf eine Unterlegenheit des Mitek-Anker gegenüber der konventionellen Naht zurückzu-

führen sind. Dabei kann auch überprüft werden, ob Schönbergers Ergebnissen eine biomechanische Kausalität zugrunde liegt. Aus diesem Grund wird der Mitek-Anker mit der Krackow-Naht in Bezug auf die maximale Zugfestigkeit und Spaltbildung verglichen. Daneben wird eine Gruppe mit transversal calcanearen Bohrungen zur ossären Fadenfixierung versehen, um eine Verankerung ohne weiteres Fremdmaterial zu testen.

### **Alleinstellungsmerkmal**

Neuartig an dieser Arbeit ist der Vergleich unterschiedlicher distaler Verankerungen einer Achillessehennaht. Dabei werden Knochenanker, eine knöcherne Bohrung und eine bewährte Nahttechnik miteinander verglichen. Die Studie wurde nach bestem Wissen und Gewissen durchgeführt. Die distalen Verankerungen wurden in dieser Form noch nicht miteinander verglichen. Für die Messung der Kraft bei Dehiszenzbildung wurde eine neuartige und kürzlich von Ateshrang beschriebene Methode verwendet [Siehe 92]. Der klinische Nutzen zeigt sich, falls eine Verankerung zugunsten einer anderen bevorzugt werden kann.



## 2. Methodik

Die Krackow-Naht gilt als Benchmark für die biomechanische Testung von Achillessehnennähten. An ihr wurden der Mitek-Anker und eine transossäre Nahttechnik gemessen. Zur Verfügung stand eine Materialprüfmaschine Zwicky-Line 2,5kN und ein Videosystem PONTOS 5M. Der mechanische Teil der Studie bestand in der Präparation der Schweinesehnen, der Anpassung der Prüfmaschinen an die biologischen Strukturen und der Naht selbst. Der mitgelieferte Faden im Mitek-Anker, Orthocord™, wurde in allen Versuchen verwendet. Sowohl Fallzahlplanung, Definition der Prüfkriterien als auch Auswertung wurden vom Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen unterstützt.

### 2.1. Methoden

Warum eine Krackow-Naht mit einer transossären Verankerung und einem Knochenanker verglichen werden soll, zeigt dieses Kapitel. Das biomechanische Spielfeld wird mithilfe der Literatur und der zur Verfügung stehenden Maschinen abgesteckt. Zuletzt werden Testkriterien als Spielregeln erarbeitet. Dieses Kapitel baut auf der Definition der Forschungsfrage auf.

#### 2.1.1. Auswahl der Nahttechniken

**Nahttechnik** In der Literaturrecherche wurden zahlreiche Variationen und Konfigurationen von Nahttechniken getestet. Es wurden verschiedene Materialien gewählt, verschiedene Fadenkaliber, verschiedene Stichkanalabstände, verschieden viele Stiche und vieles mehr beleuchtet. Zu den untersuchten Techniken gehören: Bunnell, Core-Weave-Technik, Kessler, MaGriffith, SpeedWhip und Tsuge sowie deren Variationen und Technikkniffe. Es wurden Fäden, Netze und diverse Grafts getestet. Die Untersuchung einer weiteren Konfiguration erschien aufgrund der Literaturrecherche wenig zielführend. Vielmehr sollte die distale Fixation zwischen Achillessehne und Calcaneus untersucht werden. Dies ist die kritische Stelle im Heilungsprozess. Unter Belastung tritt dort zuerst Dehiszenz auf. In Tabelle 1.3 auf Seite 30 finden sich

hingegen nur wenige Veröffentlichungen bezüglich distaler Verankerung von Achillessehnennähten. Es gibt nur einzelne Veröffentlichungen zur distalen Verankerung im Speziellen und zur Verankerung im Allgemeinen (orange markiert). Die Allgemeinen untersuchten Verankerungen unabhängig von der Indikation der operativen Achillessehnenrekonstruktion [z.B. 89, S. 985]. Die Speziellen behandelten die distale Verankerung der Achillessehne ohne eine gebräuchliche Referenztechnik [Vgl. 90, S. 195]. Es wurde eine Nahttechnik ausgewählt, die höchstwahrscheinlich nicht aus der Sehne ausreißt und damit die Untersuchung der distalen Verankerung erlaubt. Von ihrem Aspekt her und der häufigen Verwendung in biomechanischen Studien erschien die Krackow-Naht geeignet. Siehe Abbildung 1.9 auf Seite 21. Sie ist eine belastbare Nahttechnik und nicht nur eine adaptierende. (Vergleiche Kapitel 1.2.2 auf Seite 18). Sie wurde daher als Referenztechnik im Rahmen dieser Arbeit gewählt. Innerhalb der gesichteten Literatur ist sie die meist-verwendete Nahttechnik (18). An zweiter Stelle steht die Kessler-Naht (11).

Die Krackow-Naht ist durch eine Verankerung jeder einzelnen Schlaufe gekennzeichnet. Sie verläuft leiterförmig. Dabei umschlingt jede Leitersprosse einen großen Anteil der Faserbündel des Sehnenquerschnitts. Wird am distalen Fadenende gezogen, zieht sich der Faden enger um die Faserbündel zusammen. Die axial eingeleitete Kraft wird orthogonal zum Faserverlauf in den Sehnenquerschnitt eingeleitet und erhöht die Reibung zwischen Faden und Sehne. Die Achillessehne ist eine parallele Anordnung vieler Einzelfasern in gleicher Ausrichtung. Die Quervernetzung ist dabei viel schwächer ausgeprägt als die Kraftaufnahme in axialer Richtung. Während sich die Bunnell-Naht durch die Quervernetzungen der Sehne schneiden würde, zieht die Krackow-Naht die Längsfaserbündel bei Belastung stärker zusammen.

Jedes Präparat erhielt nach der ersten Fadenlage drei weitere Durchstiche, bevor auf der Rupturfläche ausgestochen wurde. Allen distalen Verankerungen war die Krackow-Naht am proximalen Sehnenende gemein. Es wurden zwei doppelt-armierte Fäden verwendet (Vgl. Kapitel 2.2.3 auf Seite 45). Jede Naht begann 4 cm vom Rupturufer entfernt auf der proximalen Sehnenenseite. Dann wurde die Sehne mit vier Leitersprossen der Naht versehen, bevor im proximalen Rupturufer ausgestochen wurde. Die letzte Leitersprosse hatte damit 1 cm Abstand zum Rupturufer. Der zweite Faden wurde 0,5 cm unterhalb des ersten in die Sehne eingestochen. Die Anzahl der Leitersprossen blieb gleich. Damit kam der letzte Einstich in die Sehne 0,5 cm vom Sehnenende entfernt zu liegen. Bei allen distalen Verankerungen wurden die Fäden mit je fünf chirurgischen Knoten gesichert.

**Distale Verankerung** Die Krackow-Nahttechnik wurde als die Referenznahttechnik festgelegt. Sie übertrug die eingeleitete Kraft durch das proximale Rupturufer auf die genähte Stelle. Weiter wurden drei distale Verankerungen der Achillessehne am Calcaneus miteinander verglichen.

1. Krackow-Naht am distalen Rupturende
2. Transossärer Fadentunnel durch den Calcaneus
3. Verankerung mit dem Mitek-Anker.

Bei der Krackow-Verankerung wurde die Krackow-Naht mit zwei Leitersprossen auf dem distalen Rupturufer fortgesetzt. Bei der transossären Verankerung wurde ein transversaler Kanal von 3,2 mm Durchmesser durch den Calcaneus gebohrt. Mit Shuttle-Fäden wurden dann die Nahtfäden durch den Kanal geführt und auf der Facies posterior des Calcaneus wie oben beschrieben verknotet. Die Nahtfolge beim Mitek-Anker war umgekehrt. Die Fäden sind am Knochenanker befestigt worden. Zunächst wurde mit einem Dorn eine Einstichstelle für den Ankerkanal gekörnt. Dann wurde mit einem Gewindeschneider der Ankerkanal in den Knochen eingebracht. Der Gewindeschneider wurde zweimal in denselben Kanal eingedreht, um ein leichtes Einbringen des Ankers zu ermöglichen. Daraufhin wurde der Anker mit dem mitgelieferten Applikator in den Kanal eingedreht. Zunächst wurde eine Leitersprosse in die distale Sehne eingenäht, bevor das proximale Rupturufer aufgefädelt wurde. Das proximale Sehnenende wurde mit vier Leitersprossen aufwärts genäht. Ein fünffacher chirurgischer Knoten befestigte die Fäden. Mit dem zweiten Fadenpaar des Ankers wurde gleich verfahren.

### 2.1.2. Auswahl des Testverfahrens

Mit der zur Verfügung stehenden Testmaschine Zwicky-Line 2,5kN konnten statische Belastungen bis 2,5 kN aufgebracht werden. Auch zyklische Untersuchungen mit langsamen Anfahrsgeschwindigkeiten wären möglich gewesen. Eine dem normalen Gang nachempfundene Belastung konnte mit der Zwicky-Line 2,5kN jedoch nicht simuliert werden. (Vgl. Kapitel 2.2.2 auf Seite 40). Es wurde eine statische Belastungsart ausgewählt und ein einachsiger Zugversuch durchgeführt.

### 2.1.3. Auswahl der Testkriterien

**Statische Belastungsgrenze** Als statische Belastungshöchstgrenze für die zu testenden Nähte wurden ca. 200-250 N pro Faden angenommen. Ein reiner Materialtest

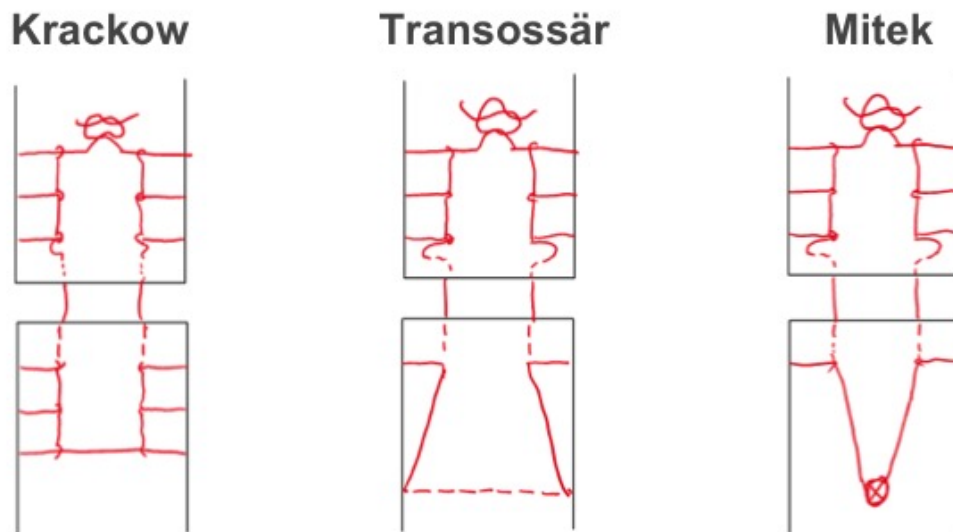


Abbildung 2.1.: Schema der ausgewählten Nahttechniken. Die Rupturufer sind als Rechtecke dargestellt, die Fäden als durchgezogene Linie. Die gestrichelten Linien stellen in der Sehne oder im Knochen verlaufende Nähte dar. Als Kreuz ist die Draufsicht des orthogonal eingebrachten Mitek-Ankers zu sehen.

von 4 Fäden sollte sich gemäß dieser Annahme 800-1.000 N nähern [Vgl. 93]. Ein relevanter Unterschied zwischen den distalen Verankerungen wurde auf 50 N festgelegt. Eine Nahttechnik war einer anderen vorzuziehen, wenn sie 5 kg mehr aushielt als eine andere. Diese Grenze wurde als ein praktisches Maß gewählt. Im Rahmen dieser Arbeit wird sie als maximale Zugkraft  $F_{max}$  [N] bezeichnet.

**Kraft der Dehiszenzentstehung** Der Begriff Dehiszenz wird in Abbildung 2.11 auf Seite 51 definiert. Die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] führt per definitionem innerhalb dieser Arbeit zu einem Spalt von 3 mm zwischen den Rupturufern der genähten Sehne. Die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] war der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] vorgeschaltet. Ein 3 mm Spalt durfte nicht bei weniger Kraft entstehen, als bei der Vergleichstechnik. Erst dann durfte die Maximalkraft  $F_{max}$  [N] zweier distaler Verankerungen verglichen werden.

Daher stellten sich bei der Beurteilung einer Nahttechnik zwei Fragen:

1. Ist die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] gleichwertig?
2. Ist die Maximalkraft  $F_{max}$  [N] stärker?

Die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] war als gleichwertig anzusehen, wenn sie nicht weniger als  $\pm 22$  N von der Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] einer anderen distalen Verankerung abwich.

## 2.2. Material

Als Testpräparate wurden Schweinefüße gewählt. Die Testmaschine zur statischen Prüfung war eine Zwicki-Line 2,5kN für einachsige Druck- und Zugversuche. Die Aufzeichnung der Messwerte erfolgte über die Software der Testmaschine (TestXpert® II) der Firma Zwick GmbH & Co. KG. Die Messeinrichtung PONTOS 5M stand für die optische Überwachung der Proben während der Testdurchführung bereit. Als Nahtmaterial wurden Orthocord™ und Mitek-Anker verwendet. Die Nahttechniken werden im Kapitel 2.1.1 auf Seite 35 beschrieben.

### 2.2.1. Präparate

Aufgrund der guten Verfügbarkeit, der relativen anatomischen Ähnlichkeit (vgl. Abbildung 2.2 auf Seite 40) und der ethisch unproblematischen Nutzung wurden Sehnen vom Schwein verwendet. Die Tiere wurden bereits auf einem Schlachthof geschlachtet und für die Lebensmittelerzeugung zerlegt. Der rechte Hinterlauf der Schlachttiere wurde unterhalb des Kniegelenks abgetrennt und danach nummeriert.

Die Präparation bestand aus dem Abtrennen der Haut, dem Entfernen des überflüssigen Binde- und Knochengewebes und dem Darstellen der Tendo calcaneus, Tendo flexor digitorum superficialis, profundus und Tendo plantaris. (Vergleiche hierzu Abbildung 2.3a auf Seite 41). Der Calcaneus wurde knapp dorsal des Sustentaculum tali in der Frontalebene abgesägt. Am Calcaneus verblieb nur das Tendo calcanei. Das Tendo flexor digitorum superficialis wurde im Vorfuß gelöst und nach der Umlenkung am medialen Teil des Calcaneus vom Bauch des Musculus flexor digitorum superficialis scharf abgetrennt. Es wurde mit dem Calcaneus in einem gemeinsamen Beutel abgelegt. Das Tendo calcaneus beim Schwein bildet nicht wie beim Menschen eine gemeinsame Endsehne (Tendo calcaneus communis o. Tendo Achilles), sondern bleibt bis zum Ansatz in den Tuber calcanei eine Bindegewebshülle mit der Ansatzsehne des Musculus soleus und der gemeinsamen Sehne der Musculi gastrocnemii. Außerdem sind die sehnigen Anteile sehr kurz bevor sie sich in den Muskeln auffasern. Dadurch ergaben sich Schwierigkeiten, die Sehnen auf die Testmaschine zu spannen, definiert zu durchtrennen und wieder zu nähen. Aus diesem Grund wurde die stärkere der beiden Sehnen verwendet. Das war das Tendo musculi solei. Das Tendo musculi gastrocnemii wurde entfernt und verworfen. Die Beutel mit den Präparaten wurden bis  $-20^{\circ}$  C tiefgefroren und am Vorabend des Versuchs bei Zimmertemperatur aufgetaut. Im späteren Versuch wurde das Tendo flexor digitorum superficialis mit dem distalen Stumpf des Tendo musculi solei verbunden. Die dorsale Hälfte des Knochens trug den Ansatz des distalen Rupturufers. Das Tendo flexor

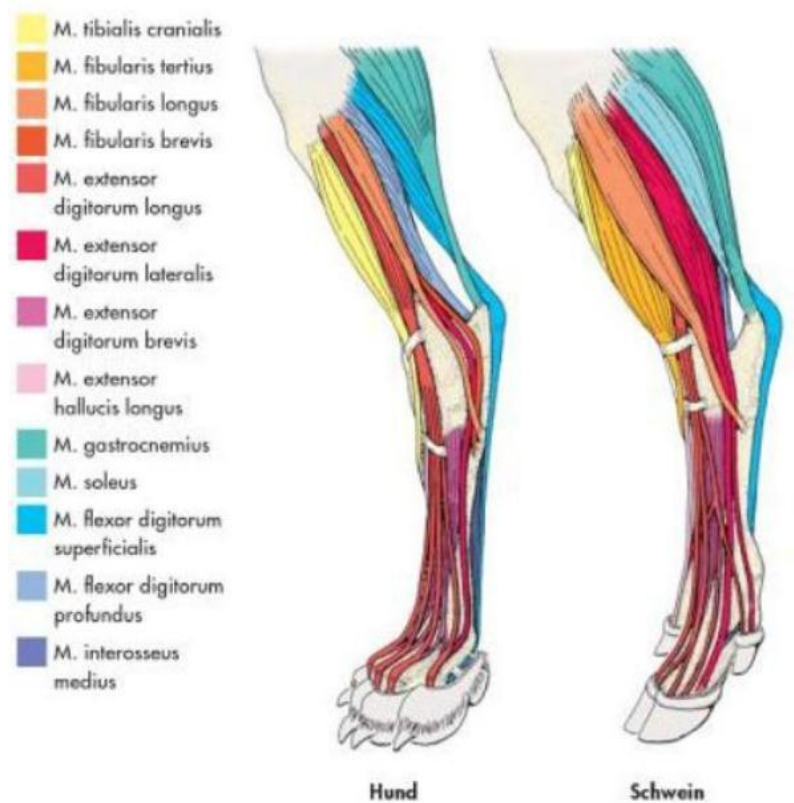


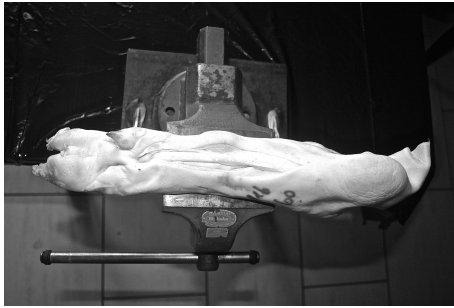
Abbildung 2.2.: Schematische Darstellung der Muskulatur am Unterschenkel (Lateralansicht), nach Ellenberger und Baum, 1943. Abb. 4-93. Aus [Vgl. 94, S. 264]

digitorum superficialis bildete mit einer Gewindestange durchstoßen das proximale Rupturufer. Die Sehne wurde über dem Calcaneus mit dem distalen Rupturufer kollinear platziert. In dieser Position erfolgte die Naht.

### 2.2.2. Prüfmaschinen

Es standen zwei Prüfmaschinen zur Verfügung. Die eine war eine Materialprüfmaschine, die andere eine optische Messeinheit. Die oben beschriebenen Präparate wurden mit eigens konstruierten Spannmitteln auf der Materialprüfmaschine fixiert und dort mit dem Nahtmaterial versorgt.

**ZwickRoell Materialprüfmaschine** Als Prüfmaschine wurde eine Zwicky-Line 2,5kN für einachsige statische Druck- und Zugversuche mit einer Nennkraft von 2,5kN verwendet (Vgl. Abbildung 2.4 auf Seite 42). Es können statische und zyklische Versuche durchgeführt werden. Dynamisch-schwingende Versuche sind nicht möglich. Die Kraftmessdose war eine Zwick/Roell Typ XForce HP mit einem Messbereich



(a) Hinterer rechter Schweinefuß



(b) Calcaneus



(c) Sehnen

Abbildung 2.3.: (a) Zu sehen ist ein rechter hinterer Schweinefuß von volar im Schraubstock. (b) Aus ihm wurde der Calcaneus entnommen und in der Frontalebene gekürzt. Nach oben ragt das distale Schnitstufer der Achillessehne. (c) Die bereits in (a) von volar sichtbaren Tendines flexor digitorum superficialis et profundus sind hier freipräpariert und entnommen.

von 165% der Nennkraft der Prüfmaschine [Vgl. 95, S.2]. Die Prüfmaschine bestand aus einem Lastrahmen mit einer statischen Spannmöglichkeit unten und einem verfahrbaren Haken oben. Zwischen den beiden Spannelementen konnte das Präparat eingespannt werden. Die Maschine wurde über einen Computer gesteuert, die Messdaten gingen von der Messdose mit einer Frequenz von 100Hz in den Speicher des Computers über. Die Software TestXpert® II konnte die empfangenen Daten auswerten und graphisch darstellen. Eine Excel-Datei mit comma separated values (.csv) speicherte die Messwerte als Zeitreihe für die spätere statistische Auswertung.



Abbildung 2.4.: Die Materialprüfmaschine Zwicki-Line Z2.5 bestand aus einem Lastrahmen und einem Rechner. (Hier ist die größere Version Z5.0 abgebildet) Aus [Vgl. 95, S.1]

**Spannmittel** Die Spannvorrichtungen bildete die Schnittstelle zwischen dem Präparat und der Testmaschine. Sie sollte das Präparat sicher vor dem Herausrutschen bewahren und die Kraft der Testmaschine ohne Verlust an das Präparat weiterleiten. In diesem Test wurde Zugkraft in einachsiger vertikaler Orientierung verwendet. Das proximale Ende des Präparates wurde oben, das distale Ende unten in die Testmaschine eingespannt. Das Tendo flexor digitorum superficialis stellte den proximalen Teil, der Calcaneus stellte den distalen Teil des Präparates dar. Beide Spannvorrichtungen wurden vor Versuchsbeginn mit einem Seil für die Zugkraftaufnahme von 1.000 N validiert.

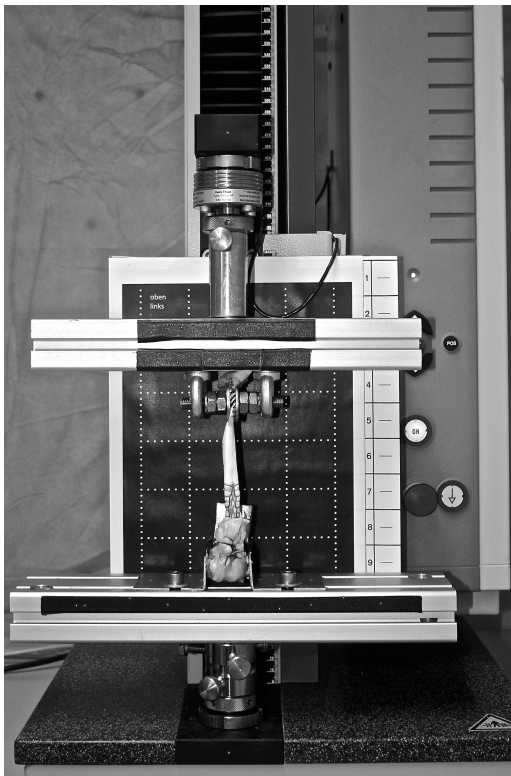
Die proximale Spannvorrichtung nahm das Tendo flexor digitorum superficialis auf. Sie bestand aus einer Stange mit metrischem M10 Gewinde. Die Sehne wurde mit einem Skalpell mittig in Faserrichtung geschlitzt und über die Gewindestange geschoben. Auf beiden Seiten wurde eine Fächerscheibe (DIN 6798 IZ AZ 12,5 mm) aufgeschoben und eine Unterlegscheibe (DIN 9021) gegengelegt. Edelstahlmuttern mit M10 Innengewinde (DIN 934) sorgten für den primären Kraftschluss der Fächerscheiben mit der Sehne. Selbstsichernde Muttern (ebenfalls DIN 934) verhinderten ein Zurückdrehen der ersten Muttern und einen Verlust der Spannkraft. (Siehe Abbildung 2.5a auf Seite 43). Die Gewindestange wurde in Ösen mit M8 Schraubge-



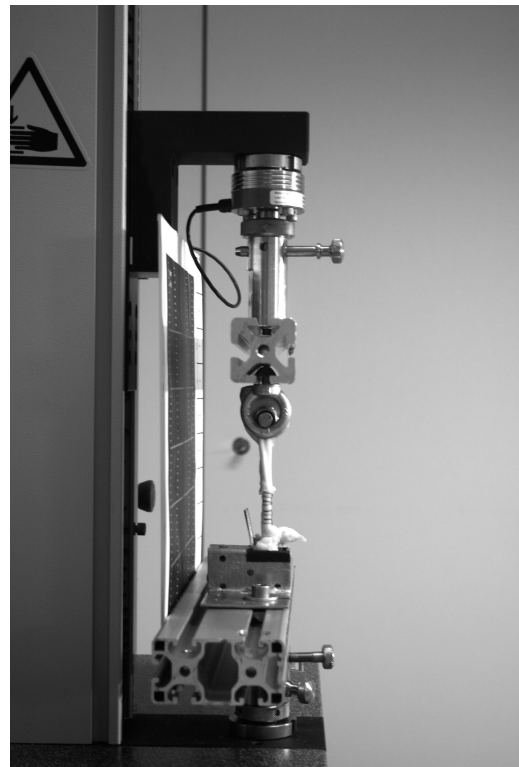
winde eingehängt. Die Ösen waren über Nutensteine mit einem Aluminiumprofil verschraubt, welches über eine weitere Schraubverbindung am verfahrbaren Teil der Testmaschine befestigt war.

Die distale Spannvorrichtung bestand aus einem 1 mm starken Blech, das für die Aufnahme des Calcaneus in  $\Omega$ -Form von je 3 cm Seitenlänge gebogen wurde. Damit konnte der Calcaneus durch Schrauben waagrecht und senkrecht gesichert werden. Die Spannvorrichtung wurde mit Schrauben und Nutensteinen am unteren Aluminiumprofil befestigt. Der Sehnenstumpf blieb frei zugänglich und zeigt zum Untersucher. (Siehe Abbildung 2.5b auf Seite 43).

Der Calcaneus wurde durchbohrt und mit Schrauben horizontal durch die Sagittalebene hindurch fixiert. Die Längsachse der Sehne stand in physiologischem Winkel zum Ansatz am Calcaneus. Die Schrauben befestigten den Calcaneus, sodass er nicht verkippen konnte und die Sehne kollinear mit der Achse der Krafteinleitung der Maschine stand. Die freie Länge des Präparates zwischen den Spannmitteln beträgt ca. 150 mm.



(a) Spannmittel frontal



(b) Spannmittel lateral

Abbildung 2.5.: (a) Von oben nach unten: Lastrahmen und Aluprofil, Schaukelringe, Gewindestange mit Fächerscheiben, Unterlegscheiben, Muttern, Kontermuttern, Tendo flexor digitorum superficialis, Naht, Calcaneus, Winkelprofil, Aluprofil, Aufnahme und Lastrahmen. (b) Die Reihenfolge entspricht der in (a). Die Ansicht ist von links lateral.

**PONTOS Optisches Prüfsystem** Die Zwicki-Line 2,5kN konnte nur den gesamten Weg  $s$  [m] messen. Mit einem weiteren System wurde daher die Längenänderung beliebig kleiner Abschnitte der Sehne optisch aufgezeichnet. Von Interesse ist der Dehiszenzspalt zwischen den Sehnenenden. Das System PONTOS 5M<sup>1</sup> konnte dreidimensionale Bilder einer mechanischen Verformung aufnehmen. Es konnte 15 Bilder pro Sekunde speichern und Punktverschiebungen von  $5 \mu\text{m}$  differenzieren [Vgl. 96]. Die Speicherung und Steuerung übernahm ein Steuerrechner. Während die PONTOS 5M mit speziell entwickelten Klebepunkten arbeitet, fand in dieser Arbeit eine manuelle Auswertung von Pixeln statt.



Abbildung 2.6.: Die PONTOS 5M besteht aus zwei Kameras und einem Rechner [Vgl. 96].

<sup>1</sup>Gesellschaft für optische Messtechnik, Braunschweig.

### 2.2.3. Nahtmaterial

Das verwendete HEALIX BR™ Anker-System (DePuy Mitek a Johnson & Johnson Company) legte das Nahtmaterial für alle Versuche fest (Siehe Abbildung 2.7 auf Seite 45). Der Anker wird im Verlauf der Arbeit als Mitek-Anker bezeichnet. Er setzte sich aus einer resorbierbaren Schraube und doppelt armierten Orthocord™ Fäden zusammen. Die Schraube bestand aus einem Laktid-Glykolid-Kopolymer (PLGA) und Trikalziumphosphat (TCP). Sie ist komplett bioresorbierbar. Der Anker trug an seinem Kopfende das Fadenpaar über einen Steg. Der Anker war hohl. Durch den Hohlraum liefen die Fäden. Der Anker hatte zwei Gewinde von unterschiedlicher Steigung. Im ersten Teil war die Gewindesteigung groß und der Anker wurde pro Umdrehung zwei Millimeter in den Knochen gezogen. Im hinteren Teil war die Gewindesteigung kleiner und der hintere Teil wurde pro Umdrehung nur einen Millimeter in den Knochen gezogen. Dadurch entstand im Material eine Spannung, die den Anker kraftschlüssig im Knochen hielt. Das Fadenmaterial Orthocord™ war teilresorbierbar. Es war ein geflochtenes Komposit-Material aus resorbierbarem Polydioxanon (PDS®) und nicht resorbierbarem Polyethylen. Der Faden war mit einem Kopolymer aus 90 % Caprolakton und 10 % beschichtet, entsprach der Stärke #2 nach USP (ca. 0,5 mm) und je 90 cm lang. Der Mitek-Anker ist zugelassen für den Einsatz in Schulter, Fuß, Knie und Ellenbogen. Die Reparatur der Achillessehne wird ausdrücklich erwähnt. Der Faden ist zur Adaption oder Ligatur von Weichgewebe zugelassen. Orthopädische Verfahren sind in der Indikationsstellung aufgeführt [Vgl. 97]. Der mitgelieferte Faden des Mitek-Ankers wurde auch für die beiden anderen Nahttechniken verwendet.



Abbildung 2.7.: Der Anker besteht aus einem resorbierbaren Kunststoff mit zwei Orthocord®-Fäden [Vgl. 97]

## 2.3. Durchführung, Dokumentation und Auswertung

Der handwerkliche Teil dieser Arbeit bestand aus der Präparation der Schweinesehenen, deren Fixierung mit angefertigten Spannmitteln auf die Prüfmaschinen und deren Naht mit unterschiedlichen Techniken. Der ingenieurwissenschaftliche Teil bestand in der Abstimmung der beiden Prüfmaschinen in Bezug auf Durchlauf und elektronischer Dokumentation aufeinander. Der mathematische Teil bestand in der Abschätzung der Fallzahl und der Definition der Versagenskriterien für die Nahttechnikvergleiche. Es wurden drei distale Verankerungen von Achillessehne und Calcaneus miteinander verglichen.

### 2.3.1. Mechanische Durchführung

**Präparation der Sehne** Die Präparate wurden am Vortag des Tests auf Zimmertemperatur aufgetaut. Durch das Einfrieren und Auftauen entstand ein systematischer Fehler, der für die Praktikabilität der Versuchsdurchführung in Kauf genommen wurde. Nach vollständigem Auftauen der Sehne wurden der größte und der kleinste Sehnenquerschnitt mittels Digitalmessschieber zur späteren Berechnung der Sehnenquerschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ] aufgenommen. Die Calcanei aus der Mitek-Gruppe erhielten eine dorsale Bohrung zur Aufnahme des Ankers, die mit einem Gewindeschneider nachbearbeitet wurde. Die Calcanei der Gruppe mit transossärer Verankerung erhielten eine 3,2 mm starke transversale Bohrung. Diese diente später der Fadenführung. Zur Befeuchtung des Präparates während der Tests stand Kochsalzlösung zur Verfügung.

**Testprotokoll und Ablauf** Die Maschinenparameter wurden in einem Testprotokoll auf dem Steuerrechner der Zwicki-Line 2,5kN gespeichert. Es wurde durch die Software TestXpert II<sup>TM</sup> auf die Zwicki-Line 2,5kN übertragen und ausgeführt. Der Test einer distalen Verankerung lief in vier Phasen ab. Die Sehne wurde oben über die Gewindestange in den oberen Teil der Zwicki-Line 2,5kN eingehängt. Der Calcaneus wurde mittels Winkelplatte unten auf der Maschine befestigt. Die Naht erfolgte in spannungsfreier, lockerer Konstellation. Die Rupturufer wurden vollends adaptiert, die Sehne kollinear mit der Achse der Krafteinleitung ausgerichtet. Der Maschine wurde dies als die Startposition mitgeteilt und die Kraftmessdose wird auf das Gewicht der Sehne tariert.

**1. Phase** Die Maschine fuhr vertikal mit einer Geschwindigkeit von 2 mm/s an bis die Kraftmessdose eine Zugbelastung von 10 N anzeigte. Die Maschine hielt automatisch an dieser Position an.

**2. Phase** Die Maschine hielt für 15 s die in der ersten Phase erreichte Position. In dieser Phase setzte sich die Naht. Es rissen Kollagenfilamente und es ging Kraft verloren. Der Kraftverlust über diese Zeit wurde durch die Zwicki-Line 2,5kN aufgezeichnet. Die zweite Phase ist in Abbildung 2.8 auf Seite 48 als vergrößerter Ausschnitt hervorgehoben und als „Setzverhalten“ bezeichnet.

**3. Phase** Nach Ende der zweiten Phase fuhr die Maschine mit einer Geschwindigkeit von 0,2 mm/s weiter und belastete die Sehne, bis 100 N erreicht waren. Mit Erreichen von 100 N auf der Kraftmessdose endete die dritte Phase.

**4. Phase** Die vierte Phase führte zum Testende. Die Zwicki-Line 2,5kN fuhr ab hier mit 2 mm/s. Das Testende war erreicht, sobald die distale Verankerung versagte oder 1.000 N erreicht waren. Die Testmaschine blieb dabei sofort in der angefahrenen Position stehen. Probenversagen war definiert als ein Abfall der gemessenen Kraft bis auf 20 % der bis dahin erreichten Maximalkraft  $F_{max}$  [N].

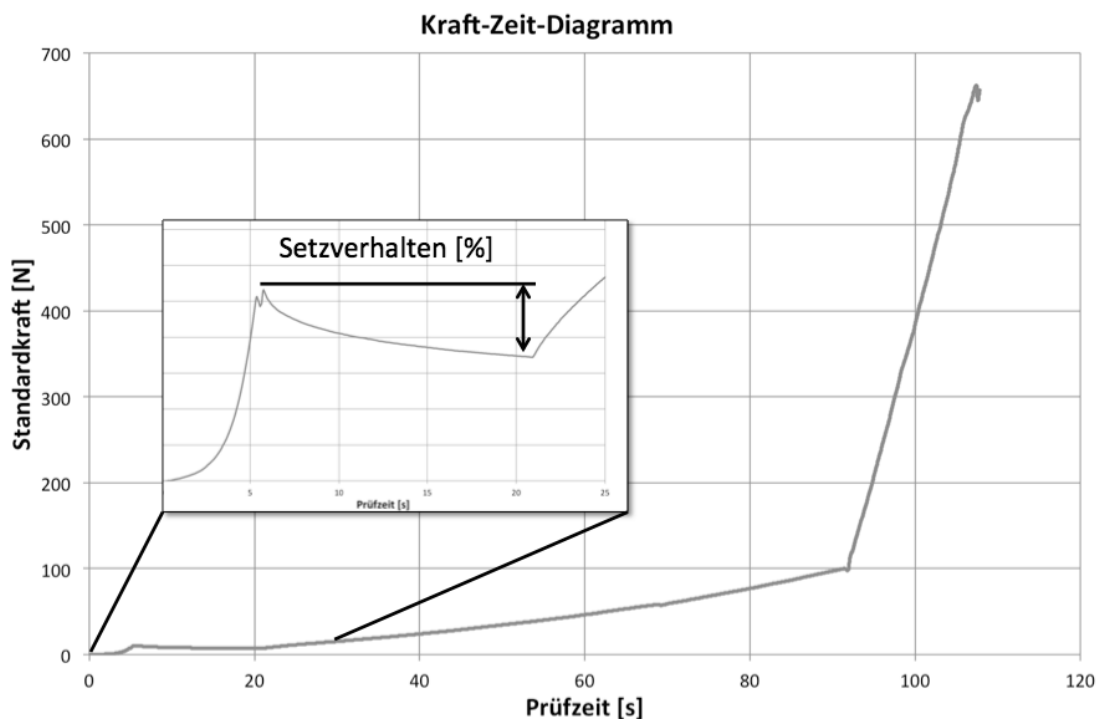


Abbildung 2.8.: Testphasen. Aufgetragen ist die Kraft  $F_{max}$  [N] über der Zeit  $t$  [s]. Bis ca. Sekunde fünf dauerte das Anfahren der ersten 10 N in der ersten Phase. Die zweite Phase war die 15-sekündige Haltephase. Ab der dritten Phase stieg die Kraft während der Testgeschwindigkeit von 0,2 mm/s kontinuierlich an (Sekunde 20 - 90). In der vierten Phase kam es zum Probenversagen bei ca. 650 N.

### 2.3.2. Elektronische Dokumentation

Der Versuch wurde mithilfe von zwei Rechnern dokumentiert. (Vergleiche hierzu den Versuchsaufbau in Abbildung 2.9 auf Seite 49).

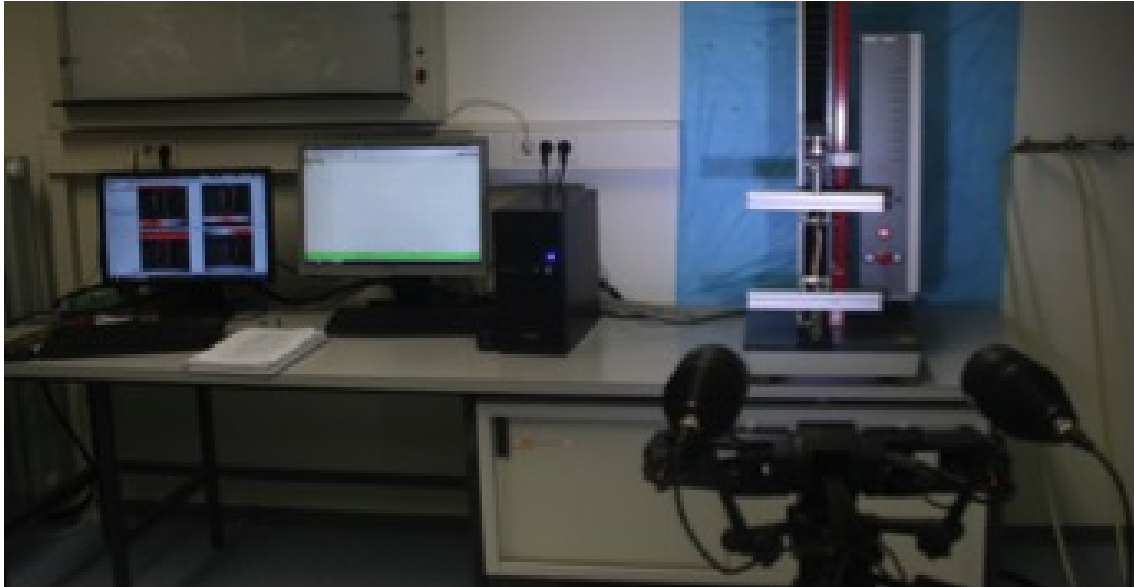


Abbildung 2.9.: Versuchsaufbau. Von links nach rechts sind zu sehen die Steuereinheit der PONTOS 5M, die der Zwicki-Line 2,5kN, dann die Materialprüfmaschine Zwicki-Line 2,5kN rechts im Hintergrund und die optische Auswerteeinheit PONTOS 5M rechts im Vordergrund.

**Dokumentation** Die Messwerte für Kraft  $F$  [N], Zeit  $t$  [s] und Weg  $s$  [m] wurden von der Zwicki-Line 2,5kN in hoher Frequenz abgespeichert. Diese Werte wurden in SI-Einheiten angegeben. Alle weiteren Konstrukte wie Steifigkeit N/mm, Elastizität [%] oder Setzverhalten [%] werden aus diesen abgeleitet. Nur diese drei mussten von der Zwicki-Line 2,5kN an das Programm TestXpert II <sup>TM</sup> übergeben werden. So konnte die Kraft  $F$  [N] zu jeder Zeit  $t$  [s] und jedem Weg  $s$  [m] bestimmt werden. Aus diesen Angaben konnte die maximale Zugkraft  $F_{max}$  [N] abgelesen werden. Die Zwicki-Line 2,5kN ist nicht geeignet, das Verhalten unterschiedlicher Sehnen-segmente zu überwachen. Diese Aufgabe übernahm die PONTOS 5M. Durch die spätere Auswertung der Bilder sollte die Dehiszenz über die Zeit  $t$  [s] der herrschenden Kraft  $F$  [N] zugeordnet werden. Daraus errechnete sich die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N]. (Vergleiche hierzu Tabelle 2.1 auf Seite 50). Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] und Maximale Zugkraft  $F_{max}$  [N] wurden bereits im Kapitel 2.1.3 definiert. In Tabelle 2.1 sind zusätzlich die Begriffe Steifigkeit N/mm, Elastizität [%] und Setzverhalten [%] beschrieben.

Tabelle 2.1.: Messgrößen und die entsprechenden Quellen

Formelzeichen	Beschreibung	Einheit	Messquelle
$F_{max}$	Maximale Zugkraft	[N]	Zwick
$F_{3mm}$	Dehiszenzkraft bei 3mm	[N]	PONTOS
	Steifigkeit	[N/mm]	Zwick
	Elastizität	%	Zwick + PONTOS
	Setzverhalten	%	Zwick

**Steifigkeit** Die Steifigkeit [ N/mm ] ist die Kraft  $F$  [N], die das Präparat um 1 mm dehnt. Sie ist die Kraft, welche die Sehne der Verformung entgegensetzen kann. Sie wird berechnet aus der Steigung des Kraft-Weg-Diagramms. (Vgl. Abbildung 2.10 auf Seite 50). In diesem Fall wurde sie zwischen 20 und 80 % von  $F_{max}$  [N] gemessen.

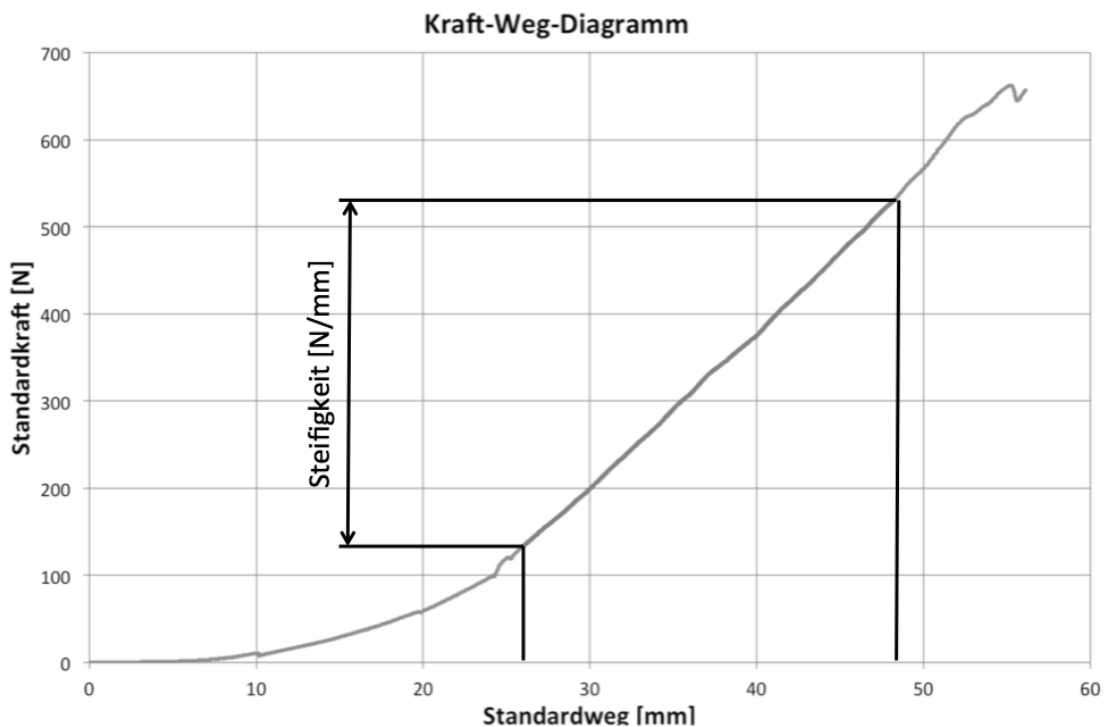


Abbildung 2.10.: Die Steifigkeit [ N/mm ] berechnet sich als Steigung im Kraft-Weg-Diagramm. Die hellgraue Kurve zeigt den Verlauf der Kraft  $F$  [N] über dem Weg  $s$  [m] von der Startposition bis zu  $F_{max}$  [N]. Die dunkelgraue Kurve zeigt den Verlauf der Kraft  $F$  [N] zwischen 20 und 80 % von  $F_{max}$  [N]. Ihre Steigung gleicht der Steifigkeit [ N/mm ].



**Elastizität** Die Begriffe Dehiszenz, Elongation und Elastizität lassen sich aus der Abbildung 2.11 auf Seite 51 ableiten. Die Dehiszenz [ mm ] ist auf beiden Seiten der Abbildung zwischen den Rupturufern zu sehen. Zur Beschreibung der Elongation muss die Sehnenlänge zu zwei Zeitpunkten  $t_0$  und  $t_1$  bekannt sein. Dies ist durch das linke Schaubild und durch Gleichung 2.1 auf Seite 51 ausgedrückt. Die Elongation ist das Verhältnis von Längenänderung durch den Test in Bezug zur Ausgangslänge. Sie ist eine Eigenschaft des Sehne-Naht-Konstrukts.

$$\text{Elongation } \epsilon [\%] = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{l_1 - l_0}{l_0} \quad (2.1)$$

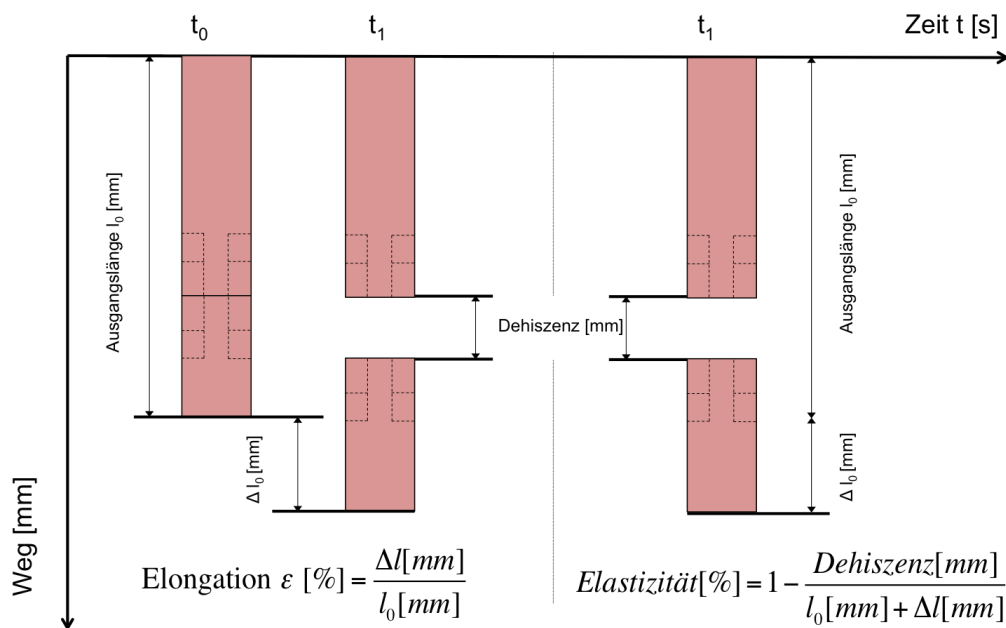


Abbildung 2.11.: Schema für Längenmaße. Das linke Bild veranschaulicht den Begriff der Elongation  $\epsilon$ . Sie ist eine Konstrukteigenschaft der Sehne mit Naht. Das rechte Bild zeigt die Elastizität. Sie ist eine Materialeigenschaft der Sehne.

Die Elastizität beschreibt die Längung der Sehne unter Kraft  $F$  [N], als würde keine Dehiszenz stattfinden. Zur Bestimmung der Elastizität musste ebenfalls die Ausgangslänge  $l_0$  bekannt sein. Außerdem musste die Längenänderung  $\Delta l$  und die Dehiszenz [ mm ] bekannt sein. Dies veranschaulichen die rechte Seite der Abbildung 2.11 und die Gleichung 2.2. Die Elastizität drückt aus, wie groß der Anteil der Sehnenlängung am Verfahrensweg der Traverse unter Vernachlässigung der Dehiszenz war. Es handelte sich also um eine reine Materialeigenschaft.

$$\text{Elastizität} [\%] = \frac{l_0 + \Delta l - \text{Dehiszenz}}{l_0 + \Delta l} = 1 - \frac{\text{Dehiszenz}}{l_0 + \Delta l} \quad (2.2)$$

Die Zwicki-Line 2,5kN konnte  $l_0$  und  $\Delta l$  bestimmen, während die PONTOS 5M zusätzlich die Dehiszenz bestimmte. Bei der praktischen Messung mit der PONTOS 5M bot sich das in Abbildung 2.12 auf Seite 52 gezeigte Bild. Übertragen auf das Schema 2.11 auf Seite 51 verändert sich Gleichung 2.2 zu Gleichung 2.3. Strecke 2 entsprach hierbei der Dehiszenz [ mm ]; Strecke 1, 2 und 3 entsprachen zusammen den Messungen  $l_0 + \Delta l$ . Elongation und Elastizität wurden jeweils bei einer Dehiszenz [ mm ] von 3 mm gemessen.

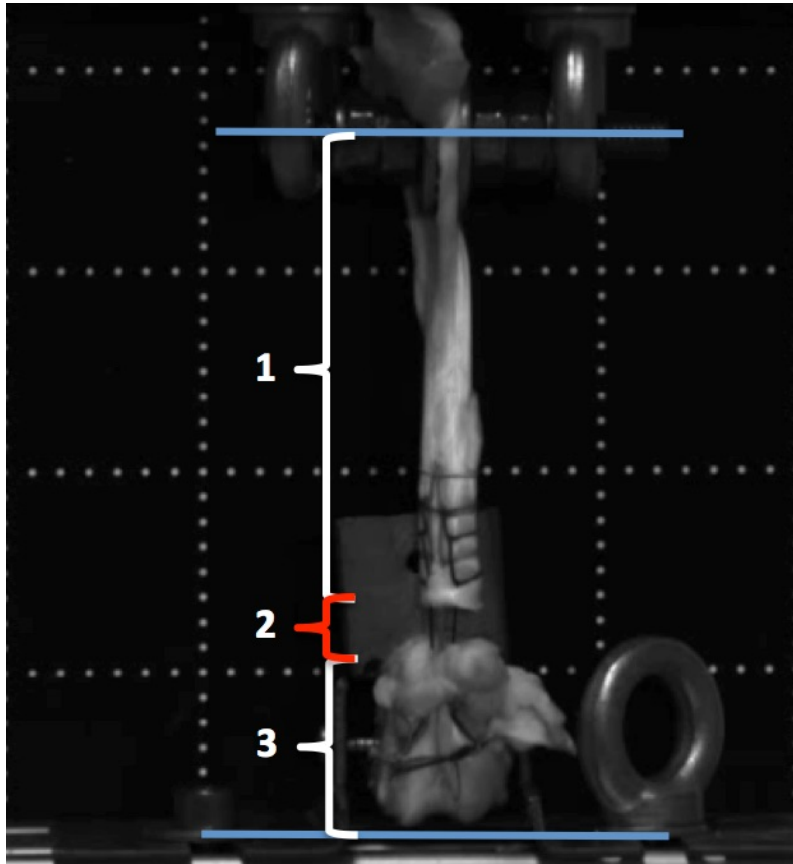


Abbildung 2.12.: Dehiszenzmessung mit der PONTOS 5M.

$$Elastizitaet[\%] = 1 - \frac{Dehiszenz}{l_0 + \Delta l} = \frac{Strecke1 + Strecke3}{Strecke1 + Strecke2 + Strecke3} \quad (2.3)$$

**Setzverhalten** Das Setzverhalten war das Verhältnis von zuletzt zu zuerst gemessener Kraft  $F$  [N] in der zweiten Phase des Tests. (Vgl. Abschnitt 2.3.1 auf Seite 46 sowie Abbildung 2.8 auf Seite 48). Das Setzverhalten wird in Prozent angegeben.

**Abstimmung der Prüfmaschinen** Die Vorschubgeschwindigkeit der Zwicki-Line 2,5kN und die Abtastfrequenz der optischen Messeinrichtung PONTOS 5M wurden aufeinander abgestimmt. Eine zu hohe Abtastfrequenz durch die PONTOS 5M führt zu einer unübersichtlichen Datenmenge, die die Auswertung erschwert. Zum einen wäre sie über alle Maßen genau und zum anderen nähme sie viel Speicher in Anspruch. Auf der anderen Seite kann die Vorschubgeschwindigkeit der Zwicki-Line 2,5kN nicht beliebig langsam gewählt werden, um die Testzeit sinnvoll kurz zu halten. Die vier auf Seite 46 beschriebenen Testphasen verlangten unterschiedlich genaue Abtastung durch die PONTOS 5M. Die erste, und vierte Phase bedurften nur geringer Auflösung. Die zweite Phase war eine statische Phase und nur für die Kraftmessung relevant. Während der dritten Phase musste eine genaue Abtastung erfolgen, um die Spaltentstehung erfassen zu können. Ein Optimum wurde mittels Veranschaulichung durch Microsoft Excel gefunden. (Vgl. Abbildung 2.13 auf Seite 53). Durch diese Simulation wurde ein Verhältnis von fünf Aufnahmen pro Millimeter als praktikable Lösung gefunden.

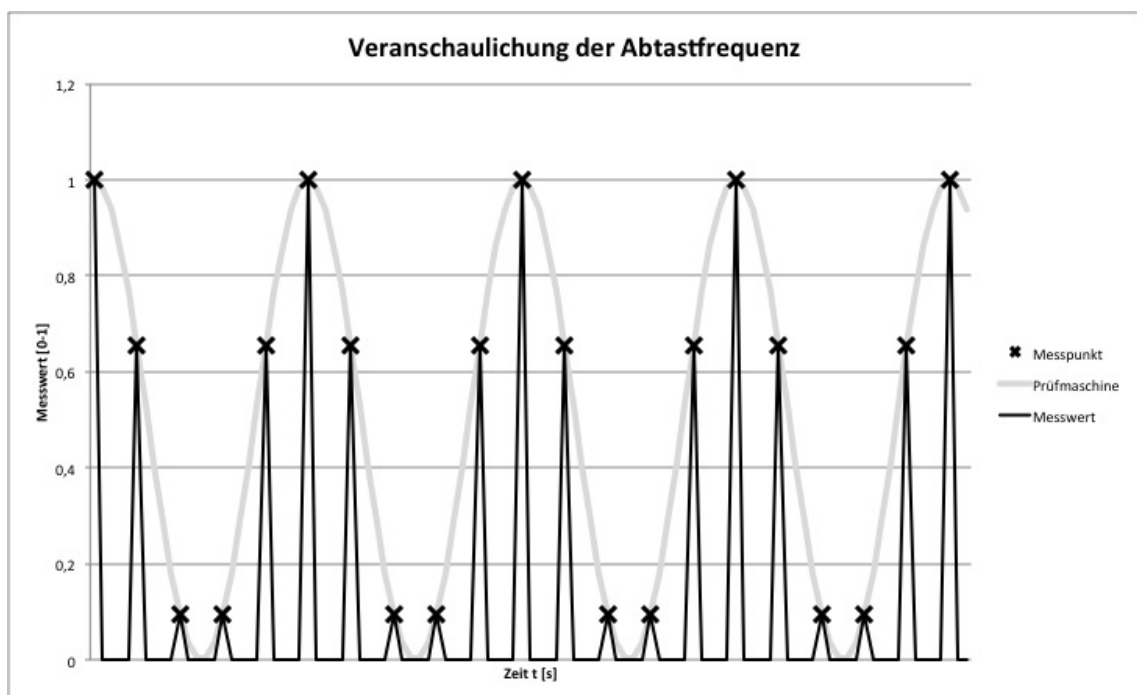


Abbildung 2.13.: Beispiel für die Abtastfrequenz: Das Diagramm zeigt periodische Vorgänge über der Zeit  $t$  [s]. Auf der y-Achse werden Werte zwischen 0 und 1 aufgetragen. Die graue Kurve beschreibt ein periodisches Phänomen, zum Beispiel das Voranschreiten der Prüfmaschine um einen Millimeter alle fünf Sekunde ( $0,2 \text{ Hz}$ ). Die schwarze Kurve zeigt das Abtasten der PONTOS 5M mit einer höheren Frequenz ( $1 \text{ Hz}$ ). Die Kreuze geben die Position der Zwicki-Line 2,5kN bei Abtastung durch die PONTOS 5M an.

Die Abtastfrequenz der PONTOS 5M wurde auf 1 Bild pro Sekunde festgelegt. Die Abtastdichte wurde durch die Vorschubgeschwindigkeit der Zwicki-Line 2,5kN reguliert. Fuhr sie langsam, waren viele Bilder pro Millimeter möglich. Fuhr sie schnell, wurden pro Millimeter weniger Bilder aufgenommen. Der kritische Untersuchungsbereich war die dritte Phase. Sie sollte mit einer fünfmal höheren Frequenz abgetastet werden. Bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,2 mm/s wurden daher fünf Bild pro Millimeter aufgezeichnet. Während der ersten und vierten Phase fuhr die Zwicki-Line 2,5kN mit einer Geschwindigkeit von 2 mm/s. Damit wurde alle zwei Millimeter ein Bild aufgezeichnet. Während der zweiten Phase stand der Vorschub still und es wurden 15 Bilder während der Setzphase von 15 Sekunden gespeichert. Demnach brauchte die Zwicki-Line 2,5kN in der dritten Phase mindestens 15 Sekunden, um die zu untersuchende Dehiszenz von 3 Millimetern zurückzulegen. Es wurden daher mindestens 15 Bilder von der Spaltenstehung aufgezeichnet.

### 2.3.3. Statistische Auswertung

Es wurden nur zwei Zielgrößen mit schließender Statistik untersucht.

1. Die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N].
2. Die Maximalkraft  $F_{max}$  [N].

Die Zielgrößen waren dabei verschachtelt. Nur, wenn die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] der Vergleichsmethode so gut ist wie die bisherige Standardnahttechnik, wurde auch ermittelt, ob sie mehr Maximalkraft  $F_{max}$  [N] aushält. Es war klinisch ohne Relevanz, ob eine Nahttechnik mehr Kraft aushält, wenn bereits geringere Kräfte zu einer Dehiszenz von 3 mm führen. Eine Heilung wurde hier als unwahrscheinlich angenommen. Alle weiteren Messwerte wurden zunächst nur einer deskriptiven statistischen Auswertung zugeführt.

**Fallzahlplanung** Bei der Fallzahlplanung war das Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen behilflich. Benutzt wurde das Programm R. In die Fallzahlplanung gehen ein die Anzahl der Zielgrößen, die Anzahl der zu untersuchenden Gruppen, die Verteilung der Daten um den Mittelwert  $\bar{x}$ , die Höhe des erwarteten Mittelwerts  $\bar{x}$ , die Streuung, die Verbundenheit der Präparate, sowie das angestrebte Signifikanzniveau und die gewünschte Testpower<sup>2</sup>.

Es sollten drei distale Verankerungen miteinander verglichen und zwei Zielgrößen statistisch schließend untersucht werden:

- M0 = Krackow Technik
- M1 = Mitek Knochenanker
- M2 = Technik mit transcalcanearem Tunnel

Die Krackow-Technik M0 galt als Referenz. Es wurde von normalverteilten Daten ausgegangen. Als Anhaltspunkte dienten gemittelte Daten aus der Literatur für die Krackow-Technik M0. Für die Fallzahlplanung wurde ein Mittelwert der Stichprobe um 250 N pro Faden angenommen. Die Streuung wird durch Vergleichsliteratur bei 15 % erwartet. Dies entspricht 37,5 N. Als relevant wird ein Unterschied von 50 N und mehr angenommen. Es wurde darauf getestet, *dass* ein Unterschied zwischen den distalen Verankerungen bestand.

Damit die Maximalkraft  $F_{max}$  [N] verglichen werden kann, muss die Dehiszenzkraft

---

<sup>2</sup>Gespräch mit und Dank an Frau Aline Naumann; Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen; 28.08.2012

$F_{3mm}$  [N] vergleichbar sein. Es wurde auf Nicht-Unterlegenheit bei der Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] getestet: Die distalen Verankerungen sollten dieselbe Stärke in Bezug auf den Widerstand gegen Dehiszenzbildung haben. Es wurde darauf getestet, dass *kein* Unterschied besteht. Aus der Literatur wurden Werte für die Dehiszenzbildung für 1 mm entnommen. Sie beliefen sich auf einen Mittelwert  $\bar{x}$  von 44 N und eine Standardabweichung  $SD$  von 12 N. Es wurde eine größere Streuung erwartet. Als Mittelwert für die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] wurde ein Mittelwert  $\bar{x}$  von 44 N und eine Standardabweichung  $SD$  von 12 N angenommen. Ab einem Mittelwert  $\bar{x}$  von unter 22 N galt eine Vergleichstechnik nicht mehr als gleichwertig.

Das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 festgelegt. Die Power des Tests sollte 80% nicht unterschreiten. Mit drei distalen Verankerungen M0, M1 und M2 und zwei Untersuchungskriterien waren sechs statistische Vergleiche notwendig. (Vergleiche hierzu Tabelle 2.2 auf Seite 56).

Tabelle 2.2.: Testpermutationen der distalen Verankerungen

Testpermutation	$F_{3mm}$ [N]	$F_{max}$ [N]
Krackow vs Mitek	Test 1	Test 4
Krackow vs Transossär	Test 2	Test 5
Mitek vs Transossär	Test 3	Test 6

Das Ergebnis der Fallzahlplanung ist in Tabelle 2.3 auf Seite 56 angegeben. Da jedes Präparat von einem anderen Tier stammte, waren die Stichproben unverbunden. Die Kombination aus Zielgröße und Verbundenheit bestimmte die Fallzahl. Es mussten folglich 16 Proben pro Verankerung getestet werden. So konnten beide Zielgrößen statistisch signifikant getestet werden. Den Engpass bildete hier die Zielgröße Maximalkraft  $F_{max}$  [N]. Für die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] stieg die Power, da zwar 16 getestet wurden, aber nur 11 gebraucht worden wären.

Tabelle 2.3.: Ergebnistabelle der Fallzahlplanung

Zielgröße	verbunden	unverbunden
Fmax	2x14	<b>16</b>
Dehiszenz	-	11

Bei multiplen Paarvergleichen musste das Signifikanzniveau an die Anzahl der Paarvergleiche angepasst werden. Es wurde folglich eine Bonferroni-Korrektur angewandt. Damit das Signifikanzniveau für alle Tests 0,05 blieb, musste jeder der 6 Paarvergleiche ein Signifikanzniveau von  $0,0083\bar{3}$  haben.

**Normalverteilung** Die Zielgrößen wurden ex ante als normalverteilt angenommen. Die Streuung wurde mit 15 % um den Mittelwert herum angenommen für die erste Standardabweichung. Ein Test auf Normalverteilung sollte durchgeführt werden. Dieser entschied, ob ein parametrischer Test zur Bestimmung des Mittelwertunterschieds verwendet werden konnte.

**Signifikanztest** Mit einer ANOVA sollte später untersucht werden, ob die Mittelwerte dieser drei Gruppen voneinander abwichen. Für den Fall eines signifikanten Unterschieds sollte ein paarweiser Vergleich der gleichgroßen Stichproben mit der Tukey-Methode erfolgen, um die Gruppen mit signifikantem Unterschied zu identifizieren. (Vergleiche Tabelle 2.4 auf Seite 57). Es wurde von normalverteilten Mess-

Tabelle 2.4.: Gruppengröße der distalen Verankerungen

Gruppe M	Anzahl
M0 Krackow	16
M1 Mitek	16
M2 Transossär	16

ergebnissen ausgegangen. Aus diesem Grund wurde ein parametrischer Test wie der Student-t-Test für unverbundene Stichproben angestrebt. Bei negativer Prüfung auf Normalverteilung, musste ein nicht-parametrischer Test wie der Mann-Whitney-U-Test für unverbundene Stichproben herangezogen werden.

**Zuordnung der Präparate** Die Präparate durften laut Fallzahlplanung nicht verbunden sein. Daher wurde nur ein Präparat pro Schwein verwendet, der rechte hintere Fuß. Die jeweils rechten Sehnen verschiedener Tiere galten als unterschiedlich. Bei einem Test mit nur zwei Nahtkonfigurationen hätte die linke Achillessehne mit Nahttechnik 1 und die rechte mit Nahttechnik 2 versorgt werden können. Bei drei Nahttechniken ergab sich die Möglichkeit der paarweisen Testung nicht. Die beiden Achillessehnen eines Tieres sind einander ähnlicher als die jeweils rechte Achillessehne unterschiedlicher Tiere. Die Zuordnung der Präparate erfolgte zufällig mit der Funktion Zufallszahl unter Microsoft Excel. Es wurden je 16 Präparate auf eine Nahttechnikgruppe verteilt. Eine Vorauswahl bezüglich Sehnengeometrie erfolgte nicht.

Teil II.  
Praktischer Teil



## 3. Ergebnisse

Keine noch so gute Planung ersetzt die Beschreibung des tatsächlichen Ablaufs der Experimente. Diese steht am Anfang der Ergebnisbeschreibung. Daraufhin werden die gewonnenen Ergebnisse mithilfe der deskriptiven Statistik aufbereitet, um später die richtigen Schlüsse aus ihnen zu ziehen. Eine genauere Betrachtung und eine mathematische Analyse fanden aufgrund des Zustandekommens der Ergebnisse in einer Ergebnisschärfung statt.

### 3.1. Testdurchführung

Der zeitliche Verlauf des Zugversuchs ist auf fünf Bildern in Abbildung 3.1 auf Seite 59 dargestellt. Der Calcaneus ist mit einer Winkelplatte auf dem unbeweglichen Maschinensockel befestigt. Eine Gewindestange mit Fächerscheiben und Kontermuttern befestigt das proximale Sehnenende oben an der beweglichen Traverse der Maschine. Die gestrichelte Linie gibt den Verfahrweg der Traverse der Materialprüfmaschine an. Durch den Zug der Traverse entsteht eine Spannung im Sehne-Naht-Konstrukt. Es wird durch die Traverse bis zum Versagen gedehnt. Zunächst wird der Verfahrweg durch die Dehnung der Sehne kompensiert. Dann entsteht eine Dehiszenz [ mm ] zwischen den Nahtenden. Der Riss ist ein Abbruchkriterium für den Versuch und gleichzeitig der Endpunkt. Diesen zeigt das fünfte Bild. Ein Test dauerte 60 bis 90 Sekunden.

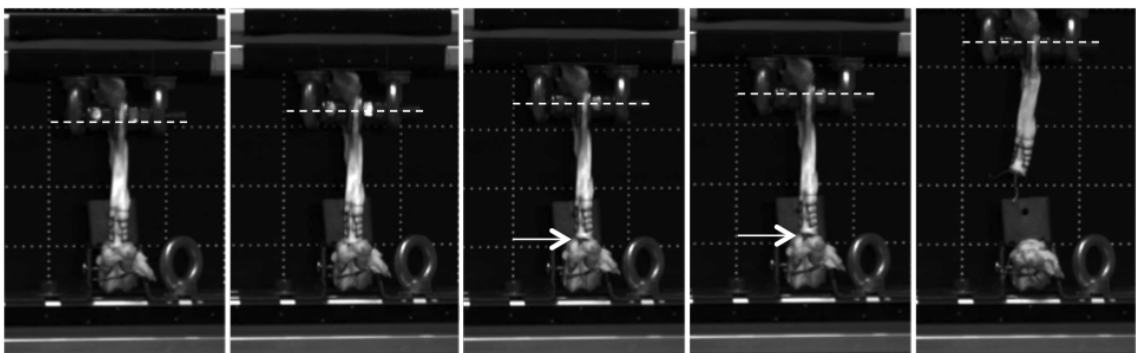


Abbildung 3.1.: Die fünf Bilder zeigen den Verfahrweg der Maschine (gestrichelte Linie) und die Bildung der Dehiszenz [mm] (Pfeil).

Drei unterschiedliche Nahttechniken wurden mit dem Versuchsaufbau aus Zwicki-Line 2,5kN und PONTOS 5M getestet. Jede Gruppe enthielt 16 randomisiert zugeordnete Präparate. Die Nahttechnik verband das proximale Rupturufer mit dem distal gelegenen Calcaneus. Dies geschah entweder über die Verbindung mit dem distalen Rupturufer der Sehne oder indem der Knochen mit in die Naht einbezogen wurde. Letzteres gelang entweder durch eine transversale Bohrung durch den Calcaneus oder durch einen kommerziellen Knochenanker. Es wurden Weg [ mm ], Zeit [ s ] und Kraft [ N ] gemessen. Deren Derivate (zum Beispiel die Elongation  $\epsilon$  [mm/mm]) wurden errechnet. Die Einzelmesswerte sind in den Tabellen A.1 und A.4 auf den Seiten x und xiii im Anhang einzusehen.

Weg [ mm ], Zeit [ s ] und Kraft [ N ] konnten automatisch gemessen werden. Die Auswertung der Dehiszenz [ mm ] an der PONTOS 5M musste manuell vorgenommen werden. Die manuelle Entfernungsmessung von Pixelpunkten mithilfe der Software war mit ausreichender Genauigkeit möglich. Sie war um einiges aufwendiger als die automatisierbare Methode mit Klebepunkten. Die Bildung der Dehiszenz [ mm ] konnte trotzdem auf 0,2 mm genau vermessen und errechnet werden. Diese Genauigkeit ist für die Zwecke dieser Arbeit ausreichend. Die Tabellenkalkulation zur Auswertung und Aufbereitung wurde mithilfe von Microsoft Excel 2010(Microsoft<sup>©</sup>) durchgeführt. Für die statistische Prüfung wurde SPSS 20 und 22 (IBM<sup>©</sup>) benutzt. Alle für die Auswertung herangezogenen Präparate versagten durch Fadenriss der Naht. Es gab kein Versagen der Sehne und auch kein Versagen der Spannmittel.

## 3.2. Deskriptive Statistik

Dieser Abschnitt beschäftigt sich ausschließlich mit der Beschreibung und dem Vergleich der gemessenen und errechneten Daten. Die Ergebnisse der deskriptiven Statistik sind in den Tabellen C.1 bis C.3 auf den Seiten 111 bis 111 hinterlegt. Zur Veranschaulichung sind mehrere Abbildungen eingefügt. Die Ergebnisse der deskriptiven Statistik werden gebildet durch den Mittelwert, die Standardabweichung, den Median, die Minima und Maxima sowie durch die 25 und 75 % Quartile. Die Boxplots zeigen die Mediane als Mittelbalken in der Box an. Die Boxgrenzen geben die 25- und 75 % Quartilgrenzen (Interquartil range IQR) an. Die Whisker zeigen die Lage der Extrema an. Darüber hinausgehende Punkte zeigen Ausreißer an.

### 3.2.1. Maximale Zugkraft $F_{max}$ [N]

Alle Präparate dieser Studie versagten durch Riss des Nahtmaterials. Es kam in keinem Fall zum Ausriss des Mitek-Anker, zum Durchschneiden des Fadens durch die Sehne oder zum Ausriss des Nahtmaterials aus dem Knochen. Der Mittelwert  $\bar{x}$  und die Standardabweichung SD für die Maximalkraft  $F_{max}$  [N] betragen bei der Krackow-Nahttechnik  $630 \pm 50$  N. Bei der transossären Nahttechnik belief er sich auf  $\bar{x} \pm SD$  auf  $600 \pm 66$  N und bei der Naht mittels des Mitek-Ankers auf  $618 \pm 60$  N. Die Boxplots für  $F_{max}$  [N] sind in Abbildung 3.2 auf Seite 61 dargestellt. Für die Krackow-Naht lag die Hälfte der Werte unterhalb des Medians  $\tilde{x}$  von 644 N, bei der transossären Naht belief sich  $\tilde{x}$  auf 608 N und bei der Mitek-Anker-Naht auf 624 N. Die IQR umspannte die mittlere Hälfte der Werte im Bereich von 604,75 bis 659,75 N, bei der transossären Naht lag die IQR zwischen 549 und 663,50 N und bei der Mitek-Anker-Naht zwischen 592 und 656,25 N. Minimum und Maximum lagen bei 508 bzw. 701 N für die Krackow-Naht, bei der transossären Naht lagen sie bei 469 bzw. 697 N und bei der Mitek-Anker-Naht bei 513 bis 701 N.

Der Unterschied der Mittelwerte der Krackow- und der transossären Naht beträgt damit 30 N. Zwischen den Mittelwerten der Krackow- und der Mitek-Anker-Naht liegen 12 N. Zwischen den Mittelwerten der transossären und der Mitek-Anker-Naht liegen 17 N. Die Unterschiede der Mittelwerte  $\bar{x}$  sind kleiner als die Standardabweichungen SD.

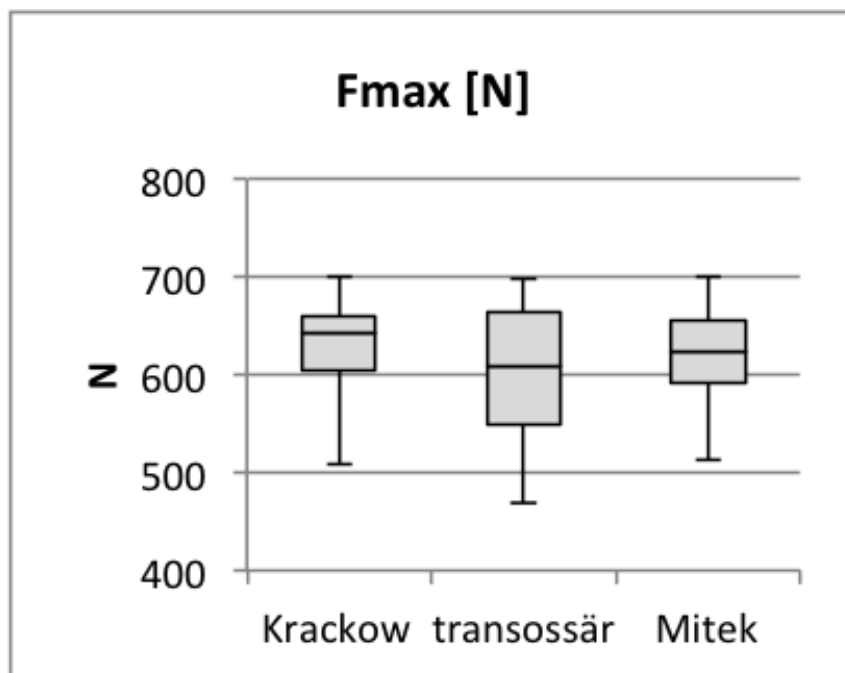


Abbildung 3.2.: Boxplot der Messergebnisse für  $F_{max}$  [N]

### 3.2.2. Dehiszenzkraft $F_{3mm}$ [N]

Die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] sagt aus, wie viel Kraft nötig ist, um im Sehen-Naht-Konstrukt einen Spalt von 3 mm zu erzeugen. Der Mittelwert  $\bar{x}$  und die Standardabweichung SD für die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] für die Krackow-Naht betragen  $41,20 \pm 9,74$  N (transossär:  $40,42 \pm 13,95$  N; Mitek:  $33,81 \pm 7,85$  N). Die Boxplots für  $F_{3mm}$  [N] sind in Abbildung 3.3 auf Seite 62 dargestellt. Für die Krackow-Naht lag die Hälfte der Werte unterhalb des Medians  $\tilde{x}$  von 36,32 N (transossär: 37,86 N; Mitek: 34,25 N). Die interquartil range (IQR) umspannte die mittlere Hälfte der Werte im Bereich von 34,55 bis 50,77 N (transossär: 35 - 44,70 N; Mitek: 21,18 - 40,86 N). Minimum und Maximum lagen bei 28,82 bzw. 56,85 N für die Krackow-Naht (transossär: 22,03 bzw. 81,85 N; Mitek: 19,71 bzw. 44,89 N).

Zwischen den Mittelwerten  $\bar{x}$  liegen nur 1 N (Krackow zu transossärer Naht), 6,6 N (Krackow zu Mitek) bzw. 5,8 N (transossär zu Mitek). Die Mittelwerte  $\bar{x}$  scheinen daher im Vergleich zur  $F_{max}$  [N] gleich zu sein. Die Standardabweichung ist groß gegenüber den Mittelwertunterschieden.

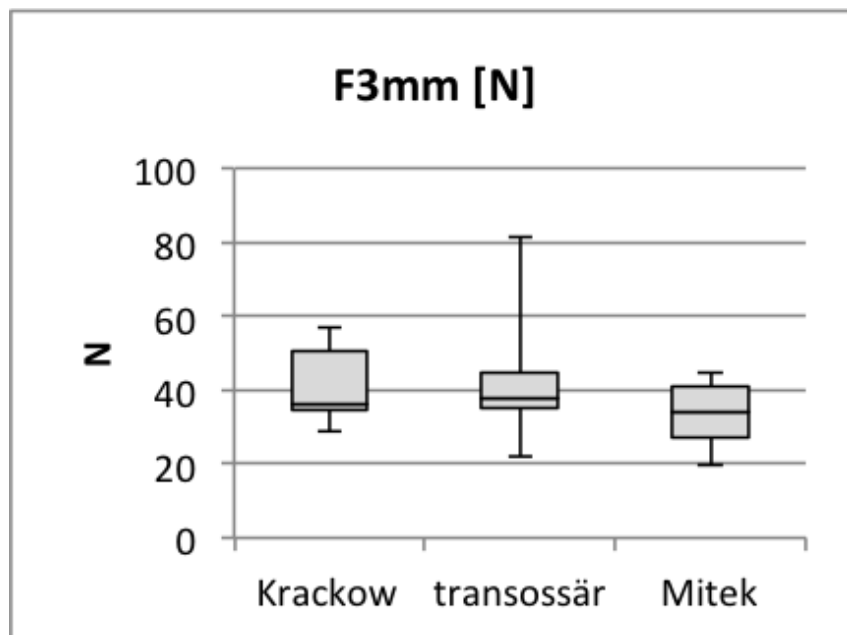


Abbildung 3.3.: Boxplot der Messergebnisse für  $F_{3mm}$  [N]

### 3.2.3. Steifigkeit [ N/mm ]

Die Steifigkeit [ N/mm ] sagt aus, wie viel Kraft nötig ist, um das Sehen-Naht-Konstrukt um einen Millimeter zu dehnen.  $\bar{x}$  und SD belaufen sich auf  $18,64 \pm 2,72$  N/mm (transossär:  $18,71 \pm 2,57$  N/mm; Mitek:  $19,64 \pm 4,53$  N/mm). Die Boxplots für die Steifigkeit befinden sich in Abbildung 3.4 auf Seite 63. Die Hälfte der Werte unterhalb des Medians  $\tilde{x}$  lag unter von  $18,39$  N/mm (transossär:  $19,57$  N/mm; Mitek:  $19,07$  N/mm). Die interquartil range (IQR) lief von  $16,47$  bis  $20,78$  N/mm (transossär:  $17,50 - 20,47$  N/mm; Mitek:  $18,11 - 20,20$  N/mm). Minimum und Maximum lagen bei  $14,14$  bzw.  $23,43$  N/mm für die Krackow-Naht (transossär:  $12,56$  bzw.  $22,63$  N/mm; Mitek:  $13,16$  bzw.  $34,46$  N/mm). Die Mittelwerte  $\bar{x}$  aller drei Nähte liegen nah beieinander. Die Streuung ist gemessen am Mittelwert relativ klein.

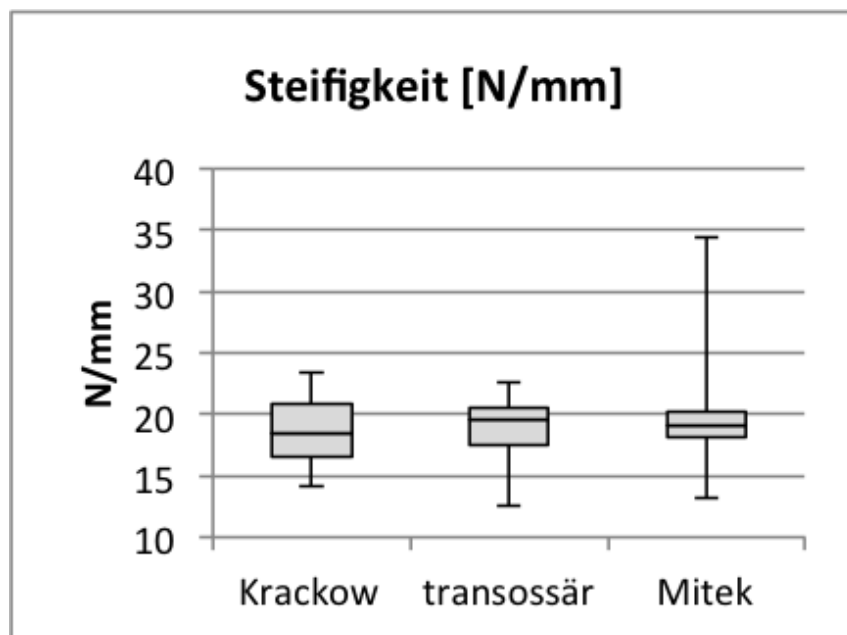


Abbildung 3.4.: Boxplot der Berechnung der Steifigkeit [ N/mm ]

### 3.2.4. Setzverhalten [%]

Anfangs wurden die Präparate mit 10 N belasten, damit sich stark gespannte Fasern setzen konnten. Sobald 10 N erreicht wurden, begann eine Halteperiode von 15 Sekunden an derselben Traversenposition. Innerhalb dieser Zeit setzten sich einige Kollagenfasern, wodurch es zu einem Kraftabfall kam. Am Ende der Setzphase wurde die verbliebene Kraft erneut gemessen. Das Verhältnis von Endkraft zu Anfangskraft der Halteperiode wird als Setzverhalten [%] bezeichnet.  $\bar{x}$  und SD wurden mit  $34,61 \pm 2,62$  % gemessen (transossär:  $32,18 \pm 2,97$  %; Mitek:  $30,39 \pm 3,17$  %). Auf Seite 64 in Abbildung 3.5 veranschaulichen Boxplots diese Ergebnisse. Der Median  $\tilde{x}$  liegt bei 34,35 % (transossär: 31,79%; Mitek: 30,08 %). Zwischen 33,60 und 36,33 % lagen die Werte von 25 bis 75 % der Stichprobe (transossär: 30,30 - 33,36 %; Mitek: 28,40 - 32,51 %). Minimum und Maximum lagen bei 29,40 bzw. 39,32 % (transossär: 26,95 bzw. 38,67 %; Mitek: 24,96 bzw. 26,32%).

Auch hier wird der Mittelwertunterschied beinahe durch die Standardabweichung überbrückt. Dadurch ist keine eindeutige Aussage zu treffen.

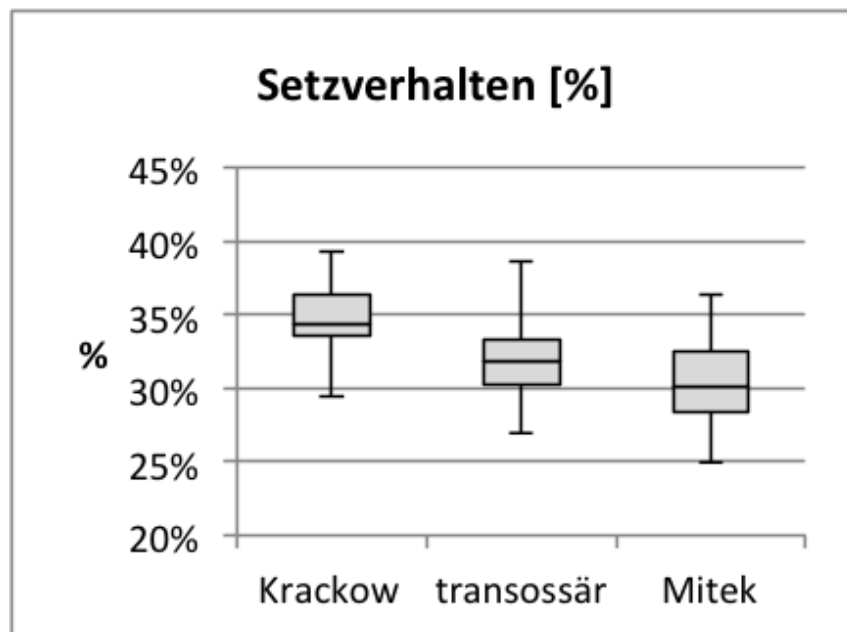


Abbildung 3.5.: Boxplot der Berechnung des Setzverhaltens [%]

### 3.2.5. Elastizität [%]

Je höher die Elastizität [%], desto mehr Traversenverfahrweg nimmt das Präparat auf, bevor weitere Dehnung eine Dehnszenz erzeugt.  $\bar{x}$  und SD der Elastizität belaufen sich auf  $49,96 \pm 4,09$  % bei der Krackow-Naht (transossär:  $50,69 \pm 9,65$  %; Mitek:  $41,48 \pm 8,88$  %). Auf Seite 65 in Abbildung 3.6 werden diese Ergebnisse in Boxplots dargestellt. Der Median  $\tilde{x}$  liegt bei  $49,58$  % (transossär:  $50,84$  %; Mitek:  $41,32$  %). Zwischen  $47,38$  und  $52,08$  % lagen die Werte von 25 bis 75 % der Stichprobe (transossär:  $45,67 - 55,76$  %; Mitek:  $38,44 - 48,72$  %). Minimum und Maximum lagen bei  $43,35$  bzw.  $58,76$  % (transossär:  $30,14$  bzw.  $69,59$  %; Mitek:  $20,00$  bzw.  $51,45$  %).

Die Mitek-Naht zeigte einen Trend zu einer etwas geringeren Elastizität als die anderen beiden Nahttechniken. Die Krackow-Naht zeigte die geringste Streuung.

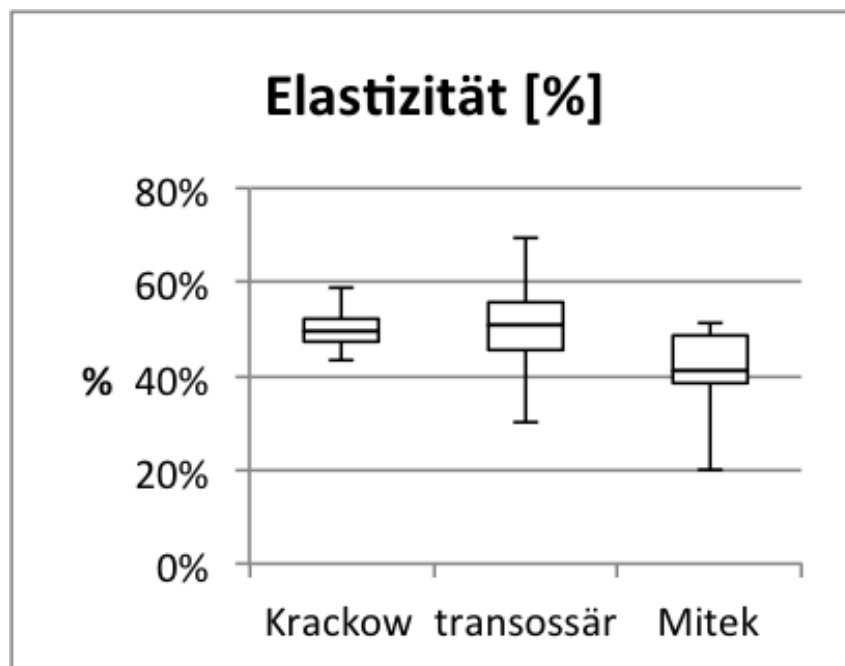


Abbildung 3.6.: Boxplot der Berechnung der Elastizität [%]

### 3.2.6. Querschnittsfläche $A$ [ $mm^2$ ]

Die Querschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ] beschreibt die errechnete Querschnittsfläche aus einem längsten und einem kürzesten Maß des Sehnenquerschnitts am oberen Rupturufer. Die Querschnittsfläche wurde mit der Formel für den Flächeninhalt einer Ellipse berechnet. Diese lautet  $A = \frac{1}{4}ab \times \pi$ . Die Messungen wurden vor der Verwendung der Sehne als Präparat festgehalten. Die durchgeführte Naht hat daher keinen Einfluss auf diese Ergebnisse. Vielmehr beschreibt dieser Abschnitt die Unterschiede der Sehnenquerschnitte der Nahttechnikgruppen.

$\bar{x}$  und SD wurden mit  $49,64 \pm 19,89 \text{ mm}^2$  berechnet (transossär:  $65,80 \pm 16,07 \text{ mm}^2$ ; Mitek:  $66,43 \pm 8,73 \text{ mm}^2$ ). Auf Seite 66 in Abbildung 3.7 veranschaulichen Boxplots diese Ergebnisse. Der Median  $\tilde{x}$  liegt bei  $42,41 \text{ mm}^2$  (transossär:  $67,29 \text{ mm}^2$ ; Mitek:  $67,07 \text{ mm}^2$ ). Die IQR lief von  $37,32$  bis  $66,19 \text{ mm}^2$  (transossär:  $62,38 - 72,02 \text{ mm}^2$ ; Mitek:  $61,54 - 73,19 \text{ mm}^2$ ). Minimum und Maximum lagen bei  $28,31$  bzw.  $98,99 \text{ mm}^2$  (transossär:  $31,55$  bzw.  $89,34 \text{ mm}^2$ ; Mitek:  $49,69$  bzw.  $78,18 \text{ mm}^2$ ).

Die Mediane  $\tilde{x}$  zeigen ähnliche Sehnenquerschnitte für die Gruppen aus transossär und durch Mitek-Anker versorgten Sehnen. Der Median  $\tilde{x}$  für die Sehnen aus der Krackow-Gruppe liegt ca.  $25 \text{ mm}^2$  darunter.

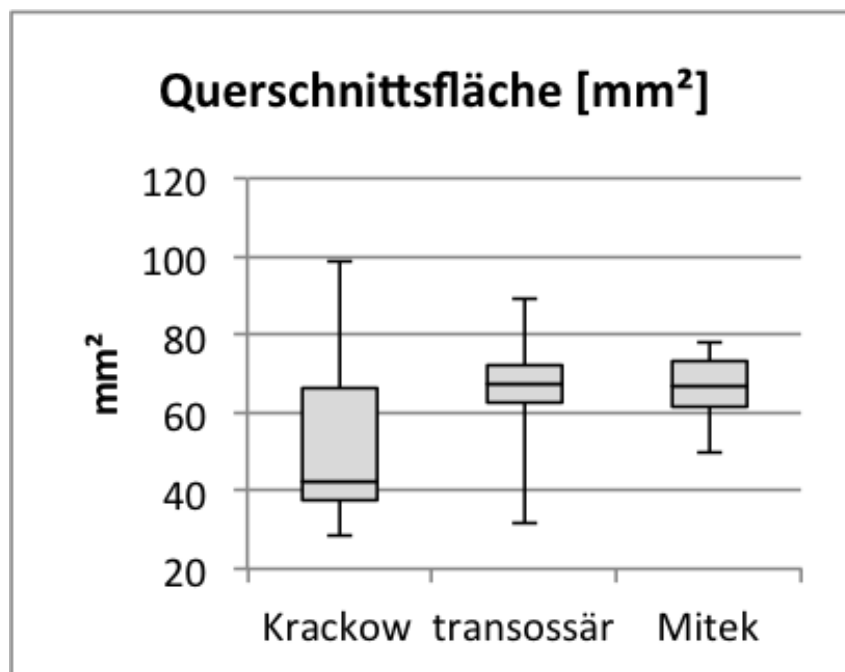


Abbildung 3.7.: Boxplot der Messergebnisse der Querschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ]



### 3.2.7. Spannung $\sigma$ [ $N/mm^2$ ]

Spannung  $\sigma$  [ $N/mm^2$ ] ist ein errechneter Wert aus Kraft pro Millimeter Querschnittsfläche der Sehne. Die Formel lautet  $\sigma[\frac{N}{mm^2}] = \frac{F}{A} \frac{[N]}{[mm^2]}$ . Sie wurde aus der herrschenden Kraft bei einer Dehiszenz von 3 mm und dem zuvor bestimmten Sehnenquerschnitt ermittelt.  $\bar{x}$  und SD der Spannung sind  $0,93 \pm 0,39 N/mm^2$  bei der Krackow-Naht (transossär:  $0,68 \pm 0,40 N/mm^2$ ; Mitek:  $0,52 \pm 0,13 N/mm^2$ ). Auf Seite 67 in Abbildung 3.8 werden diese Ergebnisse in Boxplots dargestellt. Der Median  $\tilde{x}$  liegt bei 0,86 (transossär:  $0,62 N/mm^2$ ; Mitek:  $0,55 N/mm^2$ ). Zwischen 0,65 und  $1,06 N/mm^2$  lagen die Werte von 25 bis 75% der Stichprobe (transossär:  $0,45 - 0,74 N/mm^2$ ; Mitek:  $0,39 - 0,60 N/mm^2$ ). Minimum und Maximum lagen bei 0,50 bzw.  $1,99 N/mm^2$  (transossär: 0,26 bzw.  $1,96 N/mm^2$ ; Mitek: 0,32 bzw.  $0,75 N/mm^2$ ).

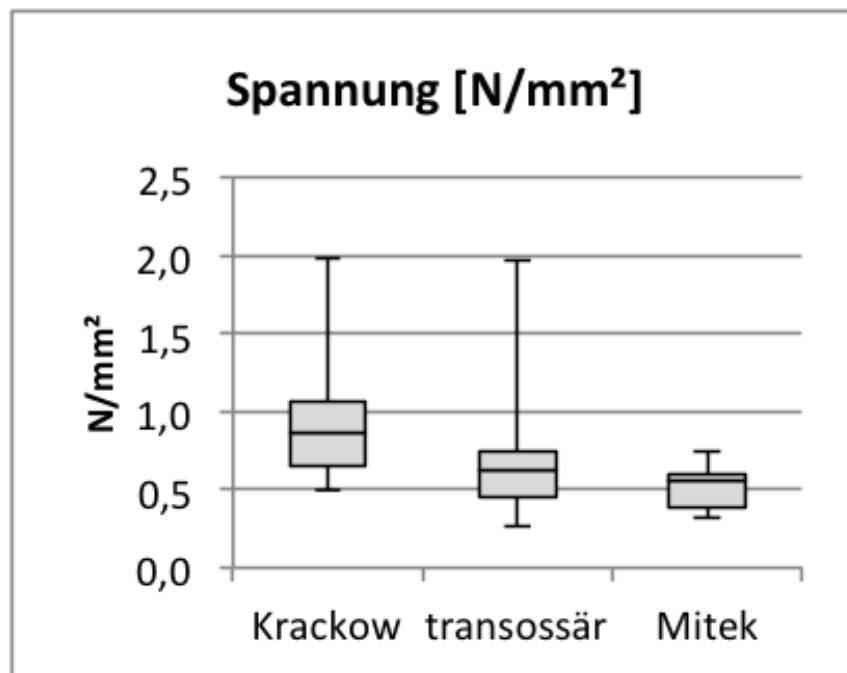


Abbildung 3.8.: Boxplot der Berechnung der Spannung  $\sigma$  [ $N/mm^2$ ]

### 3.2.8. Elongation $\epsilon$ [mm/mm]

Die Elongation  $\epsilon$  [mm/mm] ist ein errechneter Wert aus der Längenänderung des Sehne-Naht-Konstrukts beim Erreichen von 3 mm Dehiszenz in Bezug zur Ausgangslänge. Die Sehne nimmt auch einen Anteil der Längenänderung auf. Daher ist die Längenänderung hier größer als 3 mm. (Vergleiche hierzu Abbildung 2.11 auf Seite 51). Je größer die Elongation, desto größer ist der Verfahrensweg der Traverse beim Erreichen eines 3 mm großen Spaltes in Bezug auf die Ausgangslänge des Gesamtkonstrukts. Eine höhere Elongation bedeutet eine höhere Amortisation der Zugkraft durch die Sehne bzw. eine bessere Festigkeit der Sehne gegenüber niedrigen Elongationswerten.  $\bar{x}$  und SD der Elongation sind  $0,81 \pm 0,25$  mm/mm bei der Krackow-Naht (transossär:  $1,21 \pm 0,47$  mm/mm; Mitek:  $1,07 \pm 0,36$  mm/mm). Auf Seite 68 in Abbildung 3.9 werden diese Ergebnisse in Boxplots dargestellt. Der Median  $\tilde{x}$  liegt bei 0,75 mm/mm (transossär: 1,13 mm/mm; Mitek: 1,05 mm/mm). Zwischen 0,63 und 0,89 mm/mm lagen die Werte von 25 bis 75 % der Stichprobe (transossär: 0,89 - 1,47 mm/mm; Mitek: 0,79 - 1,18 mm/mm). Minimum und Maximum lagen bei 0,40 bzw. 1,44 mm/mm (transossär: 0,49 bzw. 2,13 mm/mm; Mitek: 0,53 bzw. 1,76 mm/mm).

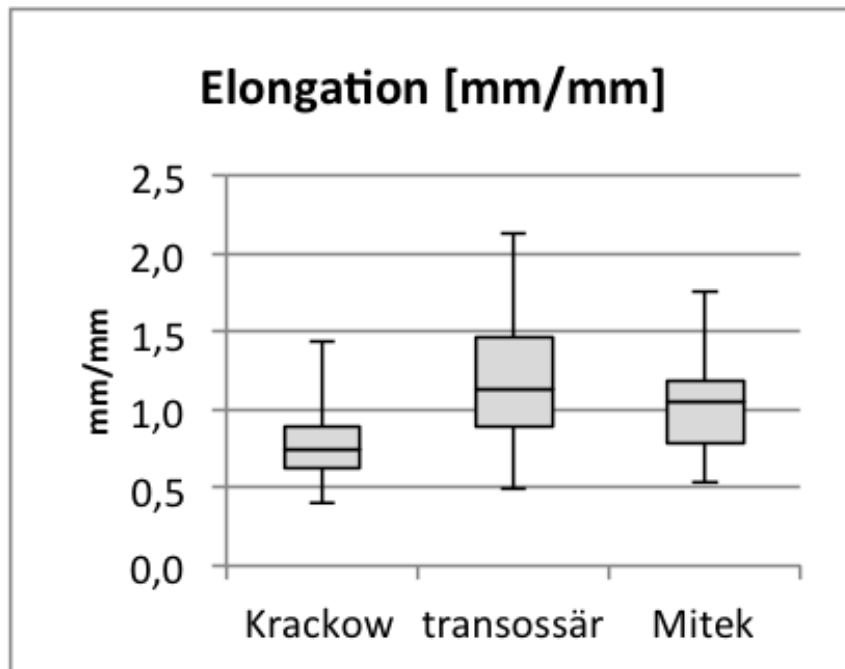


Abbildung 3.9.: Boxplot der Berechnung der Elongation  $\epsilon$  [mm/mm]

### 3.2.9. Elastizitätsmodul $E$ [ $N/mm^2$ ]

Der Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ] ist ein errechneter Parameter aus der Spannung  $\sigma$  [ $N/mm^2$ ] in Bezug zur Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ]. Der Elastizitätsmodul gibt die Spannung  $\sigma$  [ $N/mm^2$ ] an, die ein Präparat um 1% in Bezug auf die Ausgangslänge dehnt. Es ist somit die Steigung im Spannungs-Dehnungs-Diagramm.  $\bar{x}$  und SD für den Elastizitätsmodul sind  $1,22 \pm 0,51$   $N/mm^2$  bei der Krackow-Naht (transossär:  $0,57 \pm 0,19$   $N/mm^2$ ; Mitek:  $0,52 \pm 0,19$   $N/mm^2$ ). Auf Seite 69 in Abbildung 3.10 sind die entsprechenden Boxplots zu sehen. Der Median  $\tilde{x}$  liegt bei  $1,27$   $N/mm^2$  (transossär:  $0,52$   $N/mm^2$ ; Mitek:  $0,52$   $N/mm^2$ ). Zwischen  $0,79$  und  $1,62$   $N/mm^2$  lagen die Werte von 25 bis 75 % der Stichprobe (transossär:  $0,45 - 0,69$   $N/mm^2$ ; Mitek:  $0,39 - 0,61$   $N/mm^2$ ). Minimum und Maximum lagen bei  $0,54$  bzw.  $2,04$   $N/mm^2$  (transossär:  $0,26$  bzw.  $0,92$   $N/mm^2$ ; Mitek:  $0,31$  bzw.  $1,04$   $N/mm^2$ ).

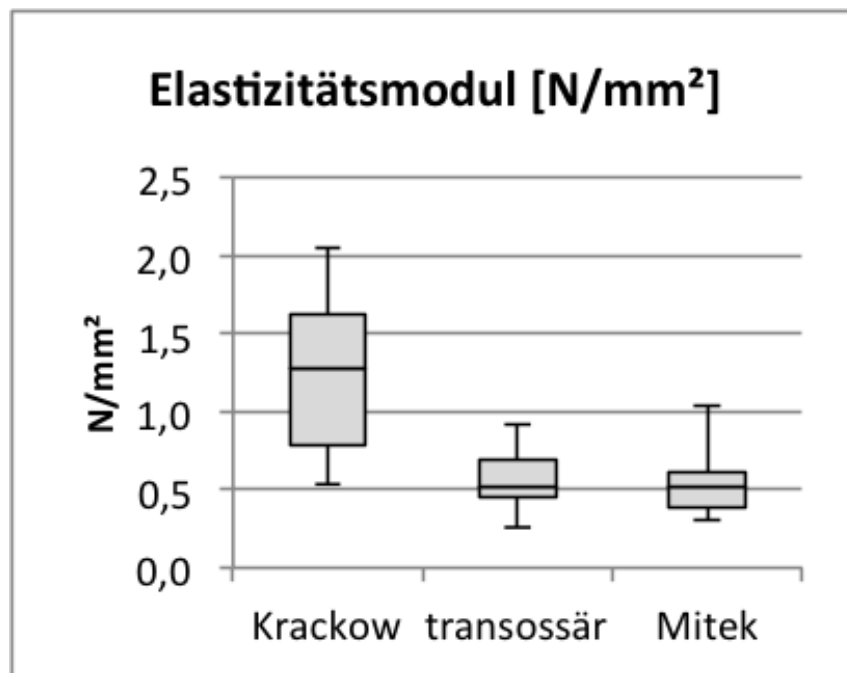


Abbildung 3.10.: Boxplot der Berechnung des Elastizitätsmoduls  $E$  [ $N/mm^2$ ]

### 3.3. Schließende Statistik

In diesem Kapitel wird die Aussagekraft der Stichprobe für die Grundgesamtheit der Sehnennähte geprüft. Es muss dabei zwischen *Relevanz* und *Signifikanz* unterschieden werden. Ein großer Unterschied in der maximalen Zugkraft  $F_{max}$  [N] wird als *relevant* angenommen; ein kleiner nicht. Die Begriffe „groß“ und „klein“ sind qualitativ und müssen durch den Untersucher festgelegt werden. Hierbei kann die Statistik nicht helfen. *Signifikant* ist ein Ergebnis, wenn die Mittelwerte zweier Verteilungen deutlich unterschiedlich sind. Die Deutlichkeit des Mittelwertunterschieds kann mithilfe der schließenden Statistik quantifiziert werden (p-Wert).

Drei Kriterien müssen erfüllt sein, damit ein Unterschied der maximalen Zugkraft  $F_{max}$  [N] zwischen den Nahttechniken als *relevant* angenommen wird.

1. Die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [ mm ] darf trotz höherer Maximalkraft  $F_{max}$  [N] nicht schlechter sein als die Referenztechnik. Als Referenztechnik gilt die Krackow-Technik.
2. Die  $F_{3mm}$  [N] Mittelwerte gelten als gleich, wenn sie nicht weiter als 22 N auseinanderliegen.
3. Ein Unterschied in der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] gilt unter den ersten beiden Voraussetzungen als *relevant*, wenn er  $> 50$  N ist.

Um sich mit den Werten in der Literatur vergleichen zu können, wurde zuvor das Signifikanzniveau auf 0,05 und die Testgüte auf 80 % festgelegt. Bei dem Test von 3 Nahttechniken und 2 Parametern sind  $2 \times 3 = 6$  Einzeltests notwendig. Daher muss das Signifikanzniveau für jeden der einzelnen Test auf  $\frac{0,05}{6} \approx 0,008333$  bestimmt werden.

### 3.3.1. Test auf Normalverteilung

Es wurde a priori von Normalverteilung ausgegangen. Dies hat sich nicht bestätigt. Zum einen zeigen die Histogramme in den Abbildungen B.1a, B.1c und B.1b auf der Seite xv keine Glockenform, zum anderen gibt der Shapiro-Wilk Test keinen Hinweis auf Normalverteilung bei allen drei Nahttechniken. Die Signifikanz der Normalverteilung ist 0,251 (Krackow), 0,142 (Mitek) und 0,575 (transossär). (Siehe hierzu Abbildung 3.11). Ein t-Test kann nicht durchgeführt werden. Es muss ein nicht-parametrischer Test durchgeführt werden. Der Mann-Whitney-U-Test ist dafür geeignet. Es wird jeweils die exakte Signifikanz angegeben.

Nahttechnik		Kolmogorow-Smirnow <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Sig.	Statistik	df	Sig.
F 3mm [N]	Krackow	,247	16	,010	,882	16	,042
	Mitek	,151	16	,200*	,940	16	,352
	Transossär	,226	16	,029	,833	16	,008
Fmax [N]	Krackow	,149	16	,200*	,931	16	,251
	Mitek	,177	16	,193	,915	16	,142
	Transossär	,146	16	,200*	,955	16	,575

\*. Dies ist eine Untergrenze der tatsächlichen Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Abbildung 3.11.: Test auf Normalverteilung für  $F_{max}$  [N] und  $F_{3mm}$  [N]

### 3.3.2. Mittelwertvergleich $F_{3mm}$ [N] - Nicht-Unterlegenheit

Es wird davon ausgegangen, dass keine der Nahttechniken unterlegen ist. Sie dürfen sich nicht um mehr als 22 N im Mittel voneinander unterscheiden. Dies ist Voraussetzung für den Vergleich der Maximalkraft  $F_{max}$ . Die Testhypothesen lauten:

$H_0$ : Es besteht *kein* signifikanter Unterschied zwischen den Nahttechniken

$H_1$ : Es *besteht* ein signifikanter Unterschied zwischen den Nahttechniken

Wie in Tabelle 3.1 zu sehen ist, sind die Mittelwertunterschiede nach deskriptiver Statistik nicht mehr als 22 N voneinander entfernt. Die Werte sind 7, 0,8 und 6 N. Die große Streuung führt dazu, dass tatsächlich vorhandene größere Unterschiede in dieser Streuung unentdeckt bleiben könnten. Je geringer der Wert für die Signifikanz, desto eher ist von einem Unterschied der Nahttechniken auszugehen. Zwischen der Krackow-Naht und der Mitek-Anker-Naht besteht zu 94,4 %-iger Wahrscheinlichkeit ein Unterschied. Das geforderte Signifikanzniveau von 0,05 (95 %) wird nicht erreicht. Zwischen der Krackow- und transossären Nahttechnik besteht relativ sicher kein Unterschied (Signifikanz: 0,897). Es ist daher mit einem Restrisiko davon auszugehen, dass sich die drei getesteten Nahttechniken nicht um mehr als 22 N unterscheiden. Damit darf die Hypothese  $H_1$  nicht angenommen werden.

Tabelle 3.1.: Mann-Whitney-U-Test für  $F_{3mm}$  [N]

Testnähte	$F_{3mm}$ [N]	
	$\Delta\tilde{x}$ [N]	Sig
Krackow vs. Mitek	7	0,056
Krackow vs. Transossär	0,8	0,897
Mitek vs. Transossär	6	0,196

### 3.3.3. Mittelwertvergleich $F_{max}$ [N] - Überlegenheit

Es wird davon ausgegangen, dass ein Unterschied besteht. Insofern werden die Testhypothesen wie folgt bestimmt:

$H_0$ : Es besteht *kein* signifikanter Unterschied zwischen den Nahttechniken

$H_1$ : Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den Nahttechniken

In Tabelle 3.2 sind die Mittelwertunterschiede  $\Delta\tilde{x}$  der Nahttechniken zu sehen. Kein Mittelwertunterschied erfüllt die Bedingung nach mindestens 50 N Abstand zwischen zwei Nahttechniken. Aufgrund der großen Streuung sind die kleinen Mittelwertunterschiede (12, 30, 18) nicht signifikant. Dies zeigt der Mann-Whitney-U Test in Tabelle 3.2. Das geforderte Signifikanzniveau von 0,008333 wird nicht erreicht. Es besteht weder ein relevanter Unterschied von 50 N noch ein signifikanter Unterschied von kleinerer Newton-Anzahl. Die Hypothese  $H_1$  darf nicht angenommen werden.

Tabelle 3.2.: Mann-Whitney-U-Test für  $F_{max}$  [N]

Testnähte	$F_{max}$ [N]	
	$\Delta\tilde{x}$ [N]	Sig
Krackow vs. Mitek	12	0,564
Krackow vs. Transossär	30	0,27
Mitek vs. Transossär	18	0,402

### 3.3.4. Mittelwertvergleich $A$ [ $mm^2$ ]

Aufgrund der auffälligen Verteilung in der deskriptiven Statistik wird der Unterschied der Querschnittsflächenmittelwerte  $A$  [ $mm^2$ ] quantifiziert. Die Ergebnisse sind nicht normalverteilt, wie es der Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung zeigt. (Siehe Abbildung 3.12). Keiner der Werte ist im signifikanten Bereich für die Normalverteilung von  $<0,05$ , noch sehen die Histogramme B.6 auf Seite xvi einer Glockenkurve ähnlich. Die Mittelwerte von der Mitek-Anker-Naht und der transossären Naht liegen sehr dicht beieinander.  $\Delta \tilde{x}$  dieser beiden Gruppen ist klein. (Siehe Tabelle 3.3). Der Mittelwert der Krackow-Naht-Präparate weicht um  $>16 mm^2$  von den beiden anderen ab. Wie sich zeigt, ist diese Abweichung auch signifikant (Krackow vs. Mitek 0,005 bzw. Krackow vs. Transossär 0,026). Dies erklärt sich durch die zufällige Zuordnung der Präparate auf die Nahttechnikgruppen. Es wurde keine Vorauswahl bezüglich der Präparategeometrie getroffen.

Nahttechnik		Kolmogorow-Smirnow <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Sig.	Statistik	df	Sig.
A [ $mm^2$ ]	Krackow	,281	16	,001	,862	16	,021
	Mitek	,089	16	,200	,951	16	,501
	Transossär	,219	16	,039	,910	16	,118

\*. Dies ist eine Untergrenze der tatsächlichen Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Abbildung 3.12.: Test auf Normalverteilung der Querschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ]

Dies soll anhand der folgenden Hypothesen überprüft werden.

$H_0$ : Es besteht *kein* signifikanter Unterschied zwischen der Größe der Querschnittsflächen.

$H_1$ : Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der Größe der Querschnittsflächen.

Bezüglich des Unterschiedes zwischen der Krackow- und Mitek-Naht, sowie zwischen Krackow- und transossärer Naht kann die Nullhypothese  $H_0$  verworfen werden. Es besteht ein Unterschied beim Mittelwert  $\bar{x}$  der Sehnenquerschnittsflächen  $A$  [ $mm^2$ ].

Tabelle 3.3.: Mann-Whitney-U-Test für die Querschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ]

Testnähte	Fläche $A$ [ $mm^2$ ]	
	$\Delta \tilde{x}$ [N]	Sig
Krackow vs. Mitek	16,79	0,005
Krackow vs. Transossär	16,16	0,026
Mitek vs. Transossär	0,63	0,867



### 3.3.5. Ergebnis der schließenden Statistik

Aufgrund der deskriptiven und schließenden Statistik sind weder ein relevanter noch signifikanter Unterschied zwischen der maximalen Zugkraftaufnahme  $F_{max}$  der drei Nahttechniken zu erkennen, noch lässt sich ihre Gleichwertigkeit feststellen. Das geforderte Signifikanzniveau von 0,05 für alle 6 Tests wurde nicht erreicht; die Testgüte (Power) verfehlte die geforderten 80 % und erreichte je nach Test 1-34 %. Weitere Tests sind notwendig, insbesondere die Reduktion der Streuung der Ergebnisse. Der Einfluss der unterschiedlichen Querschnittsflächen  $A [mm^2]$  auf Derivate dieses Einflussfaktors soll in einer Ergebnisschärfung diskutiert werden.

### 3.4. Schärfung des Elastizitätsmoduls $E$ [ $N/mm^2$ ]

Die Berechnung des Elastizitätsmoduls  $E$  [ $N/mm^2$ ] erfolgt aus den Größen Spannung  $\sigma$  [ $N/mm^2$ ] und Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ]. Dies zeigt die Formel 3.1.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (3.1)$$

Die Spannung  $\sigma$  [ $N/mm^2$ ] setzt sich zusammen aus Kraft  $F$  [N] und Fläche  $A$  [ $mm^2$ ]. Vgl. Gleichung 3.2

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (3.2)$$

Die Spannung  $\sigma$  [ $N/mm^2$ ] kann sowohl durch die ausgehaltene Kraft der Naht, als auch durch die Querschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ] des Sehnenpräparates bestimmt werden. Wenn einer Nahttechnik eine Gruppe von Präparaten mit im Durchschnitt geringeren Sehnenquerschnittsflächen  $A$  [ $mm^2$ ] zugeordnet wurde, kann dies einen verzerrenden Einfluss auf die Spannung  $\sigma$  [ $N/mm^2$ ] und somit auf den Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ] haben. Aus diesem Grund ist die Betrachtung des Elastizitätsmoduls  $E$  [ $N/mm^2$ ] ohne den Einfluss der Variabilität der Querschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ] nötig. Des Weiteren wird der Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ] durch die Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ] bestimmt. Vgl. Gleichung 3.3

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{l_n - l_m}{l_m} \quad (3.3)$$

Die Sehennaht ist auf einem definierten Bereich der Sehne platziert. Die Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ] des Präparates kann neben der Beschaffenheit des Kollagens sowohl vom Querschnitt  $A$  [ $mm^2$ ], als auch von der Sehnenlänge  $l$  abhängen. Aus diesem Grund muss der Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ] zur Prüfung elongationsbereinigt werden. Die Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ] kann durch die Ausgangslänge  $l_0$  verändert werden. Je länger die Ausgangslänge  $l_0$  ist, desto mehr Kraft  $F$  [N] kann über die Sehne amortisiert werden, bevor sie an die Sehennaht weitergegeben wird. Des Weiteren gibt die Elastizität an, wie viel Weg  $s$  [m] die Sehne aufnimmt, bevor sie diesen als Dehiszenz an die Naht weitergibt. Sollten die Sehnen einer Nahttechnikgruppe elastischer sein, wächst auch die Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ]. Dies kann den Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ] schwächen. Der gesamte Zusammenhang im Überblick ist in Formel 3.4 schlüssig dargestellt.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{\frac{F}{A}}{\frac{\Delta l}{l_0}} = \frac{\frac{F_n - F_m}{\frac{1}{4}ab\pi}}{\frac{l_n - l_m}{l_m}} \quad (3.4)$$

Die Abbildungsreihe 3.13 zeigt die Boxplots der Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N], der Querschnittsfläche  $A$  [mm<sup>2</sup>] und der herrschenden Spannung  $\sigma$  [N/mm<sup>2</sup>] nebeneinander. Abbildung 3.13a zeigt vergleichbare Mediane und Streuungen in der Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N]. In Abbildung 3.13b ist der deutlich niedrigere Median der Querschnittsfläche  $A$  [mm<sup>2</sup>] in der Gruppe der Krackow-Naht-versorgten Präparate zu sehen. Die Mittelwerte verhalten sich vergleichbar. Es zeigt sich daher zwischen Kraft und Spannung ein umgedrehtes Bild. Im Umkehrschluss hat die Fläche als Divisor einen reziprokproportionalen Einfluss auf die Spannung  $\sigma$  [N/mm<sup>2</sup>]. Dies zeigt sich in Abbildung 3.13c. Der Median (und auch Mittelwert) der Spannung  $\sigma$  [N/mm<sup>2</sup>] ist

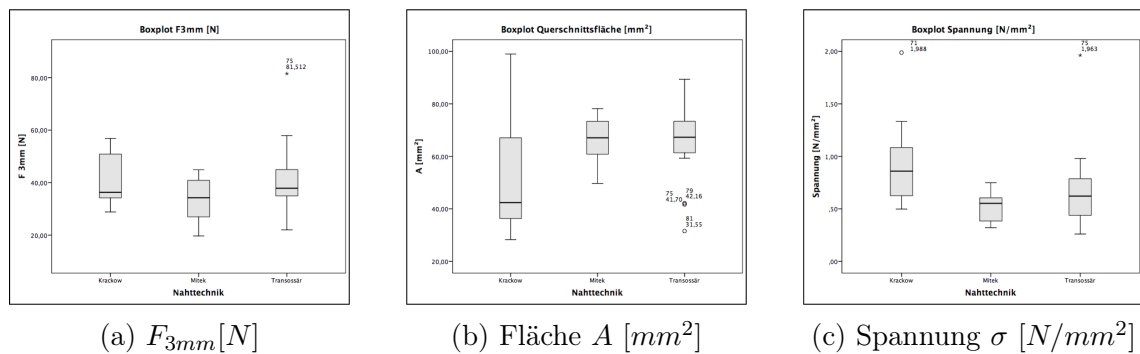


Abbildung 3.13.: Einfluss der Fläche  $A$  [mm<sup>2</sup>] auf die Spannung  $\sigma$  [N/mm<sup>2</sup>]

in den Krackow-Naht-versorgten Präparaten vergleichsweise hoch. Die Spannung  $\sigma$  [N/mm<sup>2</sup>] wiederum stellt den Dividenden in der Berechnung des Elastizitätsmoduls dar, wie in Formel 3.1 auf Seite 76 beschrieben ist. Die nächsten Unterkapitel untersuchen anhand der Messwerte den Einfluss der Sehnengeometrie und -beschaffenheit auf den Elastizitätsmodul  $E$  [N/mm<sup>2</sup>].

### 3.4.1. Flächenbereinigter Elastizitätsmodul $E^\circ$ [ $N/mm^2$ ]

Daher wird dem Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ] ein flächenbereinigter Elastizitätsmodul  $E^\circ$  [ $N/mm^2$ ] gegenübergestellt. Die Abbildung 3.14 auf Seite 78 zeigt die beiden Elastizitätsmoduln  $E$  [ $N/mm^2$ ] im Vergleich. Die Flächenbereinigung erfolgt durch Multiplikation des Elastizitätsmoduls  $E$  [ $N/mm^2$ ] eines jeden Präparates mit der dazugehörigen Sehnenquerschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ].

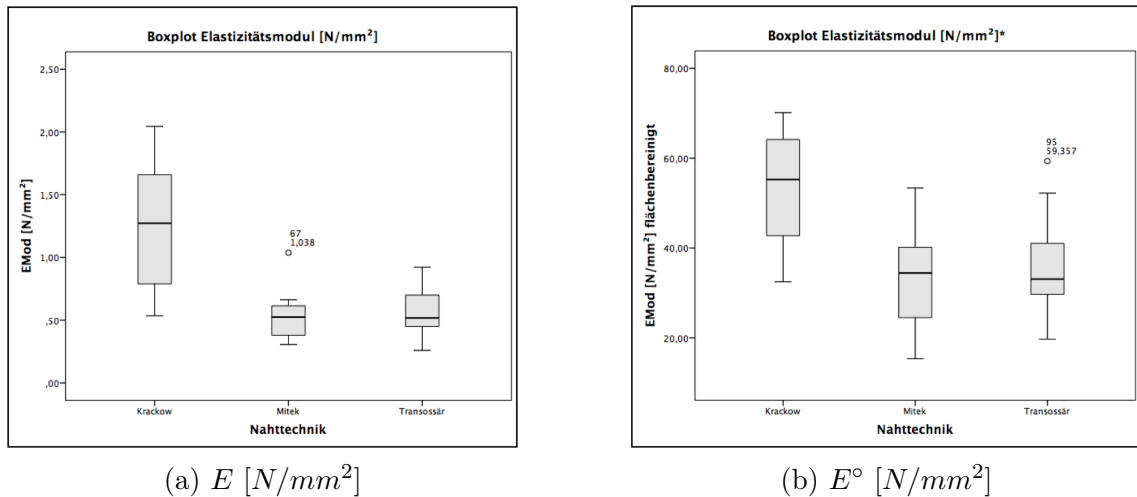


Abbildung 3.14.: Einfluss der Fläche  $A$  [ $mm^2$ ] auf den Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ]

Es zeigt sich keine deutliche Veränderung des Mittelwert-Streuungsgefüges im Boxplot. Aus diesem Grund ist die Sehnenquerschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ] nach Schärfung des Elastizitätsmoduls qualitativ nicht als Confounder zu betrachten.

### 3.4.2. Elastizitätsbereinigter Elastizitätsmodul $E^*$ [ $N/mm^2$ ]

Die Elastizität wird maßgeblich durch  $\Delta l$  [ mm ] bestimmt. Dies zeigt die Gleichung 2.2 auf Seite 51. Die Ausgangslänge  $l_0$  [ mm ] bleibt konstant. Wenn  $\Delta l$  [ mm ] wächst, wächst die Elastizität [%] und auch die Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ]. Die Messung der Elastizität [%] findet bei Dehiszenz = 3 mm statt. Da der Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ] mit wachsender Elastizität sinkt, soll er von diesem Faktor unabhängig betrachtet werden. Die Elastizitätsbereinigung erfolgt durch Multiplikation des Elastizitätsmoduls  $E$  [ $N/mm^2$ ] eines jeden Präparates mit dem Wert der dazugehörigen Elastizität [%]. Sie geht nicht direkt in die Formel des Elastizitätsmoduls mit ein, aber eine Erhöhung in  $\Delta l$  zeigt sich sowohl steigend auf die Elastizität [%] als auch auf die Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ]. Abbildung 3.15 zeigt den Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ] vor und nach Bereinigung von der Elastizität.

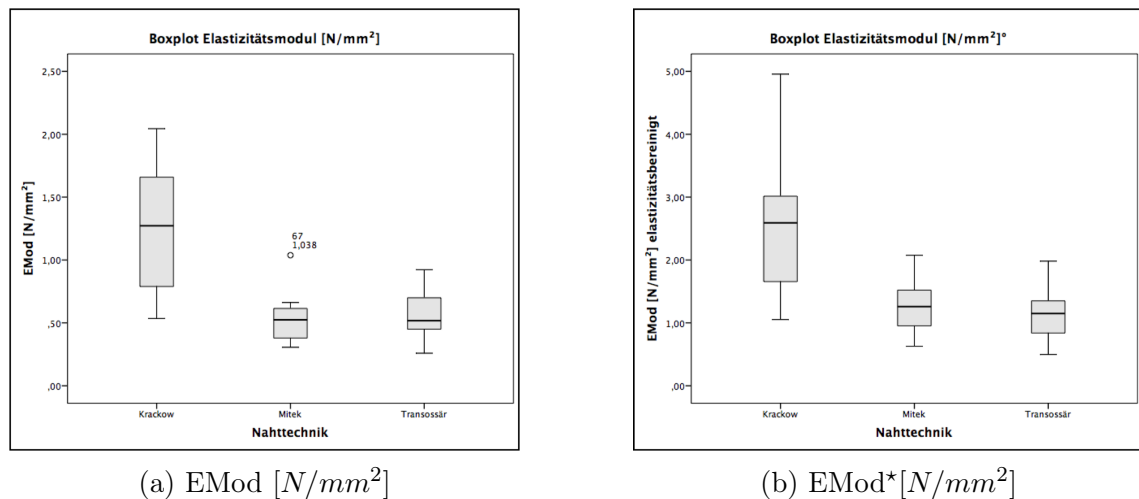


Abbildung 3.15.: Einfluss der Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ] auf den Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ]

Es ist qualitativ kein tendenzändernder Trend zu sehen. Daher kann angenommen werden, dass die Elastizität [%] kein Confounder für den Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ] ist.

### 3.4.3. Kombiniert bereinigter Elastizitätsmodul $E^{\circ*}$ [ $N/mm^2$ ]

Analog zu obigen Ergebnissen wird der Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ] mit Fläche  $A$  [ $mm^2$ ] und Elastizität [%] multipliziert, um den kombiniert bereinigten Elastizitätsmodul  $E^{\circ*}$  [ $N/mm^2$ ] zu bekommen. Wie in Abbildung 3.16 auf Seite 80 zu sehen, bringt dies kein trendverändertes Ergebnis.

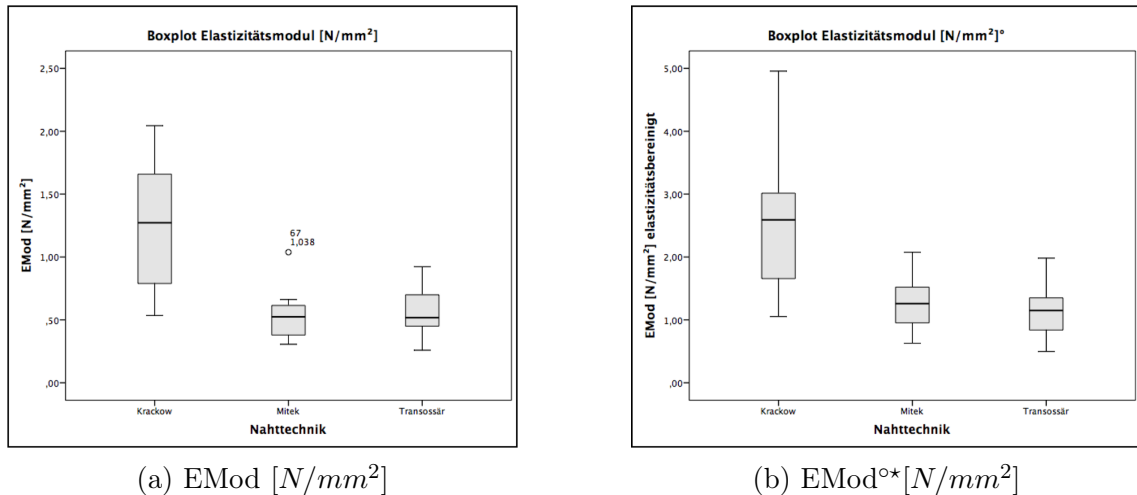
(a) EMod [ $N/mm^2$ ](b) EMod $^{\circ*}$  [ $N/mm^2$ ]

Abbildung 3.16.: Einfluss der Fläche  $A$  [ $mm^2$ ] und Elastizität [%] auf den Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ]

Die unterschiedlichen Mittelwerte  $\bar{x}$  der Querschnittsflächen  $A$  [ $mm^2$ ] der Testgruppen haben also keinen relevanten Einfluss auf die Ergebnisse für die Elastizitätsmoduln  $E$  [ $N/mm^2$ ].

## Teil III.

# Einordnung in die Forschung

## 4. Diskussion

Die Achillessehnenruptur ist ein seltenes unfallchirurgisches Ereignis. Ihre Inzidenz nimmt lediglich mit dem Anstieg des Freizeit- und Breitensports innerhalb der letzten Jahrzehnte zu [Vgl. 27, S. 1019]. In vielen Fällen geht der akuten Verletzung eine Achillodynie voraus. Achillodynie ist kein prognostischer Marker. Typisch ist eine zu hohe Belastung nach längerer Sportpause bei Männern mittleren Alters. Auch bei älteren Patienten ist eine spontane Achillessehnenruptur ohne außergewöhnliche Belastung möglich. Die Diagnose wird von typischer Klinik begleitet, ist apparativ verifizierbar und leicht zu stellen. Es bestehen konservative und operative Therapien. Bei älteren Personen kann die konservative Therapie das Narkose- und Komplikationsrisiko vermeiden. Bei gesunden, jungen und sportlich ambitionierten Personen sollte eine operative Versorgung angestrebt werden. Vergleiche Kapitel 1.2 auf Seite 14. Unter den operativen Therapien gibt es eine Vielzahl von Techniken. Es wurden bereits klinische Studien, Tierversuche, Reviews, histologische und biomechanische Untersuchungen durchgeführt, um überlegene Therapiekonzepte zu identifizieren. Innerhalb der biomechanischen Versuche gibt es in vivo und ex vivo Experimente. Bei in vivo Versuchen wurden die Sehnen von Tieren durchtrennt und unterschiedlich operativ versorgt. Nach einer definierten Heilungsperiode wurde dem getöteten Tier die Achillessehne entnommen. An diesen angeheilten Sehnen wurden biomechanische Tests durchgeführt. Des Weiteren unterteilen sich die biomechanischen Arbeiten in zyklische und statische Versuche.

In dieser Arbeit wurde die Primärstabilität nach Nahtende unter Ausschluss des Faktors Heilung untersucht. Dieser Vergleich und das verwendete Testprotokoll sind in der Literatur bislang noch nicht beschrieben. Im ex vivo Versuch wurden die distalen Verankerungstechniken der Achillessehnennaht mittels konventioneller Krackow-Naht, transossärer Bohrung und Mitek-Anker hinsichtlich maximaler Zugkraft und Kraft zur Dehiszenzbildung  $F_{3mm}$  [N] miteinander verglichen. Mit der zur Verfügung stehenden Testmaschine Zwicky-Line 2,5kN wurde ein statischer Test durchgeführt. Eine 3D optische Messeinheit PONTOS 5M zeichnete die Sehnenveränderung auf. Die Ergebnisse dieser Arbeit und ihr Zustandekommen werden im folgenden Kapitel kritisch hinterfragt. Auf die Streuung sollte hier genau geachtet werden. Sie senkt



die Vergleichskraft der Nahttechniken innerhalb dieser Studie. Dass aber auch andere Autoren größere Streuungen in ihren Ergebnissen haben, zeigt die Relation der eigenen Arbeit mit anderen Autoren im zweiten Unterkapitel. Das Fazit beginnt mit der Empfehlung für den Operateur gemessen an der Diskussion der Ergebnisse und gibt Empfehlungen zur weiteren Forschung.

Lassen sich die eigenen Ergebnisse auf die Hypothesen der Forschungsfrage anwenden? Wenn ja, wie gut? Wenn nicht, woran lag es? In diesem Kapitel werden die eigenen Ergebnisse kritisch in Hinblick auf die Fragestellung beleuchtet. Besonders die Streuung wird untersucht und einer Fehleranalyse unterzogen.

**Bezug der Ergebnisse auf die Hypothesen** Aus dem Kapitel 1.4 („Forschungsfrage“) von Seite 32 sowie der Methodenauswahl aus Kapitel 2.1.2 von Seite 37 ergaben sich die folgenden Hypothesen.

- $H_0$ : Es besteht *kein* Unterschied der distalen Verankerungen der Sehnen am Calcaneus mittels Krackow-Naht, transossärer Fixierung und Mitek-Anker bezüglich der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] und der Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N].
- $H_1$ : Es *besteht* ein Unterschied der distalen Verankerungen der Sehnen am Calcaneus mittels Krackow-Naht, transossärer Fixierung und Mitek-Anker bezüglich der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] und der Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N].

Diese Hypothesen wurden einem einachsigen Zugversuch unter optischer Analyse durch 3D-Kameras und statistischer Fallzahlplanung unterzogen, um die drei Kriterien der schließenden Statistik aus Kapitel 3.3 von Seite 70 auf sie anzuwenden:

1. Die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] darf nicht schlechter sein als die der Referenztechnik.
2. Dazu dürfen sie nicht weiter als 22 N auseinander liegen.
3. Ein Unterschied der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] ist ab 50 N relevant, wenn die Kriterien 1 und 2 erfüllt sind.

Die Kriterien 1 und 2 sind durch die Ergebnisse erfüllt, da die Dehiszenzkräfte  $F_{3mm}$  [N] nicht weiter auseinander liegen als 22 N. (Krackow: 41,2 N; transossär: 40,42; Mitek: 33,81 N) und damit als gleichwertig angesehen werden können. Vergleiche Kapitel 3.2.2, „Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N]“ auf Seite 62. Kriterium 3 ist nicht erfüllt, bzw. es konnte mit dem durchgeführten Test kein Unterschied in der maximalen Zugkraft  $F_{max}$  [N] von mehr als 50 N gezeigt werden. (Krackow: 630 N  $\pm$  50 N; transossär: 600 N  $\pm$  66 N; Mitek: 618 N  $\pm$  60 N). Dies unterstützt die schließende Statistik im Ergebniskapitel 3.3 auf Seite 70.

Aufgrund der großen Streuung kann Kriterium 3 nicht abschließend verifiziert oder falsifiziert werden. Daher kann die Hypothese  $H_0$  weder angenommen noch verworfen werden.

**Diskussion der Streuung** Eine um 50 N höhere Zugkraft  $F_{max}$  [N] war Voraussetzung, um dem Operateur die eine Naht vorzuschlagen und eine andere zurückzustellen. Die Mittelwerte  $\bar{x}$  der Nahttechniken in Bezug auf die maximale Zugkraft  $F_{max}$  [N] dieser Arbeit liegen nah beieinander. Zwischen der Krackow-Naht (630 N) und der transossären Naht (599 N) liegen 31 N. Zwischen der Krackow-Naht und dem Mitek-Anker (618 N) liegen nur 12 N. Zwischen der transossären Naht und dem Mitek-Anker liegen 19 N. Letztgenannte Nähte sind dem Trend nach schwächer als die Vergleichsnaht nach Krackow. Der geforderte Unterschied von mindestens 50 N ist nicht erreicht. Die Standardabweichung  $SD$  der Ergebnisse (Krackow  $\pm 50$  N, Transossär  $\pm 66$  N, Mitek-Anker  $\pm 60$  N) ist größer als die bei der Fallzahlplanung angenommenen 37,5 N. Vergleiche hierzu Kapitel 2.3.3 auf Seite 55.

Daher lässt sich durch die Versuche dieser Arbeit kein relevanter oder signifikanter Unterschied zwischen den Nahttechniken erkennen - auch nicht der genannte von 31 bzw. 12 N. Die Teststärke steigt mit wachsendem  $\Delta$  zwischen  $\mu_0 - \mu_1$ , mit kleiner werdender Streuung  $\sigma$ , mit größer werdendem Signifikanzniveau  $\alpha$  und mit wachsendem Stichprobenumfang  $n$ . Die resultierende Standardabweichung  $SD$  der Ergebnisse dieser Arbeit wurde bei der Fallzahlplanung als geringer angenommen. Auch ein untergeordneter Effekt durch die distale Verriegelung auf die maximale Zugkraft  $F_{max}$  [N] und die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] ist möglich. Die Mittelwerte  $\bar{x}$  liegen nur bis zu 30 N auseinander. Innerhalb der überlappenden Standardabweichungen  $SD$  von ca. 60 N kann sich der wahre Mittelwert  $\mu$  verstecken. Vergleiche hierzu Abbildung 4.1.

In der Abbildung 4.1 auf Seite 85 ist die Überlappung der Mittelwertunterschiede durch die Streuung zu sehen. Die Mittelwertunterschiede  $\Delta x$  sind nicht signifikant. Es lässt sich auch keine Gleichwertigkeit beweisen. Es kann durch natürliche Varianz in den biomechanischen Eigenschaften der Präparate zu relativ großen Unterschieden der Ergebnisse für Spaltbildung  $F_{3mm}$  [N] und Maximalkraft  $F_{max}$  [N] gekommen sein. Als ein möglicher Einflussfaktor wurden die signifikant unterschiedlichen Sehnenquerschnittsflächen  $A$  [ $mm^2$ ] untersucht, aber verworfen. Vergleiche hierzu Kapitel 3.4 auf Seite 76. Die Fallzahl war zu klein, um einen Unterschied zu bestimmen. Die distale Verankerung kann gegenüber der Präferenz und der Erfahrung des Operateurs von nachrangiger Wichtigkeit sein.

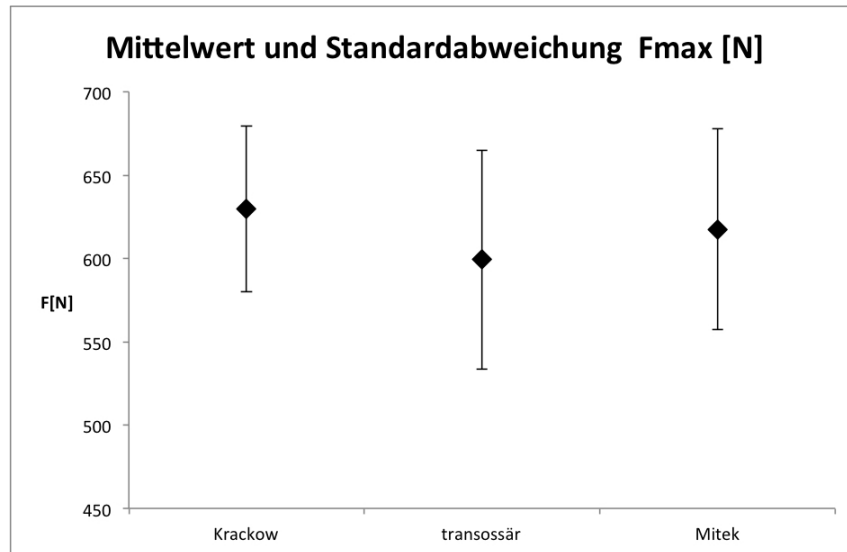


Abbildung 4.1.: Mittelwert  $\bar{x}$  und SD der maximalen Zugkraft  $F_{max}$  [N]

**Fehleranalyse** Bei der Experimentenplanung wurde von einem Unterschied der Nahttechniken untereinander ausgegangen. Dieser hat sich nicht bewahrheitet. Hauptursache für die geringe Aussagekraft der Ergebnisse innerhalb der Studie ist die Streuung der Werte um den Mittelwert. Mit der 4-M-Methode nach Ishikawa soll nun auf die möglichen Einflussfaktoren auf die Streuung eingegangen werden [Vgl. 98, S. 9].

**Mensch:** Im Rahmen dieser Arbeit hat nur eine Person alle Tests durchgeführt. Eine interindividuelle Streuung ist dadurch ausgeschlossen. Natürlich kann die intraindividuelle Streuung nicht ausgeschlossen werden. Der Effekt einer Lernkurve wurde zuvor durch Übung reduziert.

**Material:** Alle Tiere sind im Alter von  $<1$  Jahr geschlachtet worden. Aus statistischen Gründen wurden nur die hinteren rechten Füße der Schweine verwendet. Eine natürliche Varianz zwischen den Tieren ist nicht auszuschließen. Der Einfluss der unterschiedlichen Sehnenquerschnittsflächen wurde in Kapitel 3.4, „Schärfung des Elastizitätsmoduls  $E$  [ $N/mm^2$ ]“, auf Seite 76 herausgerechnet. Das Nahtmaterial stammte aus möglichst gleicher Produktionscharge, sodass die Fadenqualität als gleichbleibend anzunehmen ist.

**Maschine:** Die elektrische Materialprüfmaschine Zwicki-Line 2,5kN und die optische Auswerteeinheit PONTOS 5M arbeiteten über die Studie hinweg zuverlässig und ermöglichten eine reproduzierbare Durchführung der Versuche. Eine Streuungsquelle hier ist unwahrscheinlich.

**Methoden:** Das Nahtmaterial wird beim Einbringen in die Sehne mehrfach durch das Gewebe gezogen. Es wurde darauf geachtet, den Faden nicht mit dem Nadel-

halter oder der Pinzette zu führen. Dennoch könnten einige Fäden beim Einbringen in einzelnen Filamenten beschädigt worden sein und so zur Streuung beigetragen haben. Letztlich könnten die Nahttechniken nicht verschieden genug sein, um bei einer immanenten Streuung einen Unterschied auszumachen.

Nun werden die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit in Bezug zur wissenschaftlichen Literatur gesetzt. Bereits die Aufbereitung der Literaturrecherche in Kapitel 1.3.3 auf Seite 29 hat die Krackow-Naht als die häufigste Naht in biomechanischen Studien identifiziert. Somit ist eine fundierte Diskussionsgrundlage gegeben. Weniger Literatur findet sich zur Diskussion der transossären Naht oder des Mitek-Ankers.

**Krackow-Naht** Der vorherige Abschnitt beschrieb die große Streuung als Ursache für die geringe Aussagekraft der Ergebnisse. Die Tabelle 4.1 setzt die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit in Relation zu den Ergebnissen anderer Autoren. Zu diesem Zweck wurde die maximale Zugkraft  $F_{max}$  [N] aller Präparate dieser Arbeit aufaddiert und durch die Gesamtzahl aller Präparate (48) geteilt. Ebenso wurde mit der Streuung verfahren. Um die Streuung mit den Ergebnissen anderer Autoren zu vergleichen, wurde für alle ähnlich aufgebauten Studien der Variationskoeffizient  $VarK$  errechnet. Der  $VarK$  sagt aus, wie groß die Streuung gemessen am Mittelwert ist. Je kleiner  $VarK$  ist, desto besser wird der Prozess beherrscht, einen Mittelwert zu erreichen.

Aufgeteilt beläuft sich der Variationskoeffizient für die Nahttechniken dieser Studie auf: Krackow-Naht: 7,91 %; transossäre Naht: 10,97 %; Mitek-Anker: 9,76 %. Der Variationskoeffizient  $VarK$  liegt im Drittel mit der geringsten Streuung. Folglich kann die Aussagekraft der anderen Studien nur bei weit auseinander liegenden Mittelwerten der Ergebnisse groß sein. Die meisten Autoren haben nur geringe Seriengrößen. Benthien hat mit 27 Präparaten (18+9) den zweitgrößten Probenumfang.

Trotz vergleichsweise großen Probenumfangs (16 pro Gruppe) hat die vorliegende Studie wenig relevante Aussagekraft in Bezug auf die Mittelwertunterschiede. Bei der Fallzahlplanung hätte die Streuung kritischer gewählt werden müssen. Die Fallzahl hätte gesteigert werden müssen. Da sie die größte unter den Vergleichsstudien ist, sollten diese erneut kritisch auf ihre Aussagekraft geprüft werden. Dies passiert im Folgenden:

Giza [Vgl. 99, S. 547] testete das Artelon<sup>®</sup>-System, eine biologische Umwicklung der Rupturzone, und eine modifizierte Krackow-Naht in der Kontrollgruppe an je neun menschlichen Achillessehnen. In der Vergleichsgruppe wurden die Achillessehnen mit einem #2 Polyethylenfaden (FiberWire<sup>®</sup>, Arthrex Inc.) versehen. Zwei Züge kreuzten den Rupturspalt. Die Krackow-Naht hielt  $248,1 \text{ N} \pm 19,6 \text{ N}$  aus. Die biologische Augmentation hielt  $370,4 \pm 25,2 \text{ N}$  aus. Giza kam zu einen signifikanten Unterschied

Tabelle 4.1.: Krackow-Nähte verschiedener Studien. Die Liste zeigt Namen der Autoren, die Parameter und die Ergebnisse verschiedener Studien mit der Krackow-Technik. Für die Relation ist der Wert von  $F_{max}$  [N] für eine intakte Achillessehne aus der Studie von Louis-Ugbo angegeben. Der Variationskoeffizient  $VarK$  ist der Quotient aus Standardabweichung und Mittelwert von  $F_{max}$  [N]. Er gibt an, wie stark die Streuung im Verhältnis zum Mittelwert ist. Mit 9,6 % sind die Werte dieser Studie im Drittel mit der geringsten Streuung. Die Gruppen  $M0$ ,  $M1$  und  $M2$  zeigen die  $VarK$  für die einzelnen Gruppen dieser Arbeit.

Autor	Präparat	n	Material	Züge	$F_{max}$ [N]	SD	VarK
Giza	Mensch	9	#2 FiberWire®	2	248,1	19,6	7,9%
<i>M0 Krackow</i>	Schwein	16	#2 Orthocord™	4	629,8	49,8	7,9%
Benthien	Rind	18	#2 Ethibond™	4	222,0	18,0	8,1%
Benthien	Rind	9	#2 FiberWire®	4	582,0	49,0	8,4%
<b>Salewski</b>	<b>Schwein</b>	<b>48</b>	<b>#2 Orthocord™</b>	<b>4</b>	<b>616,0</b>	<b>59,1</b>	<b>9,6%</b>
<i>M1 Mitek</i>	Schwein	16	#2 Orthocord™	4	617,6	60,2	9,8%
Deramo	Schwein	10	#2 FiberWire®	2	376,2	39,8	10,6%
<i>M2 tranoss.</i>	Schwein	16	#2 Orthocord™	4	599,3	65,7	11,0%
Hong	Mensch	21	#5 Ethibond™	4	84,7	9,4	11,1%
Cook	Mensch	6	#2-0 FiberLoop®	2	282,0	58,0	20,6%
Heitmann	Mensch	10	#1 Ethibond™	4	128,3	30,3	23,6%
Cook	Mensch	6	#2 Ethibond™	2	135,0	33,0	24,4%
Jassem	Kaninchen	7	#5 Ti-Cron™	2	168,2	41,7	24,8%
Jassem	Kaninchen	7	#5 Ti-Cron™	2	158,5	41,7	26,3%
Huffard	Mensch	10	#1 Ethibond™	4	276,0	87,0	31,5%
Louis-Ugbo	Mensch	20	Achillessehne		1189,0		

( $p=0,0015$ ) zwischen der einfachen Krackow-Naht und der mit dem Bioadhäsiv verstärkten Naht. Im Vergleich zu den Krackow-Nähten dieser Studie hat Giza anderes Fadenmaterial und ein anderes Präparat (Mensch) verwendet. Er hat mit vorausgehender zyklischer Belastung einen Test der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] durchgeführt. Es kreuzten nur zwei Züge (1 Faden) den Rupturspalt. Dies zusammen erklärt die geringere  $F_{max}$  [N] von 248,1 N. Der  $VarK$  von 7,9 % ist der geringste unter allen berücksichtigten Studien. Giza hat den Prozess der Sehnenversorgung in der Vergleichsgruppe sehr gut beherrscht. Im Vergleich mit Giza ist der Mittelwert der Krackow-Nähte dieser Arbeit höher, aber die Streuung noch höher. Dies führt zu einem höheren  $VarK$ .

Benthien [Vgl. 39, S. 512 - 515] betrachtet Fadenausriß durch die Sehne nicht als klinisch relevanten Versagensmodus. Er hat eine Krackow-Naht mit vier Zügen (2 Fäden) gewählt, wie es in dieser Studie der Fall ist. Er hat die Elongation in Ab-

hängigkeit von der Anzahl der Belastungen bei zyklischer Belastung gemessen und dabei verschiedene Fäden verwendet. Dabei hat er Rinderachillessehnen drei Stufen mit 25, 50 und 125 N von je 3.000 Zyklen unterzogen. Demnach hielt #2 Polyblend (FiberWire<sup>®</sup>, Arthrex) - neun Präparate - bis zu 260 % mehr zyklische Belastung als #2 Polyester (Ethibond<sup>™</sup>, Ethicon) - 18 Präparate - und es kam zu 33 % weniger Dehnsenz. Schließlich wurden die Präparate einem Test der Maximalkraft  $F_{max} [N]$  unterzogen. Dabei erzielte der geflochtene Polyesterfaden #2 Ethibond<sup>™</sup> eine  $F_{max} [N]$  von  $222 \pm 18$  N und der Polyblendfaden #2 FiberWire<sup>®</sup> eine  $F_{max} [N]$  von  $582 \pm 49$  N. Benthien stellte einen signifikanten und relevanten Unterschied zwischen den Materialien des #2 FiberWire<sup>®</sup> und #2 Ethibond<sup>™</sup> fest ( $p < 0,001$ ). Im Vergleich zu dieser Studie hat Benthien vor dem Test der Maximalkraft  $F_{max} [N]$  ein drastisches zyklisches Protokoll durchgeführt. Die Fadenzahl und die Stärke des Materials ist die gleiche wie in dieser Studie. Die neun mit #2 FiberWire<sup>®</sup> versorgten Präparate hielten mit  $582 \pm 49$  N vergleichbar viel aus wie die Krackow-Nähte mit #2 Orthocord<sup>™</sup> dieser Studie. Auch die Streuung ist vergleichbar. Der Variationskoeffizient  $VarK$  ist dem dieser Arbeit sehr ähnlich. Fadenstärke und Nahttechnik scheinen das Ergebnis auf dieselbe Weise zu beeinflussen. Der Unterschied durch die Materialeigenschaften des Präparates (Rind zu Schwein) scheint vernachlässigbar zu sein.

Deramo [Vgl. 100, S. 602] hat einen zyklischen Test durchgeführt, an dessen Ende ein Test der Maximalkraft  $F_{max} [N]$  stand. Er hat eine vorgefertigte SpeedWhip mit einem #2 FiberLoop<sup>®</sup> mit einer Krackow-Naht mit einem #2 FiberWire<sup>®</sup> (beide Arthrex) verglichen. Dabei hielt die Krackow-Naht  $376,2 \pm 39,8$  N. Sie stellte die Vergleichstechnik dar. Zwei Züge kreuzten den Rupturspalt (ein Faden). Deramo verwendete hierzu einen #2 FiberWire<sup>®</sup> Faden und 10 Achillessehnen von Schweinen in der Krackow-Gruppe. Die Speedwhip-Gruppe hatte mit  $F_{max} [N]$  von  $337,3 \pm 103,8$  N die deutliche größere Streuung und konnte nicht als eindeutig unterlegen zur Vergleichsgruppe herausgestellt werden ( $p < 0,65$ ). Da nur zwei Züge verwendet wurden, sind die Werte etwas mehr als hälftig zu denen dieser Studie. Der Variationskoeffizient  $VarK$  der Krackow-Vergleichsgruppe steht mit 10,6 % im Mittel der anderen Studien. Die Ergebnisse dieser Studie passen in das Bild der Vergleichsgruppe von Deramo.

Hong [Vgl. 60, S. 1109] hat die Krackow-Nahttechnik mit einer eigenen „Core-Weave-Naht“ verglichen. Dabei hat er sieben menschliche Achillessehnen mit je drei, fünf und sieben Schlaufen versehen. Vier Züge aus #5 Ethibond<sup>™</sup> (Zwei Fäden, Ethicon, Johnson and Johnson) kreuzten die Rupturstelle. Auch in der vorliegenden Arbeit wurden drei Schlaufen und vier Zügen durch die Sehne gestochen. Hong definierte

die maximale Zugkraft in seiner Arbeit anders. Es sah eine Elongation von 5 mm als Probenversagen an. Die am besten vergleichbaren Werte für die Krackow-Naht belaufen sich auf eine maximale Zugkraft  $F_{max}$  [N] von  $84,7 \pm 9,4$  N. Die maximalen Zugkräfte für fünf und sieben Züge bieten keinen nennenswerten Mehrwert. Die getestete „Core-Weave-Naht“ ist mit  $69,9 \pm 6,3$  N vergleichbar widerstandsfähig, zumindest nicht signifikant schwächer ( $p < 0,28$ ). Sie hat weniger Nahtmaterial auf der Oberfläche der Sehne. Hong konnte keine Überlegenheit seines Nahttechnikvorschlags im Vergleich zur Krackow-Naht beweisen. Im Vergleich zur vorliegenden Studie wurde ein viel dickerer Faden verwendet. Der  $VarK$  der Krackow-Naht mit 3 Schlaufen drückt mit 11,1 % eine größere Streuung im Vergleich zu den Ergebnissen dieser Arbeit aus.

Cook [Vgl. 101, S. 185] hat in einer Studie an menschlichen Achillessehnen #2 Ethibond™ gegen den dünneren #2-0 FiberLoop® (Arthrex Inc.) getestet. Seiner Hypothese nach sei ein starkes Nahtmaterial mit geringem Querschnitt das Beste für die operative Versorgung. Er verwendete eine modifizierte Krackow-Technik an sechs menschlichen rechten Füßen für die #2-0 FiberLoop®- und an sechs linken Füßen für die #2 Ethibond™-Fäden. Es kreuzten jeweils zwei Züge (ein Faden) den Rupturspalt. Mit dem #2-0 FiberLoop® (Arthrex) wurden Werte von  $282 \pm 58$  N erreicht, während der #2 Ethibond™ nur  $135 \pm 33$  N aushielt. Obwohl #2-0 FiberLoop eine geringere Querschnittsfläche  $A$  [mm<sup>2</sup>] hatte, wurden höhere Werte für  $F_{max}$  [N] gemessen. Die Ergebnisse sind signifikant unterschiedlich ( $p < 0,001$ ). Bezogen auf das Nahtmaterial decken sich diese Ergebnisse mit der Studie von Benthien, der ebenfalls den Ethibond™-Faden als den Unterlegenen identifizierte. Benthien benutzte vier Züge und Cook nur zwei. Pro Faden ähneln sich die Werte für den Ethibond™-Faden. Im Vergleich zu dieser Studie sind die Krackow-Nähte nur vergleichbar, wenn kein Ethibond™-Faden verwendet wurde. Die Streuung ist bezogen auf den Mittelwert mit  $VarK$  von 21 % doppelt so groß wie in dieser Studie. Dies ist für Cooks Fragestellung ausreichend, da die Mittelwerte der Versuchsgruppen sehr weit auseinanderliegen.

Heitman [Vgl. 69, S. 879] testete das Achillon®-System, ein minimal-invasives Operationsverfahren für die Achillessehnenruptur mit einer konventionellen Krackow-Naht. Es wurden je zehn menschliche Achillessehnen getestet. Die Krackow-Naht mit einem #1 Ethibond™ und 4 Zügen (zwei Fäden) hielt durchschnittlich  $128,3 \pm 30,3$  N aus, während das Achillon®-System  $178 \pm 35,4$  N aushielt. Die anfängliche Steifigkeit ist bei der Krackow-Naht höher ( $10,4 \pm 2$  N/mm gegenüber  $6,6 \pm 2,3$  N/mm). Im Vergleich mit der Krackow-Naht dieser Arbeit sind die Werte der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] um das Vierfache kleiner, obwohl Heitman einen stärkeren

Faden verwendet.

Jassem [Vgl. 102, S. 734] hat den Nahteinstichstellenabstand der Krackow-Naht bei sieben Achillessehnen vom Kaninchen mit 0,5 cm und 1,0 cm variiert und daraufhin die maximale Zugkraft  $F_{max}$  [N] gemessen. Es wurde ein #5 Ti-Cron<sup>TM</sup>-Faden verwendet. Es zeigte sich kein Einfluss des Nahteinstichstellenabstandes auf die maximale Zugkraft  $F_{max}$  [N]. Es wurden  $158,5 \pm 41,7$  N für 0,5 cm bzw.  $168,2 \pm 41,7$  N erreicht für 1,0 cm erreicht ( $p > 0,05$ ). Aufgrund der Dicke des #5 Fadens und des Kaninchenpräparates erscheint die Krackow-Naht aus Jassem's Arbeit wenig vergleichbar mit der aktuellen Arbeit. Der Variationskoeffizient  $VarK$  beträgt ca. 25 % und ist Ausdruck einer großen Streuung in Bezug auf den Mittelwert.

Huffard [Vgl. 103, S. 1162] untersuchte das minimal-invasive Achillon<sup>®</sup>-System im Vergleich zur Krackow-Nahttechnik. Er testete an zehn menschlichen Achillessehnen pro Gruppe. Seine Ergebnisse waren  $276 \pm 87$  N für die Krackow-Naht und  $342 \pm 92,8$  N für das Achillon<sup>®</sup>-System. Die Ergebnisse sind signifikant unterschiedlich ( $p < 0,03$ ) zugunsten des Achillon<sup>®</sup>-Systems. Huffard benutzte einen #1 Ethibond<sup>TM</sup>-Faden. Trotz der größten Streuung innerhalb der verglichenen Studien reichte der Mittelwertunterschied der beiden getesteten Nahttechniken aus, um einen signifikanten Unterschied festzustellen. Im Vergleich zu den Ergebnissen dieser Arbeit benutzte Huffard nur einen Faden mit größerem Querschnitt. Der  $VarK$  ist mit 31,5 % der größte dieser Vergleichstabelle. Der Prozess führte nicht zu einem sicheren Mittelwert, oder die Zahl der Präparate war zu gering für die Reduktion der Streuung.

Louis-Ugbo [Vgl. 10, S. 30] hat die Zugkraft der Achillessehne auf 1.189 N im Mittel bestimmt (Spannweite 360-1.965 N). Er untersuchte die Zugkraft an 20 menschlichen Präparaten und kam auf einen Elastizitätsmodul von  $559$  N/mm<sup>2</sup>. Außerdem gab es keine Korrelation zwischen Querschnittsfläche  $A$  [mm<sup>2</sup>] und maximaler Zugkraft  $F_{max}$  [N]. Abschließend zur Tabelle 4.1 zeigt dieser Wert die Schwäche der Nahttechniken im Vergleich zu einer intakten Achillessehne. Keine der präsentierten Nahttechniken kommt an die Werte der maximalen Zugkraft  $F_{max}$  [N] einer intakten Sehne heran.

**Transossäre Naht** Eine Studie mit einer transossären Nahttechnik hat Zandbergen erstellt [Vgl. 104, S. 408ff]. Sie wird hauptsächlich im Kapitel 4 diskutiert, da er sowohl Mitek-Anker als auch eine transossäre Bohrung verwendete. Daher findet hier nur der Ergebnisvergleich der Naht mit transossärer Bohrung statt. In dieser Arbeit erzielte die transossäre Verankerung eine Maximalkraft  $F_{max}$  [N] von  $618 \pm 60$  N. Bei Zandbergen waren es  $195 \pm 33$  N. Er konnte in seiner Arbeit ebenfalls keinen Unterschied zwischen den verwendeten Nahttechniken feststellen. Er empfiehlt die



transossäre Naht daher nur, weil sie anscheinend nicht schwächer, aber günstiger ist als eine Knochenanker-Naht.

**Mitek-Anker** Bereits im Kapitel 1.4, „Kern der Forschungsfrage“, auf Seite 33 wurde die klinische Studie von Schönberger et al. erwähnt [Vgl. 91, S. 236ff]. Der Idee nach sollten mit einem Mitek-Anker versorgte Patienten ein aggressiveres Rehabilitationsprogramm durchlaufen können. Sie sollten schneller frühfunktionell belastet werden können und so schneller zum alten Leistungsniveau zurückfinden. Das Gegenteil war der Fall.

Schönberger et al. hat die Mitek-Anker bei zwölf Patienten mit Achillessehnenrupturen verwendet und mit 28 Patienten mit konventioneller Naht verglichen. Dabei brauchten die konventionell operierten Patienten neun Wochen, um zum Arbeitsplatz zurückzukehren. Die Patienten mit Mitek-Anker brauchten zwölf Wochen. Darüber hinaus trieb die konventionell behandelte Gruppe schon 19 Wochen nach der Operation wieder Sport. Die Mitek-Anker-Gruppe brauchte hierzu 31 Wochen [Vgl. 91, S. 236]. Die Ergebnisse dieser Studie liefern keine einleuchtende Erklärung für das unterlegene klinische Verhalten der Mitek-Anker-Gruppe in Schönbergers et al. Studie. Die Mitek-Anker-Naht zeigt sich dem Trend nach vergleichbar mit den anderen Studien. Wie erwähnt konnte weder ein Unterschied noch eine Gleichheit bewiesen werden. Die Mitek-Anker-Naht muss im Gegensatz zur Krackow-Naht aufwärts genäht werden. Sie verläuft von distal nach proximal. Technisch schwierig gestalten sich daher das Auffädeln des proximalen Rupturufers und die gleichmäßige Spannungsverteilung über den proximalen Sehnenabschnitt. Dies ist bei der Krackow-Naht und der transossären Naht einfacher.

Zandbergen hat in einer Kadaverstudie mit 24 menschlichen Achillessehnen fünf mit einer offenen Bunnell-Naht (#1 PDS<sup>®</sup>), neun mit einer perkutanen transossären Bohrung (vier mit #1 PDS<sup>®</sup> und fünf mit #1 Panacryl<sup>®</sup>, beide von Johnson & Johnson) und zehn mit einem perkutanen Knochenanker versorgt (fünf mit #1 PDS<sup>®</sup> und fünf mit #1 Panacryl<sup>®</sup>)<sup>1</sup>. Alle Präparate erhielten zwei Fäden bzw. zwei Anker, sodass vier Züge die Rupturstelle kreuzten. Ein zuvor durchgeführter Fadenbelastungstest zeigte keinen Unterschied in Bezug auf die maximale Zugfestigkeit  $F_{max}$  [N] zwischen PDS<sup>®</sup> und Panacryl<sup>®</sup>. Die offene Bunnell-Naht versagte durch Fadenriss in vier von fünf Fällen und riss einmal aus der Sehne aus. Die Anker-Nähte versagten durch Ausriss aus dem Knochen (neun von zehn). Die perkutanen transossären Nähte versagten durch Ausriss aus der Sehne, eine riss aus dem Knochen aus. Es kam zu keinem relevanten oder signifikanten Unterschied in der maximalen Zugfestigkeit  $F_{max}$  [N] der drei Gruppen (offene Bunnell:  $211 \pm 30$  N; perkutaner

---

<sup>1</sup>Panacryl ist seit 2006 nicht mehr erhältlich.

transossäre Bohrung  $195 \pm 33$  N; perkutaner Knochenanker:  $185 \pm 13$  N;  $p=0,5$ , alle mit #1 PDS<sup>®</sup> genäht). In Anbetracht der Kosten empfiehlt er die beiden nicht-Knochenanker-Nähte [Vgl. 104, S. 408]. Zandbergen hat perkutane Nähte gegen eine Bunnell-Naht getestet, was seine Studie grundlegend von dieser unterscheidet. Durch einen perkutanen Zugangsweg können nur adaptierende, aber keine belastbaren Nähte appliziert werden. Auch die Ergebnisse der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] weisen Werte von adaptierenden Nähten auf. Belastbare Nähte weisen eine bis zu vierfach höhere Maximalkraft  $F_{max}$  [N] auf. Im Vergleich zu dieser Studie haben die Knochenanker bereits bei  $211 \text{ N} \pm 30 \text{ N}$  versagt. Dies ist wenig. Besonders deshalb, weil zwei Anker pro Präparat und ein stärkerer Faden verwendet wurden. Es kann dadurch zu erklären sein, dass in Zandbergens Studie das vorherrschende Versagen Ausriss aus dem Präparat war und nicht Fadenriss wie in dieser Studie. Da Zandbergen die Anker vertikal in den Calcaneus eingebracht hat, könnte ein Herausreißen begünstigt worden sein. In dieser Studie wurden die Mitek-Anker orthogonal in den Knochen eingebracht. Sie hielten im Mittel  $616 \pm 16$  N aus. Verwunderlich ist das Versagen der offenen Bunnell-Naht mit einem starken #1 PDS<sup>®</sup>-Faden bei einer geringeren Maximalkraft  $F_{max}$  [N] von  $211 \pm 30$  N. In dieser Studie hielt die offene Krackow-Naht mit einem dünneren #2 Orthocord<sup>™</sup>-Faden  $630 \pm 50$  N.

Weinraub et al. hat bei der Behandlung der calcanearen Exostose einen Mitek-Anker mit einer modifizierten Krackow-Naht verwendet. Dabei erzielte er im Kadaverversuch mit 6 gepaarten Achillesfersen bessere Ergebnisse bezüglich der Spaltbildung von 0,5 und 1,0 cm als mit der vertikalen Matratzennaht [Vgl. 57, S. 86]. Die Indikation zur Operation war die Entfernung einer Exostose und nicht die Ruptur der Achillessehne. Weinraub verwendete einen geflochtenen #2 Polyester-Faden. Zudem wurde bei beiden Varianten ein Mitek-Anker benutzt. Der Knochenanker war Teil der Operation, aber keine unabhängige Variable und stellte nicht den Flaschenhals dar. Aufgrund des Studiendesigns wurde keine Maximalkraft  $F_{max}$  [N] bestimmt, sondern die Dehiszenzkraft für einen Spalt von 5 mm. Diese belief sich auf  $159,3 \pm 21,2$  N für die Krackow-Naht mit Mitek-Anker und auf  $109,4 \pm 12,3$  N für die Matratzennaht mit Mitek-Anker. Die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] aus dieser Studie belief sich auf  $41,2 \pm 9,74$  N für die Krackow-Naht und auf  $33,81 \pm 7,85$  N für den Mitek-Anker. Weinraub wendet mehr Kraft  $F$  [N] auf und erreicht mehr Dehiszenz. Dennoch erscheinen seine Werte für 2 mm mehr Dehiszenz als in dieser Arbeit als sehr stark. Der Variationskoeffizient  $VarK$  seiner Krackow-Mitek-Anker-Naht beläuft sich auf 13,3 %. Zum Vergleich ist der  $VarK$  für die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] der Krackow-Naht dieser Arbeit bei 23,6 %. Weinraub beherrscht den Prozess der Krackow-Mitek-Anker-Naht besser.

Folglich gliedern sich die Krackow-Naht, die transossäre Naht und die Naht mit Mitek-Anker gut in die Ergebnisse anderer Autoren ein. Es gab in dieser Hinsicht keinen Ausreißer, sondern homogenes Verhalten der Nahtergebnisse. Im Vergleich der Gruppen dieser Arbeit miteinander konnte kein Unterschied festgestellt werden.

**Fazit** Der Mitek-Anker und die transossäre Naht können dem Operateur nicht zu Lasten der Krackow-Nahttechnik empfohlen werden. Dazu sind die Ergebnisse der biomechanischen Testung dieser Studie nicht aussagekräftig genug. Außerdem ist das zugefügte Trauma durch eine transossäre Bohrung oder die Einbringung eines Knochenankers größer als die Belastung durch eine Krackow-Naht. Die ideale Therapie der Achillessehnenruptur ist mechanisch noch nicht möglich und ein Goldstandard hat sich bisher noch nicht etabliert. Ein Hinweis kann dem Patienten gegeben werden bezüglich operativer oder konservativer Therapie. Junge sportlich ambitionierte Patienten sollten eine chirurgische Therapie mit der Technik erhalten, die der Operateur am besten beherrscht, beziehungsweise am besten für den Patienten hält. Alte Patienten sollten operiert werden, wenn die Annäherung der Rupturufer unter Spitzfußstellung nicht möglich ist. Genauso müssen übersehene und ältere Rupturen operiert werden, um das Hämatom auszuräumen und die Dehiszenz zu überbrücken. Die intakte Achillessehne kann ein Vielfaches der getesteten distalen Nahtverankerungen aushalten. Auch im Vergleich mit den 490 N notwendiger Zugkraft, um den Zehenstand zu erreichen, ist eine Naht kaum stark genug. Vergleiche hierzu Kapitel 1.1.2 auf Seite 6. Die Naht bleibt damit eine schlechte Krücke, die die Zeit der Sehnenheilung überbrücken muss. Ein belastbares Resultat kann nur die Heilung der Sehne hervorbringen. Weitere Forschung muss diesbezüglich durchgeführt werden. Zum einen sollte die Streuung um den Mittelwert reduziert werden. Zum anderen sollte ich völlig neuen Achillessehnentherapien gewidmet werden. Eine 1:1 Verknüpfung der Sehnenfilamente stellt eine Form der idealen Therapie dar.

## 5. Zusammenfassung

Die Therapie der akuten Achillessehnenruptur gliedert sich in konservative und operative Verfahren. Unter den operativen gibt es wiederum offen-chirurgische und minimal-invasiv perkutane Techniken. Weiter können die Nähte in belastbare und adaptierende Nähte unterteilt werden.

Kann ein Knochenanker für die offen-operative Versorgung der Achillessehnenruptur der Krackow-Naht vorgezogen werden?

Die Krackow-Naht gilt als Benchmark unter den biomechanischen Studien zur Achillessehennaht. An 48 rechten hinteren Schweinefüßen wurde mit der Materialprüfmaschine Zwicki-Line 2,5kN und der optischen Messeinheit PONTOS 5M eine biomechanische ex vivo Studie durchgeführt. Eine Gruppe umfasste dabei 16 Präparate. Die Gruppe M0 wurde mit der Krackow-Naht versorgt. Die Gruppe M1 erhielt einen Mitek-Anker. Die Gruppe M2 erhielt eine transossäre Bohrung in der Sagittalebene des Calcaneus, durch welche die Fäden geführt wurden. Als relevanter Unterschied wurden 50 N (ca. 5kg) als Testkriterium festgelegt. Der mechanische Teil der Studie bestand in der Präparation der Schweinesehnen, der Anpassung der Prüfmaschinen an die biologischen Strukturen und der Naht selbst. Der mitgelieferte Faden im Mitek-Anker, Orthocord™, wurde in allen Versuchen verwendet. Sowohl Fallzahlplanung, Definition der Prüfkriterien als auch Auswertung wurden vom Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen unterstützt.

Bezüglich der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] kam es zu keinem relevanten oder statistischen Unterschied zwischen den drei Gruppen. Aufgrund der Streuung kann auch keine Ebenbürtigkeit festgestellt werden. Die Mittelwerte der drei Gruppen liegen im Bereich von 600 bis 629 N nah beieinander. Die Streuung der Messwerte überspannt einen Bereich von 550 bis 670 N.

Die Ergebnisse konnten die Hypothese der Forschungsfrage nicht ausreichend bedienen, da die Gruppen einander zu ähnlich waren. Im Einzelvergleich mit denselben Techniken anderer Autoren gliedern sich die Ergebnisse dieser Arbeit sehr gut ein. Somit bleibt aufgrund der Datenlage dem Operateur nur die Krackow-Naht zu empfehlen, da sie verglichen mit dem Mitek-Anker und der transossären Technik das geringste OP-Trauma verursacht.

Weitere Forschung sollte sich auf die Reduktion der Streuung der Nahttechniken beziehen. Die Krackow-Naht als Benchmark sollte beibehalten werden, weil sie mit Abstand die häufigste Technik in biomechanischen Studien zur akuten Achillessehnenruptur ist. Ferner sollten Nahttechniken getestet werden, von denen man a priori 30 % mehr Maximalkraft  $F_{max}$  [N] erwartet als vom Benchmark. Des Weiteren sollten nur relevante Unterschiede getestet werden, da die statistische Signifikanz bei fehlender Relevanz für die klinische Tätigkeit uninteressant ist. Letztlich sollte an Konzepten der idealen Therapie geforscht werden, welche die 1:1 Verknüpfung von Filamenten der Achillessehne zum Ziel hat.

# Literaturverzeichnis

- [1] Museum Boijmans Van Beuningen. Peter Paul Rubens - Tod des Achilles. Abrufdatum: 2015-5-25;[http://collectie.boijmans.nl/en/work/1760%20\(OK\)](http://collectie.boijmans.nl/en/work/1760%20(OK)).
- [2] Nachtigall W. Biophysik, Kapitel 14 Biomechanik, Kapitel 14.2 Biophysik der Fortbewegung auf dem Land. Zweite, völlig neubearbeitete Aufl. ed. Berlin: Springer-Verlag; 1982.
- [3] Drenckhahn D. Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem. 16th ed. München [u.a.]: Urban & Schwarzenberg; 2003.
- [4] Tillmann B. Bewegungsapparat. 3rd ed. Stuttgart [u.a.]: Thieme; 2003.
- [5] Lüllmann-Rauch R. Taschenlehrbuch Histologie. 3rd ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2009.
- [6] Waterston SW, Maffulli N, Ewen SW. Subcutaneous rupture of the Achilles tendon: basic science and some aspects of clinical practice. *British journal of sports medicine*. 1997;31(4):285–298.
- [7] Harten U. Physik für Mediziner. 10th ed. Eine Einführung. Berlin [u.a.]: Springer; 2002.
- [8] Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. In vivo measurement-based estimations of the human Achilles tendon moment arm. *European journal of applied physiology*. 2000;83(4 -5):363–369.
- [9] Lewis G, Shaw KM. Tensile properties of human tendo Achillis: effect of donor age and strain rate. *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*. 1997;36(6):435–445.
- [10] Louis-Ugbo J, Leeson B, Hutton WC. Tensile properties of fresh human calcaneal (Achilles) tendons. *Clinical anatomy (New York, N)*. 2004;17(1):30–35.
- [11] Scott SH, Winter DA. Internal forces of chronic running injury sites. *Medicine and science in sports and exercise*. 1990;22(3):357–369.
- [12] Wilhelm K. Die Statische und dynamische Belastbarkeit der Achillessehne. *Research in experimental medicine*. 1972;157(3):221–223.
- [13] Komi PV. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of biomechanics*. 1990;23 Suppl 1:23–34.

- [14] Haraldsson B, Aagaard P, Qvortrup K, Bojsen-Moller J, Krogsgaard M, Koskinen S, et al. Lateral force transmission between human tendon fascicles. *Matrix biology : journal of the International Society for Matrix Biology*. 2008;27(2):86–95.
- [15] Peltonen J, Cronin NJ, Avela J, Finni T. In vivo mechanical response of human Achilles tendon to a single bout of hopping exercise. *Journal of Experimental Biology*. 2010;213(8):1259–1265.
- [16] Wren TA, Yerby SA, Beaupre GS, Carter DR. Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001;16(3):245–251.
- [17] Leppilahti J, Puranen J, Orava S. Incidence of Achilles tendon rupture. *Acta Orthop Scand*. 1996;67(3):277–9.
- [18] Maffulli N, Waterston SW, Squair J, Reaper J, Douglas AS. Changing incidence of Achilles tendon rupture in Scotland: a 15-year study. *Clin J Sport Med*. 1999;9(3):157–60.
- [19] Müller M. *Chirurgie für Studium und Praxis*. 10th ed. Unter Berücksichtigung des Gegenstandskataloges und der mündlichen Examina in den ärztlichen Prüfungen ; 2010/11. Breisach am Rhein: Medizinische Verl.- und Informationsdienste; 2010.
- [20] Deutsches Institut für Medizinische Dokumentation und Information - DIMDI. ICD-10-GM Version 2012 (German Modification). Abrufdatum: 2012-05-16;<http://www.dimdi.de/static/de/klassi/icd-10-gm/kodesuche/onlinefassungen/htmlgm2012/index.htm>.
- [21] Institut für das Entgeltsystem im Krankenhaus - InEK GmbH. G-DRG V2011 Browser 2010 Paragraph 21 KHEntgG. Abrufdatum: 2012-02-01;<http://www.g-drg.de/cms/>.
- [22] Amlang MH, Maffulli N, Longo UG, Stubig T, Imrecke J, Hufner T. [Surgical treatment of Achilles tendon rupture]. *Unfallchirurg*. 2010;113(9):712–20.
- [23] Coombs R, Klenerman L, Narcisi P, Nichols A, Pope F. Collagen Typing in Achilles-Tendon Rupture. In: *Journal Of Bone And Joint Suregery - British Volume*. vol. 62. British Editorial Soc Bone Joint Surgery 22 Buckingham Street, London, England WC2N 6ET; 1980. p. 258–258.
- [24] Zafar MS, Mahmood A, Maffulli N. Basic science and clinical aspects of achilles tendinopathy. *Sports medicine and arthroscopy review*. 2009;17(3):190–197.
- [25] Wren TA, Yerby SA, Beaupre GS, Carter DR. Influence of bone mineral density, age, and strain rate on the failure mode of human Achilles tendons. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001;16(6):529–534.

- [26] Kongsgaard M, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md). 2005;99(5):1965–1971.
- [27] Maffulli N. Rupture of the Achilles tendon. *The Journal of bone and joint surgery*. 1999;81(7):1019–1036.
- [28] Pagenstert G, Leumann A, Frigg A, Valderrabano V. Achillessehnen- und Tibialis-anterior-Sehnenruptur. *Der Orthopäde*. 2010;39(12):1135–1147.
- [29] O’Brien T. The needle test for complete rupture of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(7):1099–101.
- [30] Copeland SA. Rupture of the Achilles tendon: a new clinical test. *Ann R Coll Surg Engl*. 1990;72(4):270–1.
- [31] Thompson TC. A test for rupture of the tendo achillis. *Acta Orthop Scand*. 1962;32:461–5.
- [32] Kabbani YM, Mayer DP. Magnetic resonance imaging of tendon pathology about the foot and ankle. Part I. Achilles tendon. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1993;83(7):418–20.
- [33] Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie. Patienteninformation Achillessehneruptur - Aschenbrenner, I., Biberthaler, P. Website der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie. Abrufdatum: 2015-03-29;<http://www.dgu-online.de/en/patienteninformation/haeufige-diagnosen/sportler/achillessehnenruptur.html>.
- [34] Landvater SJ, Renstrom PA. Complete Achilles tendon ruptures. *Clinics in sports medicine*. 1992;11(4):741–758.
- [35] Cetti R, Christensen SE, Ejsted R, Jensen NM, Jorgensen U. Operative versus nonoperative treatment of Achilles tendon rupture. A prospective randomized study and review of the literature. *The American journal of sports medicine*. 1993;21(6):791–799.
- [36] Zhao HM, Yu GR, Yang YF, Zhou JQ, Aubeeluck A. Outcomes and complications of operative versus non-operative treatment of acute Achilles tendon rupture: a meta-analysis. *Chinese medical journal*. 2011;124(23):4050–4055.
- [37] Matsumoto F, Trudel G, Uthoff H, Backman D. Mechanical effects of immobilization on the Achilles’ tendon. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2003;84(5):662–667.
- [38] Carlstedt CA, Madsen K, Wredmark T. Biomechanical and biochemical studies of tendon healing after conservative and surgical treatment. *Archives of orthopaedic and traumatic surgery*. 1986;105(4):211–215.



- [39] Benthien RA, Aronow MS, Doran-Diaz V, Sullivan RJ, Naujoks R, Adams DJ. Cyclic loading of Achilles tendon repairs: a comparison of polyester and polyblend suture. *Foot Ankle Int.* 2006;27(7):512–8.
- [40] Khan RJK, Fick D, Keogh A, Crawford J, Brammar T, Parker M. Treatment of acute achilles tendon ruptures. A meta-analysis of randomized, controlled trials. *The Journal of bone and joint surgery.* 2005;87(10):2202–2210.
- [41] Wong J, Barrass V, Maffulli N. Quantitative review of operative and non-operative management of achilles tendon ruptures. *Am J Sports Med.* 2002;30(4):565–75.
- [42] Lynch RM. Achilles tendon rupture: surgical versus non-surgical treatment. *Accident and emergency nursing.* 2004;12(3):149–158.
- [43] Bradley JP, Tibone JE. Percutaneous and open surgical repairs of Achilles tendon ruptures. A comparative study. *Am J Sports Med.* 1990;18(2):188–95.
- [44] Wills CA, Washburn S, Caiozzo V, Prietto CA. Achilles tendon rupture. A review of the literature comparing surgical versus nonsurgical treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;(207):156–63.
- [45] Amlang MH, Christiani P, Heinz P, Zwipp H. [Percutaneous technique for Achilles tendon repair with the Dresden Instruments]. *Unfallchirurg.* 2005;108(7):529–36.
- [46] Bunnell S. Gig pull-out suture for tendons. *J Bone Joint Surg Am.* 1954;36-A(4):850–1.
- [47] Kessler I. The "grasping" technique for tendon repair. *The Hand.* 1973;5(3):253–255.
- [48] Krackow KA, Thomas SC, Jones LC. A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note. *The Journal of bone and joint surgery American volume.* 1986;68(5):764–766.
- [49] Levy M, Velkes S, Goldstein J, Rosner M. A method of repair for Achilles tendon ruptures without cast immobilization. Preliminary report. *Clinical orthopaedics and related research.* 1984;(187):199–204.
- [50] Hohendorff B, Siepen W, Staub L. Treatment of acute Achilles tendon rupture: fibrin glue versus fibrin glue augmented with the plantaris longus tendon. *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons.* 2009;48(4):439–446.
- [51] Ambacher T, Kuhn P, Schmidt R, Disselhorst-Klug C, Paar O. [Muscle strength and functional results after surgical repair of Achilles tendon rupture with fibrin gluing]. *Zentralbl Chir.* 2001;126(12):989–94.

- [52] Ateschrang A, Gratzner C, Ochs U, Ochs BG, Weise K. [Open augmented repair according to Silfverskiöld for Achilles tendon rupture: an alternative for athletes?]. *Sportverletz Sportschaden*. 2007;21(2):93–7.
- [53] Roberts JM, Goldstrohm GL, Brown TD, Mears DC. Comparison of unrepaired, primarily repaired, and polyglactin mesh-reinforced Achilles tendon lacerations in rabbits. *Clinical orthopaedics and related research*. 1983;(181):244–249.
- [54] Brodie M, Vollenweider L, Murphy JL, Xu F, Lyman A, Lew WD, et al. Biomechanical properties of Achilles tendon repair augmented with a bioadhesive-coated scaffold. *Biomedical materials (Bristol, England)*. 2011;6(1):015014.
- [55] Bibbo C, Anderson RB, Davis WH, Agnone M. Repair of the Achilles tendon sleeve avulsion: quantitative and functional evaluation of a transcalcaneal suture technique. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society and Swiss Foot and Ankle Society*. 2003;24(7):539–544.
- [56] Hanna JR, Russell RD, Giacomelli JA. Repair of distal tendo Achillis rupture with the use of the Mitek Anchor System. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1993;83(12):663–668.
- [57] Weinraub GM, Heilala M, Zelen CM, Stern SF. A new method for reattachment of the tendo Achillis following retrocalcaneal exostectomy. *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*. 1998;37(2):86–95.
- [58] Kilkelly FX, Choma TJ, Popovic N, Miller DW, Sweet DE. Tendon repair by laser welding: a histologic and biomechanical comparison and suture repair with CO<sub>2</sub> and argon lasers. *Lasers in surgery and medicine*. 1996;19(4):487–491.
- [59] Schäfer D, Regazzoni P, Hintermann B. Frühfunktionelle Behandlung der operativ versorgten Achillessehnenruptur. *Der Unfallchirurg*. 2002;105(8):699–702.
- [60] Hong Y, Hermida L, White KL, Parks BG, Camire LM, Guyton C. Core Weave Versus Krackow Technique for Achilles Tendon Repair: A Biomechanical Study. *Foot & Ankle International*. 2010;31(12):1107–1110.
- [61] Labib SA, Rolf R, Dacus R, Hutton WC. The "Giftbox" Repair of the Achilles Tendon: A Modification of the Krackow Technique. *Foot & Ankle International*. 2009;30(05):410–414.
- [62] Lim J, Dalal R, Waseem M. Percutaneous vs. open repair of the ruptured Achilles tendon—a prospective randomized controlled study. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society and Swiss Foot and Ankle Society*. 2001;22(7):559–568.

- [63] Wagnon R, Akayi M. The Webb-Bannister percutaneous technique for acute Achilles' tendon ruptures: a functional and MRI assessment. *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*. 2005;44(6):437–444.
- [64] Tomak SL, Fleming LL. Achilles tendon rupture: an alternative treatment. *American journal of orthopedics (Belle Mead, N)*. 2004;33(1):9–12.
- [65] Riedl S, Sandberger L, Nitschmann K, Meeder PJ. Die Naht der frischen Achillessehnenruptur. Vergleich der offenen mit einer perkutanen Nahttechnik. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin*. 2002;73(6):607–614.
- [66] Ma GW, Griffith TG. Percutaneous repair of acute closed ruptured achilles tendon: a new technique. *Clinical orthopaedics and related research*. 1977;(128):247–255.
- [67] Amlang MH, Zwipp H. Tendinose und Ruptur der Achillessehne. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*. 2011;6(4):259–282.
- [68] Ortiz C, Wagner E, Mococain P, Labarca G, Keller A, Del Buono A, et al. Biomechanical comparison of four methods of repair of the Achilles tendon: A laboratory study with bovine tendons. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*. 2012;94(5):663–667.
- [69] Heitman D, Ng K, Crivello K, Gallina J. Biomechanical comparison of the Achillon tendon repair system and the Krackow locking loop technique. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society and Swiss Foot and Ankle Society*. 2011;32(9):879–887.
- [70] Calder JD, Saxby TS. Independent evaluation of a recently described Achilles tendon repair technique. *Foot Ankle Int*. 2006;27(2):93–6.
- [71] Webb JM, Bannister GC. Percutaneous repair of the ruptured tendo Achillis. *The Journal of bone and joint surgery*. 1999;81(5):877–880.
- [72] Park HG, Moon DH, Yoon JM. Limited open repair of ruptured Achilles tendons with Bunnell-type sutures. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society and Swiss Foot and Ankle Society*. 2001;22(12):985–987.
- [73] Hockenbury RT, Johns JC. A biomechanical in vitro comparison of open versus percutaneous repair of tendon Achilles. *Foot & ankle*. 1990;11(2):67–72.
- [74] Pneumáticos SG, McGarvey WC, Mody DR, Trevino SG. The effects of early mobilization in the healing of achilles tendon repair. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society and Swiss Foot and Ankle Society*. 2000;21(7):551–557.

- [75] Kangas J, Pajala A, Siira P, Hamalainen M, Leppilahti J. Early functional treatment versus early immobilization in tension of the musculotendinous unit after Achilles rupture repair: a prospective, randomized, clinical study. *J Trauma*. 2003;54(6):1171–80; discussion 1180–1.
- [76] Häggmark T, Liedberg H, Eriksson E, Wredmark T. Calf muscle atrophy and muscle function after non-operative vs operative treatment of achilles tendon ruptures. *Orthopedics*. 1986;9(2):160–164.
- [77] Mabit C, Bellaubre JM, Charissoux JL, Caix M. Study of the experimental biomechanics of tendon repair with immediate active mobilization. *Surgical and radiologic anatomy : SRA*. 1986;8(1):29–35.
- [78] Poynton AR, O'Rourke K. An analysis of skin perfusion over the achilles tendon in varying degrees of plantarflexion. *Foot Ankle Int*. 2001;22(7):572–4.
- [79] Labib S, Hage WD, Sutton KM, Hutton W. The effect of ankle position on the static tension in the Achilles tendon before and after operative repair: a biomechanical cadaver study. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society and Swiss Foot and Ankle Society*. 2007;28(4):478–481.
- [80] Mandelbaum BR, Myerson MS, Forster R. Achilles tendon ruptures. A new method of repair, early range of motion, and functional rehabilitation. *The American journal of sports medicine*. 1995;23(4):392–395.
- [81] Maffulli N, Tallon C, Wong J, Peng Lim K, Bleakney R. No adverse effect of early weight bearing following open repair of acute tears of the Achilles tendon. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2003;43(3):367–379.
- [82] Motta P, Errichiello C, Pontini I. Achilles tendon rupture. A new technique for easy surgical repair and immediate movement of the ankle and foot. *The American journal of sports medicine*. 1997;25(2):172–176.
- [83] Mortensen HM, Skov O, Jensen PE. Early motion of the ankle after operative treatment of a rupture of the Achilles tendon. A prospective, randomized clinical and radiographic study. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1999;81(7):983–990.
- [84] Saw Y, Baltzopoulos V, Lim A, Rostron PK, Bolton-Maggs BG, Calver RF. Early mobilization after operative repair of ruptured Achilles tendon. *Injury*. 1993;24(7):479–84.
- [85] Carter TR, Fowler PJ, Blokker C. Functional postoperative treatment of Achilles tendon repair. *Am J Sports Med*. 1992;20(4):459–62.
- [86] Soma CA, Mandelbaum BR. Repair of acute Achilles tendon ruptures. *The Orthopedic clinics of North America*. 1995;26(2):239–247.
- [87] Suchak AA, Bostick GP, Beaupre LA, Durand DC, Jomha NM. The influence of early weight-bearing compared with non-weight-bearing after surgical repair of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90(9):1876–83.

- [88] Dogan A, Korkmaz M, Cengiz N, Kalender AM, Gokalp MA. Biomechanical comparison of Achilles tenotomy and achilloplasty techniques in young rats: an experimental study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2009;99(3):216–222.
- [89] Barber FA, Herbert MA, Richards DP. Sutures and suture anchors: update 2003. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*. 2003;19(9):985–990.
- [90] Janis L, Lam AT, Espiritu T, Ploot E, Husain ZS. A comparison of soft-tissue anchors in tendo achilles reattachment. *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*. 2001;40(4):195–207.
- [91] Schönberger TJA, Janzing HMJ, Morrenhof JW, Visser AC, Muijtens P. Operative treatment of acute Achilles tendon rupture: Open end-to-end-reconstruction versus reconstruction with Mitek-anchors. *Acta chirurgica Belgica*. 2008;108(2):236–239.
- [92] Ateschrang A. Operative Behandlungsprognose der Achillessehnenruptur und Validierung eines neuartigen biomechanisch-optischen Messverfahrens. *Habilitationsschrift*. 2014;p. 83 Bl. : Ill., graph. Darst.
- [93] DePuy Mitek I. Value Analysis Brief - ORTHOCORD High Strength Orthopedic Suture. DePuy Mitek, Inc.; 325 Paramount Drive Raynham MA 02767 USA; Tel: +1 (800) 382-4682. 2012;.
- [94] König HE. *Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis*. Schattauer; 2008.
- [95] Zwick GmbH und Co K G . Produktbeschreibung: zwicki-Line Prüfmaschinen Z0.5 bis Z2.5; 2011.
- [96] Gesellschaft für optische Messtechnik mbH. Anwendungsbeispiel: 3D-Bewegungsanalyse, Optische Messtechnik zur Analyse von Blechbearbeitungsmaschinen. Abrufdatum: 2012-02-01;<http://www.gom.com/de/industrien/anwendungsbeispiele-pontos.html>.
- [97] DePuy Mitek I. Healix Transtend tm Implant System DS (Dual Suture) Mitek Anker Produktbeschreibung; ORTHOCORD TM, Braided Composite Suture, DePuy Mitek, Inc, 325 Paramount Drive Raynham, MA 02767, USA 1-800-356-4835; 2013.
- [98] Graubitz H. Ishikawa Diagramm. Abrufdatum: 2015-05-24;p. 48. [https://gc21.giz.de/ibt/en/opt/site/ilt/ibt/regionalportale/sadc/downloads/ishikawa\\_diagram.pdf](https://gc21.giz.de/ibt/en/opt/site/ilt/ibt/regionalportale/sadc/downloads/ishikawa_diagram.pdf).
- [99] Giza E, Frizzell L, Farac R, Williams J, Kim S. Augmented tendon Achilles repair using a tissue reinforcement scaffold: a biomechanical study. *Foot &*

- ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society and Swiss Foot and Ankle Society. 2011;32(5):S545–9.
- [100] Deramo D, White K, Parks B, Hinton R. Krackow locking stitch versus non-locking premanufactured loop stitch for soft-tissue fixation: a biomechanical study. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*. 2008;24(5):599–603.
- [101] Cook K, Clark G, Lui E, Vajaria G, Wallace G. Strength of braided polyblend polyethylene sutures versus braided polyester sutures in Achilles tendon repair: a cadaveric study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2010;100(3):185–188.
- [102] Jassem M, Rose AT, Meister K, Indelicato PA, Wheeler D. Biomechanical analysis of the effect of varying suture pitch in tendon graft fixation. *The American journal of sports medicine*. 2001;29(6):734–737.
- [103] Huffard B, O’Loughlin PF, Wright T, Deland J, Kennedy JG. Achilles tendon repair: Achillon system vs. Krackow suture: an anatomic in vitro biomechanical study. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2008;23(9):1158–1164.
- [104] Zandbergen RA, Boer SF, Swierstra BA, Day J, Kleinrensink GJ, Beumer A. Surgical treatment of achilles tendon rupture: examination of strength of 3 types of suture techniques in a cadaver model. *Acta Orthopaedica*. 2005;76(3):408–411.

Teil IV.

Anhang

# A. Messwerte und Berechnungen





Tabelle A.2.: Messwerte für Setzverhalten [%], Elastizität  $E$  [ $N/mm^2$ ] und Querschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ].

Test Nr.	Setzverhalten [%]			Elastizität [%]			Querschnittsfläche [ $mm^2$ ]		
	Krackow	Transossär	Mitek	Krackow	Transossär	Mitek	Krackow	Transossär	Mitek
1	37,82	38,67	24,96	58,76	52,13	40,74	34,32	76,03	49,69
2	33,86	37,64	29,94	45,78	52,48	39,08	29,37	69,51	73,63
3	29,40	31,10	28,65	43,35	58,23	48,80	41,70	67,15	68,72
4	33,60	31,96	27,65	45,97	69,59	39,38	44,92	41,70	62,28
5	34,06	30,15	29,19	51,67	49,47	28,93	41,95	42,16	78,18
6	36,97	30,35	27,24	48,93	45,96	36,52	28,31	31,55	65,03
7	35,01	26,95	25,53	45,41	50,66	51,20	98,99	59,31	59,31
8	34,99	33,97	29,53	50,25	30,14	41,91	73,63	85,40	51,44
9	32,02	30,10	32,54	48,84	54,94	20,00	65,31	89,34	59,09
10	30,65	32,35	32,47	47,85	50,10	46,54	38,32	86,24	67,62
11	34,64	30,62	34,58	55,68	62,37	50,07	42,87	70,69	73,04
12	37,65	34,66	31,95	54,63	59,37	48,27	40,64	67,29	66,52
13	33,57	33,16	32,49	50,23	44,04	48,69	44,86	63,41	70,45
14	34,01	31,61	36,31	50,26	51,02	39,58	30,32	67,29	77,56
15	36,12	29,56	30,21	48,58	35,80	51,45	69,94	67,07	62,84
16	39,32	32,01	32,97	53,12	44,80	32,60	68,80	68,72	77,44
Mittelwert	34,61	32,18	30,39	49,96	50,69	41,48	49,64	65,80	66,43
Minimum	29,40	26,95	24,96	43,35	30,14	20,00	28,31	31,55	49,69
Median	34,35	31,79	30,08	49,58	50,84	41,32	42,41	67,29	67,07
Maximum	39,32	38,67	36,31	58,76	69,59	51,45	98,99	89,34	78,18
SD	2,62	2,97	3,17	4,09	9,65	8,88	19,89	16,07	8,73

Tabelle A.3.: Messwerte für Spannung  $\sigma$  [ $N/mm^2$ ], Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ] und den Elastizitätsmodul  $E$  [ $N/mm^2$ ].

Test Nr.	Spannung sigma [ $N/mm^2$ ]		Elongation [ $mm/mm$ ]		Elastizitätsmodul [ $N/mm^2$ ]				
	Krackow	Transossär	Mitek	Krackow	Transossär	Mitek			
1	0,82	0,23	0,27	0,40	1,79	1,76	2,04	0,26	0,31
2	1,04	0,32	0,17	0,60	1,41	1,13	1,73	0,45	0,31
3	1,32	0,44	0,30	0,84	1,90	1,04	1,58	0,46	0,57
4	1,13	0,98	0,34	0,74	2,13	1,05	1,53	0,92	0,65
5	0,76	0,47	0,23	0,66	1,62	0,68	1,16	0,58	0,66
6	1,99	0,49	0,16	1,08	1,08	0,53	1,83	0,91	0,60
7	0,58	0,31	0,28	0,86	0,89	1,02	0,67	0,71	0,55
8	0,50	0,13	0,37	0,63	0,49	0,72	0,79	0,53	1,04
9	0,78	0,20	0,23	1,44	0,91	1,15	0,54	0,45	0,40
10	0,92	0,21	0,19	0,62	0,60	1,27	1,48	0,69	0,31
11	0,67	0,33	0,29	0,85	1,42	1,46	0,79	0,46	0,40
12	0,90	0,35	0,31	1,12	0,89	0,98	0,80	0,78	0,63
13	1,03	0,31	0,32	0,75	1,15	1,76	1,38	0,53	0,36
14	1,33	0,29	0,19	0,75	1,12	0,74	1,78	0,51	0,51
15	0,52	0,17	0,29	0,58	0,85	1,09	0,89	0,40	0,53
16	0,53	0,25	0,18	0,99	1,13	0,80	0,54	0,45	0,46
Mittelwert	0,93	0,68	0,52	0,81	1,21	1,07	1,22	0,57	0,52
Minimum	0,50	0,26	0,32	0,40	0,49	0,53	0,54	0,26	0,31
Median	0,86	0,62	0,55	0,75	1,13	1,05	1,27	0,52	0,52
Maximum	1,99	1,96	0,75	1,44	2,13	1,76	2,04	0,92	1,04
SD	0,39	0,40	0,13	0,25	0,47	0,36	0,51	0,19	0,19

Tabelle A.4.: Von Elastizität und Querschnittsfläche bereinigte Elastizitätsmoduln.

Test Nr.	Elastizitätsmodul* $[N/mm^2]$		Elastizitätsmodul** $[N/mm^2]$		Elastizitätsmodul*** $[N/mm^2]$		Elastizitätsmodul**** $[N/mm^2]$		
	Krackow	Transossär	Mitek	Krackow	Transossär	Mitek	Krackow	Tunnel	Mitek
1	4,96	0,50	0,95	70,15	19,70	15,34	170,10	37,79	47,07
2	3,20	0,86	0,63	50,95	31,50	22,50	93,97	60,02	46,21
3	2,79	0,80	1,44	66,00	31,15	39,09	116,50	53,49	98,77
4	2,83	1,33	1,26	68,59	38,47	40,42	126,94	55,29	78,56
5	2,40	1,18	1,63	48,66	24,54	51,78	100,67	49,61	127,11
6	3,59	1,98	2,07	51,89	28,73	39,03	101,61	62,52	134,92
7	1,23	1,40	1,51	66,60	42,17	32,66	122,00	83,25	89,44
8	1,58	1,74	2,03	57,89	44,91	53,37	116,37	148,98	104,23
9	1,05	0,81	0,96	35,19	39,90	23,73	68,80	72,62	56,62
10	2,83	1,37	1,53	56,56	59,36	20,75	108,46	118,49	103,74
11	1,79	0,74	0,86	33,97	32,44	29,20	76,64	52,00	62,74
12	1,76	1,31	1,26	32,49	52,21	41,83	71,61	87,94	83,55
13	2,78	1,21	0,74	62,09	33,73	25,26	124,75	76,59	52,34
14	3,58	1,00	1,31	53,94	34,24	39,92	108,44	67,11	101,39
15	1,73	1,12	1,09	62,33	26,89	33,54	121,22	75,10	68,72
16	1,14	0,99	1,17	36,82	30,62	35,32	78,54	68,35	90,37
Mittelwert	2,45	1,15	1,28	53,38	35,66	33,98	106,66	73,07	84,11
Minimum	1,05	0,50	0,63	32,49	19,70	15,34	68,80	37,79	46,21
Median	2,59	1,15	1,26	55,25	33,08	34,43	108,45	67,73	86,50
Maximum	4,96	1,98	2,07	70,15	59,36	53,37	170,10	148,98	134,92
SD	1,07	0,38	0,42	12,86	10,24	10,78	25,80	27,62	27,20

\* elastizitätsbereinigt, \*\* flächenbereinigt, \*\*\* elastizitäts- und flächenbereinigt

## B. Histogramme

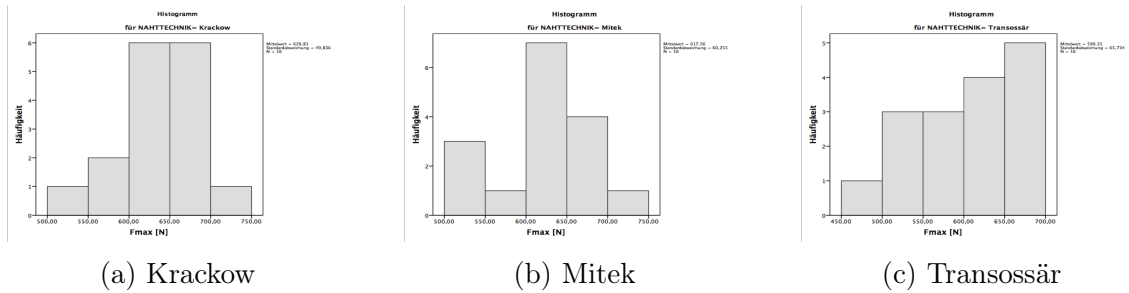


Abbildung B.1.: Histogramme der Maximalkraft  $F_{max}$ [N]

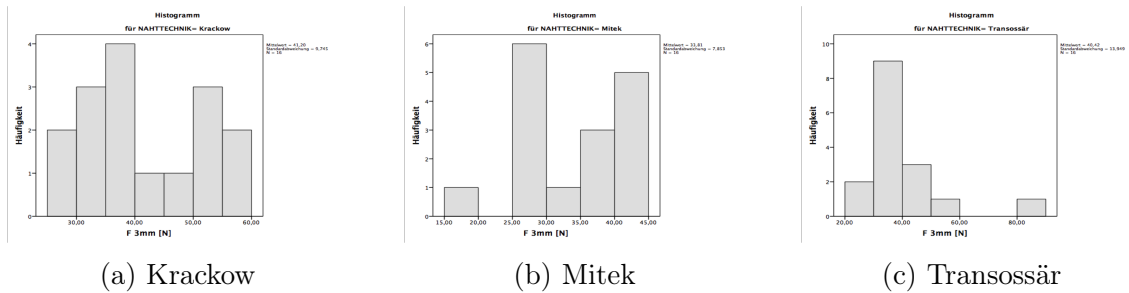


Abbildung B.2.: Histogramme der Dehisenzkraft  $F_{3mm}$ [N]

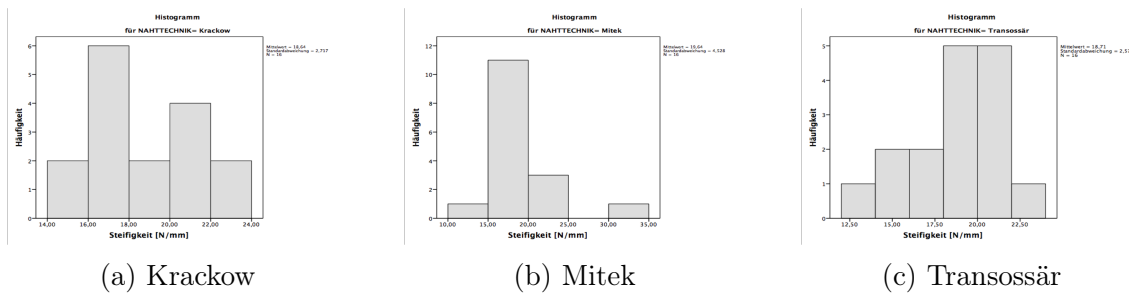


Abbildung B.3.: Histogramme der Steifigkeit [ N/mm ]

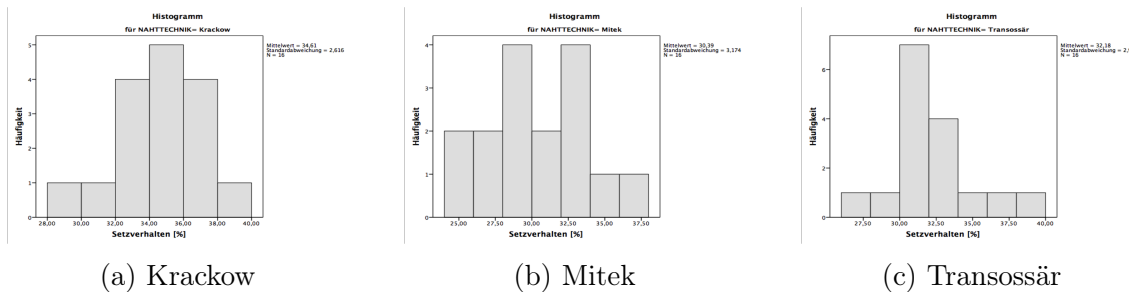


Abbildung B.4.: Histogramme des Setzverhaltens [%]

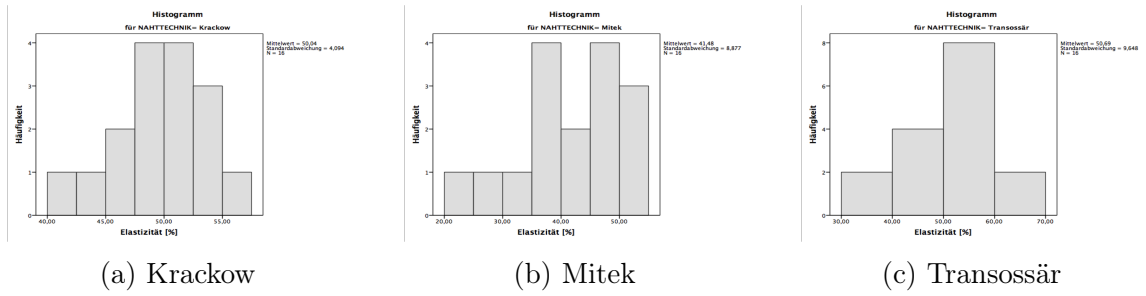


Abbildung B.5.: Histogramme der Elastizität [%]

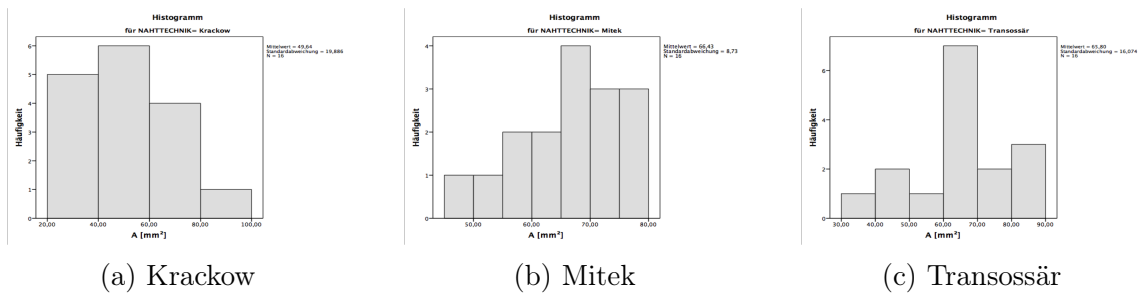


Abbildung B.6.: Histogramme der Querschnittsfläche  $A$  [ $mm^2$ ]

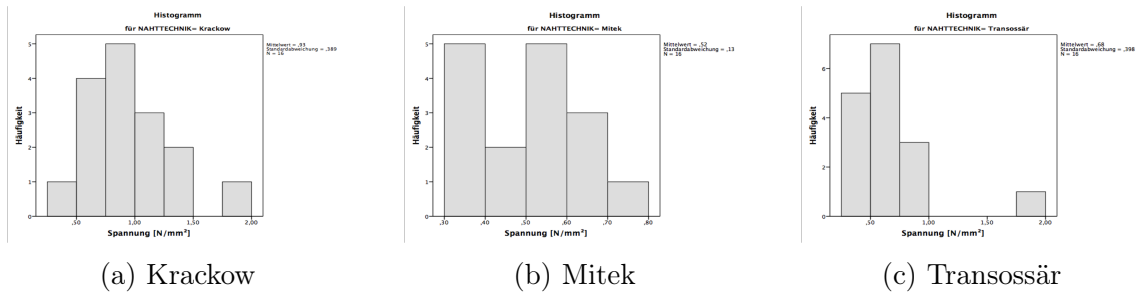


Abbildung B.7.: Histogramme der Spannung  $\sigma$  [ $N/mm^2$ ]

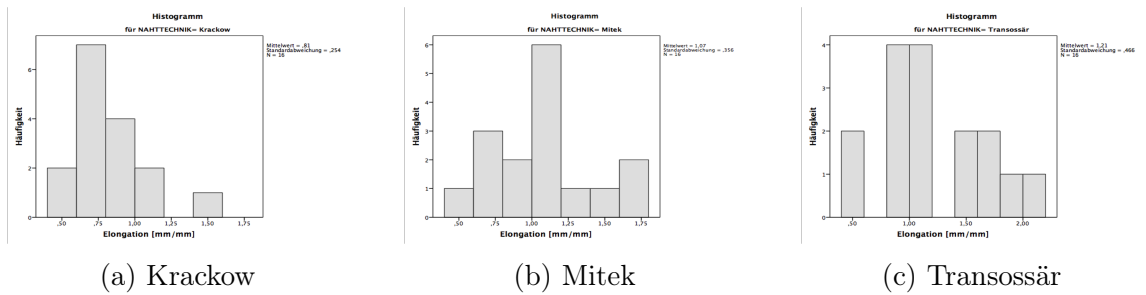


Abbildung B.8.: Histogramme der Elongation  $\epsilon$  [ $mm/mm$ ]

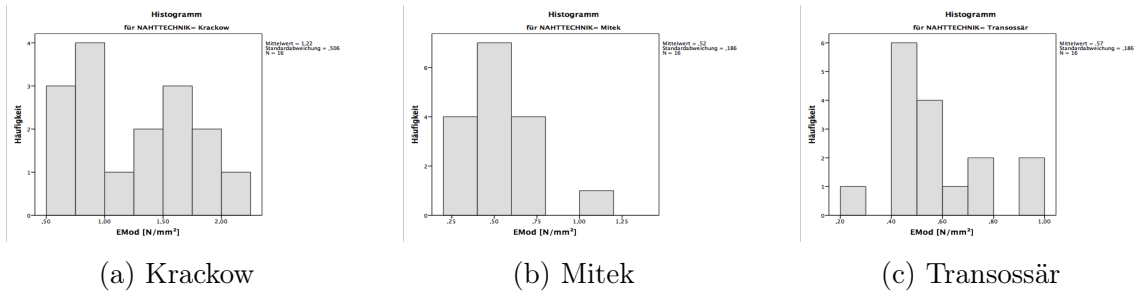


Abbildung B.9.: Histogramme des Elastizitätsmoduls  $E$  [ $N/mm^2$ ]

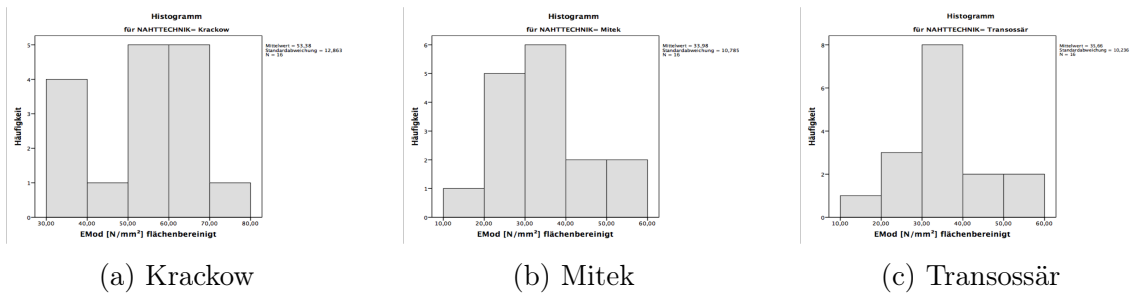


Abbildung B.10.: Histogramme des flächenbereinigten Elastizitätsmoduls  $E^\circ$  [ $N/mm^2$ ]

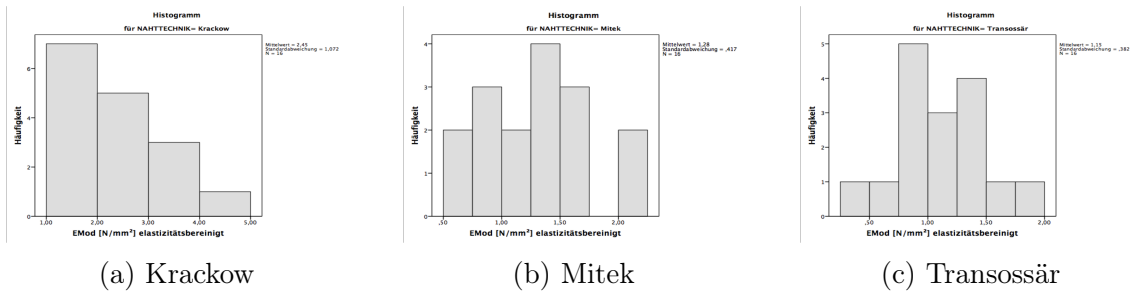


Abbildung B.11.: Histogramme des elastizitätsbereinigten Elastizitätsmoduls  $E^*$  [ $N/mm^2$ ]

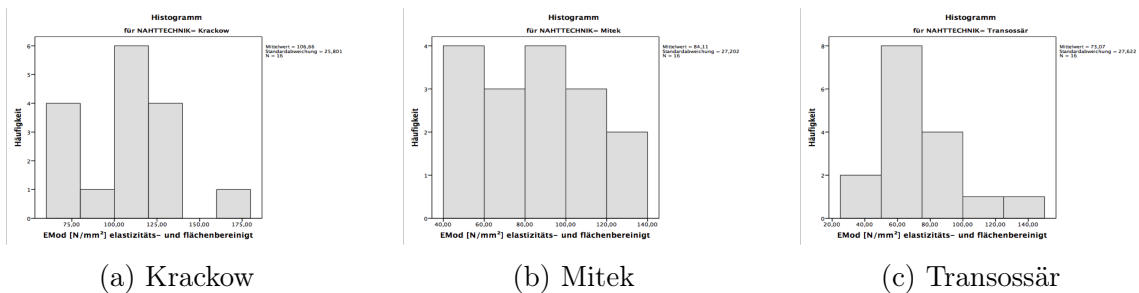


Abbildung B.12.: Histogramme des flächen- und elastizitätsbereinigten Elastizitätsmoduls  $E^{\circ*}$  [ $N/mm^2$ ]



## C. Deskriptive Statistik

Tabelle C.1.: Mittelwerte und Standardabweichung der wichtigsten Parameter.

$\bar{x} \pm (SD)$	Naht		
	Krackow	Tranossär	Mitek
Fmax [N]	630 ( $\pm 50$ )	599 ( $\pm 66$ )	617,56 ( $\pm 60,25$ )
F3mm [N]	41,2 ( $\pm 9,74$ )	40,42 ( $\pm 13,95$ )	33,81 ( $\pm 7,85$ )
Steifigkeit [N/mm]	18,64 ( $\pm 2,72$ )	18,71 ( $\pm 2,57$ )	19,64 ( $\pm 4,53$ )
Setzverhalten [%]	35 ( $\pm 2,62$ )	32 ( $\pm 2,97$ )	30 ( $\pm 3,17$ )
Elastizität [%]	49,96 ( $\pm 4,09$ )	50,69 ( $\pm 9,65$ )	41,48 ( $\pm 8,88$ )
Fläche $A$ [ $mm^2$ ]	49,64 ( $\pm 19,89$ )	65,80 ( $\pm 16,07$ )	66,43 ( $\pm 8,73$ )
Spannung [ $N/mm^2$ ]	0,93 ( $\pm 0,39$ )	0,68 ( $\pm 0,40$ )	0,52 ( $\pm 0,13$ )
Elongation [%]	0,81 ( $\pm 0,25$ )	1,21 ( $\pm 0,47$ )	1,07 ( $\pm 0,36$ )
E-Modul $E$ [ $N/mm^2$ ]	1,22 ( $\pm 0,51$ )	0,57 ( $\pm 0,19$ )	0,52 ( $\pm 0,19$ )

Tabelle C.2.: Mediane der wichtigsten Parameter.

Median	Naht		
	Krackow	Tranossär	Mitek
Fmax [N]	644	608	624
F3mm [N]	36,32	37,86	34,25
Steifigkeit [N/mm]	18,39	19,57	19,07
Setzverhalten [%]	34,35	31,79	30,08
Elastizität [%]	49,58	50,84	41,32
Fläche $A$ [ $mm^2$ ]	42,41	67,29	67,07
Spannung [ $N/mm^2$ ]	0,86	0,62	0,55
Elongation [%]	0,75	1,13	1,05
E-Modul $E$ [ $N/mm^2$ ]	1,27	0,52	0,52

Tabelle C.3.: Minima und Maxima der wichtigsten Parameter.

(Min - Max)	Naht		
	Krackow	Tranossär	Mitek
Fmax [N]	508 - 701	469 - 697	513 - 701
F3mm [N]	28,84 - 56,85	22,03 - 81,51	19,71 - 44,89
Steifigkeit [N/mm]	14,14 - 23,43	12,56 - 22,63	13,16 - 34,46
Setzverhalten [%]	29,4 - 39,32	26,95 - 38,67	24,96 - 36,31
Elastizität [%]	43,35 - 58,76	30,14 - 69,59	20 - 51,45
Fläche $A$ [ $mm^2$ ]	28,31 - 98,99	31,55 - 89,34	49,69 - 78,18
Spannung [ $N/mm^2$ ]	0,50 - 1,99	0,26 - 1,96	0,32 - 0,75
Elongation [%]	0,4 - 1,44	0,49 - 2,13	0,53 - 1,76
E-Modul $E$ [ $N/mm^2$ ]	0,54 - 2,04	0,26 - 0,92	0,31 - 1,04

# Erklärung zum Eigenanteil

Ich habe die vorgelegte Dissertation selbst verfasst und keine anderen als die ausdrücklich bezeichneten Quellen und Hilfsmittel benutzt und wörtlich oder inhaltlich übernommene Stellen als solche gekennzeichnet. Unterstützungsleistungen, die ich von anderen Personen erhalten habe, wurden in der Dissertationsschrift als solche benannt. Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form in einem anderen universitären Prüfungsverfahren vorgelegt.

Die Studie wurde in Zusammenarbeit mit PD Dr. med. Atesch Ateschrang, Oberarzt und Sektionsleiter der Sporttraumatologie und arthroskopischen Chirurgie der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen erstellt. Für die Fallzahlplanung war das Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen behilflich. Die Literaturrecherche, die Aufbereitung und Auswertung sowie die Erarbeitung der Vorschläge zur Versuchsdurchführung wurden selbst durchgeführt. Die Forschungsfrage wurde mithilfe der Literaturrecherche und der Prüfung auf klinische Relevanz durch Herrn PD Dr. med. Ateschrang formuliert. Die Versuche mit der Krackow-Naht und der transossären Naht wurden mit PD Dr. med. Ateschrang durchgeführt. Die Versuche mit dem Mitek-Anker wurden selbst durchgeführt. Als Messverfahren wurde das zuvor mit und für Herrn PD Dr. med. Ateschrang entwickelte optische Verfahren der Sehnenverformung unter Abstimmung der Zwicki-Line 2,5kN und PONTOS 5M angewandt. Dieses Verfahren wurde zuerst in seiner Habilitationsschrift mit dem Titel „Operative Behandlungsprognose der Achillessehnenruptur und Validierung eines neuartigen biomechanisch-optischen Messverfahrens“ (2014) beschrieben [Siehe 92]. Die Auswertung der Ergebnisse bezüglich der deskriptiven Statistik wurde selbst durchgeführt. Für die schließende Statistik war erneut das Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie unterstützend tätig. Die Diskussion der Ergebnisse sowie die Zusammenschau der Ergebnisse im Vergleich mit anderen Autoren und die Zusammenfassung der Arbeit wurden eigenständig verfasst.

# Danksagung

Dank gilt dem Betreuer und Doktorvater meiner Doktorarbeit, Herrn PD Dr. med. Atesch Ateschrang, Sektionsleiter der Sporttraumatologie an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik in Tübingen. Er hat sich bereit erklärt, mit mir als Ingenieur ein anspruchsvolles biomechanisches Thema zu entwickeln. Während der Zeit der Themenfindung, der Versuche und des Schreibens der Arbeit war er immer wieder Motivator und regte zu neuen Gedanken an. Außerdem hat er die Rahmenbedingungen geschaffen, um die Versuche in der Forschungswerkstatt der BGU Tübingen und dem Siegfried Weller Institut durchführen zu können.

Herrn Prof. Dr. med. Ulrich Stöckle, ärztlicher Direktor der BGU und Ordinarius für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie an der Universität Tübingen möchte ich für die Annahme des Themas als Doktorvater danken, solange Herr PD Dr. Ateschrang sich habilitierte. Die Betreuung ging später an Herrn PD Dr. med. Ateschrang über. Dank gilt auch Frau Aline Naumann sowie dem Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen. Bei der Fallzahlplanung, der Planung der Experimente und bei der Deutung der Ergebnisse waren sie sehr hilfreich.

Zuletzt möchte ich meinen Eltern für Elan, Engagement, Verständnis, Unterstützung, Kritik und immer wieder dem nötigen Anstoß danken, besonders meiner Mutter, die als LTA mit wissenschaftlichem Verständnis und Erfahrung mit den Sorgen der Doktoranden meine Frustrationstoleranz erhöhte.

<p><b>03.-04.12.2015</b>  <b>PJ</b>  <b>1. Tertial</b>  <b>2. Tertial</b>  <b>3. Tertial</b></p> <p><b>07. - 09.10.2014</b></p> <p><b>28.03.2011</b></p> <p><b>seit 04 / 2009</b></p> <p><b>10 / 2008 - 04 / 2009</b></p> <p><b>04 / 2008 - 09 / 2008</b></p> <p><b>10 / 2006 - 04 /2008</b></p> <p><b>02 / 2005 - 05 / 2005</b></p> <p><b>08 / 2002 - 09 / 2006</b></p> <p><b>09 / 2001 - 05 / 2002</b></p> <p><b>1992 - 2001</b></p> <p><b>1988 - 1992</b></p>	<p><b>Medizin</b>  M3 Ärztliche Prüfung in Tübingen</p> <p>Chirurgie in Tübingen  Anästhesie in Tübingen  Innere Medizin in Tübingen  und am BHI in Bristol, UK</p> <p>M2 Staatsexamen in Tübingen</p> <p>M1 Physikum in Tübingen</p> <p>Student der Medizin  Eberhard-Karls-Universität Tübingen</p> <p>Laborarbeit Forschung u. Entwicklung  F&amp;E Stryker Osteosynthesis  Produktprüfung, Schönkirchen bei Kiel</p> <p>Ausbildung zum Rettungssanitäter  Deutsches Rotes Kreuz e.V., Hamburg</p> <p>Sales Manager / Hauni Maschinenbau AG  Vertriebsingenieur mit europaweiter Reisetätigkeit</p> <p>Auslandspraktikum  Bei Cigatam / Philip Morris S.A. Mexiko Stadt  Guadalajara / Tepic, Mexiko</p> <p>Diplom-Wirtschaftsingenieur (FH) durch  Duales Studium FH Nordakademie Elmshorn  und Hauni Maschinenbau AG, Hamburg</p> <p>Grundwehrdienst bei der  6. Pzgren Bataillon 72 / Röttiger- Kaserne  21147 Hamburg</p> <p>Abitur 2001, Gymnasium Farmsen in Hamburg</p> <p>Grundschule Karlshöhe, Hamburg</p>
<p><b>Geburtsort /-datum:</b></p> <p><b>Familienstand:</b></p> <p><b>Eltern:</b></p>	<p>Hamburg, den 16. Februar 1982</p> <p>Ledig</p> <p>Vater Gert Hubert Hermann Salewski,  geboren 18.12.1931,  Lohnbuchhalter</p> <p>Mutter Almuth Christa Salewski geb. Aumann,  geboren 17.05.1945,  Landwirtschaftlich Technische Assistentin</p>