

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

# Biomechanische Sehnenversuche am Schweinmodell – Vergleich der Maximalkraft und 3mm-Spaltbildung nach Bunnell- und modifizierter Kirchmayr-Kessler-Naht

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen

vorgelegt von

Temelci, Aram

2020

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. A. Ateschrang

2. Berichterstatter: Professor Dr. A. Prokop

Tag der Disputation: 15.10.2020

---

# Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG .....	1
1.1	Anatomie.....	2
1.1.1	Makroskopischer Aufbau .....	2
1.1.2	Histologie .....	3
1.2	Biomechanik .....	4
1.3	Funktion.....	5
1.4	Epidemiologie.....	5
1.5	Ätiologie .....	6
1.6	Diagnostik.....	7
1.6.1	Klinische Präsentation.....	7
1.6.2	Klinische Tests .....	8
1.6.3	Bildgebende Diagnostik .....	9
1.7	Therapie .....	10
1.7.1	Konservative Therapie .....	11
1.7.2	Operative Rekonstruktion .....	11
1.7.3	Anschlussbehandlung.....	12
1.7.4	Spaltbildung im Heilungsprozess.....	12
1.8	Studiengegenstand .....	13
2	METHODEN.....	14
2.1	Auswahl der Nahttechniken.....	14
2.1.1	Bunnell-Naht .....	15
2.1.2	Doppelte modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht.....	18
2.2	Verwendetes Material .....	22
2.2.1	Sehnenpräparate .....	22
2.2.2	ORTHOCORD® (Nahtmaterial).....	24
2.2.3	PONTOS 5M (Optisches Prüfsystem) .....	24
2.2.4	Materialprüfmaschine ZwickiLine 2,5kN mit einer Kraftmessdose Zwick/Roell Typ XForce HP und Software TestXpert® II .....	25
2.2.5	Einspannvorrichtung und Sehnenhalterung .....	26
2.3	Versuchsaufbau .....	27
2.4	Versuchsablauf.....	28
2.5	Messen der 3mm-Dehiszenz und Maximalkraft.....	29
2.6	Dokumentation.....	29
2.7	Statistische Auswertung.....	30

---

---

3	ERGEBNISSE .....	31
3.1	Deskriptive Statistik.....	31
3.1.1	Maximalkraft $F_{\max}$ [N].....	31
3.1.2	Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ [N] .....	33
3.1.3	Steifigkeit [N/mm] .....	34
3.1.4	Nahtzeit [s] .....	35
3.1.5	Querschnittsfläche [mm <sup>2</sup> ].....	36
3.1.6	Spannung [N/mm <sup>2</sup> ].....	37
3.1.7	Setzverhalten [%] .....	38
3.1.8	Elastizität [%].....	39
3.2	Schließende Statistik.....	40
3.2.1	Test auf Normalverteilung der Maximalkraft $F_{\max}$ [N] .....	41
3.2.2	Test auf Normalverteilung der Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ [N] .....	42
3.2.3	Test auf Normalverteilung der logarithmierten Werte für die Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ [N] $\log_{10}(F_{3\text{mm}})$ .....	44
3.2.4	Mittelwertvergleich der Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ .....	45
3.2.5	Mittelwertvergleich auf Überlegenheit in der Maximalkraft $F_{\max}$ [N].....	47
3.2.6	Fadentest.....	49
3.2.7	Vergleich der Maximalkraft $F_{\max}$ [N] mit dem Fadentest.....	50
3.3	Ergebnisse der schließenden Statistik.....	53
3.3.1	Korrelation der Maximalkraft $F_{\max}$ [N] zur Querschnittsfläche [mm <sup>2</sup> ].....	54
4	DISKUSSION .....	56
4.1	Fazit .....	65
5	ZUSAMMENFASSUNG .....	66
6	LITERATURVERZEICHNIS .....	68
7	ANHANG.....	74
7.1	Diagramme und Boxplots .....	74
7.2	Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift .....	78

---

---

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Anatomie des rechten Unterschenkels.....	2
Abbildung 1.2: Skizze des Thompson- und Matles-Test.....	9
Abbildung 2.1: Original Bunnell-Naht.....	16
Abbildung 2.2: Schema der Bunnell-Naht.....	17
Abbildung 2.3: Markierte Sehne und Bunnell-Naht.....	18
Abbildung 2.4: Original Kessler-Naht.....	20
Abbildung 2.5: Schema der doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht.....	21
Abbildung 2.6: Markierte Sehne und Kirchmayr-Kessler-Naht.....	22
Abbildung 2.7: Sehnenpräparation.....	23
Abbildung 2.8: Steuereinheit der PONTOS 5M und Materialprüfmaschine.....	24
Abbildung 2.9: Materialprüfmaschine ZwickiLine 2,5kN.....	26
Abbildung 2.10: Sehne mit Befestigungsmaterial.....	27
Abbildung 3.1: Boxplot der Ergebnisse für die Maximalkraft $F_{\max}$ [N].....	32
Abbildung 3.2: Boxplot der Ergebnisse für die Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ [N].....	33
Abbildung 3.3: Boxplot der Ergebnisse für die Steifigkeit [N/mm].....	34
Abbildung 3.4: Boxplot der Messung der Gesamtzeit [s].....	35
Abbildung 3.5: Boxplot der Ergebnisse für die Querschnittsfläche [mm <sup>2</sup> ].....	36
Abbildung 3.6: Boxplot der Ergebnisse für die Spannung [N/mm <sup>2</sup> ].....	37
Abbildung 3.7: Boxplot der Ergebnisse für das Setzverhalten [%].....	38
Abbildung 3.8: Boxplot der Ergebnisse für die Elastizität [%].....	39
Abbildung 3.9: Histogramme der Maximalkraft.....	41
Abbildung 3.10: Histogramme der Dehiszenzkraft.....	43
Abbildung 3.11: Histogramme der logarithmierten Werte der Dehiszenzkraft.....	44
Abbildung 3.12: Boxplots der Maximalkraft verschiedener Fadentestungen.....	50
Abbildung 3.13: Boxplots der Maximalkraft der Bunnell-Technik und des korrespondierenden Fadentests.....	51
Abbildung 3.14: Boxplots der Maximalkraft der Kirchmayr-Kessler-Technik und des korrespondierenden Fadentests.....	52
Abbildung 3.15: Streudiagramm und Korrelationskoeffizient der Maximalkraft der Kirchmayr-Kessler-Naht zur Querschnittsfläche.....	55
Abbildung 7.1: Histogramme und Boxplots der Maximalkraft $F_{\max}$ [N].....	74

---

---

Abbildung 7.2: Histogramme und Boxplots der Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ [N].	74
Abbildung 7.3: Histogramme und Boxplots der logarithmierten Werte der Dehiszenzkraft	74
Abbildung 7.4: Histogramme und Boxplots der Steifigkeit [N/mm]	75
Abbildung 7.5: Histogramme und Boxplots der Nahtzeit [s]	75
Abbildung 7.6: Histogramme und Boxplots der Querschnittsfläche [mm <sup>2</sup> ]	75
Abbildung 7.7: Histogramme und Boxplots der Spannung [N/mm]	75
Abbildung 7.8: Histogramme und Boxplots des Setzverhaltens [%]	76
Abbildung 7.9: Histogramme und Boxplots der Elastizität [%]	76
Abbildung 7.10: Boxplot Nahttechnik mit korrespondierendem Fadentest.	76
Abbildung 7.11: Boxplot Fadentest	77
Abbildung 7.12: Streudiagramm und Korrelationskoeffizient der Maximalkraft $F_{\text{max}}$ [N] der Kirchmayr-Kessler-Naht zur Querschnittsfläche [mm <sup>2</sup> ]	77

---

---

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1: Test auf Normalverteilung für die Maximalkraft.....	42
Tabelle 3.2: Schiefe und Kurtosis für die Maximalkraft. ....	42
Tabelle 3.3: Tests auf Normalverteilung der Dehiszenzkraft. ....	43
Tabelle 3.4: Schiefe und Kurtosis für die Dehiszenzkraft. ....	43
Tabelle 3.5: Test auf Normalverteilung logarithmierter Werte der Dehiszenzkraft.....	45
Tabelle 3.6: Schiefe und Kurtosis logarithmierter Werte der Dehiszenzkraft. ....	45
Tabelle 3.7: T-Test auf Varianz- und Mittelwertgleichheit logarithmierter Werte der Dehiszenzkraft.....	47
Tabelle 3.8: Mittelwertvergleich logarithmierter Werte der Dehiszenzkraft und Transformation in Newton [N].....	47
Tabelle 3.9: T-Test auf Varianz- und Mittelwertgleichheit für die Maximalkraft. ....	48
Tabelle 3.10: Mittelwertvergleich der Werte für die Maximalkraft.....	49
Tabelle 3.11: Mittelwerte der Maximalkraft für verschiedene Fadentestungen. ....	50
Tabelle 3.12: Mittelwertvergleich der Maximalkraft für die Bunnell-Technik und den korrespondierenden Fadentest.....	51
Tabelle 3.13: Mittelwertvergleich der Maximalkraft für die Kirchmayr-Kessler-Technik und den korrespondierenden Fadentest. ....	52
Tabelle 3.14: Übersicht über Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient. ....	54
Tabelle 3.15: Korrelation der Maximalkraft der Kirchmayr-Kessler-Naht zur Querschnittsfläche. ....	55
Tabelle 4.1: Vergleich Maximalkraft, Standardabweichung und Variationskoeffizient verschiedener Kessler-Studien. ....	64
Tabelle 4.2: Vergleich Maximalkraft, Standardabweichung und Variationskoeffizient verschiedener Bunnell-Studien. ....	64

---

# 1 EINLEITUNG

„Es hatte einen unheimlich lauten Knall gegeben, aber als ich auf dem gefrorenen Boden lag, wusste ich nicht, was passiert war. Mein rechter Fuß hing runter, ich hatte kein Gefühl mehr im Fuß, das machte mir Sorgen.“ (Hamburger Abendblatt, 2010, Oktober) Uwe Seeler über die Ereignisse vom 25. Februar 1965 in einem Interview mit dem Hamburger Abendblatt. Es war schnell klar, dass die Achillessehne gerissen war. 164 Tage später stand Seeler in einem Test gegen die eigene Reserve wieder auf dem Platz (Linnenbrügger, 2017, Januar). Seinem Arzt Dr. Fischer gelang etwas, was damals an ein Wunder grenzte. Er rekonstruierte die Achillessehne Seelers und sorgte für das erste Comeback eines Fußballers nach einer solch schweren Verletzung. Heutzutage ist die Rückkehr zur sportlichen Aktivität und voller Funktionalität nach einer Achillessehnenruptur das angestrebte Ziel. Wie diese jedoch am besten erlangt wird ist Gegenstand fortwährender Diskussionen unter Experten. Dabei werden die konservative und operative Therapie einander gegenübergestellt. In den letzten Jahrzehnten wurden daher viele Studien durchgeführt, jedoch ohne klaren Konsens hinsichtlich der Therapiewahl. Dies ist unter anderem dem breiten Patientenklintel geschuldet, sowie der unterschiedlichen Ätiologie, als auch den unterschiedlichen Ansprüchen an eine postinterventionelle Belastbarkeit. Der operativen Therapie wird im Grundsatz gegenüber der konservativen Therapie der Vorzug gegeben. Welche Nahttechnik dabei am besten angewandt werden sollte, war und ist Gegenstand vieler Studien. Trotz intensiver Forschungsarbeiten sind mehrere Nahttechniken möglich.

Auf Grundlage des heutigen Wissensstandes über Biologie und Biomechanik wurden in dieser Studie etablierte Nahttechniken weiter modifiziert und biomechanisch überprüft. Neben mechanischen Aspekten wurden auch biologische Prinzipien bei der Wahl der Technik in Betracht gezogen.

---



## 1.1 Anatomie

### 1.1.1 Makroskopischer Aufbau

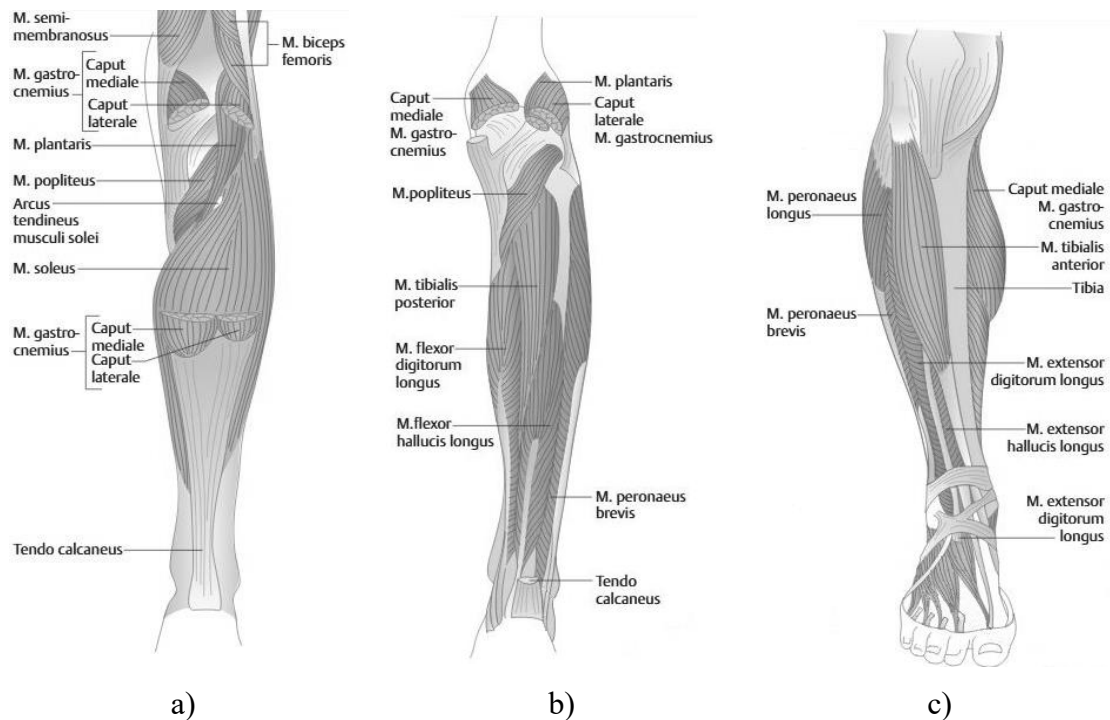


Abbildung 1.1: Anatomie des rechten Unterschenkels.

(aus Bommas-Ebert, Teubner; Voß, Kurzlehrbuch der Anatomie, Thieme 2011 (Bommas-Ebert et al., 2011)). a) Ansicht von dorsal auf die oberflächlichen Unterschenkelflexoren. Der M. gastrocnemius ist entfernt und gewährt einen Blick auf den breitflächigen M. soleus. Der langstreckige Verlauf der Achillessehne ist gut sichtbar. b) Ansicht von dorsal auf die tiefen Unterschenkelflexoren. c) Ansicht von ventral.

Das Unterschenkelskelett besteht aus Tibia und Fibula. Diese beiden Knochen sind durch die Membrana interossea cruris miteinander verbunden. Die Tibia formt proximal mit den Femurkondylen und der Patella das Kniegelenk. Distal bilden Tibia und Fibula die Malleolengabel. Das einachsige obere Sprunggelenk besteht aus der Malleolengabel und dem Talus, das untere Sprunggelenk aus Talus, Calcaneus und Os naviculare. Der Calcaneus gehört mit dem Talus zu den rückfußbildenden Knochen (Aumüller et al., 2014, Platzer, 1999).

---

Die Achillessehne (Tendo calcaneus) hat einen Querschnitt von etwa 80mm<sup>2</sup> bis 1cm<sup>2</sup> (Aumüller et al., 2014, Schünke, 2000) und bildet die circa 20-25 cm lange Endsehne des Musculus triceps surae (Rosso et al., 2012). Sie inseriert am Tuber calcanei des Calcaneus. Der Muskel wird gebildet vom Musculus soleus und den beiden Köpfen des Musculus gastrocnemius (Caput mediale und Caput laterale). Seinen Ursprung hat der Musculus soleus am proximalen Drittel der Fibula und Tibia und am dazwischenliegenden Sehnenbogen (Arcus tendineus). Das Caput mediale des Musculus gastrocnemius entspringt proximal des Condylus medialis femoris, das Caput laterale proximal des Condylus lateralis femoris. Der Vollständigkeit halber ist noch der Musculus plantaris zu nennen, der mit dem Musculus triceps surae die oberflächliche Flexorenloge komplettiert. Dieser kurze Muskel hat seinen Ursprung im Bereich des Caput laterale des Musculus gastrocnemius und inseriert mit seiner langen Sehne medial der Achillessehne am Tuber calcanei. Die gesamte oberflächliche Flexorenloge wird vom Nervus tibialis (S1-S2) innerviert. Der Musculus triceps surae dient als Kennmuskel für das Segment S1, welches mit dem Achillessehnenreflex geprüft wird (Aumüller et al., 2014, Platzer, 1999).

Umgeben ist die Achillessehne von zwei Schleimbeuteln, der Bursa tendinis calcanei und der Bursa subcutanea calcanea (Narváez et al., 2000). Der Karger-Fettkörper befindet sich zwischen Achillessehne, Calcaneus und den tiefen Flexoren (Pagenstert et al., 2010).

### 1.1.2 Histologie

Sehnen bestehen aus rund 62% Wasser (Fullerton and Amurao, 2006). 70-90% der Trockenmasse bildet hauptsächlich Kollagen, allen voran das zugfeste Kollagen Typ I und nur zu einem sehr geringen Anteil elastische Fasern (Zschäbitz, 2005, Evans and Stanish, 2000, Jozsa and Kannus, 1997b). Hieraus resultiert ein längenstabiles, wellig angeordnetes Gewebe, mit einer gewissen Dehnungsreserve aus der nicht unter Spannung stehenden Sehne. Wirkt eine Zugkraft auf die Sehne, richten sich die Fasern parallel aus und ermöglichen eine Elongation (Maffulli et al., 2004, Aumüller et al., 2014, Lüllmann-Rauch, 2003). Der zelluläre Anteil besteht überwiegend aus Tenozyten, dies

---

---

sind die Fibroblasten der Sehnen und Bänder. Sie sind der Syntheseort des Kollagens, der Proteoglykane, Bindungsproteine, Wachstumsfaktoren und weiteren Substanzgruppen (Evans and Stanish, 2000, Zschäbitz, 2005). Der Aufbau der Sehne folgt einer strengen Hierarchie. Die kleinste Einheit bildet das Kollagenmolekül. Je drei Kollagenmoleküle formen eine Tripelhelix und werden aus dem Tenozyten in den Extrazellularräum geschleust und prozessiert (Jozsa and Kannus, 1997b). Die Helices ordnen sich als Mikrofibrillen parallel zur Zugrichtung an und bilden Cross-links untereinander aus. Somit haben sie einen erheblichen Anteil an der resultierenden Zugfestigkeit der Sehne (Lüllmann-Rauch, 2003). Mikrofibrillen bilden im Zusammenschluss die Kollagenfasern (Evans and Stanish, 2000). Das Endotendineum bündelt Kollagenfasern zu Faszikeln und ermöglicht ein geringfügiges Gleiten untereinander (Benjamin and Ralphs, 1997). Weiter führt es Nerven, Blut- und Lymphgefäße und gewährleistet so die Nährstoffversorgung und Innervation. Schließlich werden die Faszikel durch das Peritendineum weiter gruppiert und bilden letztendlich, als von Ependineum umschlossenes Gewebe, die Sehne (Zschäbitz, 2005). Die äußerste der Sehne aufliegende Schicht, das Paratendineum, ist gut vaskularisiert und dient der Sehne mit seinem Flüssigkeitsfilm ideal als Gleitlager und Nährstoffversorger (Maffulli et al., 2004, Evans and Stanish, 2000, Carr and Norris, 1989). Die Faserverläufe in der Achillessehne sind nicht gradlinig, sondern unterliegen einer gewissen Rotation, sodass die medialen-proximalen Fasern nach posterior-distal und die posterioren-proximalen Fasern nach lateral-distal rotieren (Maffulli et al., 2004). Diese Rotation führt zu einer Hypovaskularisierung im Bereich der Sehnentaille etwa 4cm proximal ihrer Insertionsstelle am Calcaneus und macht sie anfällig für Rupturen (Longo et al., 2013, Raschke et al., 2010, Petersen et al., 2005).

## 1.2 Biomechanik

Die auf das Sprunggelenk wirkenden Kräfte können ein vielfaches des Körpergewichts betragen (Cochran, 1988). Beim Gehen wirken hier durchschnittlich 1300 N (Finni et al., 1998). In vivo Kraftmessungen der Achillessehne ergaben Werte bis zu 9000 N beim Rennen und Springen, was mehr als das Zwölfwache des Körpergewichts beträgt (Komi, 1990). Dies macht sie zur größten und stärksten Sehne im menschlichen Körper. Die

---

wellige Anordnung der Fasern im Ruhezustand sind ab einer Elongation von etwa 2% aufgehoben und es entsteht ein lineares Kraft-Elongations-Verhältnis bis zu einer Elongation von etwa 4%. Übersteigt die Elongation diesen Wert, versagen zunehmend die Cross-links der Mikrofibrillen, bis es ab etwa 8% zu makroskopischen Rupturen im Sehnenverlauf kommt (Doral et al., 2010).

### 1.3 Funktion

Der *Musculus triceps surae* ist der stärkste Muskel für die Plantarflexion im oberen Sprunggelenk. Dies liegt zum einen an der großen Masse des Muskels und zum anderen an dem großen Abstand der Sehne zur Achse des oberen Sprunggelenks. Der daraus resultierende Hebelarm überwiegt dem der anderen Flexoren sowie der Extensoren deutlich (Aumüller et al., 2014). Da der Ansatz der Achillessehne medial der Pronations-Supinations-Achse liegt, ist er auch maßgeblich an der Supination im unteren Sprunggelenk beteiligt. Der *Musculus gastrocnemius* leistet durch seinen Ursprung an den Femurkondylen zusätzlich noch einen geringen Teil zur Flexion im Kniegelenk. Es resultiert ein Bewegungsumfang im oberen Sprunggelenk nach der Neutral-Null-Methode von Dorsalextension/Plantarflexion 25/0/45°. Im Vorfuß ergibt sich ein Bewegungsumfang von Pronation/Supination 25/0/50°.

### 1.4 Epidemiologie

Die Achillessehnenruptur ist die häufigste Sehnenruptur des Menschen (Thomopoulos et al., 2015). Ihre Häufigkeit wird in der Literatur unterschiedlich hoch angegeben, wobei sich die Autoren hinsichtlich der steigenden Tendenz einig sind (Lantto et al., 2015). Huttunen et al. untersuchten die Inzidenz in der schwedischen Bevölkerung für den Zeitraum von 2001 bis 2011 und stellten einen Anstieg der Inzidenz bei Männern von 47:100.000 auf 55,2:100.000 und einen Anstieg bei Frauen von 12:100.000 auf 14,7:100.000 fest (Huttunen et al., 2014). Erickson et al. untersuchten die Inzidenz der Achillessehnenruptur von 2005 bis 2011 in der US-amerikanischen Bevölkerung und

---

---

stellten einen Anstieg der Inzidenz von 6,7:100.000 auf 10,8:100.000 fest (Erickson et al., 2014). Steinbrück hat in einer Analyse von Sportverletzungen über einen Zeitraum von 25 Jahren (1972-1997) eine Häufigkeit von 2% für Achillessehnenrupturen festgestellt und schätzt die Zahl der Fälle in Deutschland auf 16.000-20.000 pro Jahr (Steinbrück, 2000). Es werden zwei Häufigkeitsgipfel beschrieben. Den ersten Gipfel stellen überwiegend sportlich aktive Männer im Alter von 30 bis 40 Jahren dar, im zweiten Gipfel überwiegen Frauen mit chronisch-degenerativen Veränderungen der Achillessehne im Alter von 60 bis 80 Jahren (Kearney and Costa, 2012). 75% der Rupturen betreffen Freizeitsportler, wohingegen weniger als 20% bei Leistungssportlern auftreten (Wertz et al., 2013).

## 1.5 Ätiologie

Die Hauptursache für Achillessehnenrupturen stellt das Trauma dar (Thomopoulos et al., 2015). Nur selten sind direkte Traumata wie Stöße oder Schnittwunden die Ursache. Es überwiegt das indirekte Trauma beim Sport (Steinbrück, 2000), vor allem bei schnellen exzentrischen Kontraktionen des Musculus triceps surae, wie sie beim Sprinten, Springen und Landen oder bei schnellen Richtungswechseln auftreten (Kearney and Costa, 2012, Wertz et al., 2013). Vor allem Gymnastik, Leichtathletik, Tennis, Handball, Badminton, Squash und Volleyball bergen ein großes Verletzungsrisiko. Aber auch eine unerwartete Dorsalextension des Fußes, wie sie bei einem Sturz vorkommen kann, stellt einen möglichen Verletzungsmechanismus dar (Steinbrück, 2000). Vielen dieser Verletzungen geht eine degenerative Veränderung der Achillessehne voraus. Histopathologische Untersuchungen an rupturierten Achillessehnen zeigen vermehrt hypoxisch-degenerative Tendinopathien. Hypoxie führt zu VEGF-Exprimierung und Angiogenese. Neue Gefäße wachsen unter Abbau von Extrazellulärmatrix ein und führen dadurch zu verschlechterten mechanischen Eigenschaften der Sehne wie reduzierte Reißfestigkeit sowie der biomechanisch definierten Sehnensteifigkeit (Petersen et al., 2005). Weitere begünstigende Faktoren sind Kalzifikationen, mukoide Degenerationen oder eine Kombination aus mehreren dieser Faktoren (Tallon et al., 2001, Jozsa and Kannus, 1997a, Zantop et al., 2003). Im höheren Alter liegt vermehrt eine chronisch-degenerative Genese vor. Zu nennen sind hier Achillestendinopathien, Haglundexostosen, Fußfehlstellun-

---

gen, systemische Grunderkrankungen wie Diabetes mellitus oder Gicht, Erkrankungen aus dem rheumatologischen Formenkreis, Defekte in der Kollagensynthese, Minderdurchblutungen bei Arteriosklerose oder peripherer arterieller Verschlusskrankheit, orale Einnahme von Ciprofloxacin oder Kortikosteroiden sowie die lokale Injektion von Kortikosteroiden. Weiterhin erhöhen Entzündungsreaktionen oder Infektionen das Rupturrisiko (Wilson and Goodship, 1994, Thevendran et al., 2013, Pedowitz and Kirwan, 2013, Raschke et al., 2010). Auch Hyperthermien über 42,5°C können durch Untergang von Fibroblasten mit der Folge einer degenerativen Veränderung eine Ruptur begünstigen (Wilson and Goodship, 1994).

## 1.6 Diagnostik

In über 20% der Fälle wird eine Achillessehnenruptur übersehen (Maffulli, 1999, Ballas et al., 1998). Ein strukturierter Diagnosepfad aus Anamnese, klinischer Untersuchung und Bildgebung sind hier hilfreich. Die Anamnese sollte versuchen sowohl das Akuterignis als auch Ruptur begünstigende, chronische Erkrankungen zu eruieren (s. **Kapitel 1.5 Ätiologie, S. 6**).

### 1.6.1 Klinische Präsentation

Die akute Achillessehnenruptur ist ein plötzlich eintretendes, äußerst schmerzhaftes Ereignis. Oftmals wird das Ereignis von einem hörbaren Knall begleitet. Die Rekonstruktion des Traumas kann wichtige Hinweise zur korrekten Diagnose liefern. Die Ruptur kann eine komplette oder partielle Diskontinuität der Sehne bedeuten. Ist die Ruptur vollständig, besteht keine Kraftübertragung der dorsalen Unterschenkelmuskulatur zum Calcaneus. Die Fähigkeit zur Plantarflexion ist somit stark eingeschränkt. Eine Gewichtsbelastung sowie der Einbeinzehenstand sind in der Akutsituation nicht möglich. Da das Relief des Rückfußes maßgeblich von der Achillessehne gebildet wird, kann eine komplette Ruptur möglicherweise mit dem bloßen Auge als Delle sicht- oder Lücke tastbar sein. Liegt eine Teilruptur der Achillessehne vor, kann die Kraftübertragung der dorsalen Unterschenkelmuskulatur möglicherweise noch ausreichend gewähr-

---

leistet sein, sodass ein gewisses Risiko der Fehldiagnose besteht. Begleitend bilden sich typischerweise Schwellungen und Hämatome am Rückfuß. Dies kann das Erheben eines Palpationsbefundes erheblich erschweren (Amlang and Zwipp, 2011, Maffulli and Ajis, 2008).

### 1.6.2 Klinische Tests

Neben der Inspektion des Rückfußes und Palpation der Achillessehne stehen dem Untersucher einige Tests zur Diagnosestellung zur Verfügung. Der Einbeinziehenstand auf der betroffenen Seite ist bei kompletter Ruptur nicht mehr möglich (Amlang and Zwipp, 2011). Der *Wadenkompressionstest*, auch bekannt als *Simmonds-* oder *Thompson-Test* (vgl. **Abbildung 1.2, S. 9**), ist einer der ältesten Untersuchungstechniken der Achillessehnenruptur. Die Wadenkompression wird in Bauchlage des Patienten durchgeführt. Bei einer rupturierten Sehne folgt auf die Kompression keine Plantarflexion (Simmonds, 1957, Thompson, 1962). Der *Matles-Test* (vgl. **Abbildung 1.2, S. 9**) wird ebenfalls in Bauchlage durchgeführt. Hierfür werden die Knie 90° flektiert und die Fußstellung beider Seiten verglichen. Auf der betroffenen Seite ist eine vermehrte Dorsalflexion sichtbar (Matles, 1975). Beim *Nadel-Test* wird eine Nadel in die proximale zu untersuchende Achillessehne gesteckt und abwechselnd der Fuß passiv plantar und dorsal flektiert. Bei intakter Sehne ist eine Bewegung der Nadel sichtbar. Bleibt diese aus, ist dies ein Hinweis auf eine Ruptur (O'Brien, 1984). Der *Copeland-Test* benötigt eine Blutdruckmanschette. Diese wird am betroffenen Unterschenkel in passiver Plantarflexion angelegt und auf 100 mmHg aufgepumpt. Bei passiver Dorsalflexion steigt bei intakter Achillessehne der Druck auf etwa 140 mmHg. Dieser Anstieg bleibt bei einer Achillessehnenruptur aus (Copeland, 1990). Maffulli testete die Sensitivität und Spezifität der einzelnen klinischen Tests. Mit einer Sensitivität von 96% und einer Spezifität von 98% für den Simmonds- bzw. Thompson-Test und einer Sensitivität von 88% und einer Spezifität von 92% für den Matles-Test kann die Diagnose mit einfachen Handgriffen schnell und sicher gestellt werden (Maffulli, 1998).

---

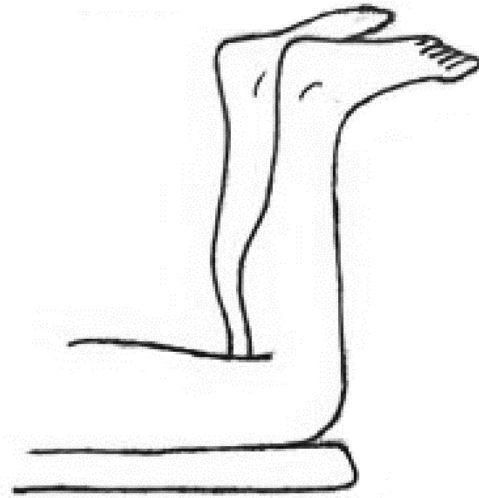
**Thompson-Test****Matles-Test**

Abbildung 1.2: Skizze des Thompson- und Matles-Test.

### 1.6.3 Bildgebende Diagnostik

Da die Achillessehnenruptur meist auf ein traumatisches Ereignis zurückzuführen ist, sollte stets eine Röntgenuntersuchung des Fußes in zwei Ebenen erfolgen, um eine knöcherne Beteiligung auszuschließen. Mittels Sonografie kann schnell und sicher eine Kontinuitätsprüfung der Sehne erfolgen. Diese kostengünstige und gut verfügbare Untersuchungsmethode erlaubt zusätzlich eine dynamische Beurteilung. In unklaren Fällen, bei rezidivierenden Rupturen oder bei Verdacht auf degenerative Veränderungen kann die Bildgebung mittels Magnetresonanztomografie ergänzt werden, gehört jedoch nicht zur Standarduntersuchung (Amlang and Zwipp, 2011, Raschke et al., 2010, Maffulli and Ajis, 2008).



## 1.7 Therapie

Die optimale Behandlung einer Achillessehnenruptur wird nach wie vor kontrovers diskutiert. Sowohl die operative Rekonstruktion als auch die konservative Therapie stellen akzeptierte Methoden dar. Bezüglich der operativen Technik stehen die offene als auch die perkutane Rekonstruktion zur Verfügung. Rerupturrate, Infektionswahrscheinlichkeit, resultierendes klinisches Outcome und die benötigte Zeit bis zum Wiedererlangen der vollen Belastbarkeit stellen Auswahlkriterien zur Therapieform dar. So haben Gulati et al. in einer Metaanalyse ein 13%-iges Rerupturrisiko für konservativ therapierte Achillessehnenrupturen gegenüber 4% bei offen und 2% bei minimal-invasiv operierten Rupturen festgestellt (Gulati et al., 2015). Ähnliche Resultate wurden in der Arbeit von van der Eng et al. (van der Eng et al., 2013) und weiteren Autoren beschrieben (Popovic and Lemaire, 1999, Thevendran et al., 2013). Twaddle et al. gaben das Rerupturrisiko für operierte Rupturen mit 10% an und für konservativ behandelte mit 4,5% (Twaddle and Poon, 2007). Infektionen, Wundheilungsstörungen und das Risiko für Nervenschäden sind ein nicht zu unterschätzendes Risiko bei der operativen Versorgung (Holm et al., 2015, Amendola, 2014). Das Infektionsrisiko geben Keating et al. und Nilsson-Helander et al. zwischen 2 und 5,1% an (Keating and Will, 2011, Nilsson-Helander et al., 2010). Nervenschäden kommen bei 4,1 bis 7,1% der Fälle vor (Metz et al., 2008, Nilsson-Helander et al., 2010). Zwar ist die Rückkehr zur vollen Belastbarkeit und die Aufnahme sportlicher Aktivitäten (Return to sports) für beide Therapieansätzen gegeben, eine schnellere Rehabilitation zeigte sich jedoch für die operative Rekonstruktion (McCormack and Bovard, 2015, Majewski et al., 2000). Soroceanu et al. hatten eine um 19 Tage frühere Rückkehr zur Arbeit bei operativ versorgten Rupturen festgestellt (Soroceanu et al., 2012).

Somit hat jede Behandlungsmethode ihre Vor- und Nachteile, welche individuell für jeden Patienten evaluiert werden sollten. Zu berücksichtigen ist unter anderem das Alter des Patienten, begleitende Komorbiditäten sowie die angestrebte sportliche Aktivität nach dem Unfallereignis (Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie, 2012, August). Folglich kann die Therapie eines Athleten vom dem eines sportlich nicht aktiven Patienten grundsätzlich abweichen, auch wenn das Verletzungsmuster gleich ist.

---

---

### 1.7.1 Konservative Therapie

Damit die rupturierte Achillessehne heilen kann, müssen die Rupturenden adaptiert und ruhiggestellt werden. Hierzu wird der Fuß in einer Schiene oder Orthese in 30° Plantarflexion gehalten und über einen Zeitraum von etwa 8-12 Wochen stufenweise in Neutralposition gebracht (Gulati et al., 2015). Je nach Therapiekonzept wird der Fuß während dieser Zeit teilbelastet oder bleibt komplett immobilisiert. Für die *konservative Therapie* zeigte die *frühfunktionelle Teilbelastungstherapie* gegenüber der *Immobilisationstherapie* signifikante Vorteile und ein besseres klinisches Outcome. Der Vorteil besteht hier nicht in einer Verringerung der Komplikationen wie Reruptur, Adhäsion, Infektion oder einem Funktionsdefizit, sondern in einer schnelleren Wiederherstellung der Ausgangsbelastbarkeit und höherer Patientenzufriedenheit (McCormack and Bovard, 2015).

### 1.7.2 Operative Rekonstruktion

Ziel der operativen Therapie ist die Readaption der Rupturenden. In der Literatur sind diverse Techniken zur Versorgung einer Sehnenruptur beschrieben. Zum Einsatz kommen unter anderem Transplantate, Umkipplplastiken, End-zu-End-Nähte oder auch Kombinationen verschiedener Methoden. Häufig beschrieben ist die Naht nach Bunnell, Kirchmayr-Kessler, Krackow und die Core-Weave-Technik. Minimal-invasiv wird häufig die Technik nach Ma and Griffith genannt. Die Operation erfolgt in Bauchlage in Vollnarkose oder Regionalanästhesie. Es empfiehlt sich der dorsomediale Zugangsweg, um das Risiko der Schädigung des Nervus suralis zu mindern (Amlang et al., 2010). Nach derzeitigem Kenntnisstand ermöglicht die operative Behandlung eine frühzeitigere Belastung der Sehne und geringere Rerupturraten (Popovic and Lemaire, 1999, Thevendran et al., 2013, van der Eng et al., 2013, Gulati et al., 2015). Nachteil der offenen Operation bleibt weiterhin das erhöhte Infektionsrisiko und das Risiko einer postoperativen Wundheilungsstörung, die zu einem protrahierten Krankheitsverlauf führen (Holm et al., 2015, Amendola, 2014). Das kosmetische Ergebnis kann durch den größeren Zugang gegenüber minimalinvasiven Eingriffen schlechter sein. Perkutan versorgte

---

Achillessehnenrupturen zeigen im Vergleich zu offenen Techniken ein geringeres Infektionsrisiko. Jedoch ist die Rate der Nervus suralis Schädigung erhöht (Del Buono et al., 2014).

### 1.7.3 Anschlussbehandlung

Eine frühfunktionelle Teilbelastungstherapie ist der reinen Immobilisation überlegen und deshalb vorzuziehen. Sowohl nach konservativer als auch nach operativ rekonstruierter Achillessehne führt sie zu erhöhter Stabilität (Leppilahti and Orava, 1998, Pneumaticos et al., 2000) und besserer Gleitfähigkeit der Sehne (Lin et al., 2004). Außerdem zeigte sich bei Patienten mit früher Belastungstherapie eine verminderte Wadenatrophie und ein rascheres Return to sports. Sorrenti zeigte in einer Untersuchung von 64 Patienten, dass dieses Kraftniveau innerhalb von 100 Tagen nach einer Operation wiederhergestellt ist (Sorrenti, 2006). Ähnliche Ergebnisse konnten auch Aoki et al. und Speck et al. feststellen (Speck and Klaue, 1998, Aoki et al., 1998).

### 1.7.4 Spaltbildung im Heilungsprozess

Ein wichtiger Faktor während der Heilungsphase ist die Möglichkeit einer Ruptur-Dehiszenz bzw. Spaltbildung der Rupturenden. Ein großer Rupturspalt führt zu einem längeren Genesungsprozess bis zur Wiederherstellung der vollen Maximalkraft und Steifigkeit. Gelberman et al. konnten an einem in vivo Versuchsmodell an Hunden einen negativen Effekt auf diesen Prozess ab einem Rupturspalt von 3mm zeigen (Gelberman et al., 1999). In einer Studie mit radioaktiven Markern konnten Ejeskär und Irstam 1981 einen Zusammenhang zwischen großem Rupturspalt und schlechtem Outcome feststellen (Ejeskär and Irstam, 1981). Ein großer Rupturspalt prädisponiert aufgrund weniger stark ausgeprägten Cross-links zu Rerupturen (Frank et al., 1995).

---

## 1.8 Studiengegenstand

Studiengegenstand ist die Frage nach der Überlegenheit zweier gängiger Nahttechniken zur Sehnen-Rekonstruktion in Bezug auf die Maximalkraft und auf eine Sehnenpalt- bzw. Dehiszenz-Bildung von 3mm. Diese biomechanische Untersuchung ist eine reine ex vivo Studie zur Beurteilung der primären Stabilität des Sehnen-Naht-Konstruktes. Es wurden die etablierte Naht nach Bunnell und eine modifizierte doppelte Kirchmayr-Kessler-Naht miteinander verglichen. Dabei handelt es sich um eine Zweistrang- (Bunnell) und eine Vierstrang-Technik (doppelte Kirchmayr-Kessler). Beide Techniken haben nach Abschluss der Naht einen geringen verbleibenden Fadenanteil auf der Sehne (jeweils vier kurze Abschnitte pro Sehnenstumpf). Weniger epitendinös verbleibendes Nahtmaterial mindert die Entstehung von Adhäsionen und erlaubt bessere Funktionalität. Eine hohe Primärstabilität der Maximalkraft führt zu einer rascheren Belastbarkeit nach Intervention und vermindert die Rerupturrate. Eine hohe Dehiszenzkraft bei einem 3mm-Spalt führt zu einer späteren Spaltbildung und vermindert das Risiko von Adhäsionen und Heilungskomplikationen, wie Rerupturen und längeres Zeitintervall bis zur vollen Belastbarkeit.

---

## 2 METHODEN

Diese Arbeit verglich die etablierten Nahttechniken nach Bunnell und Kirchmayr-Kessler hinsichtlich der Stabilität des Sehnen-Naht-Konstruktes. Für die Versuche wurden Schweinesehnen verwendet. Das Nahtmaterial für alle Versuche war der ORTHOCORD® (Stärke 2 nach USP) Faden von DePuySynthes. Die Testung und Dokumentation der Versuche erfolgte mittels einer Materialprüfmaschine (ZwickiLine 2,5kN und Kraftmessdose von Zwick/Roell) und einer dreidimensionalen Erfassung mittels PONTOS 5M.

### 2.1 Auswahl der Nahttechniken

Es sollte eine Technik überprüft werden, die klinisch eine relevante Bedeutung hat. Hinsichtlich der Naht erhöhen mehrere Nahtstränge zwar die Primärstabilität und sind resistenter gegen Spaltbildung an den Rupturenden (Dogramaci et al., 2008), erhöhen aber das intratendinöse Trauma. Dies resultiert in azellulären Regionen um das eingebrachte Sehnenmaterial mit längerer Entzündungsreaktion und verzögerter Heilung (Wong et al., 2010). Nahtmaterial sowie Knoten auf der Sehne mindern die Gleitfähigkeit der Sehne (Zhao et al., 2001) und erhöhen die Bildung von Adhäsionen (Amadio, 2005).

Unter Berücksichtigung dieser Erkenntnisse fiel die Wahl auf zwei etablierte und häufig eingesetzte Nahttechniken: Die Naht nach Bunnell, und eine doppelte modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht. Sowohl die Bunnell-Naht als auch die Kirchmayr-Kessler-Naht wurden in zahlreichen Studien in diversen biomechanischen Versuchsmodellen in vivo und in vitro untersucht. In diesem Zusammenhang wurden Nahtmodifikationen und unterschiedliche Sehnen- sowie Fadenmaterialien verwandt. Aufgrund ihrer breiten klinischen Anwendung und der vielen wissenschaftlichen Untersuchungen dienen diese beiden Techniken oftmals als Referenz für neue Nahttechniken. Trotz der vielen Studien konnte nicht geklärt werden, welcher Nahttechnik der Vorzug zu geben ist.

---

### 2.1.1 Bunnell-Naht

Bunnell beschrieb 1954 eine heute noch gebräuchliche, wenn auch abgeänderte, Nahttechnik für die Sehnenrekonstruktion (Bunnell, 1954). Er verwendete einen doppelt gelegten Draht zur Sehnendurchflechtung und ein Schiffchen als Verankerung des Drahtes auf dem proximalen Sehnenstumpf. Das Schiffchen diente der Kraftübertragung auf die Sehne und verhinderte ein Durchschneiden des Drahtes durch die Sehne. Der Draht wurde zweifach transversal, rechtwinklig zueinander, durch den proximalen Sehnenstumpf geführt und kreuzte den Rupturspalt einmal. Distal wurde der Draht perkutan ausgeführt und an einem Knopf verankert. Dies diente der Drahtentfernung 3 Wochen postoperativ (vgl. **Abbildung 2.1, S. 16**). Durch die Verwendung resorbierbarer Fäden ist eine postoperative Fadenentfernung entbehrlich, so dass mittlerweile zahlreiche Modifikationen der Bunnell-Naht publiziert wurden. Meist kreuzen mehrere Stränge die Ruptur. Der Eingriff kann offen oder in minimal-invasiver Technik durchgeführt werden.

In der vorliegenden Studie wurde ein einfach gelegter Faden (ORTHOCORD® Stärke 2 nach USP) verwendet. Die Fadenführung begann am proximalen Stumpf, etwa ein Drittel vom Scheitel nach medial versetzt und trat 1 cm vom Rupturende ventral aus. Der Faden wurde um die Sehne geführt und trat dann von dorsal bei 1,5 cm wieder ein, so dass etwa ein Drittel Sehne gegriffen wurde. Von dort lief der Stich diagonal nach ventral mit Ausstich auf 2,5 cm und Wiedereintritt dorsal auf 3 cm Höhe. Erneut wurde etwa ein Drittel Sehne gegriffen. Der Stich lief diagonal nach ventral in gleicher Höhe. Es wurde im selben Schema wieder zum Rupturende genäht und dies auf dem distalen Stumpf wiederholt. Pro Sehnenstumpf kamen vier kurze Fadenstücke auf der Sehne zu liegen. Der Faden kreuzte den Rupturspalt zweifach und wurde in diesem geknotet und versenkt (vgl. **Abbildung 2.2, S. 17** und **Abbildung 2.3, S. 18**). Ein- und Austrittsstellen wurden klar definiert und mit Hautmarker vorab markiert.

---

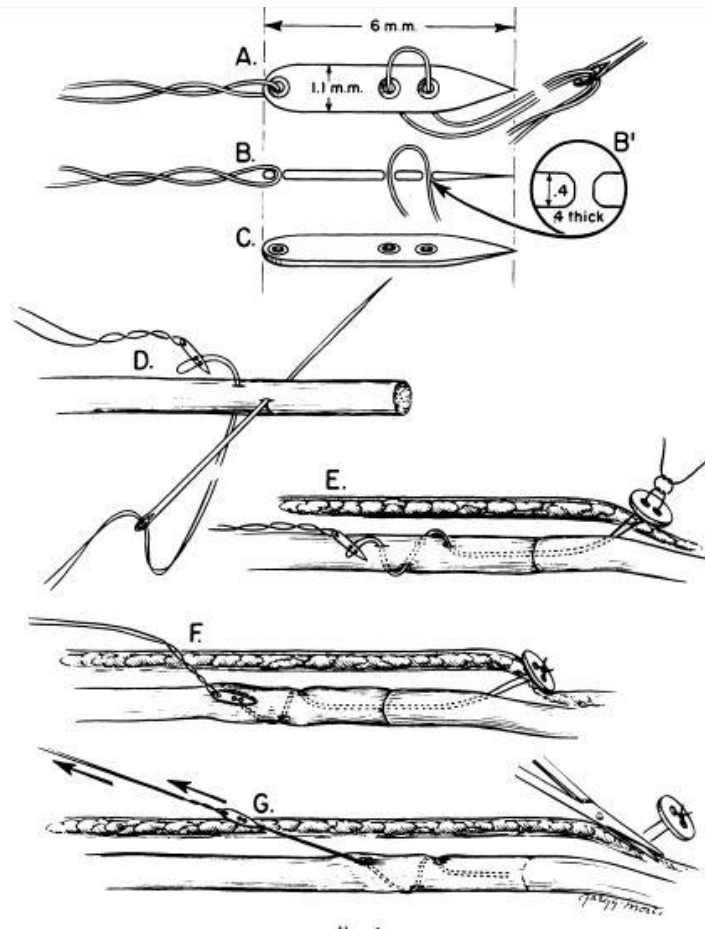


Abbildung 2.1: Original Bunnell-Naht.

Zeichnung seiner Naht aus der Veröffentlichung von 1954. Das Schiffchen (A-C) wird von einem nicht-resorbierbaren Faden aufgefädelt und dient als epitendinöse Fixierung des Fadens. Der Faden wird mit zwei rechtwinkligen Stichen in der Sehne verankert, anschließend intratendinös zum gegenüberliegenden Stumpf geführt und mit einem Knopf auf der Haut fixiert (D-F). Nach Heilung der Sehne wird der Draht durchtrennt und dieser über Zug einen am Schiffchen befestigten Draht entfernt (F)(Bunnell, 1954).

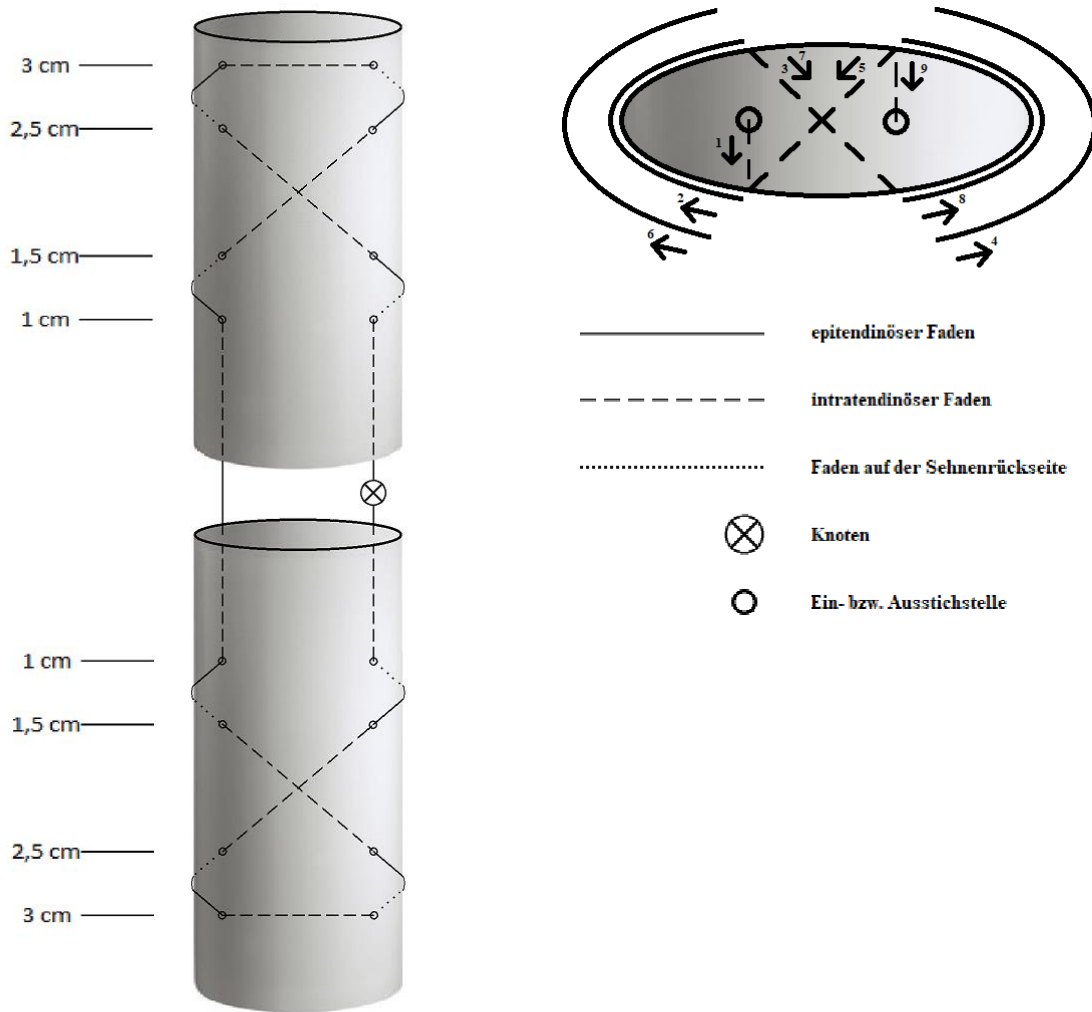
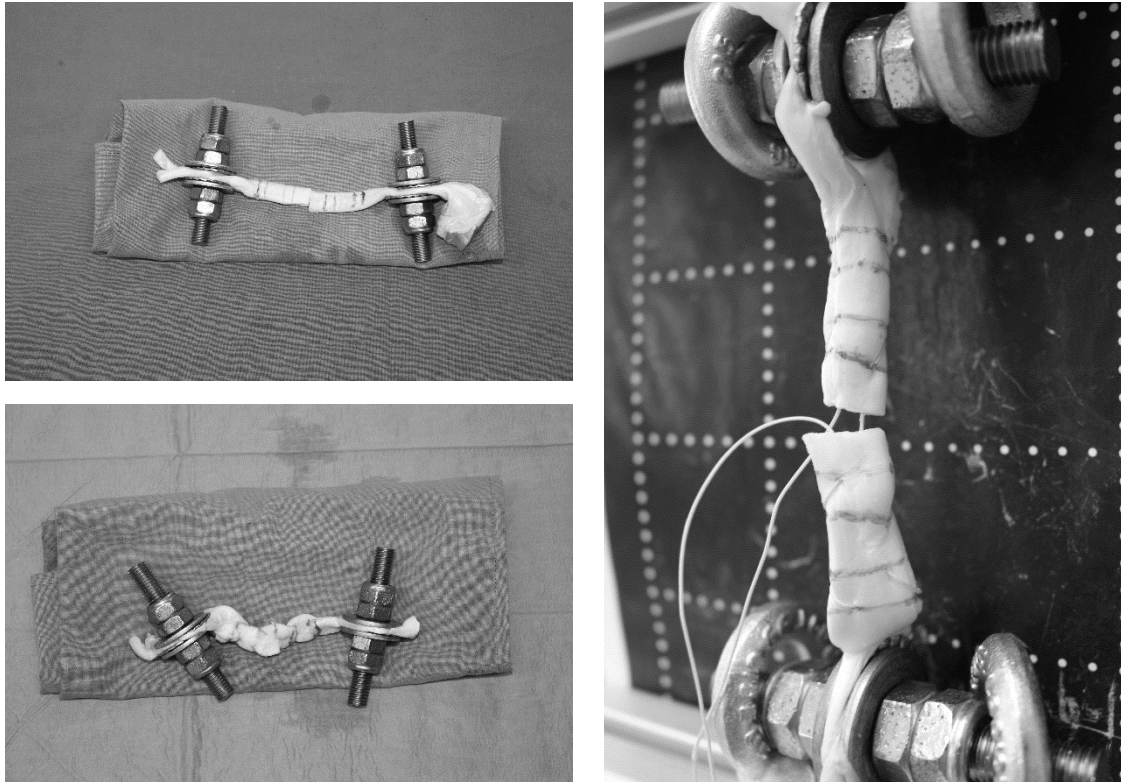


Abbildung 2.2: Schema der Bunnell-Naht.

Frontalsicht (links): Die Zentimeterangaben geben die Entfernung ab Rupturspalt wieder. Die gesamte Naht wurde mit einem Faden durchgeführt. Der Knoten liegt im Rupturspalt. Es werden jeweils etwa 1/3 Sehne gegriffen.

Aufsicht (rechts): Die Nummerierung gibt die Reihenfolge Fadenführung vor.





*Abbildung 2.3: Markierte Sehne und Bunnell-Naht.*

*Oben links: Durchtrennte Sehne in der Halterung mit Höhenmarkierung für die Naht.*

*Unten links: Fertig genähte Bunnell-Technik mit angezogenem Faden.*

*Rechts: Nach Bunnell vernähte Sehne, eingespannt in der Testmaschine vor dem Anziehen der Fäden.*

### 2.1.2 Doppelte modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht

Die Nahttechnik nach Kessler ist eine in der Handchirurgie weit verbreitete Technik. Auch für diese Nahttechnik existieren viele modifizierte Varianten. Allen gemein ist ein longitudinaler und ein transversaler Stich in L-Form. Die Verankerung in der Sehne, die Anzahl der Stränge und die Platzierung der Knoten wurde in jeder Modifikation anders beschrieben. Seine ursprüngliche Technik von 1969 (Kessler and Nissim, 1969) bezeichnete Kessler in einer Veröffentlichung von 1973 als „grasping technique“. Sie umgreift 1cm entfernt beider Rupturenden etwa ein Viertel der Sehne und verankert den Faden mit einem Knoten. Es folgen ein transversaler Stich zur anderen Seite und ein

---

weiterer Knoten um ein Viertel der Sehne. Der longitudinale Stich läuft innerhalb der Sehne und kreuzt die Ruptur. Der Austritt ist 1cm von der Ruptur entfernt, wo der Startpunkt der gegenüberliegenden Naht liegt. Die Fadenenden kommen diagonal zueinander zu liegen und werden miteinander verknotet (vgl. **Abbildung 2.4, S. 20**) (Kessler, 1973).

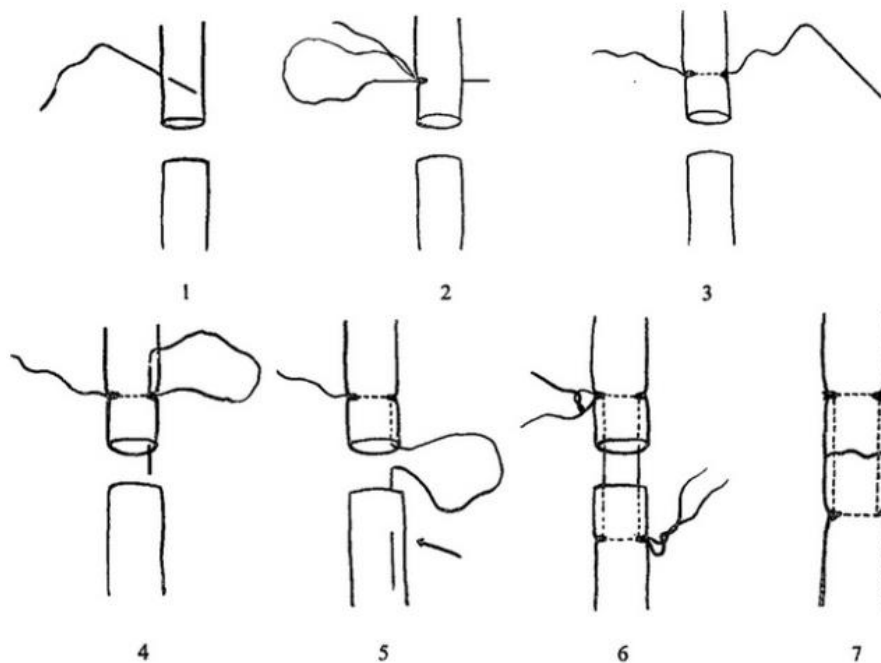
Urbaniak et al. stellten die Durchführung der von Kessler beschriebenen Technik auf einem Chirurgenkongress fälschlicherweise anstatt mit einem Knoten an beiden Scheiteln des proximalen und distalen Sehnenstumpfs mit Unterstechung vor (Urbaniak et al., 1975). Diese „falsche“ Version der Kessler-Technik erlangte jedoch Popularität und wurde in der Folge weit verbreitet verwendet (Sebastin et al., 2013). Kirchmayr beschrieb schon 1917 eine ähnliche Technik (Sebastin et al., 2013). Der entscheidende Unterschied zur Naht nach Kessler liegt in der Verwendung nur eines Fadens und Unterstechung des Fadens statt eines Knotens an den Austrittspunkten.

Das für die hier durchgeführte Technik verwendete Nahtmaterial waren zwei Fäden (ORTHOCORD® Stärke 2 nach USP) in unterschiedlicher farblicher Markierung. Die Naht begann mit einem longitudinalen Stich am distalen Rupturstumpf, etwa 4 mm vom Scheitelpunkt nach medial versetzt. Der Ausstich erfolgte 1,5 cm vom distalen Rupturende entfernt nach ventral. Der Faden wurde anschließend auf Höhe des Ausstichs am Scheitel der Sehne erneut eingestochen und lief intratendinös transversal zum gegenüberliegenden Scheitel. Dabei wurde der longitudinale Faden unterstochen. Vom Scheitelpunkt der Sehne wurde der Faden erneut auf gleicher Höhe etwa 2 mm nach ventral geführt und der transversale Faden diesmal überstochen. Von dort aus wurde der longitudinal verlaufende Faden intratendinös zum Rupturende genäht und kreuzte den Rupturspalt zum proximalen Sehnenstumpf. Die Arbeitsschritte wurden auf der proximalen Seite wiederholt. Mit einem zweiten Faden wurde die Prozedur wiederholt. Jedoch lag der longitudinale Einstich nun 2 mm vom Scheitel nach medial versetzt (zwischen Scheitel und erstem Faden) und der Ausstich erfolgte auf 2 cm Höhe (0,5 cm distal des ersten Fadens). Nach vollzogener Naht kreuzten vier Fäden den Rupturspalt. Die jeweiligen Fadenenden (farblich markiert) wurden im Rupturspalt jeweils durch 5 Knoten fixiert. Auch bei dieser Technik waren am Ende pro Sehnenstumpf vier kurze

---

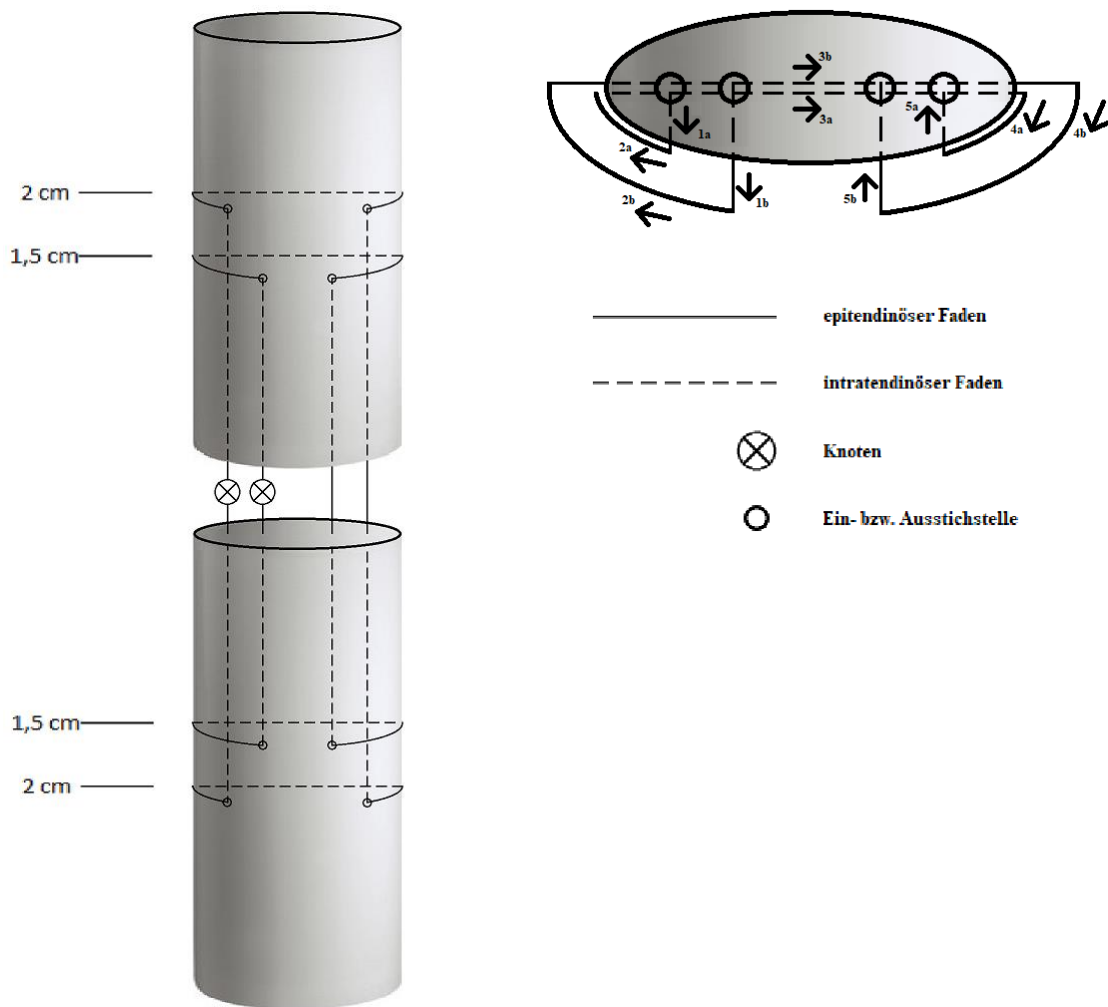
Fadenstücke auf der Sehne sichtbar (vgl. **Abbildung 2.5, S. 21** und **Abbildung 2.6, S. 22**).

Die in dieser Versuchsreihe verwendete Technik mit Unterstechung an den Eckpunkten statt Knoten und einem durchgehenden Fadenlauf statt zwei einzelner Fäden entspricht der Kirchmayr-Technik. In der Literatur wird diese Technik trotzdem häufig als Kessler-Naht bezeichnet. In Anlehnung an die weit verbreitete Nomenklatur wählten wir für die hier verwendete Technik die Bezeichnung Kirchmayr-Kessler-Naht.

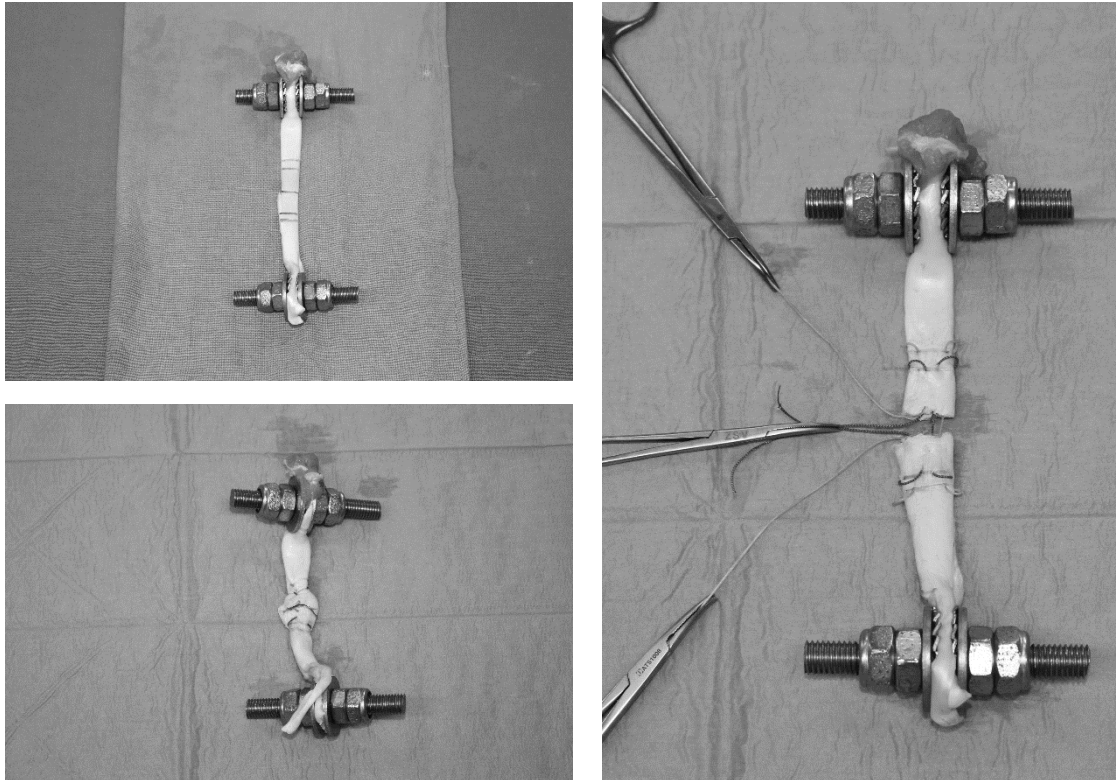


*Abbildung 2.4: Original Kessler-Naht.*

*Zeichnung seiner Naht aus der Veröffentlichung von 1973. Der Faden wird transversal durch die Sehne geführt und auf beiden Seiten mit einem Knoten fixiert (1-3). Anschließend folgt ein intratendinöser Stich zur gegenüberliegenden Seite und eine erneute Fixierung mittels Knoten (4-5). Die Prozedur wird wiederholt und die beiden L-förmigen Nähte an den Scheitelpunkten miteinander verknotet (6-7).*



*Abbildung 2.5: Schema der doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht.*  
*Frontalsicht (links): Die Zentimeterangaben geben die Entfernung ab Rupturspalt wieder. Es wurden zwei Fäden für die Durchführung verwendet. Die Knoten liegen im Rupturspalt. Die longitudinalen Läufe werden jeweils 2mm und 4mm entfernt vom Scheitelpunkt in die Sehne eingeführt.*  
*Aufsicht (rechts): Die Nummerierung a und b geben die Reihenfolge der jeweiligen Fadenführung vor.*



*Abbildung 2.6: Markierte Sehne und Kirchmayr-Kessler-Naht.*

*Oben links: Durchtrennte Sehne in der Halterung mit Höhenmarkierung für die Naht.*

*Unten links: Fertig genähte Kirchmayr-Kessler-Technik mit angezogenem Faden.*

*Rechts: Fertig vernähte Kirchmayr-Kessler-Naht vor dem Anziehen der Fäden.*

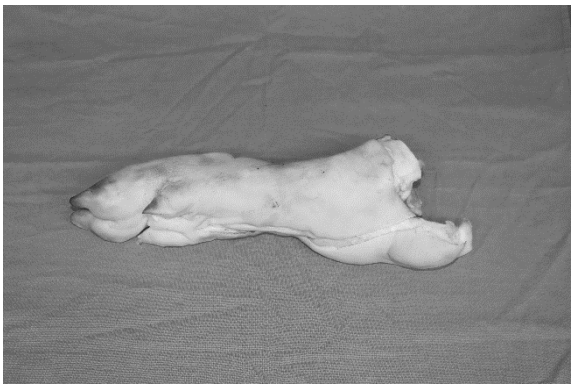
## 2.2 Verwendetes Material

### 2.2.1 Sehnenpräparate

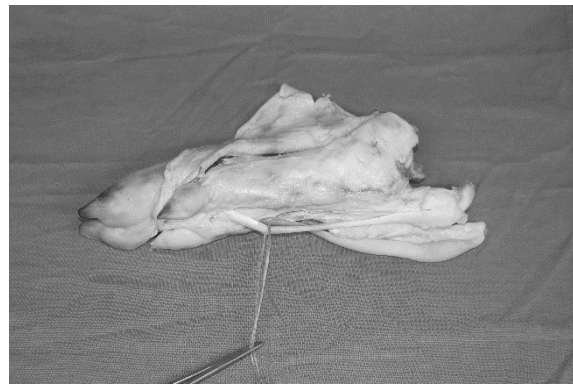
Als Testpräparate wurden die Tendines flexorum digitorum profundus aus dem rechten Hinterlauf von Schweinen verwandt. Die Tiere, respektive Präparate, stammten von einem Schlachthof und waren ein Nebenprodukt aus dem Schlachtbetrieb. Die Tiere wurden nicht zum Zweck dieser Arbeit getötet, weshalb kein Ethikantrag notwendig war. Das Veterinäramt wurde über die Verwendung für diese Studie schriftlich informiert.



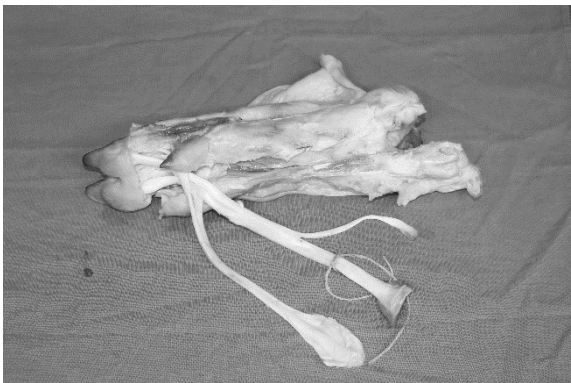
Zur Präparation der Sehne wurde die Haut entfernt und das Bindegewebe über dem Sehnenverlauf eröffnet. Der Tendo flexor digitorum profundus wurde vom Musculus flexor digitorum profundus, der meist noch etwa 1-2 cm lang am proximalen Teil der Sehne erhalten war, bis zum Vorfuß freigelegt und hier scharf abgetrennt (vgl. **Abbildung 2.7, S. 23**). Die erhaltene Sehne wurde auf Breite und Dicke ausgemessen und anschließend in einem Beutel bei  $-20^{\circ}\text{C}$  tiefgefroren. Der Tendo calcaneus des Schweines war nicht geeignet für diese Versuchsreihen, da dieser zu kurz ist, um in das Testgerät eingespannt und anschließend adäquat und standardisiert vernäht zu werden.



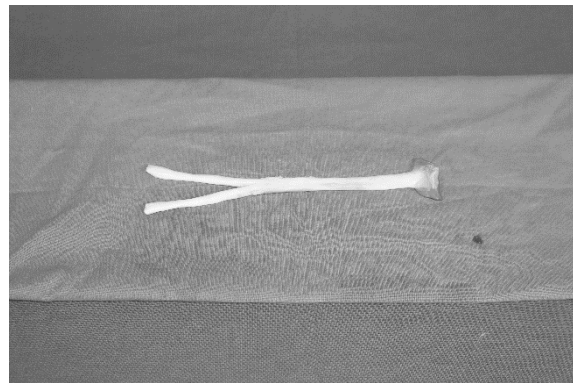
*rechter Hinterlauf des Schweines*



*Hautpräparation und Anschlingen des Tendo flexor digitorum profundus*



*Auspräparation der Sehne und Abtrennen von den Zehen. Die Sehne des M. flexor digitorum superficialis wird verworfen*



*Tendo flexor digitorum profundus mit Restanteil des Muskelbauchs.*

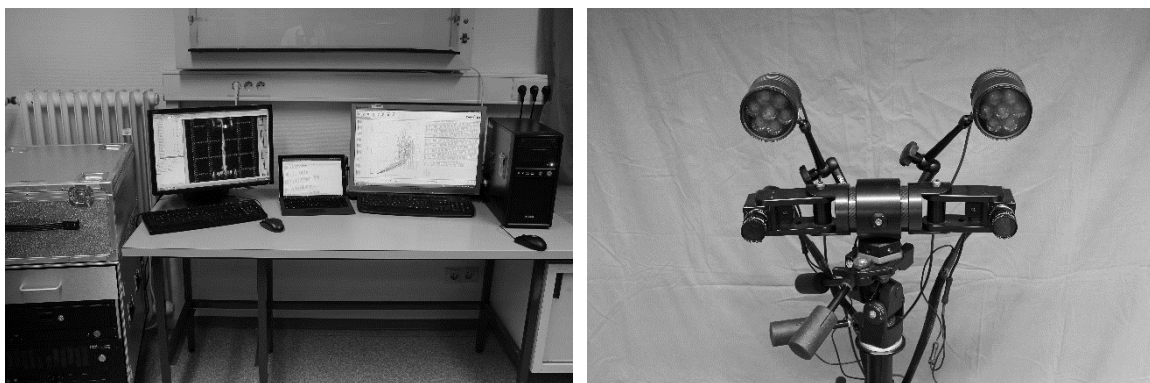
*Abbildung 2.7: Sehnenpräparation.*

### 2.2.2 ORTHOCORD® (Nahtmaterial)

Bei dem verwendeten Nahtmaterial handelte es sich um einen geflochtenen, beschichteten, synthetischen, teilresorbierbaren Faden der Stärke 2 (ca. 0,5mm) nach USP. Dieser bestand aus resorbierbarem Polydioxanon (PDS) und nicht resorbierbarem Polyethylen mit einer Kopolymerbeschichtung aus 90% Caprolaktin und 10% Glykolid. Dieser Faden wurde für orthopädische Einsatzzwecke entwickelt und getestet (DePuy Mitek, 2012).

### 2.2.3 PONTOS 5M (Optisches Prüfsystem)

Die optische Erfassung bzw. Messung erfolgte durch sequenzielle Bildaufnahmen des optischen Prüfsystems PONTOS 5M (vgl. **Abbildung 2.8, S. 24**). Dieses System kann über eine dreidimensionale Messtechnik Materialverformungen aufnehmen. Mit einer Aufnahme­frequenz von 15 Bildern pro Sekunde können Verschiebungen bzw. Verformungen mit einer Auflösung von 5µm (Genauigkeit) erfasst werden (GOM GmbH, 2018). Diese technischen Parameter ermöglichten die Erfassung der Sehnenspaltmessung mit einer sehr hohen Präzision. Die automatische Punkt-zu-Punkt-Messung mit aufgeklebten Erfassungspunkten war für diese Versuchsreihen nicht optimal geeignet, so dass die Auswertung manuell anhand von Pixeln realisiert wurde.



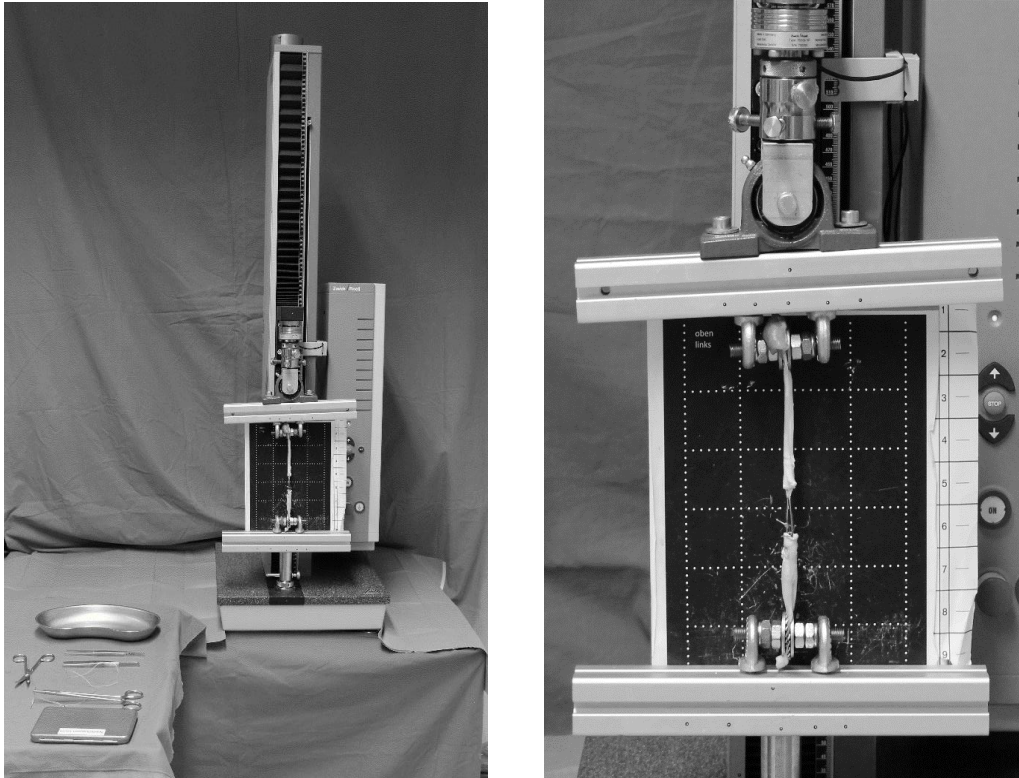
*Abbildung 2.8: Steuereinheit der PONTOS 5M und Materialprüfmaschine ZwickiLine 2,5kN (links) und PONTOS 5M Kamerasystem (rechts)*

#### 2.2.4 Materialprüfmaschine ZwickiLine 2,5kN mit einer Kraftmessdose Zwick/Roell Typ XForce HP und Software TestXpert® II

Die verwendete Prüfmaschine war eine ZwickiLine 2,5kN mit einer maximalen Prüfkraft von 2,5kN (vgl. **Abbildung 2.9, S. 26**). Sie ist geeignet für einachsige Druck-, Zug- und Biegeversuche (Zwick GmbH & Co KG, 2011) und besteht aus einem Lastrahmen, einer statischen Einspannvorrichtung auf der Grundplatte, einer oberhalb liegenden fahrbaren Einspannvorrichtung und dem dazu gehörigen Antrieb. Die beiden Einspannvorrichtungen bestanden jeweils aus einer Aluminiumschiene. Die Prüfmaschine kann die obere Einspannvorrichtung mit einer Geschwindigkeit von 0,0005-1000 mm/min bewegen. Die Kraftmessdose befand sich an der oberen Einspannvorrichtung. Diese Kraftmessdose war eine Zwick/Roell Typ XForce HP. Mit der verwendeten Software TestXpert® II konnte die Prüfmaschine über einen Computer angesteuert werden. Die erfassten Messdaten der Kraftmessdose wurden mit einer Frequenz von 100Hz an den Computer übertragen. Die Software TestXpert® II speicherte diese empfangenen Daten und erstellte Zeit-Kraft-Diagramme. Anhand der Messwerte wurde die spätere statistische Auswertung vorgenommen.

---





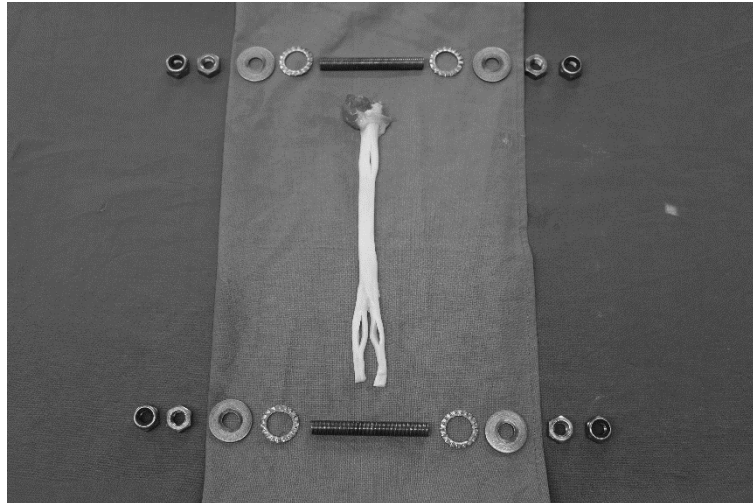
*Abbildung 2.9: Materialprüfmaschine ZwickiLine 2,5kN.*

*Links: Kraftmessdose (oben) und Aluminiumschienen mit Ösen zum Einhängen der Einspannvorrichtung.*

*Rechts: Übersichtsbild des Setups. ZwickiLine 2,5kN und gerichteter Tisch mit den Nahtinstrumenten.*

## 2.2.5 Einspannvorrichtung und Sehnenhalterung

Zum Einspannen der Sehne in die Materialprüfmaschine wurden beide Sehnenenden im Faserverlauf mit einem Skalpell mittig eröffnet und jedes Sehnenende über eine Stange mit M10 Gewinde gelegt (vgl. **Abbildung 2.10, S. 27**). Von beiden Seiten verhinderte jeweils, von innen nach außen angelegt, eine Fächerscheibe (DIN 6798 IZ AZ 12,5 mm), eine Unterlegscheibe (DIN 9021), eine Edelstahlmutter mit M10 Innengewinde (DIN 934) und eine selbstsichernde Mutter (ebenfalls DIN 934) ein Ausreißen der Sehne aus dieser Vorrichtung. Als obere Aufhängung und untere Fixierung für die beiden Gewindestangen dienten an den Aluminiumschienen jeweils zwei Ösen, in welche die Gewindestangen lose gelegt wurden.



*Abbildung 2.10: Sehne mit Befestigungsmaterial*

*Die Gewindestange wird durch die Sehne gefädelt. Von innen nach außen sichert eine Fächerscheibe, eine Unterlegscheibe, eine Edelstahlmutter und eine selbstsichernde Mutter die Sehne vor dem Ausreißen.*

## 2.3 Versuchsaufbau

Die tiefgefrorenen Sehnen wurden am Versuchstag aus dem Tiefkühlfach geholt und tauten bei Zimmertemperatur auf. Die Zuteilung der Sehnen für die einzelnen Nahttechniken wurde randomisiert. Mit einem Hautstift wurden die Markierungen für die spätere Durchtrennung der Sehne sowie Ein- und Ausstichstellen der nachfolgenden Naht angezeichnet. Die Sehnenstümpfe wurden mit einem ORTHOCORD® der Stärke 2 nach der Bunnell-Technik oder der doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht vernäht und mit fünf Knoten gesichert. Die Zeit vom ersten Nadeleinstich bis zum letzten Knoten wurde gemessen. Nach dem letzten Knoten wurde der fahrbare obere Teil der Test- bzw. Prüfmaschine auf die Anfangshöhe gefahren. Hierbei wurde darauf geachtet, dass noch kein Zug auf der Sehne lastet, aber genug Spannung aufgenommen wurde, damit im nachfolgenden Zugversuch die Gewindestangen stabil in den Ösen liegen. Daraufhin wurde das programmierte Versuchsprotokoll begonnen mit Erfassung durch das optische Prüfsystem. Die Software TestXpert® II protokollierte die ermittelten Messdaten der Kraftmessdose Zwick/Roell Typ XForce HP mit einer Frequenz von 100Hz und automatisierter Speicherung auf dem Rechner. Das optische Prüfsystem PONTOS 5M

wurde auf eine Bildfrequenz von einem Bild pro Sekunde eingestellt. Die Bilddokumentation erfasste alle drei Phasen des Versuchablaufs inklusive der Spaltnessung.

Alle Versuche erfolgten unter identischen Bedingungen hinsichtlich des Versuchsablaufs. Dies beinhaltete alle Schritte der Sehen-Präparation, der Sehnen-Rekonstruktion, sowie der biomechanischen Testung. Standardisierte Markierungen an jeder einzelnen Testsehne gewährleisteten eine identische Nahttechnik und Qualität durch vorgegebene Ein- und Ausstichstellen bei der Sehnennaht.

## 2.4 Versuchsablauf

Das Fahrprotokoll mit den einzelnen Phasen wurde auf der Software TestXpert® II programmiert und von dieser auf die Materialprüfmaschine ZwickiLine 2,5kN übertragen und durchgeführt. Das Protokoll wurde in der Arbeitsgruppe Biomechanik unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang (Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen) etabliert und in der Dissertation von Herrn Dr. med. Christoph Salewski beschrieben (Salewski, 2015).

Das Test-Protokoll besteht aus 3 Phasen:

**1. Setzphase:** Die eingespannte Sehnen-Naht-Rekonstruktion wurde mit einer Geschwindigkeit von 2 mm/s auf 10 N Spannung angefahren und in dieser Position 15 Sekunden gehalten. In dieser Zeit „setzte“ sich die Naht und damit das gesamte Sehnen-Naht-Konstrukt. Diese „Setzphase“ zeichnete sich durch einen messbaren Spannungsverlust aus, der für jede Nahttechnik charakteristisch ist.

**2. Langsame Zugphase:** Im Anschluss an die Setzphase folgte der langsame Zug mit einer Geschwindigkeit von 0,2 mm/s bis zu einer gemessenen Kraft von 100 N. Durch diese langsame Zugsteigerung war eine genaue Fotodokumentation der Spaltbildung bei der manuellen Ausmessung ohne Ungenauigkeiten realisierbar. Es wurde alle 0,2 mm Fahrweg ein Bild gespeichert. Charakteristisch für diese Phase ist die Steigung im Kraft-Zeit-Diagramm pro Wegstrecke. Aus der definierten und konstanten Fahr-

---

geschwindigkeit von 0,2 mm/s lässt sich hieraus die Steifigkeit [N/mm] der Sehnen-Naht-Konstruktion berechnen. Sie beschreibt, wie viel Kraft aufgewendet werden muss, um die Sehnen-Naht-Konstruktion um 1 mm zu dehnen.

**3. Schnelle Zugphase:** Wurde die Zugkraft von 100 N erreicht, steigerte das Prüfprotokoll die Geschwindigkeit der Prüfmaschine auf 2 mm/s bis zum Versagen des Sehnen-Naht-Konstruktes. Dies wurde definiert als ein Abfall der Kraft auf 20% der Maximalkraft.

Der gesamte Versuchsablauf dauerte 1-3 Minuten.

## 2.5 Messen der 3mm-Dehiszenz und Maximalkraft

Die Ermittlung der aufgenommenen Kraft bei einer 3mm Spaltbildung erfolgte anhand der Wertetabellen der Software TestXpert® II und den Bildern der PONTOS 5M. Die Spaltnessung wurde manuell über Pixelbestimmung durchgeführt. Das optische Prüfsystem PONTOS 5M erlaubte dementsprechend eine Genauigkeit von 5µm (entspricht dem Abstand zweier Pixelpunkte).

Die Maximalkraft wurde in jedem einzelnen Versuch von der Software TestXpert® II angegeben. Hier musste keine Rechnung vorgenommen werden.

## 2.6 Dokumentation

Die Bilder wurden von der PONTOS 5M aufgenommen und gespeichert. Die Zeitmessung vom ersten Stich bis zum letzten Knoten wurde mittels Stoppuhr gemessen und notiert. Die Messwerte Kraft, Weg und Zeit wurden von der Software TestXpert® II der Materialprüfmaschine gespeichert und tabellarisch und graphisch dargestellt.

---

---

## 2.7 Statistische Auswertung

In dieser Arbeit wurden die Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  [N] und die Maximalkraft  $F_{\text{max}}$  [N] zweier Nahttechniken mit einer schließenden Statistik verglichen. Die zu vergleichenden Nahttechniken waren die Bunnell- und die modifizierte doppelte Kirchmayr-Kessler-Naht (vgl. **Abbildung 2.2, S. 17** und **Abbildung 2.5, S. 21**).

Die Signifikanzwerte für die Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  wurde mit 20 N und für die Maximalkraft  $F_{\text{max}}$  mit 50 N Differenz definiert.

Deskriptiv wurden zusätzlich nachfolgende Werte verglichen: Steifigkeit (N/mm), Nahtzeit (s), Querschnittsfläche  $A$  ( $\text{mm}^2$ ), Spannung (N/mm), Setzverhalten (%), Elastizität (%). Die Darstellung erfolgt mittels Histogramme und Boxplots.

Für die Auswertung musste eine vorliegende Normalverteilung geprüft werden. Das Ergebnis dieser Prüfung war ausschlaggebend für die angewandten statistischen Tests. Bei Vorliegen normaler Verteilung wurde der parametrische t-Test angewandt und Mittelwerte, sowie die Standardabweichung SD ermittelt. Bei nicht normalverteilten Ergebnissen wurden nicht-parametrische Tests angewandt. Eine Aussage über Mittelwert und Standardabweichung wären hier nicht zulässig, so dass die Angabe über den Median und Quartile (Q1 und Q3) erfolgte.

Das Institut für klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen wurde vor Beginn der Experimente eingebunden, so dass nach den ersten Testuntersuchungen die Streubreite ermittelt wurde. Auf der Basis dieser ersten Versuchswerte ( $n=44$ ) wurde das Signifikanzniveau für die eigentlichen Versuche auf 5% festgelegt und eine Testpower von 90% definiert, so dass sich daraus die Zahl für jede einzelne Versuchsgruppe ergab. Diese betrug für die Naht nach Bunnell 51 und für die Naht nach Kirchmayr-Kessler 56.

Für die statistischen Auswertungen und grafische Darstellung der Boxplots und Histogramme wurde die Software IBM® SPSS® Statistics Version 24.0 verwendet.

---

## 3 ERGEBNISSE

Die Darstellung der Ergebnisse dieser Forschungsarbeit ist unterteilt in eine **Deskriptive Statistik** (s. **Kapitel 3.1, S. 31**) und eine **Schließende Statistik** (s. **Kapitel 3.2, S. 40**). Eine durchgeführte Fadentestung unterschiedlicher Nahtmaterialien wurde im Anschluss separat betrachtet (vgl. **Abbildung 3.12, S. 50**). Eine Übersicht der Ergebnisse der schließenden Statistik ist in **Tabelle 3.14, S. 54** einzusehen.

### 3.1 Deskriptive Statistik

#### 3.1.1 Maximalkraft $F_{\max}$ [N]

Im Rahmen dieser Studie zeigte sich für die jeweils angewandte Nahttechnik eine grundsätzlich unterschiedliche Versagensqualität des Sehnen-Naht-Konstrukts. Mit der Bunnell-Technik vernähte Rupturen führten in 50 von 51 Fällen zum Riss des Nahtmaterials am Knoten. Lediglich einmal kam es zu einem Ausreißen des Nahtmaterials aus der Sehne. Das Versagen nach Kirchmayr-Kessler-Naht erfolgte überwiegend durch Ausreißen des Nahtmaterials aus der Sehne (55 von 56 Fällen). Lediglich in einem Fall kam es zu einem Riss des Nahtmaterials nach Kirchmayr-Kessler-Naht am Knoten. Der Mittelwert und die Standardabweichung SD für die Bunnell-Naht betrug  $259,27 \pm 20,65$  N und für die Kirchmayr-Kessler Naht  $260,66 \pm 45,98$  N. Der Median für die Bunnell-Gruppe lag bei 261 N (die Werte lagen zwischen 220 und 298 N mit  $Q_1=243$  und  $Q_3=276$  N). Der Median für die Kirchmayr-Kessler-Gruppe lag bei 257,50 N (die Werte lagen zwischen 160 und 380 N mit  $Q_1=228,25$  und  $Q_3=287,75$  N, vgl. **Abbildung 3.1, S. 32**).

---

Die Streuung nach Kirchmayr-Kessler-Naht betrug  $\pm 45,98$  N und damit mehr als das doppelte der Werte nach Bunnell-Naht mit  $\pm 20,65$  N.

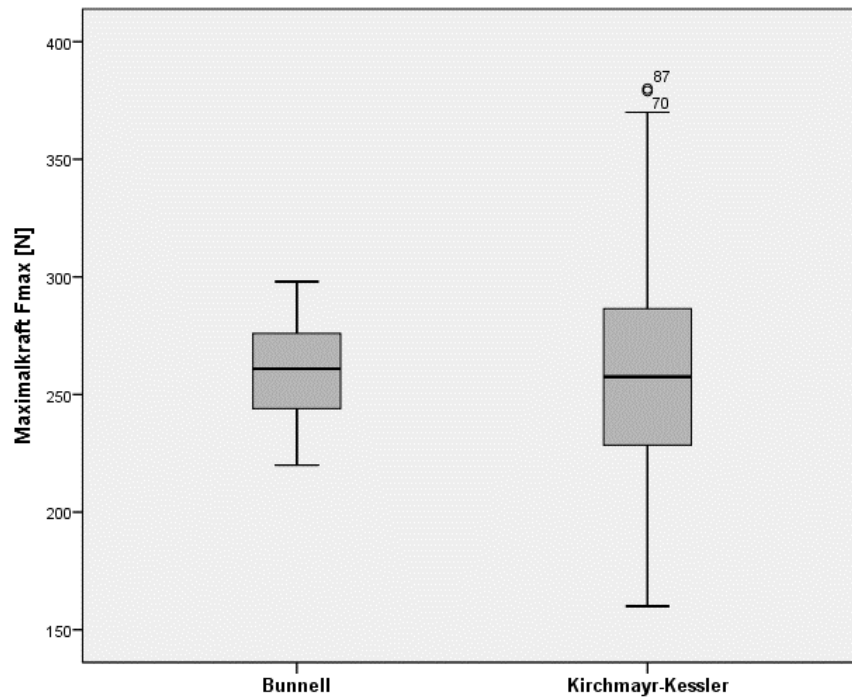


Abbildung 3.1: Boxplot der Ergebnisse für die Maximalkraft  $F_{max}$  [N].

### 3.1.2 Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ [N]

Der Median der Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  [N] nach Bunnell-Naht lag bei 70,4 N (die Werte lagen zwischen 30,9 und 181 N mit  $Q_1=46,8$  und  $Q_3=88,7$  N). Der Median für die Kirchmayr-Kessler-Naht lag bei 86,55 N (die Werte lagen zwischen 43 und 253,7 N mit  $Q_1=73,1$  und  $Q_3=139,65$  N, vgl. **Abbildung 3.2, S. 33**).

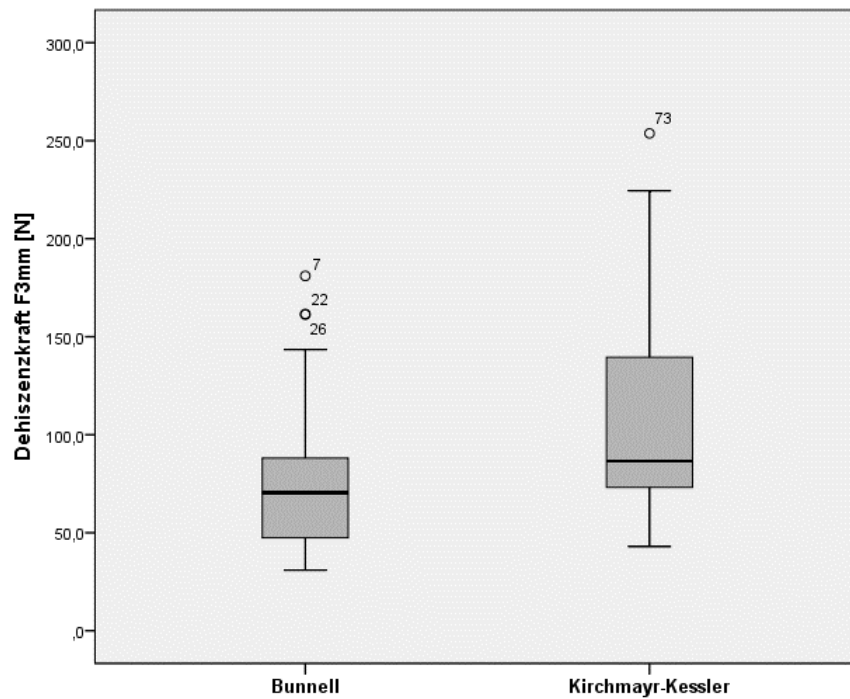


Abbildung 3.2: Boxplot der Ergebnisse für die Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  [N].



### 3.1.3 Steifigkeit [N/mm]

Der Median der Sehnensteifigkeit nach Bunnell-Rekonstruktion lag bei 9,21 N/mm (die Werte lagen zwischen 5,94 und 14,39 N/mm mit Q1=7,62 N/mm und Q3=9,93 N/mm). Der Median nach Kirchmayr-Kessler-Naht lag bei 9,83 N/mm (die Werte lagen zwischen 6,33 N/mm und 17,34 N/mm mit Q1=8,62 N/mm und Q3=11,71 N/mm, vgl. **Abbildung 3.3, S. 34**).

Tendenziell zeigte sich für die Kirchmayr-Kessler-Naht eine höhere Steifigkeit.

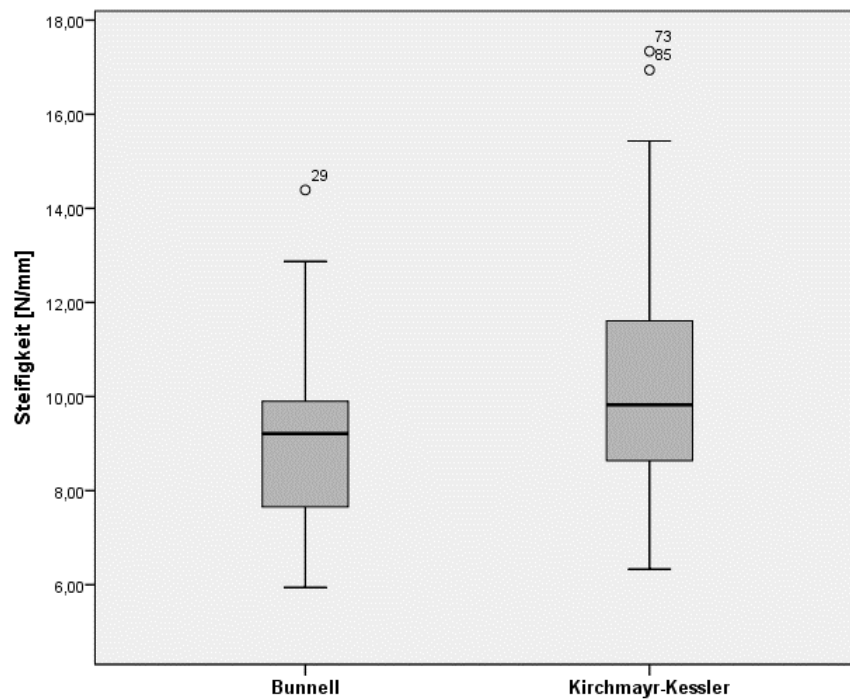


Abbildung 3.3: Boxplot der Ergebnisse für die Steifigkeit [N/mm].

### 3.1.4 Nahtzeit [s]

Die Messung der Nahtzeit wurde definiert vom ersten Nadelstich bis zum letzten Knoten. Der Median bei der Bunnell-Technik lag bei 11min 25s (die Werte lagen zwischen 6min 58s und 15min 50s mit  $Q_1=8\text{min } 47\text{s}$  und  $Q_3=13\text{min } 08\text{s}$ ). Die Werte für den Median bei der Kirchmayr-Kessler-Naht lagen bei 11min 19s (die Werte lagen zwischen 7min 41s und 15min 48s mit  $Q_1=10\text{min } 04\text{s}$  und  $Q_3=12\text{min } 34\text{s}$ , vgl. **Abbildung 3.4, S. 35**).

Der Interquartilabstand nach Bunnell-Naht zeigte eine größere Streuung, wobei im Mittel die Nahtzeit beider Nahttechniken etwa gleich war (Bunnell mit 11min 25s versus Kirchmayr-Kessler mit 11min 19s).

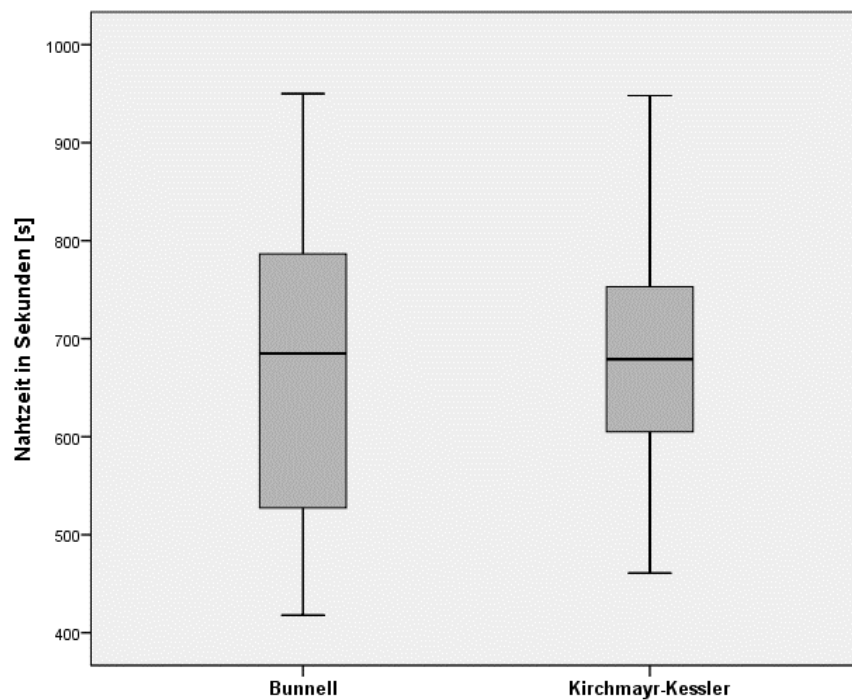


Abbildung 3.4: Boxplot der Messung der Gesamtzeit [s].

### 3.1.5 Querschnittsfläche [mm<sup>2</sup>]

Die Querschnittsfläche [mm<sup>2</sup>] ist die berechnete Fläche an der Sehnenruptur. Hierfür wurde die Formel  $A = \frac{1}{4}ab \times \pi$  für elliptische Flächen verwendet. Die Sehnen wurden vor Durchführen der Nahttechnik vermessen. Aus der Tiefe  $a$  und der Breite  $b$  konnte die Fläche berechnet werden. Der Median für die Bunnell-Gruppe lag bei 44,30 mm<sup>2</sup>, (die Werte lagen zwischen 27,34 mm<sup>2</sup> und 56,59 mm<sup>2</sup> mit Q1=40,46 mm<sup>2</sup> und Q3=49,00 mm<sup>2</sup>). Der Median für die Kirchmayr-Kessler-Gruppe lag bei 38,44 mm<sup>2</sup> (die Werte lagen zwischen 23,59 mm<sup>2</sup> und 69,56 mm<sup>2</sup> mit Q1=35,42 mm<sup>2</sup> und Q3=43,87 mm<sup>2</sup>, vgl. **Abbildung 3.5, S. 36**).

Die für die Bunnell-Technik verwendeten Präparate hatten somit tendenziell eine größere Querschnittsfläche, trotz Randomisierung.

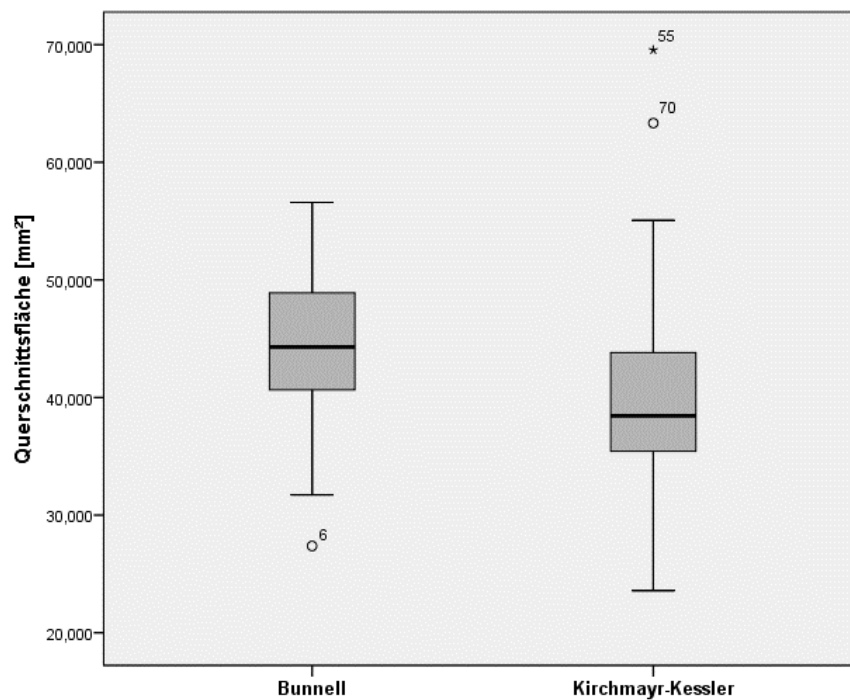


Abbildung 3.5: Boxplot der Ergebnisse für die Querschnittsfläche [mm<sup>2</sup>].

### 3.1.6 Spannung [N/mm<sup>2</sup>]

Die Spannung ist definiert als der Quotient der Kraft zur Fläche. Zur Berechnung wurden die Kraftwerte für  $F_{3\text{mm}}$  und der berechnete Sehnenquerschnitt verwendet. Je höher die Spannung, desto mehr Kraft kann die Sehne pro mm<sup>2</sup> Fläche aufnehmen. Der Median für die Gruppe der Bunnell-Technik lag bei 1,58 N/mm<sup>2</sup> (die Werte lagen zwischen 0,62 N/mm<sup>2</sup> und 4,09 N/mm<sup>2</sup> mit  $Q_1=1,07$  N/mm<sup>2</sup> und  $Q_3=2,24$  N/mm<sup>2</sup>). Für die Gruppe der Kirchmayr-Kessler-Naht wurde ein Median mit 2,32 N/mm<sup>2</sup> ermittelt (die Werte lagen zwischen 1,02 N/mm<sup>2</sup> und 6,35 N/mm<sup>2</sup> mit  $Q_1=1,67$  N/mm<sup>2</sup> und  $Q_3=3,78$  N/mm<sup>2</sup>, vgl. **Abbildung 3.6, S. 37**).

Die Spannung nach einer Kirchmayr-Kessler-Naht war damit größer und breiter gestreut als nach einer Bunnell-Naht. Das 75% Quantil der Kirchmayr-Kessler-Naht liegt mit 3,78 N/mm<sup>2</sup> über 50% oberhalb des 75% Quantils der Bunnell-Naht (2,24 N/mm<sup>2</sup>).

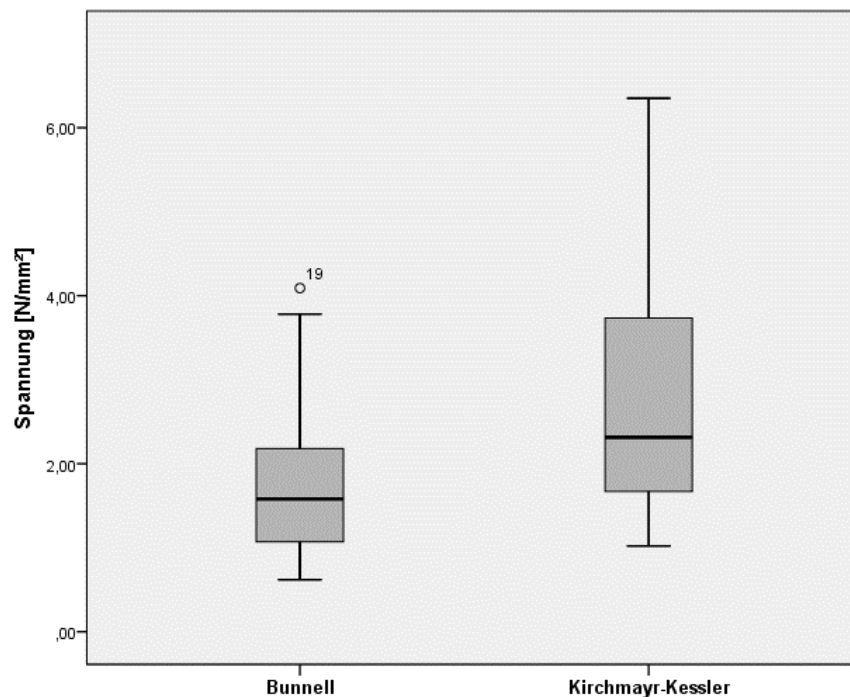


Abbildung 3.6: Boxplot der Ergebnisse für die Spannung [N/mm<sup>2</sup>].

### 3.1.7 Setzverhalten [%]

Das Setzverhalten spiegelt den Kraftverlust vor Beginn des Zugversuches wider. Die Prüfmaschine wurde so programmiert, dass initial 10 N Spannung generiert wurden, um diese Position für 15 Sekunden ohne weitere Änderung des Verfahrensweges zu halten. Innerhalb dieser Zeit setzen sich die gespannten Nähte in den Sehnenfasern, so dass dieses Phänomen durch einen Spannungsverlust (reduzierte Zugkraft) zu messen war. Das Setzverhalten drückt das Verhältnis der am Ende der Haltephase gemessenen Zugkraft zur Ausgangskraft von 10 N aus. Der Median für die Bunnell-Gruppe lag bei 33,60 % (die Werte lagen zwischen 26,70 % und 70,70 % mit Q1=30,20 % und Q3=65,80 %). Nach Kirchmayr-Kessler-Rekonstruktionen wurde ein Median von 29,20 % ermittelt (bei einer Streuung der Werte zwischen 19,10 % und 48,80 % mit Q1=25,45 % sowie Q3=33,13 %, vgl. **Abbildung 3.7, S. 38**).

Der Vergleich des Setzverhaltens zeigte eine relevante Streuung für die Bunnell-Naht.

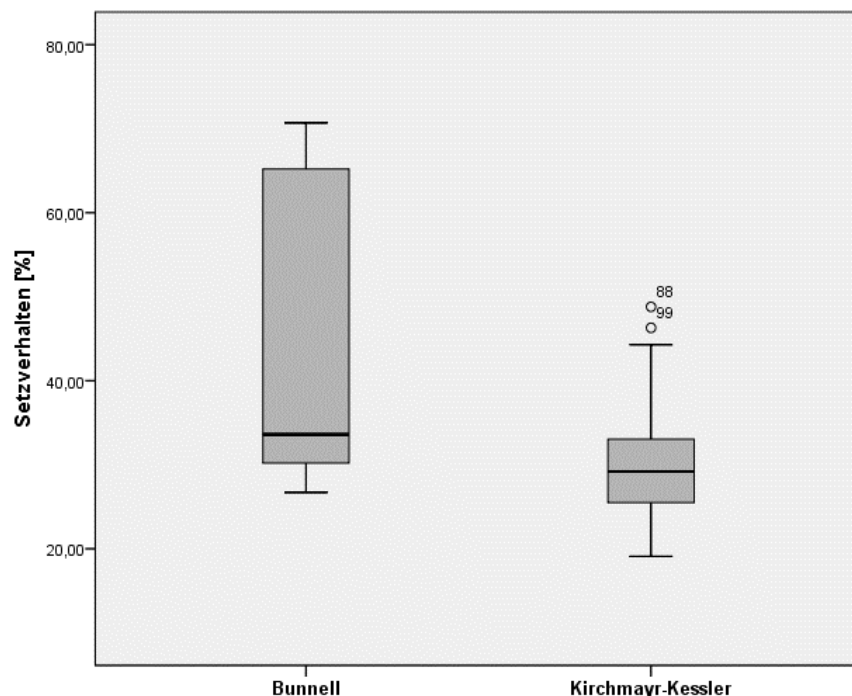


Abbildung 3.7: Boxplot der Ergebnisse für das Setzverhalten [%].

### 3.1.8 Elastizität [%]

Die Elastizität beschreibt die Elongation des Sehne-Naht-Konstruktes, ohne eine weitere Dehiszenz zu erzeugen. Sie drückt das Längenverhältnis der Sehne von Beginn des Zugversuches zum Ende des Versuches an, ohne dabei die Spaltbildung mit einzurechnen. Bei einer hohen Elastizität kann die Sehne mehr Längung aufnehmen. Für die Bunnell-Naht konnte ein Median von 79,20 % ermittelt werden (Streuung zwischen 64,75 % und 92,07 % mit Q1=73,82 % und Q3=83,37 %). Nach der Kirchmayr-Kessler-Naht ergab sich ein Median von 80,29 % (Streuung von 65,32 % bis 91,14 % mit Q1=77,03 % und Q3= 83,86 %, vgl. **Abbildung 3.8, S. 39**).

Die Elastizität der für die Bunnell-Technik angewandten Präparate zeigt leichte Abweichung im 25% Quantil Q1. Sie lag 3,21 % unterhalb der Kirchmayr-Kessler-Naht. Sowohl die Mediane, das 75% Quantil als auch die Streuung zeigten keine relevanten Unterschiede.

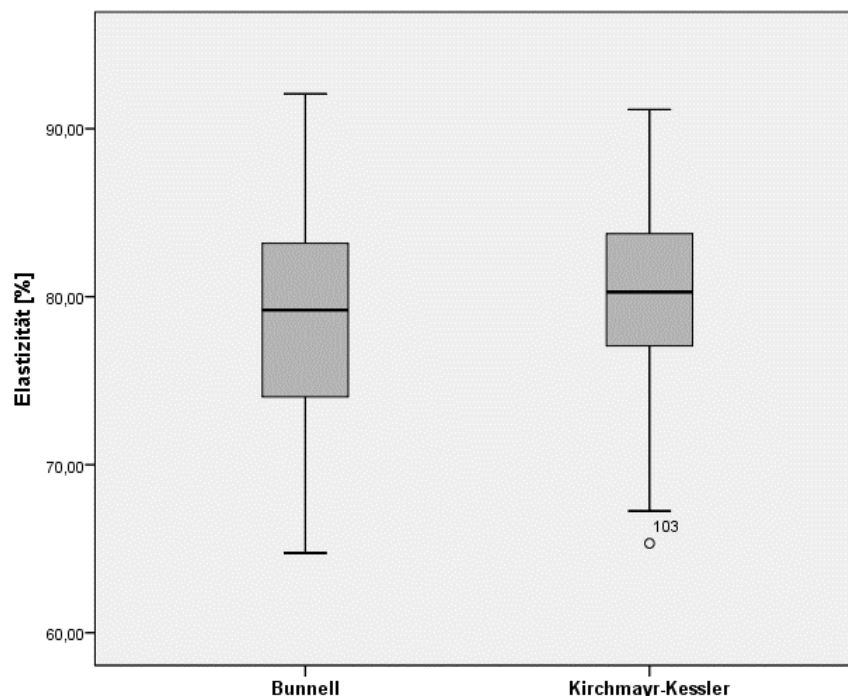


Abbildung 3.8: Boxplot der Ergebnisse für die Elastizität [%].

## 3.2 Schließende Statistik

Das Kernstück dieser vorliegenden Studie war die vergleichende Ermittlung der Maximalkraft  $F_{\max}$  [N] und der Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  [N] der jeweils angewandten Techniken. Für die Maximalkraft  $F_{\max}$  [N] wurde ein signifikanter Unterschied von mindestens 50 N gefordert. Für die Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  [N] wurde ein signifikanter Unterschied mit einer Differenz von 20 N definiert.

Es wurden folgende Hypothesen formuliert:

- (1) Es besteht ein signifikanter Mittelwertunterschied für die **Maximalkraft**  $F_{\max}$  [N] von mindestens 50 N zwischen der Bunnell- und der modifizierten doppelten Kirchmayr-Kessler-Technik.
- (2) Es lassen sich zusätzlich signifikant unterschiedliche Mittelwerte für die **Dehiszenzkraft**  $F_{3\text{mm}}$  [N] von mindestens 20 N für die genannten Rekonstruktionen messen.

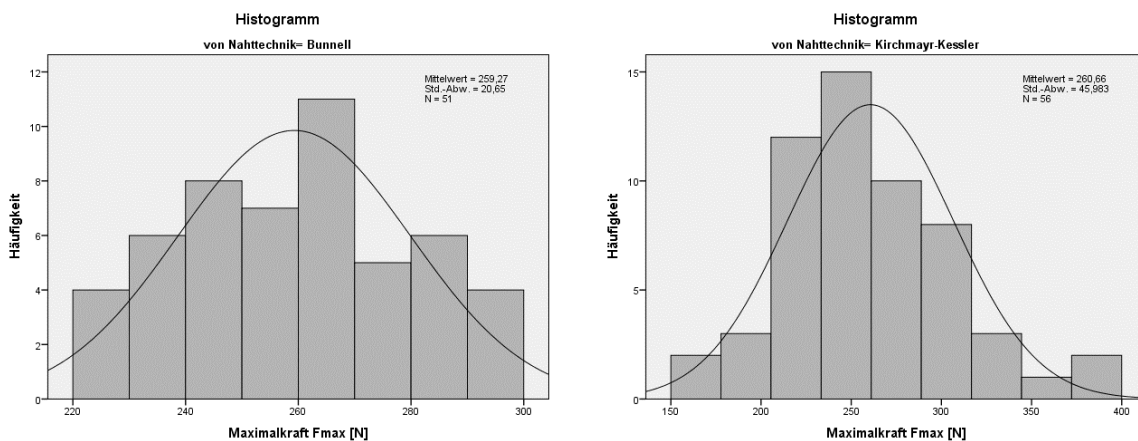
Die Hypothesen wurden anhand der erhobenen Stichproben statistisch geprüft mit einem Signifikanzniveau von 0,05 und einer Power von 90%.

Zunächst wurde geprüft, ob für die Parameter  $F_{\max}$  [N] und  $F_{3\text{mm}}$  [N] eine Normalverteilung bestand, gefolgt vom Vergleich der Mittelwerte. Die Ergebnisse wurden anhand des Mittelwertes, der Standardabweichung, dem Median und den Q1 und Q3 Quartilen angegeben. Zur Beurteilung der Streuung wurde in dieser Arbeit zusätzlich zum Mittelwert der Variationskoeffizient VarK [%] angegeben. Dieser besteht aus dem Quotienten von Standardabweichung und Mittelwert und erlaubt eine bessere Vergleichbarkeit bei großen Unterschieden des Mittelwertes, da die Standardabweichung in Relation zum Mittelwert betrachtet wird.

---

### 3.2.1 Test auf Normalverteilung der Maximalkraft $F_{\max}$ [N]

Die Prüfung auf Normalverteilung erfolgte anhand der Beurteilung der Histogramme, mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung und der Beurteilung der Schiefe (Abweichung von der Normalverteilung nach links oder rechts) und Kurtosis (Wölbung, Steilheit, Abweichung der Dichteverteilung von der Normalverteilung) aus der deskriptiven Statistik der jeweiligen Datensätze. Die Histogramme zeigen eine Glockenähnliche Formgebung für beide Nahttechniken (vgl. **Abbildung 3.9, S. 41**). Der Shapiro-Wilk-Test zeigt Werte in der Signifikanz von  $p > 0,05$  (s. **Tabelle 3.1, S. 42**). Somit kann eine Normalverteilung nicht ausgeschlossen werden. Für die Annahme einer Normalverteilung anhand der Schiefe und Kurtosis muss die Z-Standardisierung (jeweiliger Wert dividiert durch den zugehörigen Standardfehler) im Bereich von  $\pm 1,96$  für  $p < 0,05$  liegen (hier Bunnell: Z-Schiefe -0,009; Z-Kurtosis -1,329; Kessler: Z-Schiefe 1,743; Z-Kurtosis 0,976, s. **Tabelle 3.2, S. 42**). Somit kann hier die Annahme der Normalverteilung nicht verworfen werden. Damit wurde Normalverteilung angenommen mit der Konsequenz, dass der parametrische t-Test für unabhängige Stichproben Anwendung fand.



*Abbildung 3.9: Histogramme der Maximalkraft.*

*Histogramm der Bunnell-Technik und der doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Technik mit Normalverteilungskurve. In beiden Histogrammen ist eine Annäherung an die Normalverteilung gegeben.*



**Tests auf Normalverteilung für  $F_{\max}$  [N]**

Nahttechnik		Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
$F_{\max}$ [N]	Bunnell	,077	51	,200*	,976	51	,372
	Kirchmayr-Kessler	,084	56	,200*	,968	56	,137

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

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*Tabelle 3.1: Test auf Normalverteilung für die Maximalkraft.  
Signifikanz von  $p > 0,05$  erlaubt die Annahme der Normalverteilung.*

**Schiefe und Kurtosis für  $F_{\max}$  [N]**

Nahttechnik			Statistik	Standardfehler	Z-Standardisierung
$F_{\max}$ [N]	Bunnell	Schiefe	-,003	,333	-0,009
		Kurtosis	-,872	,656	-1,329
	Kessler	Schiefe	,556	,319	1,743
		Kurtosis	,613	,628	0,976

*Tabelle 3.2: Schiefe und Kurtosis für die Maximalkraft.  
Z-Standardisierung (Statistik/Standardfehler im Bereich  $\pm 1,96$ ) erlaubt die Annahme einer Normalverteilung.*

### 3.2.2 Test auf Normalverteilung der Dehiszenzkraft $F_{3\text{mm}}$ [N]

Analog wurde die Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  [N] auf Normalverteilung anhand der Histogramme, des Shapiro-Wilk-Tests und Schiefe und Kurtosis geprüft. Die Histogramme zeigten keine eindeutige Annäherung an eine Glockenform (vgl. **Abbildung 3.10, S. 43**). Gemäß dem Shapiro-Wilk-Test sind die Werte nicht normalverteilt bei einer Signifikanz von  $p < 0,05$  (s. **Tabelle 3.3, S. 43**). Die Z-Standardisierung von Schiefe und Kurtosis liegen außerhalb des akzeptablen Bereichs von  $\pm 1,96$  für  $p < 0,05$ . (Bunnell: Z-Schiefe 3,832; Z-Kurtosis 2,014; Kessler: Z-Schiefe 3,009; Z-Kurtosis 0,183, s. **Tabelle 3.4, S. 43**). Somit muss hier die Annahme der Normalverteilung verworfen werden.

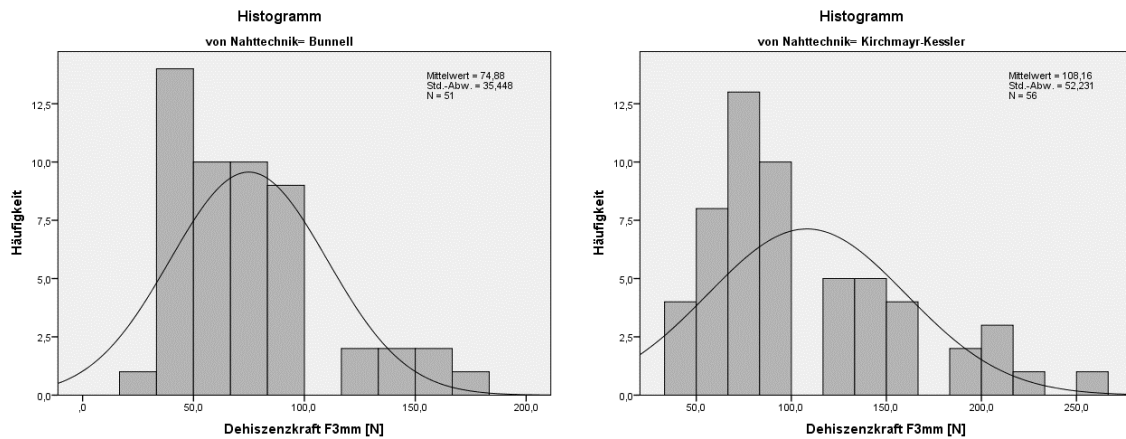


Abbildung 3.10: Histogramme der Dehiszenzkraft.

Histogramm der Bunnell-Technik und der doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Technik. Die ermittelten Werte zeigen eine nicht unerhebliche Abweichung von der Normalverteilungskurve.

Tests auf Normalverteilung für F<sub>3mm</sub> [N]

Nahttechnik		Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
		Statistik	Df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
F <sub>3mm</sub> [N]	Bunnell	,127	51	,039	,880	51	,000
	Kirchmayr-Kessler	,195	56	,000	,896	56	,000

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Tabelle 3.3: Tests auf Normalverteilung der Dehiszenzkraft.

Bei einer Signifikanz von < 0,05 muss die Annahme einer Normalverteilung verworfen werden

Schiefe und Kurtosis für F<sub>3mm</sub> [N]

Nahttechnik			Statistik	Standardfehler	Z-Standardisierung
F <sub>3mm</sub> [N]	Bunnell	Schiefe	1,276	,333	3,832
		Kurtosis	1,321	,656	2,014
	Kessler	Schiefe	,960	,319	3,009
		Kurtosis	,115	,628	0,183

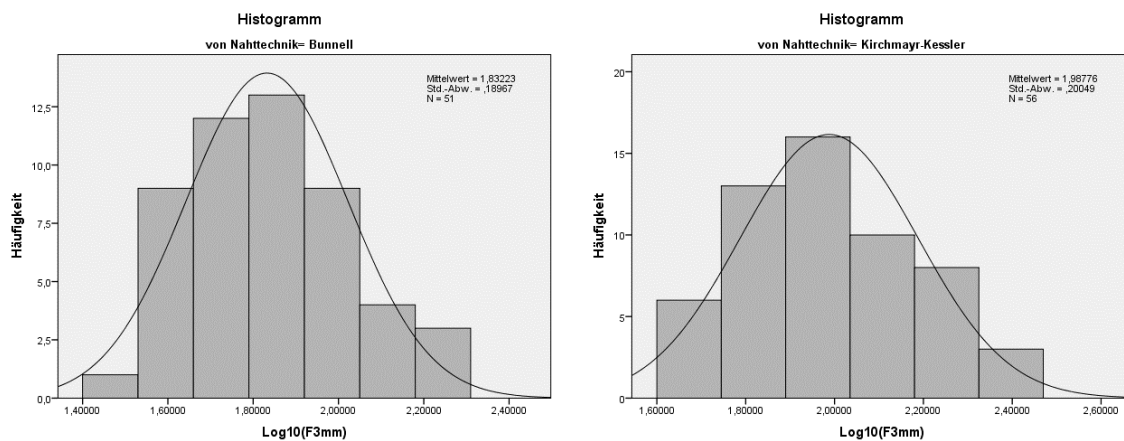
Tabelle 3.4: Schiefe und Kurtosis für die Dehiszenzkraft.

Z-Standardisierung (Statistik/Standardfehler außerhalb  $\pm 1,96$ ) erlaubt keine Annahme einer Normalverteilung.

### 3.2.3 Test auf Normalverteilung der logarithmierten Werte für die Dehiszenzkraft $F_{3mm}$ [N] $\log_{10}(F_{3mm})$

Eine gängige Methode in der Statistik ist die Transformation eines Datensatzes mittels Logarithmus, um eine annähernde Normalverteilung zu erhalten. Der nicht-Normalverteilte Datensatz  $F_{3mm}$  [N] wurde mit dem Logarithmus zur Basis 10 ( $\log_{10}$ ) transformiert und ein erneuter Test auf Normalverteilung vorgenommen.

Die Histogramme für die transformierten Daten zeigten daraufhin eine Annäherung an die Glockenform für beide Nahttechniken (vgl. **Abbildung 3.11, S. 44**). Der Shapiro-Wilk-Test zeigte Werte in der Signifikanz von  $p > 0,05$  (s. **Tabelle 3.5, S. 45**). Die Z-Standardisierung von Schiefe und Kurtosis lagen im akzeptablen Bereich von  $\pm 1,96$  für  $p < 0,05$  (Bunnell: Z-Schiefe 1,006; Z-Kurtosis -0,694; Kessler: Z-Schiefe 0,774; Z-Kurtosis -1,390, s. **Tabelle 3.6, S. 45**). Damit konnte Normalverteilung angenommen und der t-Test für unabhängige Stichproben angewandt werden.



*Abbildung 3.11: Histogramme der logarithmierten Werte der Dehiszenzkraft. Histogramm der Bunnell-Technik und der doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Technik. Nach der Transformation ist eine Annäherung an die Normalverteilungskurve gegeben.*

**Tests auf Normalverteilung für  $F_{3mm}$  [N]  $\log_{10}(F_{3mm})$**

	Nahttechnik	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Log10( $F_{3mm}$ )	Bunnell	,066	51	,200*	,973	51	,302
	Kirchmayr-Kessler	,127	56	,025	,961	56	,070

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

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Tabelle 3.5: Test auf Normalverteilung logarithmierter Werte der Dehiszenzkraft.

**Schiefe und Kurtosis für  $F_{3mm}$  [N]  $\log_{10}(F_{3mm})$**

Nahttechnik			Statistik	Standardfehler	Z-Standardisierung
$F_{3mm}$ [N]	Bunnell	Schiefe	,335	,333	1,006
		Kurtosis	-,455	,656	-0,694
	Kessler	Schiefe	,247	,319	0,774
		Kurtosis	-,873	,628	-1,390

Tabelle 3.6: Schiefe und Kurtosis logarithmierter Werte der Dehiszenzkraft.

Z-Standardisierung (Statistik/Standardfehler im Bereich  $\pm 1,96$ ) erlaubt eine Annahme einer Normalverteilung.

### 3.2.4 Mittelwertvergleich der Dehiszenzkraft $F_{3mm}$

Es sollte geprüft werden, in wie weit ein signifikanter Mittelwertunterschied der Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] zwischen der Kirchmayr-Kessler- und der Bunnell-Naht vorliegt, wobei ein signifikanter Unterschied von mindestens 20 N gefordert wurde. Folgende Testhypothesen wurden hierzu formuliert:

- $H_0$ : Für die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] **ist keine** Technik der anderen signifikant überlegen (Mittelwertunterschied  $< 20$  N).
- $H_1$ : Für die Dehiszenzkraft  $F_{3mm}$  [N] **ist eine** Technik der anderen signifikant überlegen (Mittelwertunterschied  $> 20$  N).

Für normalverteilte Werte sind parametrische Tests grundsätzlich geeignet. Diese Stichprobe ist unabhängig, wobei der t-Test angewandt werden kann. Vorab muss die Frage nach Varianzgleichheit beantwortet werden. Hierfür eignet sich der Levene-Test. Im Levene-Test für Varianzgleichheit ist die Signifikanz mit 0,492 deutlich über dem Signifikanzniveau der geforderten 0,05 und somit darf die Nullhypothese (die Varianzen sind gleich) nicht abgelehnt werden. Der t-Test kann also uneingeschränkt für die Mittelwertvergleiche verwendet werden. Aus **Tabelle 3.7, S. 47** geht das Signifikanzniveau für die Varianz- und Mittelwertgleichheit hervor. Der p-Wert ist mit 0,00 kleiner als 0,05 und somit ist das Ergebnis signifikant. Die Nullhypothese (die Mittelwerte sind gleich) kann also mit hoher Sicherheit verneint und die Alternativhypothese (zwischen den Mittelwerten der Kessler-Naht und der Bunnell-Naht bestehen signifikante Unterschiede) bestätigt werden. Für die Bunnell-Naht ergibt sich ein Mittelwert von  $1,832234 \pm 0,189675$ , für die Kirchmayr-Kessler-Naht  $1,987756 \pm 0,200485$ . Die Werte können nun mit der Exponentialfunktion  $10^x$  wieder in die Einheit Kraft [N] umgerechnet werden. Es ergeben sich für die Bunnell-Naht ein Mittelwert von 67,96 N und eine Standardabweichung von 43,91 N bis 105,17 N. Für die modifizierte doppelte Kirchmayr-Kessler-Naht gilt ein Mittelwert von 97,22 N und eine Standardabweichung von 61,27 N bis 154,26 N (s. **Tabelle 3.8, S. 47**). Die mittlere Differenz beider Nahttechniken betrug somit einen relevanten Wert von 29,26 N. Die H<sub>0</sub>-Hypothese wurde verneint bzw. verworfen und die H<sub>1</sub>-Hypothese bestätigt.

Die Kirchmayr-Kessler-Technik zeigte somit signifikant höhere Werte für die Dehiskraft  $F_{3\text{mm}}$  [N] gegenüber der Bunnell-Naht. Der Test erreichte das geforderte Signifikanzniveau von 0,05 und eine Power von 98,3%.

---

**T-Test bei unabhängigen Stichproben für log10(F<sub>3mm</sub>)**

	Levene-Test der Varianzgleichheit		t-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittl. Diff	SDF* der Diff	95% Konfidenzintervall der Diff	
								Untere	Obere
Log10 (F <sub>3mm</sub> ) Varianzen sind gleich	,475	,492	- 4,112	105,0 00	,000	-,156	,038	-,231	-,081

\*Standardfehler

*Tabelle 3.7: T-Test auf Varianz- und Mittelwertgleichheit logarithmierter Werte der Dehiszenzkraft.*

*Bei Signifikanz < 0,05 kann die Nullhypothese abgelehnt werden.*

**Mittelwertvergleich logarithmierter Werte und Transformation in Newton [N]**

	Nahttechnik	n	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Log10(F <sub>3mm</sub> )	Bunnell	51	1,832	,190	,027
	Kirchmayr-Kessler	56	1,988	,200	,027
Exponiert in F <sub>3mm</sub> [N]	Bunnell	51	67,96 N	43,91 N - 105,17 N	
	Kirchmayr-Kessler	56	97,22 N	61,27 N - 154,26 N	

*Tabelle 3.8: Mittelwertvergleich logarithmierter Werte der Dehiszenzkraft und Transformation in Newton [N].*

### 3.2.5 Mittelwertvergleich auf Überlegenheit in der Maximalkraft F<sub>max</sub> [N]

Bei bestätigter Normalverteilung für die maximale Zugkraft F<sub>max</sub> wurde der parametrische t-Tests für unabhängige Stichproben angewandt. Es sollte getestet werden, ob ein signifikanter Mittelwertunterschied der Maximalkraft F<sub>max</sub> [N] zwischen der Kirchmayr-Kessler- und der Bunnell-Naht besteht. Folgende Testhypothesen wurden formuliert:

- $H_0$ : Für die Maximalkraft  $F_{\max}$  [N] **ist keine** Technik gegenüber der anderen signifikant überlegen (Mittelwertunterschied  $< 50$  N).
- $H_1$ : Für die Maximalkraft  $F_{\max}$  [N] **ist eine** Technik gegenüber der anderen signifikant überlegen (Mittelwertunterschied  $> 50$  N).

Im Levene-Test für Varianzgleichheit ist die Signifikanz mit 0,000 unter dem geforderten Signifikanzniveau von 0,05, so dass die Hypothese gleicher Varianzen abgelehnt werden muss. Der t-Test für ungleiche Varianzen muss für Mittelwertvergleiche verwendet werden. Aus der Tabelle ging das Signifikanzniveau für die Mittelwertgleichheit hervor. Dieses lag bei 0,839 und somit deutlich über den 0,05 (s. **Tabelle 3.9, S. 48**). Die Nullhypothese musste also mit hoher Sicherheit angenommen und die Alternativhypothese  $H_1$  verworfen werden.

Es ergaben sich für die Bunnell-Naht ein Mittelwert von  $259,27 \text{ N} \pm 20,650 \text{ N}$  und ein Variationskoeffizient  $\text{VarK}$  von 7,96 %. Für die Kirchmayr-Kessler-Naht wurde ein Mittelwert von  $260,66 \text{ N} \pm 45,983 \text{ N}$  und ein Variationskoeffizient  $\text{VarK}$  von 17,64 % ermittelt (s. **Tabelle 3.10, S. 49**). Die mittlere Differenz beider Nahttechniken betrug 1,386 N. Das geforderte Signifikanzniveau von 0,05 wurde nicht erreicht bei einer Power von nur 5,4%.

**T-Test bei unabhängigen Stichproben für  $F_{\max}$  [N]**

	Levene-Test der Varianzgleichheit		t-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	SDF* der Diff	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
$F_{\max}$ [N] Varianzen sind nicht gleich	19,129	0,000	-,204	77,857	,839	-1,386	6,791	-14,907	12,134

\*Standardfehler

*Tabelle 3.9: T-Test auf Varianz- und Mittelwertgleichheit für die Maximalkraft. Die Signifikanz im T-Test liegt deutlich  $> 0,05$ . Die Nullhypothese (keine Technik ist der anderen überlegen) muss angenommen werden.*

**Mittelwertvergleich Maximalkraft  $F_{\max}$  [N]**

	Nahttechnik	N	Mittelwert [N]	Standardabweichung [N]	Standardfehler des Mittelwertes	VarK [%]
$F_{\max}$ [N]	Kirchmayr-Kessler	56	260,66	45,983	6,145	17,64
	Bunnell	51	259,27	20,650	2,892	7,96

*Tabelle 3.10: Mittelwertvergleich der Werte für die Maximalkraft.*

### 3.2.6 Fadentest

In dieser Studie wurden zusätzlich zu den Zugversuchen der Sehne-Naht-Konstruktion auch eine Materialprüfung zur Bestimmung der Zugfestigkeit des Fadenmaterials durchgeführt. Diese hatte zum Ziel, die Maximalkraft bis zum Versagen des Nahtmaterials zu bestimmen. Es wurden vier verschiedene Fäden getestet: ORTHOCORD<sup>®</sup> No 2. (DePuySynthes), FiberTape<sup>®</sup> (Arthrex), LabralTape<sup>®</sup> (Arthrex) und FiberWire<sup>®</sup> (Arthrex). Die zu prüfenden Fäden wurden durch Ösen an der unteren fixen Schiene und der fahrbaren oberen Schiene gelegt. Es entstanden zwei Stränge, die mit fünf Knoten fixiert wurden. Diese Konfiguration entsprach etwa dem der Bunnell-Technik (ein Faden, zwei Stränge, ein Knoten). In einem weiteren Test mit dem ORTHOCORD<sup>®</sup> wurden statt einem Faden zwei Fäden verwendet, die jeweils miteinander verknotet wurden. Dies entsprach in etwas der Konfiguration der Kirchmayr-Kessler-Technik (zwei Fäden, vier Stränge, zwei Knoten). In einem letzten Test durchlief ein ORTHOCORD<sup>®</sup> zweifach durch die Ösen. Es entstanden somit vier Stränge aus einem Faden, die mit einem Knoten befestigt wurden. Das Prüfprotokoll für die Fadentestung war identisch zu den Sehne-Naht-Versuchen. Zusammenfassend zeigte der ORTHOCORD<sup>®</sup> als einfach verwendeter Faden eine mittlere Zugkraft von  $275,96 \pm 23,28$  N. Doppelt umlegt wurde eine fast zweifache Zugkraft erzielt ( $550,29 \pm 63,76$  N). Werden zwei Fäden jeweils einfach verwendet, wurde ein beträchtlicher Kraftverlust beobachtet. Trotz identischer Fäden und Stranganzahl fiel die Maximalkraft auf  $434,43 \pm 54,85$  N ab. Die anderen getesteten Fäden zeigten höhere Zugfestigkeiten. Die Mittelwerte der Maximalkraft  $F_{\max}$  [N] wurden in **Tabelle 3.11, S. 50** dargestellt. Die dazugehörigen Boxplots sind der **Abbildung 3.12, S. 50** zu entnehmen.



Fadentest $F_{max}$ [N]				
Faden		N	Mittelwert [N]	Standardabweichung [N]
Orthocord	2 Strang, 1 Knoten	40	275,96	23,28
	4 Strang, 2 Knoten	40	434,43	54,85
	4 Strang, 1 Knoten	9	550,29	63,76
FiberTape	2 Strang, 1 Knoten	11	907,73	60,93
LabralTape	2 Strang, 1 Knoten	7	500,42	23,74
FiberWire	2 Strang, 1 Knoten	23	313,82	25,33

Tabelle 3.11: Mittelwerte der Maximalkraft für verschiedene Fadentestungen.

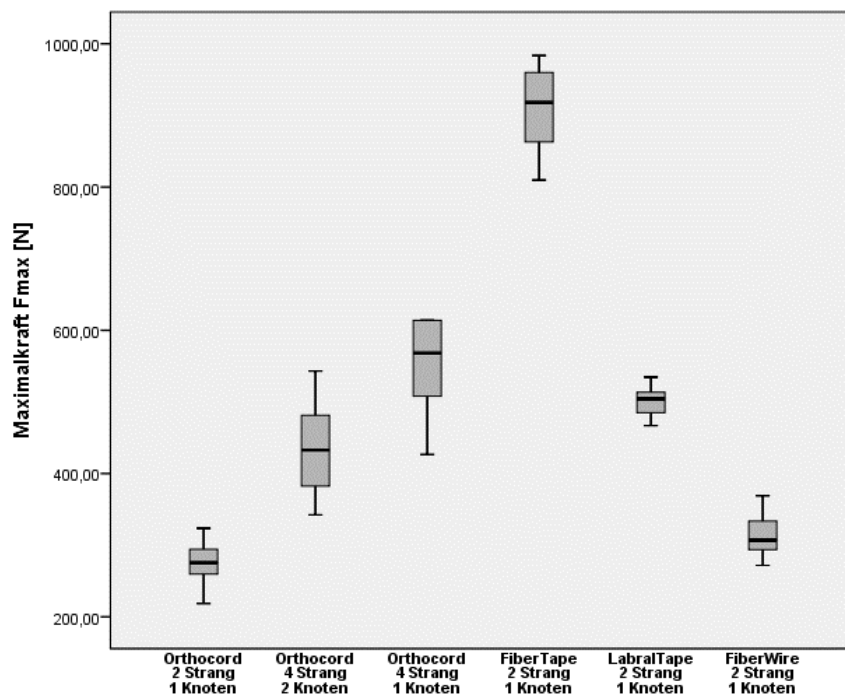


Abbildung 3.12: Boxplots der Maximalkraft verschiedener Fadentestungen.

### 3.2.7 Vergleich der Maximalkraft $F_{max}$ [N] mit dem Fadentest

In diesem Abschnitt wurden die erzielten Sehne-Naht-Zugwerte  $F_{max}$  [N] dem isolierten Fadenzugtest gegenübergestellt. Die Fadenführung der Bunnell-Naht entsprach dem Fadentest Orthocord 2 Strang 1 Knoten (es wurde nur ein Faden verwandt). Der Mittelwert des Fadentests lag 16,69 N über dem Sehnen-Naht-Konstrukt mit Bunnell-Naht,

wobei die Standardabweichung und der Variationskoeffizient VarK fast identisch waren (Tabelle 3.12, S. 51 und Abbildung 3.13, S.51).

**Mittelwertvergleich  $F_{max}$  [N] Bunnell vs. Fadentest**

	N	Mittelwert [N]	Standardabweichung [N]	Variationskoeffizient [%]
Bunnell	51	259,27	20,65	7,96
Orthocord 2 Strang, 1 Knoten	40	275,96	23,28	8,44

Tabelle 3.12: Mittelwertvergleich der Maximalkraft für die Bunnell-Technik und den korrespondierenden Fadentest.

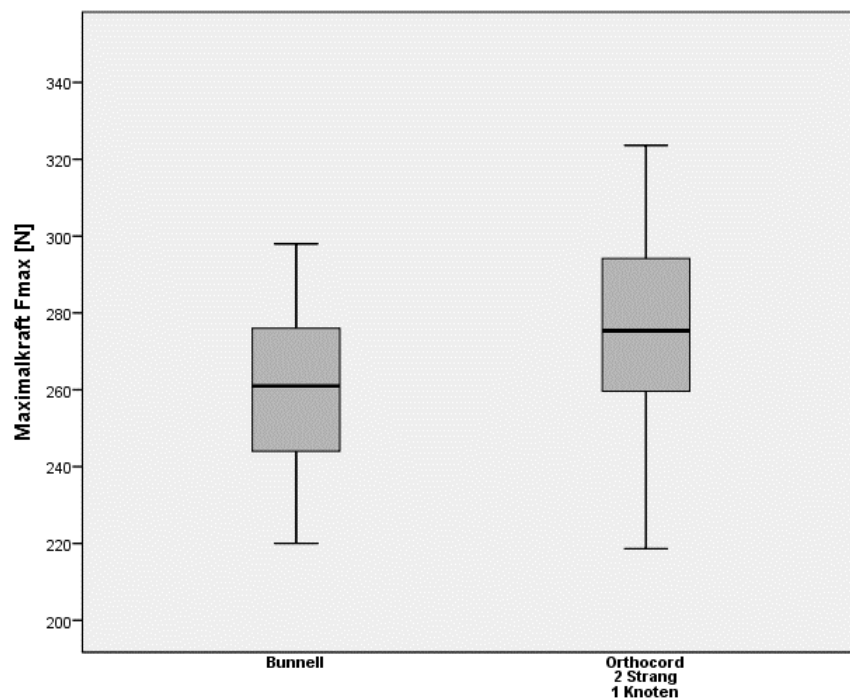


Abbildung 3.13: Boxplots der Maximalkraft der Bunnell-Technik und des korrespondierenden Fadentests.

Die Fadenführung der Kirchmayr-Kessler-Naht entsprach dem Fadentest mit zwei Orthocord-Fäden (4 Stränge mit 2 Knoten). Hierbei wurde im Mittel eine um 173,77 N höhere Zugfestigkeit gegenüber der Kirchmayr-Kessler-Naht ermittelt. Der Variations-

koeffizient VarK der Kirchmayr-Kessler-Naht lag knapp 5 % über dem Fadenzugtest (Tabelle 3.13, S. 52 und Abbildung 3.14, S. 52).

**Vergleich  $F_{max}$  [N] Kirchmayr-Kessler vs. Fadentest**

	n	Mittelwert [N]	Standardabweichung [N]	Variationskoeffizient [%]
Kirchmayr-Kessler	51	260,66	45,98	17,64
Orthocord 4 Strang, 2 Knoten	40	434,43	54,85	12,63

Tabelle 3.13: Mittelwertvergleich der Maximalkraft für die Kirchmayr-Kessler-Technik und den korrespondierenden Fadentest.

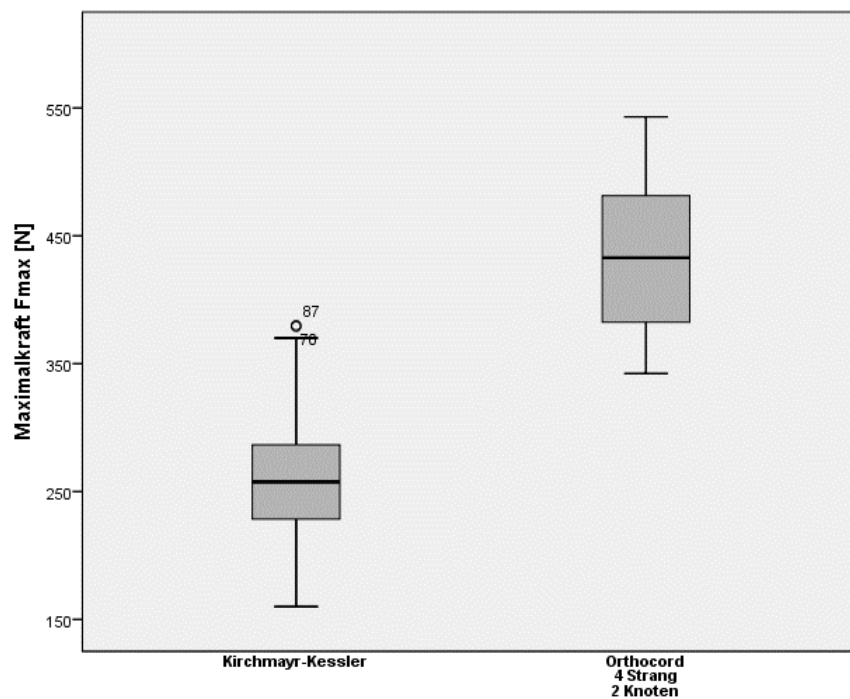


Abbildung 3.14: Boxplots der Maximalkraft der Kirchmayr-Kessler-Technik und des korrespondierenden Fadentests.

### 3.3 Ergebnisse der schließenden Statistik

Die statistische Auswertung zeigte, dass die durchschnittliche Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  [N] für die Kirchmayr-Kessler-Naht mit 97,22 N der Bunnell-Naht mit 67,96 N signifikant überlegen war. Die Differenz betrug im Mittel 29,26 N und erfüllte die definierte Signifikanzschwelle von 20 N. Dabei betrug das Signifikanzniveau 0,05 bei einer Power von 98,3% (**Kapitel 3.2.4, S. 45**).

Die schließende Statistik der Maximalkraft zeigte keinen wesentlichen Unterschied beider Techniken mit  $259,27 \text{ N} \pm 20,650 \text{ N}$  für die Bunnell- gegenüber  $260,66 \text{ N} \pm 45,983 \text{ N}$  für die Kirchmayr-Kessler-Naht (**Kapitel 3.2.5, S. 47**).

Die Streuung der Werte für die Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  waren praktisch identisch (VarK Kirchmayr-Kessler 10,09 % vs. Bunnell 10,35 %). Für die Maximalkraft zeigte sich jedoch ein deutlicher Unterschied. Die Streuung der Kirchmayr-Kessler-Nähte wies eine über das Zweifache reichende Streuung der Bunnell-Naht auf (VarK 17,64 % vs. 7,96 %). Die Streuung nach Bunnell-Naht war ca. 55% geringer ausgeprägt. Der zur Bunnell-Naht korrespondierende Fadentest zeigte eine ähnliche Streuung wie die Prüfung der Bunnell-Naht im Sehnen-Naht-Konstrukt (VarK Bunnell 7,96 % vs. Orthocord 2 Strang, 1 Knoten 8,44 %). Der Vergleich der Streuung des Fadentests und des Sehnen-Naht-Konstruktes jeweils mit der Kirchmayr-Kessler-Naht zeigte einen hohen Variationskoeffizient (Übersicht in **Tabelle 3.14, S. 54**).

---

**Übersicht Bunnell, Kirchmayr-Kessler und Fadentest**

Versuch	Mittelwert	Standardabweichung	VarK [%]
Bunnell $F_{\max}$ [N]	259,27	20,650	7,96
Kirchmayr-Kessler $F_{\max}$ [N]	260,66	45,983	17,64
Bunnell $F_{3\text{mm}}$ [log10]	1,832234	0,189675	10,35
Kirchmayr-Kessler $F_{3\text{mm}}$ [log10]	1,987756	0,200485	10,09
Orthocord [N] 2 Strang, 1 Knoten	275,96	23,28	8,44
Orthocord [N] 4 Strang, 2 Knoten	434,43	54,85	12,63
Orthocord [N] 4 Strang, 1 Knoten	550,29	63,76	11,59

*Tabelle 3.14: Übersicht über Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient.*

### 3.3.1 Korrelation der Maximalkraft $F_{\max}$ [N] zur Querschnittsfläche [mm<sup>2</sup>]

Nach Auswertung der Ergebnisse blieb die Frage nach beeinflussenden Faktoren auf die Kraft und Streuung offen. Als möglicher Faktor wurde die Querschnittsfläche [mm<sup>2</sup>] genauer betrachtet. In der Theorie sollte eine kräftigere Sehne mehr Kraft aufnehmen können. Um dies zu prüfen, wurden die Sehnenquerschnitte der jeweiligen Nahttechnik in Korrelation zur Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  und Maximalkraft  $F_{\max}$  gesetzt. Es konnte für beide Nahttechniken keine Korrelation von Dehiszenzkraft mit dem Sehnenquerschnitt festgestellt werden. Eine Korrelation des Sehnenquerschnitts mit der maximalen Zugkraft bei Anwendung der Bunnell-Nähte bestand nicht. Es konnte lediglich eine Korrelation des Sehnenquerschnitts mit der erzielten Maximalkraft  $F_{\max}$  [N] bei Anwendung der Kirchmayr-Kessler-Naht objektiviert werden ( $p = 0,01$ ). Der Korrelationskoeffizient zeigte mit  $r = 0,373$  einen mittelstarken Zusammenhang (**Tabelle 3.15, S. 55**). Die Lineare im Streudiagramm **Abbildung 3.15, S. 55** veranschaulicht die Korrelation.

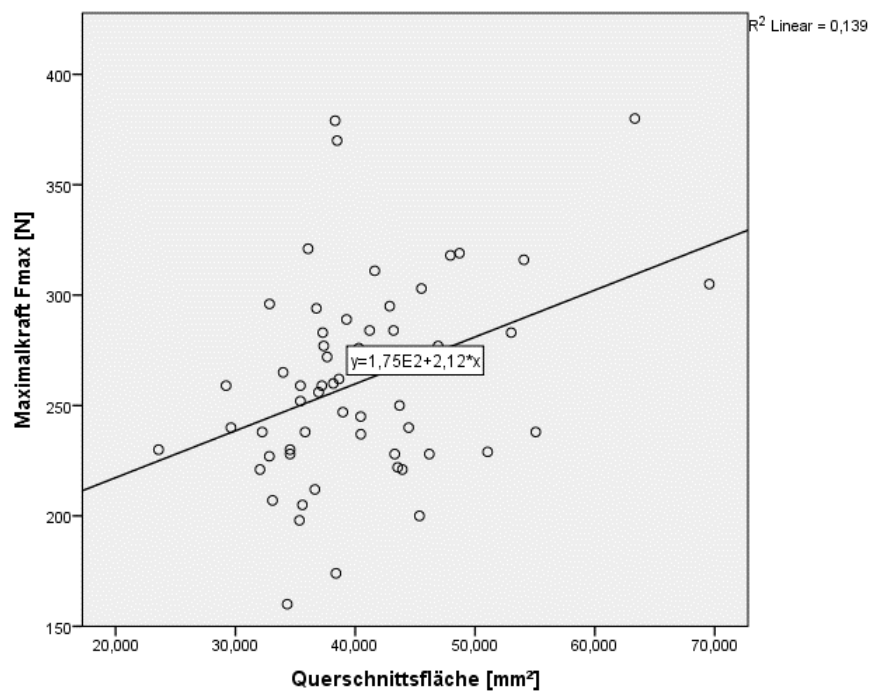
**Korrelationen Kirchmayr-Kessler-Naht zur Querschnittsfläche**

		Querschnittsfläche [mm <sup>2</sup> ]	Maximalkraft F <sub>max</sub> [N]
Querschnittsfläche [mm <sup>2</sup> ]	Korrelation nach Pearson	1	,373**
	Signifikanz (2-seitig)		,005
	N	56	56
Maximalkraft F <sub>max</sub> [N] Kirchmayr-Kessler-Naht	Korrelation nach Pearson	,373**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,005	
	N	56	56

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

*Tabelle 3.15: Korrelation der Maximalkraft der Kirchmayr-Kessler-Naht zur Querschnittsfläche.*

*Die Tabelle zeigt ein signifikantes Ergebnis und mittelstarke Korrelation (r = 0,373).*



*Abbildung 3.15: Streudiagramm und Korrelationskoeffizient der Maximalkraft der Kirchmayr-Kessler-Naht zur Querschnittsfläche.*

*Es ist eine positive Korrelation (r = 0,373, mittelstarker Effekt) zu sehen.*

---

## 4 DISKUSSION

Die Achillessehnenruptur stellt die häufigste Sehnenruptur des Menschen dar (Thomopoulos et al., 2015). Die Therapie der Wahl ist die operative End-zu-End-Naht der Sehne. Es haben sich mehrere Techniken etabliert. Die Frage nach der besten Methode war und ist immer noch Gegenstand von intensiven Forschungsbemühungen, wobei Kontroversen bestehen bleiben. Die in dieser Studie erfolgten Untersuchungen und Ergebnisse sollen einen Beitrag zur Beantwortung offener Fragen beisteuern.

In diesem ex vivo Versuchsmodell wurden die Bunnell- und Kirchmayr-Kessler-Naht an Schweinesehnen auf Dehiszenzkraft mit einem 3mm Spalt und Maximalkraft verglichen. Die Zugversuche waren einachsige und unidirektional. Ziel dieser Studie war es, die Techniken auf biomechanische Überlegenheit zu prüfen.

Die wesentlichen Ergebnisse dieser Studie waren unter anderem die signifikante Überlegenheit der Kirchmayr-Kessler-Naht gegenüber der Bunnell-Naht hinsichtlich der Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  [N].

Für die breite Streuung der Werte für die Dehiszenzkraft können diverse Gründe vorliegen. Die Präparation und Aufbewahrung der Präparate sowie die Durchführung der Nähte mit dem Testablauf erfolgten sehr standardisiert, so dass eine Ursache für die Streuung diesbezüglich nicht zu erwarten ist. Im Vorfeld der eigentlichen Versuchsdurchführung wurden viele Testläufe vollzogen bis die Lernkurve ein Plateau erreichte. Somit ist eine untersucherabhängige Fehlerquelle zwar nicht unmöglich, jedoch nicht wahrscheinlich. Eine Ursache für die Streuung bei der Dehiszenzkraft bei 3mm Spaltbildung kann das Versuchsprotokoll selbst sein. Ab einer Zugkraft von 100 N ändert die Testmaschine ihre Zuggeschwindigkeit von 0,2 mm/s auf 2 mm/s. In der Bunnellgruppe lagen 7 Präparate mit der Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  über 100 N, in der Kirchmayr-Kessler-Gruppe 21 Präparate. All diesen Präparaten ist eine Geschwindigkeitsänderung vor dem Erreichen eines 3mm-Spaltens widerfahren. Ob es hierdurch zu einer Auslenkung der gemessenen Werte und somit zu einer Verzerrung kam, ist nicht auszuschließen. Auch die natürliche Varianz in der Eigenschaft der Sehne trägt zur Streuung der Werte bei.

Ein Blick auf die Streuung der Maximalkraft zeigte interessante Ergebnisse, da sie bei Bunnell-Naht über 50% geringer ausfiel als nach Kirchmayr-Kessler-Naht. Die Ursache

---

---

hierfür liegt möglicherweise in der unterschiedlichen Versagenscharakteristik der Sehne-Naht-Konstrukte. Nach Bunnell-Naht kam es in 50 von 51 Versuchen zum Versagen des Fadens. Nur einmal riss der Faden aus der Sehne selbst heraus.

Bei der Kirchmayr-Kessler-Naht stellte sich der Grund des Versagens umgekehrt dar. In 55 von 56 Versuchen Riss der Faden aus der Sehne, nur einmal riss der Faden selbst. Diese Tatsache stützt die Theorie, dass eine erhebliche biologische Komponente dieser breiten Streuung zugrunde liegt, da diese Prüfung der Fadenstabilität dies auch stützt. Die Testsehnen gaben deutlich schneller nach als das die Fadeneigenschaften erwarten lassen würden. Eine Veränderung der Nahttechnik kann zu einem zusätzlichen Kraftgewinn führen. Eine weitere Ursache für die breitere Streuung in der angewandten Kirchmayr-Kessler-Technik kann in der Verwendung zweier separater Fäden sein. Hierdurch sind Imbalancen möglich, die eine maximale Kraftaufnahme erst nach Ausgleich dieser ermöglichen (Barrie et al., 2000). Rees et al. (Rees et al., 2009) verglichen unter anderem die Maximalkraft von doppelten modifizierten Kessler-Techniken mit vier Strängen. In einer Naht formten sie vier Stränge aus einem Faden, in der anderen je zwei Stränge aus zwei Fäden. Die Technik unter Verwendung von nur einem Faden zeigte sich der Technik mit zwei Fäden gegenüber signifikant überlegen. Da die Versagensursache in dieser Studie von Rees et al. der Fadenriss darstellte, kann keine Aussage über einen möglichen Effekt auf die Streuung und Übertragung auf die hier gewonnenen Ergebnisse gemacht werden.

Die Verwendung eines stabileren Fadens für die Kirchmayr-Kessler-Technik dürfte das Ergebnis hier nicht wesentlich beeinflussen. Bei der Bunnell-Naht kam es primär zum Versagen des Nahtmaterials. Hier kann bei Verwendung eines robusteren Fadens von einer Steigerung der Maximalkraft  $F_{\max}$  [N] ausgegangen werden.

Der Vergleich der vorliegenden Studienergebnisse mit bereits publizierten Ergebnissen ist eingeschränkt möglich, da es teilweise deutliche Unterschiede hinsichtlich der verwendeten Präparate, des Nahtmaterials, der angewandten Nahttechniken und der gemessenen Parameter gab. Die Anzahl der Versuche pro Nahtgruppe ist in vielen Arbeiten erheblich geringer als in der vorliegenden Studie. Die höchste Anzahl haben Rees et al. mit  $n=28$ , Yakub et al. mit  $n=16$  und de la Fuente et al. mit  $n=15$ . Bhatia et al. untersuchten, ob Einfrieren und Auftauen einen Effekt auf die Maximalkraft von humanen

---



---

Sehnenpräparaten nach Kessler- oder Kirchmayr-Naht hatten. Im Vergleich zur Maximalkraft von nativ verwendeten Sehnen konnte kein Unterschied festgestellt werden (Bhatia et al., 1992). Somit können ohne relevante Vorbehalte Studien an gefrorenen und nativ verwendeten Sehnen verglichen werden. Eine Übersicht geben **Tabelle 4.1** und **Tabelle 4.2, S. 64**.

Herbort et al. (Herbort et al., 2008) verglichen in zyklischen Versuchen die Primärstabilität einer einfachen Kessler-Naht mit der einer einfachen Bunnell-Naht. Hierfür wurden jeweils 12 menschliche Achillessehnenpräparate verwendet. Als Nahtmaterial diente PDS der Stärke 0,7 mm. Sie konnten keinen signifikanten Unterschied in der Elongation und der Steifigkeit feststellen. Es zeigten sich jedoch signifikante Unterschiede in der Maximalkraft bis zum Versagen des Sehne-Naht-Konstruktes ( $p < 0,05$ ). Die Bunnell-Naht zeigte im Mittel mit 255 N (SD  $\pm$  22,5 N) gegenüber der Kessler-Naht mit 192,8 N (SD  $\pm$  51,3 N) höhere Zugfestigkeitswerte. Der Grund des Versagens stellte sich ähnlich dar wie in der vorliegenden Studie. Alle Fäden rissen nach der Bunnell-Naht, während nach der Kessler-Naht letztere aus der Sehne ausrissen. Auch der Variationskoeffizient bei der Versorgung nach Bunnell zeigt sich ähnlich niedrig den vorliegenden Ergebnissen (VarK 8,82 %) und deutlich höher nach der Kessler-Naht (VarK 26,61 %).

Watson et al. (Watson et al., 1995) untersuchten ebenfalls die Maximalkraft bis zum Versagen nach Bunnell- und Kessler-Naht in einem unidirektionalen Versuchsaufbau. Sie verwandten menschliche Achillessehnenpräparate und No 1 Ethibond. Die Mittelwerte für die Maximalkraft unterschieden sich nicht signifikant (Bunnell-Naht mit 93,18 N  $\pm$  11,82 N versus Kessler-Naht mit 85,24 N  $\pm$  4,97 N). Als Versagensursache wurde für beide Gruppen ausschließlich die Fadenruptur angegeben. Ihre Ergebnisse zeigten für die Kessler-Naht den mit Abstand geringsten Variationskoeffizienten (VarK 5,83 %) und auch für die Bunnell-Naht einen Wert im unteren Ergebnisdrittel mit 12,69 %.

Gebauer et al. (Gebauer et al., 2007) testeten sowohl die Kessler-Naht, als auch die Bunnell-Naht mit zwei verschiedenen Fäden auf ihre jeweilige Maximalkraft. Auch Sie benutzten menschliche Sehnenpräparate. Das Fadenmaterial war zum einen eine PDS-Kordel der Stärke 1-0 und eine PDS-Kordel der Stärke 0,7 mm. Die Maximalkraft der mit PDS-Kordel 1-0 versorgten Sehnen zeigten keinen wesentlichen Unterschied (Bun-

---

---

nell-Naht mit  $139 \text{ N} \pm 29,8 \text{ N}$  versus Kessler-Naht mit  $137 \text{ N} \pm 37,3 \text{ N}$ ). Größere Differenzen zeigten sich bei der Verwendung von PDS-Cord der Stärke 0,7 mm. Hier lag die Maximalkraft der Bunnell-Naht mit  $291 \text{ N} \pm 55,2 \text{ N}$  signifikant ( $p < 0,05$ ) über der Kessler-Naht mit  $180 \text{ N} \pm 41,1 \text{ N}$ . Die Kessler-Nähte rissen tendenziell häufiger aus der Sehne aus und zeigten eine größere Streuung. Nach der Bunnell-Naht kam es in 50 % bzw. 60 % der Fälle zu einem Fadenriss und zu geringeren Streuungen (VarK 18,97 % bzw. 21,44 %).

De la Fuente et al. (la Fuente et al., 2017) führten zyklische Versuche an Rindersehnen durch und überprüften unter anderem eine doppelte Kessler-Nahttechnik mit No. 2 Ethibond bis zum Versagen. In 15 Versuchen ermittelte die Arbeitsgruppe einen Mittelwert für die Maximalkraft von  $154,6 \text{ N} \pm 15,6 \text{ N}$ . Die Streuung lag bei 10,09 % und war die Zweitniedrigste. Auch hier kam es zur gleichen Versagenscharakteristik durch Fadenrisse.

McCoy und Haddad (McCoy and Haddad, 2010) untersuchten eine doppelte Kessler-Technik, doppelte Bunnell-Technik und doppelte Krackow-Technik anhand menschlicher Sehnen und einem Polyesterfaden der Stärke 2-0 auf ihre Maximalkraft. Die Nähte nach Bunnell (MW  $196,2 \text{ N} \pm 45 \text{ N}$ ) und Krackow (MW  $199,9 \text{ N} \pm 20 \text{ N}$ ) zeigten sich gegenüber der Kessler-Naht nicht signifikant überlegen (MW  $166,9 \text{ N} \pm 51 \text{ N}$ ). Obwohl bei allen Versuchen als Versagensursache ein Fadenriss angegeben wurde, variiert der Variationskoeffizient von 10,01 % bei der Krackow-Naht bis zu 30,56 % bei der Kessler-Naht.

Yakup und Tanil (Yakup and Tanil, 2002) konnten an Achillessehnen von Schafen mit einem No. 5 Ticron eine signifikante Überlegenheit der Bunnell-Naht gegenüber der Kessler-Naht zeigen ( $p < 0,001$ ). In einer dritten Versuchsreihe testeten sie eine Locking-Loop-Naht. Diese zeigte sich etwa gleichwertig zur Bunnell-Naht ( $197,4 \text{ N} \pm 33,8 \text{ N}$  versus Kessler-Naht mit  $101,4 \text{ N} \pm 16,4 \text{ N}$  versus Locking-Loop-Naht mit  $216,7 \text{ N} \pm 33,6 \text{ N}$ ). In allen Versuchen kam es zu einem Ausreißen des Nahtmaterials aus der Sehne. Der Variationskoeffizient war für alle Versuche gleichmäßig verteilt (zwischen 15,51% und 17,12 %).

Schadel-Hopfner et al. (Schadel-Hopfner et al., 2011) verglichen zwei neue Nahttechniken, die sie als Marburg 1 und Marburg 2 bezeichneten, mit einer modifizierten Kessler-

---

---

und Bunnell-Naht hinsichtlich Maximalkraft und Zugkraft mit 1mm-Spaltbildung. Dabei kamen Schweinesehnen zur Anwendung. Das Fadenmaterial war Maxon 4-0. Für die Marburg 1-Technik wurden auf beide Sehnenstümpfe zirkuläre Nähte im Epitendineum gesetzt, verknotet und anschließend der Faden zweifach longitudinal, intratendinos zum jeweils anderen Sehnenstumpf geführt und dort verknotet. Es entstand eine Vierstrang-Naht. Die Marburg 2-Technik ist semi-zirkulär, hatte ansonsten denselben Verlauf. Die gemessenen Werte geben Schadel-Hopfner et al. mit dem Median und der Spannweite an. Die Kessler-Naht zeigte mit einem Median von 115,2 N die höchste Maximalkraft. Die Werte der Bunnell-Naht lagen deutlich niedriger mit 47,4 N. Diese neuen Nahttechniken ordneten sich geringfügig oberhalb der Bunnell-Naht ein. Die Kessler-Naht war der Bunnell-Naht gegenüber signifikant überlegen ( $p = 0,05$ ). Für die 1mm-Spaltbildung erwies sich die Marburg 1-Naht gegenüber der Kessler-Naht, sowie der Bunnell-Naht überlegen (Mediane mit 31,8 N versus 19,9 N versus 3,4 N). Sowohl die Marburg 1-Technik als auch die Kessler-Naht sind gegenüber der Bunnell signifikant zugfester ( $p = 0,001$  bzw.  $p = 0,05$ ). Die Versagensursache nach Kessler-Nähten war zu gleichen Teilen ein Fadenriss und ein Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne. Bei den anderen Techniken lag überwiegend ein Fadenriss vor.

Zandbergen et al. (Zandbergen et al., 2005) verglichen die Bunnell-Technik an menschlichen Achillessehnen mit PDS-II 1-0 als perkutane Technik mit Calcaneus-Tunnel oder Knochenanker mit PDS-II 1-0 oder Panacryl 1-0. Die Bunnell-Technik zeigte gegenüber den perkutanen Techniken keine wesentlichen Vorteile ( $p = 0,05$ ). Die Werte lagen bei durchschnittlich  $211 \text{ N} \pm 30 \text{ N}$  für die Bunnell-Technik und  $195 \text{ N} \pm 33 \text{ N}$  für den Calcaneus-Tunnel mit PDS-II 1-0. Für die Anwendung mit Knochenankern und PDS-II 1-0 wurden durchschnittlich  $185 \text{ N} \pm 13 \text{ N}$  ermittelt.

Rees et al. (Rees et al., 2009) untersuchten die Maximalkraft und Spaltbildung an doppelten modifizierten Kessler-Nähten mit 4 Strängen. Hierfür verwendeten sie entweder einen Faden, der nach Fadenführung vier Stränge bildete und am Ende einmal geknotet wurde oder zwei Fäden, die jeweils zwei Stränge bildeten und am Ende jeweils verknotet wurden. Letztere entspricht der gleichen Technik wie in der vorliegenden Studie und Verknotung der Kirchmayr-Kessler-Technik. Rees et al. untersuchten allerdings Schweinesehnen in einem zyklischen Versuchsprotokoll. Der Faden entsprach einem Prolene 3-0. Die Maximalkraft für die Technik mit Fadenführung nur eines Fadens zeig-

---

---

te sich der Technik mit zwei Fäden signifikant ( $p = 0,025$ ) überlegen ( $98,9 \text{ N} \pm 16 \text{ N}$ , versus  $85,1 \text{ N} \pm 14 \text{ N}$ ). In allen Fällen kam es zur Fadenruptur. Für die Spaltbildung untersuchten sie die Nähte auf ihre jeweilige Dehiszenz bei 10 N, 20 N und 30 N. Lediglich für die Kraft bei 10 N zeigte sich ein signifikanter Unterschied von  $p = 0,03$ . Die Zweiknoten-Technik erwies sich gegenüber der Einknoten-Technik als stabiler. Da für den physiologischen Bereich der Spaltbildung kein Unterschied festgestellt wurde, muss man beide Techniken bezüglich der Spaltbildung als gleichförmig ansehen.

Barrie et al. (Barrie et al., 2000) untersuchten Nahttechniken mit unterschiedlicher Strang-Anzahl mit Prüfung der Maximal- und Dehiszenz-Kraft an jeweils 10 menschlichen Fingerflexorsehnen. Als Zweistrang-Technik verwendeten sie eine einfache Kessler-Naht. Die Vierstrang-Techniken waren eine doppelte Kessler-Technik und zwei verschiedene Kreuz-Techniken. Als Sechsstang-Technik diente die Savage-Technik. Alle Techniken wurden mit einem Ethibond 4-0 genäht. Die Savage-Naht zeigte sich den Vierstrang-Techniken hinsichtlich der Maximalkraft signifikant überlegen und diese wiederum war der einfachen Kessler-Naht überlegen (jeweils  $p = 0,05$ ; MW Kessler 39 N, doppelte Kessler 66 N, Kreuz-Technik 70 bzw. 79 N, Savage 124 N). Bezüglich der Dehiszenzkraft bei einer 2mm-, 3mm- und 4mm-Spaltbildung konnten Barrie et al. eine signifikante Überlegenheit der Kreuz- als auch der Savage-Technik gegenüber der einfachen Kessler objektivieren. Die doppelte-Kessler-Naht zeigte sich gegenüber der einfachen Kessler nicht signifikant überlegen (2mm-, 3mm- und 4mm-Spalt: 14 N versus 26 N; 19 N versus 34 N; 24 N versus 41 N).

Bhatia et al. (Bhatia et al., 1992) verglichen die Kirchmayr-Technik (Schleife an den jeweiligen Fadenaustrittspunkten) und die Kessler-Technik (Knoten an den Fadenaustrittspunkten) an menschlichen Fingerflexorsehnen in zyklischen und unidirektionalen Zugversuchen mit Ethibond 2-0 und Ethibond 4-0. Lediglich die Kessler-Naht mit Ethibond 2-0 zeigte sich im zyklischen Versuch der Kirchmayr-Naht im Signifikanzniveau  $p < 0,025$  überlegen ( $51 \text{ N} \pm 8,6 \text{ N}$  versus  $32,7 \text{ N} \pm 8,3 \text{ N}$ ). Die Kirchmayr-Nähte rissen allesamt aus dem Sehnenmaterial, wohingegen bei den Kessler-Nähten das Nahtmaterial versagte.

Van Dyke et al. (Van Dyke et al., 2017) verwendeten für ihre zyklische Untersuchung die Bunnell-Naht mit einem No. 2 Fiberwire und erreichten darunter die höchsten Werte

---

---

für die Maximalkraft (MW  $336 \text{ N} \pm 77 \text{ N}$ ). In allen Versuchen kam es zu einem Versagen des Nahtmaterials. Diese Zugwerte sind zu den in dieser Studie ermittelten Werten des Fadentests praktisch äquivalent ( $313,82 \text{ N} \pm 25,33 \text{ N}$ ). Gebauer et al. (Gebauer et al., 2007) konnten für die Bunnell-Technik mit einem PDS 0,7 mm höhere Maximalkräfte als die in dieser Arbeit ermittelten Werte für die Bunnell-Naht dokumentieren mit  $291 \text{ N} \pm 55,2 \text{ N}$ . Insgesamt liegen die Maximalkraftwerte für die Bunnell-Technik in dieser Studie im Vergleich zu anderen Arbeiten im oberen Drittel. Die Streuung der Werte zeigte im Vergleich zu den in der Literatur veröffentlichten Werte eine geringere Ausprägung.

Vergleiche der Kessler- oder Kirchmayr-Technik mit Modifikationen und einfachen sowie doppelten Fadensträngen mit anderen Arbeiten konnte eine Überlegenheit der in dieser Arbeit beschriebenen doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht in Bezug auf die Maximalkraft zeigen. Die Zweitstärksten Werte konnten Herbort et al. (Herbort et al., 2008) ermitteln mit  $192,8 \text{ N} \pm 51,3 \text{ N}$ . Die Streuung der vorliegenden Arbeit zeigte sich im Vergleich zu anderen Arbeiten im Mittelfeld liegend. In Bezug auf die Bunnell-Naht ist die hier getestete Technik mit einer maximalen Zugkraft von  $259,27 \text{ N} \pm 20,65 \text{ N}$  im oberen Drittel angesiedelt.

Die Streuung der Werte wurden anhand des Variationskoeffizient VarK (Quotient aus Standardabweichung und Mittelwert) mit Ergebnissen anderer Studien bzw. Publikationen verglichen. **Tabelle 4.1** und **Tabelle 4.2, S. 64** geben eine kondensierte Darstellung über den Koeffizienten. Nach Verwendung der Kessler-Technik wurde eine breite Streuung von 5,83% - 30,56% ermittelt. Die Nähte nach Bunnell zeigten einen geringeren Variationskoeffizienten von 7,96% - 22,94%. Unterschiede im Versuchsprotokoll, die verwendeten Prüfmaschinen sowie die Auswertungsmethodik tragen zur Streuung bei. Auch war das untersuchte Sehnenmaterial nicht einheitlich. So wurden neben menschlichen Achillessehnen auch Flexorsehnen der Hand, Schweine-, Rinder- oder Schafsehnen verwendet. Diese biologischen Parameter haben zweifelsohne einen Einfluss auf die Ergebnisse. Auch bleiben vermeintliche Zufallsergebnisse durch sehr häufig zu geringe Versuchszahlen unentdeckt und können zu erheblichen statistischen Verzerrungen führen. Die Versagenscharakteristik bzw. -ursache des Sehne-Naht-Konstruktes lässt eine Tendenz der Streuung abschätzen. Die Arbeiten mit den geringsten Streuungen weisen allesamt überwiegend Fadenrisse als Versagensursache mit

---

maximal einem Versagen durch Nahtausriss auf. Die geringste Streuung trotz überwiegender Nahtausrisse reiht sich in der Rangliste an siebter Stelle ein (Yakup et al., VarK 16,17% (Yakup and Tamil, 2002)) mit 1,47% geringerer Streuung als die in der vorliegenden Arbeit ermittelte Streuung für die Kirchmayr-Kessler-Naht. Eine deutliche Abweichung stellen die Ergebnisse von McCoy und Haddad dar, die bei 100% Fadenrisse für Kessler-Nähte den höchsten Variationskoeffizienten mit 30,56% ermittelten (McCoy and Haddad, 2010). Letztlich bleibt noch das Fadenmaterial als Faktor zu betrachten. Die Fadentestung zeigte für den Orthocord 4 Strang, 2 Knoten einen Variationskoeffizienten von 12,63%. Andere Fäden können unter Umständen größere Streuungen aufweisen.

Ein weiterer Aspekt, der einer genaueren Betrachtung zur Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Forschungsergebnisse bedarf, ist die Korrelation der Maximalkraft zur Sehnenquerschnittsfläche. Die statistische Auswertung zeigte eine mittelstarke Korrelation der Querschnittsfläche zu den Maximalkraftwerten  $F_{\max}$  [N] für die Kirchmayr-Kessler-Naht. Wie bereits beschrieben, waren in dieser Reihe die gemessenen Werte am ehesten von der biologischen Eigenschaft der Sehne abhängig, da ein Fadenausriss für das Versagen ursächlich ist. Eine menschliche Sehne hat im Querschnitt durchschnittlich eine Fläche von 80mm<sup>2</sup> bis 1cm<sup>2</sup> (Aumüller et al., 2014, Schünke, 2000). Die für diese Studie verwendeten Präparate aus dem Schweine-Hinterlauf wiesen durchschnittlich eine Querschnittsfläche von 44mm<sup>2</sup> auf. Bei der hier ermittelten Korrelation der Sehnenfläche zur Maximalkraft  $F_{\max}$  kann von einer höheren Maximalkraft bei Anwendung dieser Nahttechnik für die menschliche Sehne ausgegangen werden.

---

Autor	Präparat	Nahtmaterial	n	Kessler	Mittelwert F <sub>max</sub> [N]	Standardabweichung	VarK [%]	Ausriss* [%]
Temelci	Schwein	No 2 Orthocord	56	4S 2Kn	260,66	45,983	17,64	98,21
Herbort	Mensch	PDS 0,7mm	12	2S 1Kn	192,8	51,3	26,61	100
Gebauer	Mensch	PDS 0,7mm	10	2S 1Kn	180	41,1	22,83	90
McCoy	Mensch	No 2 Polyester	8	4S 2Kn	166,9	51	30,56	0
De la Fuente	Rind	No 2 Ethibond	15	4S 2Kn	154,6	15,6	10,09	0
Gebauer	Mensch	1-0 PDS	10	2S 1Kn	137	37,3	27,23	70
Yakup	Schaf	No 5 Ticon	16	2S 1Kn	101,4	16,4	16,17	100
Watson	Mensch	No 1 Ethibond	5	2S 2Kn	85,24	4,97	5,83	0
Rees	Schwein	3-0 Prolene	28	4S 2Kn	85,1	14	16,45	0
Bhatia	Mensch	No 2 Ethibond		Kessler (2s 1Kn)	51	8,6	16,86	0

S = Strang, Kn = Knoten, \* = % der Fadenausrisse aus dem Sehne-Naht-Konstrukt

*Tabelle 4.1: Vergleich Maximalkraft, Standardabweichung und Variationskoeffizient verschiedener Kessler-Studien.*

Autor	Präparat	Nahtmaterial	n	Bunnell	Mittelwert F <sub>max</sub> [N]	Standardabweichung	VarK [%]	Ausriss* [%]
Van Dyke	Mensch	No 2 Fiberwire	10	2S 1Kn	336	77	22,92	0
Gebauer	Mensch	PDS 0,7mm	10	2S 1Kn	291	55,2	18,97	50
Temelci	Schwein	No 2 Orthocord	51	2S 1Kn	259,27	20,65	7,96	1,96
Herbort	Mensch	PDS 0,7mm	12	2S 1Kn	255	22,5	8,82	0
Zandbergen	Mensch	1-0 PDS	5	2S 1Kn	211	30	14,22	20
Yakup	Schaf	No 5 Ticon	16	2S 1Kn	197,4	33,8	17,12	100
McCoy	Mensch	No 2 Polyester	8	4S 2Kn	196,2	45	22,94	0
Gebauer	Mensch	1-0 PDS	10	2S 1Kn	139	29,8	21,44	40
Watson	Mensch	No 1 Ethibond	6	2S 1Kn	93,18	11,82	12,69	0

S = Strang, Kn = Knoten, \* = % der Fadenausrisse aus dem Sehne-Naht-Konstrukt

*Tabelle 4.2: Vergleich Maximalkraft, Standardabweichung und Variationskoeffizient verschiedener Bunnell-Studien.*

*Kessler-Naht (Tabelle 4.1) oder Bunnell-Naht (Tabelle 4.2) mit Angabe des Grundes des Versagens. S und Kn geben Auskunft über die Anzahl der Stränge und Knotungen. Grau unterlegt sind die Ergebnisse aus der hiesigen Forschungsarbeit. Die Studiengruppen sind nach der Maximalkraft sortiert.*

---

## 4.1 Fazit

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen im Hinblick auf die Maximalkraft bis zum Versagen des Sehne-Naht-Konstruktes und der Streuung der Werte im Vergleich zu bereits publizierten Studien Stabilitätswerte im oberen Drittel. Die Erwartung, mehr Kraft über mehr Stränge zu erzielen, bestätigte sich mit der Zweistrang-Bunnell-Naht gegenüber der Vierstrang-Kirchmayr-Kessler-Naht nicht. Beide Naht-Techniken erwiesen sich gleichwertig. Die Maximalkraft der Bunnell-Technik kann in dieser Studie möglicherweise durch Verwendung stärkerer Fäden weiter gesteigert werden, wohingegen die Maximalkraft der doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Nähte vorrangig durch Veränderung der Nahttechnik zu erreichen wäre. Die Auswertung der Dehiszenzkraft bei einer 3mm-Spaltbildung zeigte signifikante Überlegenheit der Kirchmayr-Kessler-Nähte. Hier bedarf es weiterer Untersuchungen, da die Kenntnisse über das Verhalten der Spaltbildung im biomechanischen Zugversuch bislang gering sind. Wird die Indikation zur operativen Rekonstruktion der Achillessehnenruptur gestellt, sollte unter Berücksichtigung dieser Studienergebnisse bevorzugt die doppelte modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht zur Anwendung kommen. Sie ist der Bunnell-Naht relevant in der Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  überlegen. Das Operationstrauma, die Nahtzeit und die Menge an epitendinösem Nahtmaterial beider getesteten Nahttechniken ist in etwa gleich groß. Inwiefern der Heilungsprozess von der jeweiligen Nahttechnik beeinflusst wird, ist nicht bekannt. Ist eine primäre maximale Widerstandskraft gewünscht, so sollte die Bunnell-Technik bevorzugt werden. Sie ist der Kirchmayr-Kessler-Naht hinsichtlich der Maximalkraft gleichwertig trotz weniger kreuzender Stränge, zeigte eine deutlich geringere Streuung und damit Vorteile für die Reliabilität. Zudem war die Bunnell-Naht einfacher in der Durchführung, da hier nur ein Faden durch die Sehne gefädelt und mit einem Knoten gesichert werden kann. Die Kirchmayr-Kessler-Naht ist durch die zwei verwendeten Fäden komplexer in der Handhabung. Eine zukünftige Zielsetzung von zu verbessernden Nahttechniken sollte die reduzierte Streuung der biomechanischen Charakteristik bei gleichzeitig verbesserter Zugfestigkeit sein. Die etablierten Nahttechniken und Anwendung der gängigen Nahtmaterialien sind nicht imstande, eine sofortige postoperative Vollbelastung wie sie beim Gehen vorliegt zu gewährleisten mit etwa 1300 N (Finni et al., 1998)), sodass die postoperative Teilbelastung mit Orthesen notwendig bleibt.

---



---

## 5 ZUSAMMENFASSUNG

Die Inzidenz der Achillessehnenruptur ist durch zwei Gipfel gekennzeichnet. Zum einen sind es sportlich aktive Männer im Alter von 30 bis 40 Jahren, zum anderen ältere Frauen im Alter von 60 bis 80 Jahren mit chronisch-degenerativen Sehnenveränderungen. Diese epidemiologische Verteilung erschwert die Antwort auf die Frage der optimalen Therapie, die bisher kontrovers diskutiert wird. Aus einer Vielzahl an Studien ist ersichtlich, dass nach operativer Versorgung eine frühere Rückkehr zur vollen Belastbarkeit und sportlichen Aktivität, sowie eine geringere Rerupturrate möglich ist. Diese Methode bietet sich bei jüngeren Patienten und Athleten an. Bei der konservativen Therapie entfällt das Narkose- und Komplikationsrisiko der operativen Therapie und stellt somit eine gute Therapiemöglichkeit bei älteren Patienten dar.

Bislang wurden unterschiedliche operative Methoden sowohl klinisch als auch biomechanisch untersucht. Versuche mit End-zu-End-Nähten stellen die größere Gruppe dar gegenüber einer kleineren Untersuchungsgruppe von Umkipplastiken, Anwendung von Knochenankern und Transplantaten. Die am häufigsten beschriebenen und untersuchten Techniken sind die Nähte nach Bunnell, Kirchmayr-Kessler, Krackow sowie davon abgeänderte Variationen. Minimal-invasive Prozeduren wurden zunehmend untersucht. Des Weiteren wurden Sehnen unterschiedlichen Ursprungs untersucht, wobei der Versuchsaufbau und -ablauf als auch die untersuchten Parameter mit Anwendung unterschiedlicher Nahtmaterialien einer sehr großen Varianz unterlagen. Die Vergleichbarkeit ist daher sehr begrenzt.

Diese Studie befasste sich mit dem Vergleich der Maximalkraft  $F_{\max}$  [N] und der Kraft bis zur 3mm-Spaltbildung  $F_{3\text{mm}}$  [N] einer Bunnell- und einer doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht in einer unidirektionalen, einachsigen biomechanischen Studie bei Verwendung von Schweinesehnen. Letztere stammten vom rechten Hinterlauf 2-jähriger Schweine, die allesamt am Tag der Schlachtung des Tieres präpariert und eingefroren wurden. Als Nahtmaterial wurde der ORTHOCORD® No. 2 verwendet.

Die Nahttechniken wurden bewusst aufgrund ihres geringen epi- und intratendinös eingebrachten Nahtmaterials gewählt. Die hier praktizierte zweisträngige Bunnell- und viersträngige doppelte modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht waren diesbezüglich fast identisch. Weniger Material führt zu weniger Adhäsionen und weniger Verlust der Gleit-

---

---

fähigkeit der Sehne im Gleitlager und zu besseren Heilungsbedingungen. Es wurde auf biomechanisch höhere Zugfestigkeit des Sehnen-Naht-Konstruktes geprüft. Ein Mittelwertunterschied von 50 N für die Maximalkraft  $F_{\max}$  wurde als signifikant definiert. Für die Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  wurde ein signifikanter Unterschied von mindestens 20 N festgelegt.

Die Tenotomie erfolgte scharf mit einem Skalpell. Für die Adaptation mit der jeweiligen Nahttechnik wurde ein ORTHOCORD® der Stärke 2 verwendet. Die biomechanische Untersuchung wurde mit einer Materialprüfmaschine ZwickiLine 2,5kN in Kombination mit dem dreidimensional abtastenden optischen Prüfsystem PONTOS 5M realisiert. Der Versuchsablauf gliederte sich in eine langsame und eine schnelle Zugphase. Dies ermöglichte im erwarteten Bereich der 3mm-Spaltbildung eine gute Auswertbarkeit anhand der optischen Abtastfrequenz.

Für die Dehiszenzkraft  $F_{3\text{mm}}$  [N] zeigte sich die Kirchmayr-Kessler-Naht mit einem Mittelwert von 97,22 N der Bunnell-Naht (Mittelwert von 67,96 N) relevant überlegen. Die Werte wiesen allerdings eine große Streuung auf. Die Interquartilsabstände Q1 bis Q3 beliefen sich bei der Bunnell-Naht von 46,8 N bis 88,7 N gegenüber der Kirchmayr-Kessler-Naht von 73,1 N bis 139,65 N.

Die Maximalkraft  $F_{\max}$  [N] beider Nahttechniken war im Vergleich nahezu identisch. Der Mittelwert und die Standardabweichung für die Bunnell-Naht betragen  $259,27 \pm 20,65$  N und für die Kirchmayr-Kessler Naht  $260,66 \pm 45,98$  N. Die Bunnell-Naht zeigte eine deutlich geringere Streuung und damit eine höhere Reliabilität hinsichtlich der Nahtstabilität. Der Faden versagte in 50 von 51 Versuchen bei der Bunnell-Technik wohingegen bei der Kirchmayr-Kessler-Naht in 55 von 56 Fällen ein Ausriss der Nähte aus der Sehne der limitierende Faktor war. Diese Ergebnisse machen weitere Untersuchungen notwendig mit Modifikationen der Nahttechnik und Weiterentwicklung des Fadensmaterials, um bessere Ergebnisse zu erzielen.

Um dem Chirurgen eine Technik zur Achillessehnenrekonstruktion zu empfehlen, fehlen noch fundierte Erkenntnisse aus dem kurz- und mittelfristigen klinischen Heilungsverlauf. Es bleibt daher abschließend dem Chirurgen überlassen, welche dieser Methoden er bevorzugt. Weitere biologische Ansätze mit dem Ziel einer beschleunigten Sehnenheilung sind Gegenstand aktueller Forschungsbemühungen unabhängig von den hier untersuchten biomechanischen Aspekten.

---

---

## 6 LITERATURVERZEICHNIS

- AMADIO, P. C. 2005. Friction of the Gliding Surface: Implications for Tendon Surgery and Rehabilitation. *J Hand Ther*, 18, 112-9.
- AMENDOLA, A. 2014. Outcomes of open surgery versus nonoperative management of acute achilles tendon rupture. *Clin J Sport Med*, 24, 90-1.
- AMLANG, M. & ZWIPP, H. 2011. Tendinose und Ruptur der Achillessehne. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*, 6, 259-282.
- AMLANG, M. H., MAFFULI, N., LONGO, U. G., STUBIG, T., IMRECKE, J. & HUFNER, T. 2010. [Surgical treatment of Achilles tendon rupture]. *Unfallchirurg*, 113, 712-20.
- AOKI, M., OGIWARA, N., OHTA, T. & NABETA, Y. 1998. Early active motion and weightbearing after cross-stitch achilles tendon repair. *Am J Sports Med*, 26, 794-800.
- ATESCHRANG, A. 2014. Operative Behandlungsprognose der Achillessehnenruptur und Validierung eines neuartigen biomechanisch-optischen Messverfahrens. *Habilitation*, 83.
- AUMÜLLER, G., AUST, G., ENGELE, J., KIRSCH, J. & MAIO, G. 2014. *Duale Reihe Anatomie*, Thieme.
- BALLAS, M. T., TYTKO, J. & MANNARINO, F. 1998. Commonly missed orthopedic problems. *Am Fam Physician*, 57, 267-74.
- BARRIE, K. A., WOLFE, S. W., SHEAN, C., SHENBAGAMURTHI, D., SLADE, J. F., 3RD & PANJABI, M. M. 2000. A biomechanical comparison of multistrand flexor tendon repairs using an in situ testing model. *J Hand Surg Am*, 25, 499-506.
- BENJAMIN, M. & RALPHS, J. 1997. Tendons and ligaments--an overview. *Histology and histopathology*, 12, 1135.
- BHATIA, D., TANNER, K. E., BONFIELD, W. & CITRON, N. D. 1992. Factors affecting the strength of flexor tendon repair. *The Journal of Hand Surgery: British & European Volume*, 17, 550-552.
- BOMMAS-EBERT, U., TEUBNER, P. & VOß, R. 2011. *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie*, Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- BUNNELL, S. 1954. Gig pull-out suture for tendons. *J Bone Joint Surg Am*, 36-a, 850-1.
- CARR, A. J. & NORRIS, S. H. 1989. The blood supply of the calcaneal tendon. *J Bone Joint Surg Br*, 71, 100-1.
- COCHRAN, G. V. B. 1988. *Orthopädische Biomechanik*, Stuttgart, Enke.
- COPELAND, S. A. 1990. Rupture of the Achilles tendon: a new clinical test. *Ann R Coll Surg Engl*, 72, 270-1.
- DEL BUONO, A., VOLPIN, A. & MAFFULLI, N. 2014. Minimally invasive versus open surgery for acute Achilles tendon rupture: a systematic review. *Br Med Bull*, 109, 45-54.
- DEPUY MITEK. 2012. *Value Analysis Brief - ORTHOCORD® High Strength Orthopedic Suture* [Online]. Available: [http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Product%20Information%20Sheets/CA7799%20Mitek\\_Orthocord\\_Value\\_Brief\\_901162-FINAL.pdf](http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Product%20Information%20Sheets/CA7799%20Mitek_Orthocord_Value_Brief_901162-FINAL.pdf) [Accessed 23.05.2018].
- DEUTSCHE GESELLSCHAFT FÜR UNFALLCHIRURGIE. 2012, August. *Achillessehnenruptur* [Online]. Available: <http://www.dgu-online.de/patienteninformation/haeufige-diagnosen/sportler/achillessehnenruptur.html> [Accessed 13.05.2018].
-

- 
- DOGRAMACI, Y., KALACI, A., SEVINC, T. T., ESEN, E., KOMURCU, M. & YANAT, A. N. 2008. Does strand configuration and number of purchase points affect the biomechanical behavior of a tendon repair? A biomechanical evaluation using different kessler methods of flexor tendon repair. *Hand (N Y)*, 3, 266-70.
- DORAL, M. N., ALAM, M., BOZKURT, M., TURHAN, E., ATAY, O. A., DONMEZ, G. & MAFFULLI, N. 2010. Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18, 638-43.
- EAST LANCASHIRE HOSPITAL NHS TRUST. 2010. *Achilles tendon rupture clinical* [Online]. Available: <http://www.foothyperbook.com/trauma/achillesRupture/achillesRuptureClin.htm> [Accessed 24.05.2018].
- EJESKÄR, A. & IRSTAM, L. 1981. Elongation in Profundus Tendon Repair: A Clinical and Radiological Study. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 15, 61-68.
- EREN, Y., ADANIR, O., DINCEL, Y. M., GENÇ, E., ARSLAN, Y. Z. & CAGLAR, A. 2018. Effects of low molecular weight heparin and rivaroxaban on rat Achilles tendon healing. *Eklem Hastalik Cerrahisi*, 29, 13-9.
- ERICKSON, B. J., CVETANOVICH, G. L., NWACHUKWU, B. U., VILLARROEL, L. D., LIN, J. L., BACH, B. R., JR. & MCCORMICK, F. M. 2014. Trends in the Management of Achilles Tendon Ruptures in the United States Medicare Population, 2005-2011. *Orthop J Sports Med*, 2, 2325967114549948.
- EVANS, N. A. & STANISH, W. D. 2000. (i) The basic science of tendon injuries. *Current Orthopaedics*, 14, 403-412.
- FINNI, T., KOMI, P. & LUKKARINIEMI, J. 1998. Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 77, 289-291.
- FRANK, C., MCDONALD, D., WILSON, J., EYRE, D. & SHRIVE, N. 1995. Rabbit medial collateral ligament scar weakness is associated with decreased collagen pyridinoline crosslink density. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 157-165.
- FRÖHLICH, M. & PIETER, A. 2009. *Cohen's Effektstärken als Mass der Bewertung von praktischer Relevanz – Implikationen für die Praxis*.
- FULLERTON, G. D. & AMURAO, M. R. 2006. Evidence that collagen and tendon have monolayer water coverage in the native state. *Cell Biol Int*, 30, 56-65.
- GEBAUER, M., BEIL, F. T., BECKMANN, J., SARVARY, A. M., UEBLACKER, P., RUECKER, A. H., HOLSTE, J. & MEENEN, N. M. 2007. Mechanical evaluation of different techniques for Achilles tendon repair. *Arch Orthop Trauma Surg*, 127, 795-9.
- GELBERMAN, R. H., BOYER, M. I., BRODT, M. D., WINTERS, S. C. & SILVA, M. J. 1999. The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons. An experimental study on the early stages of tendon-healing in dogs. *J Bone Joint Surg Am*, 81, 975-82.
- GOM GMBH. 2018. *Anwendungsbeispiele - PONTOS* [Online]. Available: <https://www.gom.com/de/industrien/anwendungsbeispiele-pontos.html> [Accessed 22.05.2018].
- GREIMERS, L., DRION, P. V., COLIGE, A., LIBERTIAUX, V., DENOEL, V., LECUT, C., GOTHOT, A. & KAUX, J. F. 2018. Effects of Allogeneic Platelet-Rich Plasma (PRP) on the Healing Process of Sectioned Achilles Tendons of Rats: A Methodological Description. *J Vis Exp*.
- GULATI, V., JAGGARD, M., AL-NAMMARI, S. S., UZOIGWE, C., GULATI, P., ISMAIL, N., GIBBONS, C. & GUPTA, C. 2015. Management of achilles tendon injury: A current concepts systematic review. *World J Orthop*, 6, 380-6.
-

- 
- HAMBURGER ABENDBLATT. 2010, Oktober. *Uwe Seeler: "Ich war der Erste, der wieder spielte" - Brazil* [Online]. Available: <https://www.abendblatt.de/brazil/article108953933/Uwe-Seeler-Ich-war-der-Erste-der-wieder-spielte.html> [Accessed 23.05.2018].
- HERBORT, M., HABER, A., ZANTOP, T., GOSHEGER, G., ROSSLENBROICH, S., RASCHKE, M. J. & PETERSEN, W. 2008. Biomechanical comparison of the primary stability of suturing Achilles tendon rupture: a cadaver study of Bunnell and Kessler techniques under cyclic loading conditions. *Arch Orthop Trauma Surg*, 128, 1273-7.
- HOLM, C., KJAER, M. & ELIASSON, P. 2015. Achilles tendon rupture--treatment and complications: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports*, 25, e1-10.
- HUTTUNEN, T. T., KANNUS, P., ROLF, C., FELLANDER-TSAI, L. & MATTILA, V. M. 2014. Acute achilles tendon ruptures: incidence of injury and surgery in Sweden between 2001 and 2012. *Am J Sports Med*, 42, 2419-23.
- JOZSA, L. & KANNUS, P. 1997a. Histopathological findings in spontaneous tendon ruptures. *Scand J Med Sci Sports*, 7, 113-8.
- JOZSA, L. & KANNUS, P. 1997b. *Human tendons: anatomy, physiology, and pathology*, Human Kinetics Publishers.
- KEARNEY, R. S. & COSTA, M. L. 2012. Current concepts in the rehabilitation of an acute rupture of the tendo Achillis. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 94-B, 28-31.
- KEATING, J. F. & WILL, E. M. 2011. Operative versus non-operative treatment of acute rupture of tendo Achillis: a prospective randomised evaluation of functional outcome. *J Bone Joint Surg Br*, 93, 1071-8.
- KESSLER, I. 1973. The "grasping" technique for tendon repair. *Hand*, 5, 253-255.
- KESSLER, I. & NISSIM, F. 1969. Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital sheath. An experimental and clinical study. *Acta Orthop Scand*, 40, 587-601.
- KOMI, P. V. 1990. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech*, 23 Suppl 1, 23-34.
- LA FUENTE, C. D., CRUZ-MONTECINOS, C., SCHIMIDT, H. L., HENRÍQUEZ, H., RUIDIAZ, S. & CARPES, F. P. 2017. Biomechanical properties of different techniques used in vitro for suturing mid-substance Achilles tendon ruptures. *Clinical Biomechanics*, 50, 78-83.
- LANTTO, I., HEIKKINEN, J., FLINKKILÄ, T., OHTONEN, P. & LEPPILAHTI, J. 2015. Epidemiology of Achilles tendon ruptures: Increasing incidence over a 33-year period. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25, e133-e138.
- LEPPILAHTI, J. & ORAVA, S. 1998. Total Achilles tendon rupture. A review. *Sports Med*, 25, 79-100.
- LIN, T. W., CARDENAS, L. & SOSLOWSKY, L. J. 2004. Biomechanics of tendon injury and repair. *J Biomech*, 37, 865-77.
- LINNENBRÜGGER, M. 2017, Januar. *Seelers Arzt wird 100! Dr. Fischer rettete Uwe Seelers Karriere* [Online]. Hamburger Morgenpost: Morgenpost Verlag GmbH. Available: <https://www.mopo.de/sport/hsv/seelers-arzt-wird-100--dr--fischer-rettete-uwes-karriere-25586740> [Accessed 19.05.2018].
- LONGO, U. G., PETRILLO, S., MAFFULLI, N. & DENARO, V. 2013. Acute achilles tendon rupture in athletes. *Foot Ankle Clin*, 18, 319-38.
- LÜLLMANN-RAUCH, R. 2003. *Histologie: verstehen - lernen - nachschlagen ; mit 10 Tabellen*, Thieme.
- MAFFULLI, N. 1998. *The clinical diagnosis of subcutaneous tear of the Achilles tendon. A prospective study in 174 patients*.
- MAFFULLI, N. 1999. Rupture of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surg Am*, 81, 1019-36.
- MAFFULLI, N. & AJIS, A. 2008. Management of chronic ruptures of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surg Am*, 90, 1348-60.
-

- 
- MAFFULLI, N., SHARMA, P. & LUSCOMBE, K. L. 2004. Achilles tendinopathy: aetiology and management. *J R Soc Med*, 97, 472-6.
- MAJEWSKI, M., RICKERT, M. & STEINBRUCK, K. 2000. [Achilles tendon rupture. A prospective study assessing various treatment possibilities]. *Orthopade*, 29, 670-6.
- MATLES, A. L. 1975. Rupture of the tendo achilles: another diagnostic sign. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases*, 36, 48-51.
- MCCORMACK, R. & BOVARD, J. 2015. Early functional rehabilitation or cast immobilisation for the postoperative management of acute Achilles tendon rupture? A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Br J Sports Med*, 49, 1329-35.
- MCCOY, B. W. & HADDAD, S. L. 2010. The strength of achilles tendon repair: a comparison of three suture techniques in human cadaver tendons. *Foot Ankle Int*, 31, 701-5.
- METZ, R., VERLEISDONK, E. J., VAN DER HEIJDEN, G. J., CLEVERS, G. J., HAMMACHER, E. R., VERHOFSTAD, M. H. & VAN DER WERKEN, C. 2008. Acute Achilles tendon rupture: minimally invasive surgery versus nonoperative treatment with immediate full weightbearing--a randomized controlled trial. *Am J Sports Med*, 36, 1688-94.
- NARVÁEZ, J. A., NARVÁEZ, J., ORTEGA, R., AGUILERA, C., SÁNCHEZ, A. & ANDÍA, E. 2000. Painful Heel: MR Imaging Findings. *RadioGraphics*, 20, 333-352.
- NILSSON-HELANDER, K., SILBERNAGEL, K. G., THOMEE, R., FAXEN, E., OLSSON, N., ERIKSSON, B. I. & KARLSSON, J. 2010. Acute achilles tendon rupture: a randomized, controlled study comparing surgical and nonsurgical treatments using validated outcome measures. *Am J Sports Med*, 38, 2186-93.
- O'BRIEN, T. 1984. The needle test for complete rupture of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surg Am*, 66, 1099-101.
- PAGENSTERT, G., LEUMANN, A., FRIGG, A. & VALDERRABANO, V. 2010. [Achilles tendon ruptures and tibialis anterior tendon ruptures]. *Orthopade*, 39, 1135-47.
- PEDOWITZ, D. & KIRWAN, G. 2013. Achilles tendon ruptures. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 6, 285-93.
- PETERSEN, W., PUFE, T., PFROMMER, S. & TILLMANN, B. 2005. Overload damage to the Achilles tendon: the importance of vascular care and angiogenesis. *Der Orthopäde*, 34, 533-542.
- PLATZER, W. 1999. *Taschenatlas der Anatomie in drei Bänden. Bd. 1 : Bewegungsapparat*, Stuttgart, Thieme.
- PNEUMATICOS, S. G., NOBLE, P. C., MCGARVEY, W. C., MODY, D. R. & TREVINO, S. G. 2000. The Effects of Early Mobilization in the Healing of Achilles Tendon Repair. *Foot & Ankle International*, 21, 551-557.
- POPOVIC, N. & LEMAIRE, R. 1999. Diagnosis and treatment of acute ruptures of the Achilles tendon. Current concepts review. *Acta Orthop Belg*, 65, 458-71.
- RASCHKE, M. J., HERBORT, M. & ROßLENBROICH, S. 2010. Achillessehnenrupturen. *Trauma und Berufskrankheit*, 12, 444-452.
- REES, L., MATTHEWS, A., MASOUIROS, S. D., BULL, A. M. & HAYWOOD, R. 2009. Comparison of 1- and 2-knot, 4-strand, double-modified kessler tendon repairs in a porcine model. *J Hand Surg Am*, 34, 705-9.
- ROSSO, C., SCHUETZ, P., POLZER, C., WEISSKOPF, L., STUDLER, U. & VALDERRABANO, V. 2012. Physiological Achilles Tendon Length and Its Relation to Tibia Length. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 22, 483-487.
- SAKABE, T., SAKAI, K., MAEDA, T., SUNAGA, A., FURUTA, N., SCHWEITZER, R., SASAKI, T. & SAKAI, T. 2018. Transcription factor scleraxis vitally contributes to progenitor lineage direction in wound healing of adult tendon in mice. *J Biol Chem*.
-



- 
- SALEWSKI, C. 2015. Biomechanischer Vergleich operativ rekonstruierter Achillessehnenrupturen unter Verwendung unterschiedlicher distaler Verankerungen im ex vivo Schweinemodell. *Dissertation*, 112.
- SCHADEL-HOPFNER, M., WINDOLF, J., LOGTERS, T. T., HAKIMI, M. & CELIK, I. 2011. Flexor tendon repair using a new suture technique: a comparative in vitro biomechanical study. *Eur J Trauma Emerg Surg*, 37, 79-84.
- SCHÜNKE, M. 2000. *Funktionelle Anatomie - Topographie und Funktion des Bewegungssystems*, Thieme.
- SEBASTIN, S. J., HO, A., KARJALAINEN, T. & CHUNG, K. C. 2013. History and Evolution of the Kessler Repair. *J Hand Surg Am*, 38, 552-61.
- SIMMONDS, F. A. 1957. The diagnosis of the ruptured Achilles tendon. *Practitioner*, 179, 56-8.
- SOROCEANU, A., SIDHWA, F., AARABI, S., KAUFMAN, A. & GLAZEBROOK, M. 2012. Surgical versus nonsurgical treatment of acute Achilles tendon rupture: a meta-analysis of randomized trials. *J Bone Joint Surg Am*, 94, 2136-43.
- SORRENTI, S. J. 2006. Achilles tendon rupture: effect of early mobilization in rehabilitation after surgical repair. *Foot Ankle Int*, 27, 407-10.
- SPECK, M. & KLAUE, K. 1998. Early full weightbearing and functional treatment after surgical repair of acute achilles tendon rupture. *Am J Sports Med*, 26, 789-93.
- STEINBRÜCK, K. 2000. *Achillessehnenrupturen im Sport - Epidemiologie, aktuelle Diagnostik, Therapie und Rehabilitation. Analyse von 791 Fällen*, Köln.
- TALLON, C., MAFFULLI, N. & EWEN, S. W. 2001. Ruptured Achilles tendons are significantly more degenerated than tendinopathic tendons. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 1983-90.
- THEVENDRAN, G., SARRAF, K. M., PATEL, N. K., SADRI, A. & ROSENFELD, P. 2013. The ruptured Achilles tendon: a current overview from biology of rupture to treatment. *Musculoskelet Surg*, 97, 9-20.
- THOMOPOULOS, S., PARKS, W. C., RIFKIN, D. B. & DERWIN, K. A. 2015. Mechanisms of tendon injury and repair. *J Orthop Res*, 33, 832-9.
- THOMPSON, T. C. 1962. A Test for Rupture of the Tendo Achillis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 32, 461-465.
- TWADDLE, B. C. & POON, P. 2007. Early motion for Achilles tendon ruptures: is surgery important? A randomized, prospective study. *Am J Sports Med*, 35, 2033-8.
- URBANIYAK, J. R. Cahill JD, Mortenson RA. 1975. Tendon suturing Methods, Analysis of Tensile Strength. A. A. O. S. *Symposium on tendon surgery in the Hand*, 70-80.
- VAN DER ENG, D. M., SCHEPERS, T., GOSLINGS, J. C. & SCHEP, N. W. 2013. Rerupture rate after early weightbearing in operative versus conservative treatment of Achilles tendon ruptures: a meta-analysis. *J Foot Ankle Surg*, 52, 622-8.
- VAN DYKE, R. O., CHAUDHARY, S. A., GOULD, G., TRIMBA, R. & LAUGHLIN, R. T. 2017. Biomechanical Head-to-Head Comparison of 2 Sutures and the Giftbox Versus Bunnell Techniques for Midsubstance Achilles Tendon Ruptures. *Orthop J Sports Med*, 5.
- WATSON, T. W., JURIST, K. A., YANG, K. H. & SHEN, K.-L. 1995. The Strength of Achilles Tendon Repair: An In Vitro Study of the Biomechanical Behavior in Human Cadaver Tendons. *Foot & Ankle International*, 16, 191-195.
- WERTZ, J., GALLI, M. & BORCHERS, J. R. 2013. Achilles Tendon Rupture: Risk Assessment for Aerial and Ground Athletes. *Sports Health*, 5, 407-9.
- WILSON, A. M. & GOODSHIP, A. E. 1994. Exercise-induced hyperthermia as a possible mechanism for tendon degeneration. *J Biomech*, 27, 899-905.
- WONG, J. K., ALYOUHA, S., KADLER, K. E., FERGUSON, M. W. & MCGROUTHER, D. A. 2010. The cell biology of suturing tendons. *Matrix Biol*, 29, 525-36.
- YAKUP, Y. & TANIL, E. 2002. Initial Pull-Out Strength of Tendon Sutures: An In Vitro Study in Sheep Achilles Tendon. *Foot & Ankle International*, 23, 1126-1130.
-

- 
- ZANDBERGEN, R. A., DE BOER, S. F., SWIERSTRA, B. A., DAY, J., KLEINRENSINK, G. J. & BEUMER, A. 2005. Surgical treatment of achilles tendon rupture: examination of strength of 3 types of suture techniques in a cadaver model. *Acta Orthop*, 76, 408-11.
- ZANTOP, T., TILLMANN, B. & PETERSEN, W. 2003. Quantitative assessment of blood vessels of the human Achilles tendon: an immunohistochemical cadaver study. *Arch Orthop Trauma Surg*, 123, 501-4.
- ZHAO, C., AMADIO, P. C., ZOBITZ, M. E. & AN, K. N. 2001. Gliding characteristics of tendon repair in canine flexor digitorum profundus tendons. *J Orthop Res*, 19, 580-6.
- ZHAO, J. G., MENG, X. H., LIU, L., ZENG, X. T. & KAN, S. L. 2017. Early functional rehabilitation versus traditional immobilization for surgical Achilles tendon repair after acute rupture: a systematic review of overlapping meta-analyses. *Sci Rep*, 7, 39871.
- ZSCHÄBITZ, A. 2005. Anatomie und Verhalten von Sehnen und Bändern. *Der Orthopäde*, 34, 516-525.
- ZWICK GMBH & CO KG 2011. Produktinformation ZwickiLine Material-Prüfmaschinen Z0.5 bis Z2.5.
-



# 7 ANHANG

## 7.1 Diagramme und Boxplots

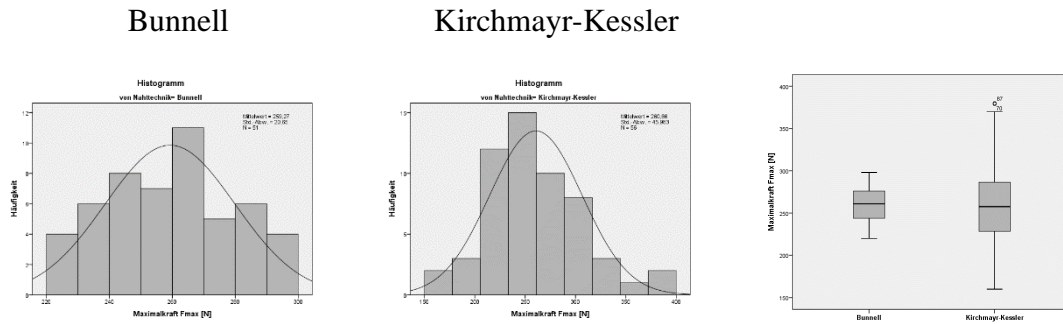


Abbildung 7.1: Histogramme und Boxplots der Maximalkraft  $F_{max}$  [N].

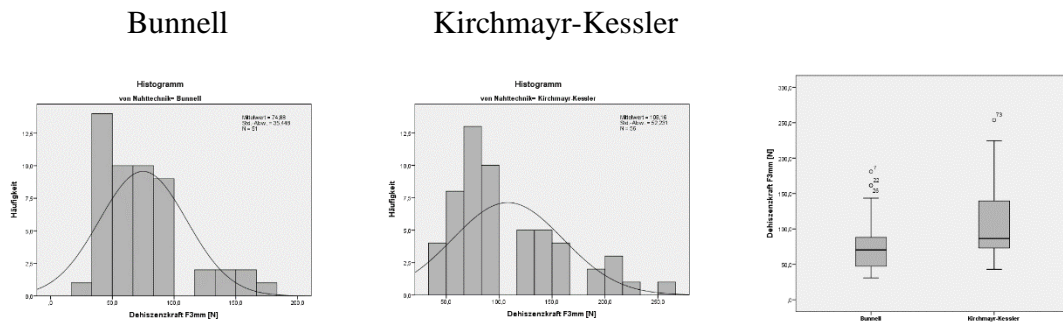


Abbildung 7.2: Histogramme und Boxplots der Dehisenzkraft  $F_{3mm}$  [N].

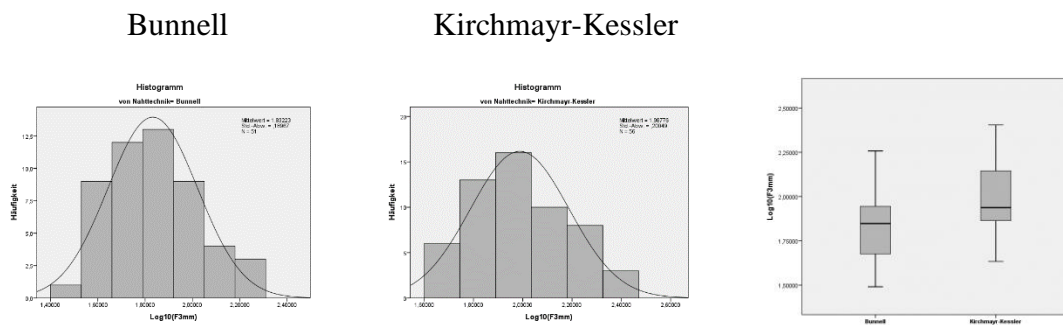


Abbildung 7.3: Histogramme und Boxplots der logarithmierten Werte der Dehisenzkraft

Bunnell

Kirchmayr-Kessler

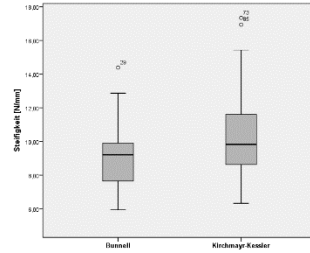
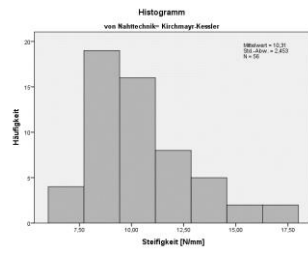
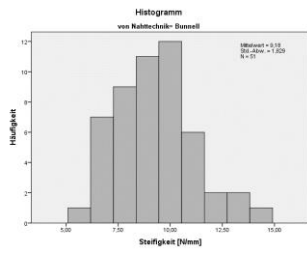


Abbildung 7.4: Histogramme und Boxplots der Steifigkeit [N/mm]

Bunnell

Kirchmayr-Kessler

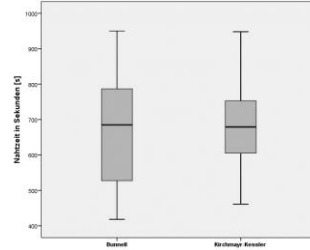
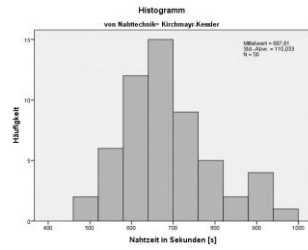
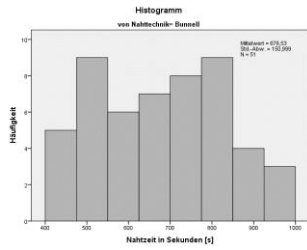


Abbildung 7.5: Histogramme und Boxplots der Nahtzeit [s]

Bunnell

Kirchmayr-Kessler

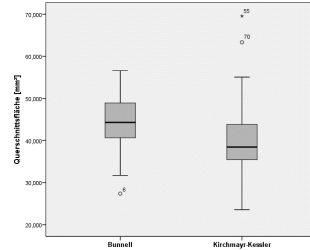
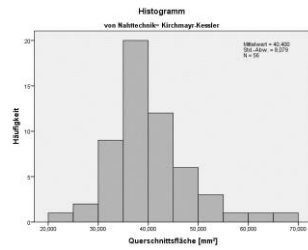
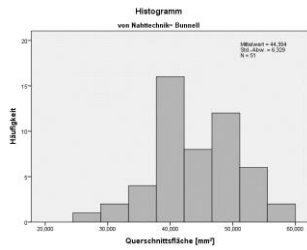


Abbildung 7.6: Histogramme und Boxplots der Querschnittsfläche [mm<sup>2</sup>]

Bunnell

Kirchmayr-Kessler

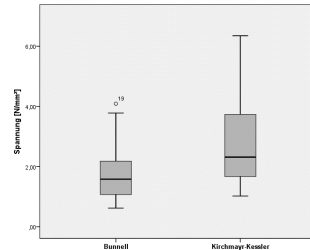
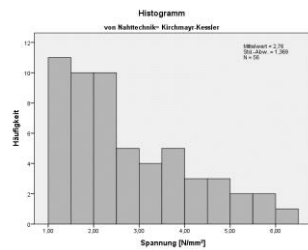
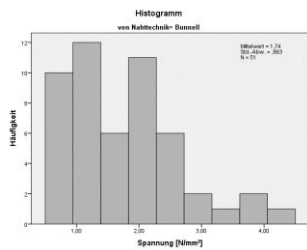


Abbildung 7.7: Histogramme und Boxplots der Spannung [N/mm]

Bunnell

Kirchmayr-Kessler

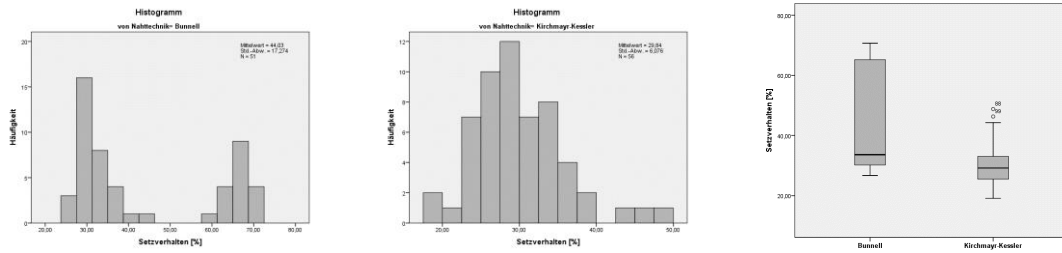


Abbildung 7.8: Histogramme und Boxplots des Setzverhaltens [%]

Bunnell

Kirchmayr-Kessler

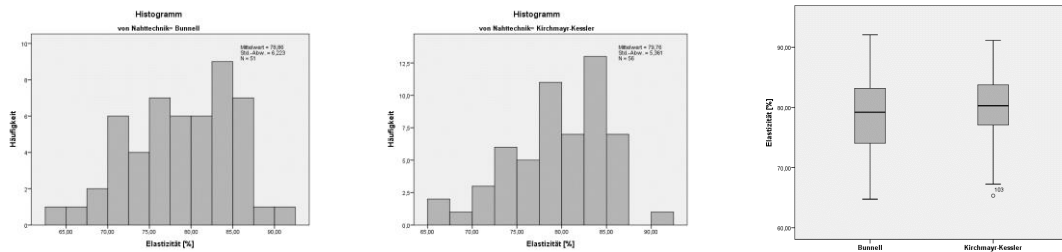


Abbildung 7.9: Histogramme und Boxplots der Elastizität [%]

a)

b)

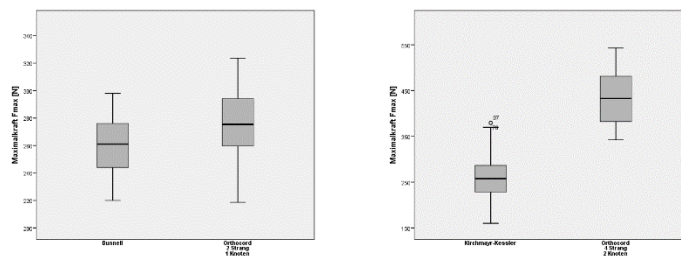


Abbildung 7.10: Boxplot Nahttechnik mit korrespondierendem Fadentest.

a) Boxplots der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] der Bunnell-Technik und des korrespondierenden Fadentests

b) Boxplots der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] der doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Technik und des korrespondierenden Fadentests.

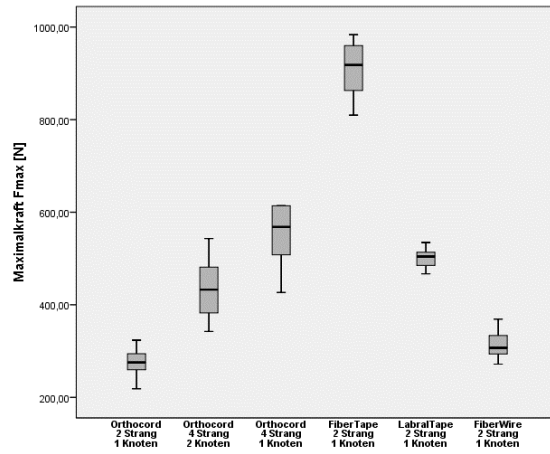


Abbildung 7.11: Boxplot Fadentest

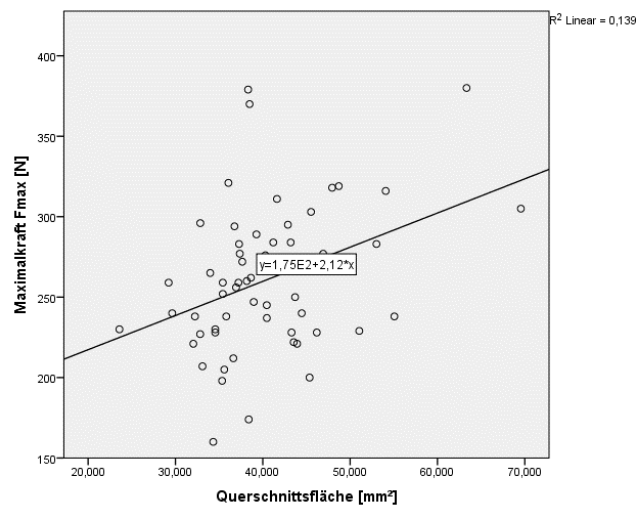


Abbildung 7.12: Streudiagramm und Korrelationskoeffizient der Maximalkraft  $F_{max}$  [N] der Kirchmayr-Kessler-Naht zur Querschnittsfläche [mm<sup>2</sup>]

## 7.2 Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift

Ich habe die Dissertationsschrift selbst verfasst. Verwendete Quellen sind als solche gekennzeichnet. Die Fragestellung dieser Studie wurde gemeinsam mit Herrn Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang und Dr. med. Christoph Salewski erarbeitet. Die Arbeit wurde in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. med. Ateschrang, leitender Arzt der Sektion Sporttraumatologie und arthroskopische Chirurgie erstellt. Die Literaturrecherche wurde selbstständig durchgeführt. Die Beschaffung und Präparation des Sehnenmaterials erfolgte gemeinsam in der „Arbeitsgruppe Biomechanik“ in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen unter Anleitung von Herrn Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang. Die Einarbeitung zur Anwendung der Materialprüfmaschine erfolgte durch Dr. med. Christoph Salewski. Die Versuchsdurchführung und Auswertung der Bunnell-Nähte erfolgten selbstständig. Die Durchführung der Versuche der doppelten modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht erfolgte gemeinsam mit Herrn Christopher Linsel (Doktorand der Arbeitsgruppe Biomechanik). Die Verwendung dieser Versuchsdaten erfolgte nach seinem ausdrücklichen Einverständnis. Die Validierung dieses Versuchsaufbaus wurde bereits von Herrn Prof. Dr. med. Ateschrang in seiner Habilitationsschrift beschrieben (Ateschrang, 2014). Das Versuchsprotokoll wurde von Dr. med. Christoph Salewski in seiner Dissertationsschrift (Salewski, 2015) angewandt und ist in der Arbeitsgruppe Biomechanik weiter etabliert. Für die statistische Auswertung der Daten stand das Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen beratend zur Seite.

---

# Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Atesch Ateschrang für die Möglichkeit dieses Projekt unter seiner Leitung durchführen zu dürfen. Ich danke für die Anregungen, die Ideen, die aus vielen Gesprächen entstanden, aus der sich letztendlich die Forschungsfrage formulierte.

Dank gilt auch Dr. med. Christoph Salewski für die Einarbeitung in die Laborarbeit, die Werkstatt und die Arbeitsmaterie. Sein Engagement und seine Arbeitsethik regten stets die eigene Leistung weiter an. Sein akribisches Vorgehen und vor allem sein technisches Wissen war eine große Hilfe im Umgang mit wissenschaftlichem Arbeiten und der Bedienung und Problembehandlung der Testmaschinen. Seine Expertise war es, die es mitunter ermöglichte Versuchstage trotz technischer Probleme maximal zu nutzen.

Vielen Dank auch an Frau Aline Naumann vom Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie in Tübingen für die Beratung und Unterstützung bei der Fallzahlplanung und bei Fragen zur statistischen Auswertung der Ergebnisse.

Zuletzt möchte ich meiner Partnerin, meiner Familie und meinen Freunden für die Unterstützung und die motivierenden, aufmunternden Worte danken, wenn sich manchmal Frust oder Stagnation breit machte. Der immerwährende Glaube an den Erfolg dieses Projektes befeuerte die Arbeitsmoral und machte dies letztendlich erst möglich. Zudem danke ich für die Korrekturlesungen und Hilfestellungen bei Fragen zur Softwarenutzung und technischen Problemen.