Der Stellenwert des Knotens sowie der Feinadaptation unter Verwendung des

Stratafix[™]-Fadens bei drei zu testenden Nahttechniken.

Eine Studie an 192 Sehnen am Tiermodell

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Lydia Schock

Gießen 2019

Aus der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie,

unter Leitung von Prof. Dr. Dr. Christian Heiß,

des Fachbereiches Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. Gabor Szalay Gutachter: Prof. Dr. Winfried Padberg

Tag der Disputation: 20.10.2020

Erklärung zur Dissertation

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der "Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis" niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.

Ort, Datum

Unterschrift

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Theoretische Grundlagen	3
2.1 Grundlagen zur Anatomie der Sehnen	3
2.2 Anatomie der Beugesehnen	4
2.2.1 Intrinsische Beugemuskulatur	4
2.2.2 Extrinsische Beugemuskulatur	4
2.2.3 Der Karpaltunnel	7
2.2.4 Sehnenscheiden	8
2.2.5 Kreuzbänder und Ringbänder	9
2.2.6 Zoneneinteilung der Hand	9
2.3 Mikroskopische Anatomie der Sehne	12
2.3.1 Aufbau der Sehne	12
2.3.2 Sehnenscheiden	13
2.3.3 Bursa synoviales	15
2.3.4 Synovia	15
2.3.5 Ernährung und Blutversorgung der Sehnen	15
2.4 Sehnenheilung	17
2.4.1 Intrinsische Sehnenheilung	18
2.4.2 Extrinsische Sehnenheilung	19
2.4.3 Phasen der Sehnenheilung	19
2.5 Frühmobilisation als Bestandteil der Sehnenheilung	21
2.5.1 Die Nachbehandlung	21
2.6 Ansprüche an die Beugesehnennaht	23
2.7 Historische Entwicklung der Sehnennaht	24
2.8 Historische Entwicklung des Nahtmaterials	27
2.8.1 Nahtmaterial mit Widerhaken	
3. Material und Methoden	28
3.1 Material	
3.1.1 Kriterien zur Auswahl der Tiersehnen	
3.1.2 Nahtmaterial	29
3.1.2.2 Stratafix™ PDS Plus Loop unidirektional	30
3.1.2.3 Stratafix™ Spiral PDO bidirektional	31
3.1.2.4 Stratafix™ Spiral PGA-PCL bidirektional	32
3.1.2.5 Vicryl (Polyglactin 910)	33
3.2 Versuchsaufbau der biomechanischen Testung	34

3.3 Definition der zu messenden Parameter	36
3.4 Methode	39
3.4.1 Präparation und Behandlung der porcinen Sehnen	39
3.4.2 Die Adaption der Sehnenstümpfe	40
3.4.3 Angewendete Nahttechniken	40
3.4.3.1 Die Kirchmayr-Kessler-Naht	41
3.4.3.2 Durchführung der Kirchmayr-Kessler-Naht	42
3.4.3.3 Durchführung der knotenlosen Kirchmayr-Kessler-Naht	44
3.4.3.4 Neuentwicklung knotenlose Schlaufenverriegelung (SV)	46
3.4.3.5 Neuentwicklung knotenlose 2-Strang-Naht	48
3.4.3.6 Zirkumferente Feinadaption	51
3.5 Transport und die Aufbewahrung der Sehnen	53
3.6 Durchführung der Zugversuche	53
3.7 Statistische Auswertung	56
3.7.1 Deskriptive Statistik	56
3.7.2 Inferenzstatistik	56
4. Ergebnisse	58
4.1 Nahttechniken ohne Feinadaption	58
4.1.1 Maximalkraft (N)	60
4.1.2 Kraft (N) bei Nahtversagen	64
4.1.3 Versagensmechanismus	66
4.2 Die Ergebnisse der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung	68
4.2.1 Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung	68
4.2.2 Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung	72
4.2.3 Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung	75
4.2.4 Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung	79
4.3 Nahttechniken mit Feinadaption	80
4.3.1 Ergebnisse der Maximallastversuche	80
4.3.2 Maximalkraft (N) mit Feinadaption	81
4.3.3 Kraft (N) bei Nahtversagen	84
4.3.4 Versagensmechanismen	87
4.4 Ergebnisse der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung mit Feinadaption	89
4.4.1 Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung	89
4.4.2 Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung mit Feinadaption	93
4.4.3 Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung mit Feinadaption	96
4.4.4 Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung mit Feinadaption	98
4.5 Zusammenfassung der Statistik	99
Diskussion	100

5.1 Epidemiologie	100
5.2 Anforderungen an die Beugesehnennaht	101
5.3 Nahtmaterial und Nahtstabilität	103
5.3.1 Barbed Sutures – Fäden mit Widerhaken	107
5.3.2 Durchmesser des Nahtmaterials	109
5.4 Nahttechnik	109
5.4.1 Kernnaht	109
5.4.2 Knoten	111
5.4.3 Zirkumferente Feinnaht	113
5.5 Zusammenfassung	116
5.6 Summary	118
6. Literaturverzeichnis	
7. Anhang	
7.1 Abkürzungsverzeichnis	128
7.2 Abbildungsverzeichnis	129
7.3 Tabellenverzeichnis	131
7.4 Danksagung	132

1. Einleitung

Die Hand ist unser haptischer Zugang zur Umwelt. Sie dient als Arbeitswerkzeug und der Interaktion mit anderen Menschen oder Dingen. Aufgrund seiner exponierten Position stellt die Verletzung der Hand eine häufige Verletzung dar. Die Durchtrennung der Beugesehnen nimmt dabei einen besonderen Stellenwert aufgrund der Komplexität ihrer Behandlung ein.

Historisch betrachtet entwickelte sich die Sehnenchirurgie erst nach Einführung der Asepsis und geeigneten Nahtmaterialien und hinterließ eine jahrhundertelange Unterversorgung dieser Verletzung. Die Behandlungsnotwendigkeit von Sehnenverletzungen wurde durch die daraus entstehenden Funktionseinschränkung zwar erkannt, konnte aber noch nicht therapiert werden. Mit Begründung der modernen Sehnenchirurgie und der Verfügbarkeit von Narkose und Blutleere ist eine operative Versorgung von Beugesehnenverletzungen durch die Readaptation der Sehnenstümpfe mittels Sehnennaht inzwischen Standard geworden.

Eine Verletzung der Beugesehnen der Hand gilt auch heute noch als schweres Trauma, welches trotz optimaler Ausschöpfung der Therapiemöglichkeiten zu einem Funktionsverlust der Finger oder Hand führen kann. Betrachtet man das Schicksal eines jeden Verletzen als Individuum, kann eine solche Verletzung Arbeitsplatzverlust, Invalidität und gesellschaftliche Ausgrenzung bedeuten. Aufgrund der Häufigkeit und Komplexität von Handverletzungen entstehen der Volkswirtschaft hohe Kosten durch eine lange Arbeitsunfähigkeit, Behandlungs- und Folgekosten [Towfigh et al., 2011; Leixnering et al., 2013].

Das Therapieziel der Beugesehnenrekonstruktion ist es, durch die Schaffung einer stabilen und gewebeschonenden Naht eine frühfunktionelle Beübung zu ermöglichen und entstehende Probleme im Heilungsprozess, wie die Verklebung und Vernarbung mit dem umliegenden Gewebe, zu minimieren. In einer Übersichtsarbeit von Langer im Jahre 2015 stellte dieser fest, dass eine optimale Sehnennahttechnik bislang noch nicht gefunden wurde und auch weiterhin ein Verbesserungspotenzial in Bezug auf Nahttechnik, Knotenlage und Material vorhanden ist [Langer et al. 2015].

In der vorliegenden Dissertationsschrift wurden die biomechanischen Eigenschaften einer neuentwickelten primären Beugesehnennaht im Vergleich zur konventionellen modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht mit verschiedenen selbstsichernden Stratafix-Fäden am Tiermodell untersucht. Das Ziel der experimentellen Arbeit bestand darin den Stellenwert des Knotens und der zirkumferenten Feinnaht unter Verwendung dreier selbstsichernder Nahtmaterialien des Types Stratafix zu überprüfen. Das Stratafix Nahtmaterial wurde in der konventionellen modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht mit und ohne Knoten sowie unter Verwendung einer zirkumferenten Feinadaptation getestet. Zwei weitere Sehnennähte wurden aufgrund der vorliegenden Besonderheit des Stratafix Fadens mit selbstverriegelnder Schlaufe auf Grundlage biomechanischer Erkenntnisse entwickelt.

Die Arbeitshypothese lautete, ob es durch selbstsicherndes Nahtmaterial ohne Knoten möglich ist, die Zugfestigkeit einer geknoteten Naht zu erreichen. Des weiteren sollte geprüft werden, ob eine epitendinöse Naht einen weiteren Stabilitätsvorteil bringt.

Geprüft wurden die maximale Kraftentwicklung, die Kräfte bei definierter Spaltbildung, die Kräfte bei Nahtversagen sowie der Versagensmechanismus der Nähte an sich. Bewertet werden sollte einerseits die Stabilität der neuentwickelten primären Beugesehnennaht und andererseits, ob eine knotenlose Verriegelung mit dem Ziel der frühfunktionellen Beübung überhaupt möglich ist.

Zur Bewertung und Übertragung der Versuchsergebnisse auf den Menschen war die morphologische Übereinstimmung humaner und porciner Sehnen zu diskutieren.

Für die Versuche wurden 192 porcine Sehnen des M. extensor digitorum III aus dem Vorderlauf präpariert, durchtrennt und in den unterschiedlichen Nahttechniken wieder nach handchirurgischen Kautelen adaptiert. Im Anschluss erfolgte die Bestimmung der Maximallast und der unterschiedlichen Spaltbildungen im Zugversuch.

2. Theoretische Grundlagen

Um die in der Einleitung bereits erwähnten Schwierigkeiten in der Behandlung von Beugesehnenverletzungen der Hand besser zu verstehen und die damit vergesellschafteten Probleme in Diagnostik, Versorgung und postoperativer Weiterbehandlung, sind genaue anatomische Kenntnisse notwendig. Insgesamt sind über 30 Muskeln für die Bewegung der Hand zuständig, die je nach Ansteuerung von präzise bis kraftvoll reichen. Im folgenden Abschnitt wird der Muskel- und Sehnenapparat des Unterarmes und der Hand erläutert, sodass die Komplexität des Greifvorganges nachvollziehbar wird.

2.1 Grundlagen zur Anatomie der Sehnen

Die Sehne stellt das Bindeglied zwischen der Muskulatur und dem Knochen dar und ist für die Kraftübertragung des Muskels auf den Knochen essentiell. Sie bilden eine funktionelle Einheit mit der Muskulatur und müssen je nach Lokalisation unterschiedliche Anforderungen erfüllen. Grundsätzlich werden drei Arten von Sehnentypen unterschieden, die Zug-, die Gleit und die Zwischensehne. Eine Zugsehne verläuft in Wirkrichtung des Muskels und überträgt die Kraft direkt vom Muskel auf den Knochen. Eine Gleitsehne verläuft nicht in Wirkrichtung des Muskels, sondern wird durch den Umlauf eines Knochens abgelenkt und reagiert damit auf Druck. Eine Zwischensehne liegt eingebettet zwischen zwei Muskelbäuchen ohne Kontakt zum Knochen. Um die unterschiedlichen Anforderungen zu erfüllen, unterscheiden sich die einzelnen Sehnen in Länge und Dicke. Das Kaliber ist dem vorausgehenden Muskel und dem Kraftanspruch angepasst.

Kommt es zu einer Verletzung in diesem Bereich, resultiert daraus in der Regel eine Herabsetzung oder ein Verlust der nachgeschalteten Funktion. Histologisch zählt Sehnengewebe zum straffen, kollagenfaserigen Bindegewebe. Durch den hohen Kollagenanteil erreicht eine Sehne die höchste Zugfestigkeit aller Weichteilgewebe, sie wird aufgrund seiner geringen Vaskularisation und dem niedrigeren metabolischen Umsatz zu den bradytrophen Geweben gezählt [Hügle et al., 2012; Zschäbitz, 2005; Möller et al., 2000].

Untersuchungen zur Zugfestigkeit einer menschlichen Sehne haben eine Belastbarkeit von 50 – 100 N/mm² ergeben [Towfigh et al., 2011]. Bei passiver Bewegung des Fingers wirkt eine Kraft von bis zu 9 N, bei ungehinderter aktiver Bewegung der Finger wirken Kräfte bis 35 N auf die Sehne [Schuind et al., 1992]. Um diese hohen Kräfte möglichst widerstandsarm zu übertragen, liegen um die Sehnen Hilfsstrukturen wie Faszien, Schleimbeutel und Sehnenscheiden. Diese verbessern die Gleitfähigkeit oder bieten druckbelasteten Stellen zusätzlich Schutz [Schiebler und Korf, 2007; Zilles et al. 2010].

Diese Arbeit bezieht sich ausschließlich auf die Verletzung der Beugesehnen und wird im Folgenden nur auf die Anatomie der Flexoren eingehen.

2.2 Anatomie der Beugesehnen

Die für die Bewegung verantwortliche Beugemuskulatur der Hand wird in eine intrinsische und extrinsische Gruppe unterteilt. Die intrinsische Muskulatur beschränkt sich auf die Hand und verläuft zwischen den Fingern und Handknochen, ohne das Handgelenk zu überschreiten. Diese Muskeln sind für die Feinmotorik verantwortlich.

Die extrinsische Beugemuskulatur verläuft handgelenksübergreifend. Die Muskeln entspringen am Unterarm sowie am Epikondylus medialis. Die Sehnen der zugehörigen Muskeln setzen an den Fingern an und ermöglichen so die Beugung der Phalangen [Aumüller et al., 2007].

2.2.1 Intrinsische Beugemuskulatur

Die intrinsische oder auch kurze Handmuskulatur verläuft innerhalb der Hand und entspringt palmar an den Karpal- bzw. Metakarpalknochen. Die Muskeln können ihrer Verläufe entsprechend in drei Gruppen eingeteilt werden und bilden mit ihrer Lage das Hohlhandrelief von Thenar und Hypothenar.

Die Thenarmuskulatur stellt mit vier Muskeln den größten Anteil dar und setzt sich aus M. abductor pollicis brevis, M. opponens pollicis, M. flexor pollicis brevis und M. abduktor pollicis zusammen.

Die Mittelhandmuskulatur setzt sich aus den Mm. lumbricales I-IV, Mm. interossei palmares I-III und M. interossei dorsales I-IV zusammen.

Die Hypothenarmuskulatur sitzt gegenläufig zum Thenar mit den M. abductor digiti minimi, M. flexor digiti minimi brevis, M. opponens digiti minimi und M. palmaris brevis.

Die Funktion liegt in dem Ausführen von Präzisions- und Oppositionsbewegungen sowie der Verstärkung der Beugung im Fingergrundgelenk bei zunehmender Insuffizienz der langen Fingerbeuger während des Faustschlusses.

2.2.2 Extrinsische Beugemuskulatur

Die extrinsische Beugemuskulatur des Unterarms lässt sich in eine oberflächliche und eine tiefe Schicht unterteilen. Die oberflächlichen Flexoren entspringen am Epicondylus mediales humeri sowie zusätzlich teils am Proc. coronoideus ulnae und der Tuberositas radii. Dazu zählen von medial nach ulnarwärts der M. pronator teres, M. flexor carpi radialis, M. palmaris longus, M. flexor digitorum superficialis und M. flexor carpi ulnaris (Abb. 1a). Die tiefen Flexoren entspringen weiter distal von Radius, Ulna sowie der Membrana interossea. Dazu zählen der M. flexor pollicis longus, M. flexor digitorum profundus und M. pronator quadratus (Abb. 1b).



Übersicht ventral auf die extrinsische Beugemuskulatur mit Sehnenverlauf

Abb. 1a: Übersicht über die oberflächlichen Flexoren. Diese entspringen ulnarseitig am distalen Oberarm und proximalen Unterarm mit der Aufteilung in vier Sehnen, Durchtritt durch den Karpaltunnel und Insertion an Mittelphalanx DII-IV.

Abb. 1b: Verlauf der tiefen Flexoren mit den Ursprüngen nur am Unterarm, Aufteilung in vier Sehnen, Durchtritt ebenfalls durch den Karpatunnel und Insertion an den Endgliedern DII-IV.

Bild aus Aumüller, Gerhard; Aust, Gabriela; Doll, Andreas; Anatomie 1. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2007.

Aus beiden Schichten ziehen die Sehnen der M. flexor digitorum profundus (FDP) und superficialis (FDS) an die Phalangen des zweiten bis fünften Fingers und enden auf unterschiedlichen Höhen. Die Sehnen der FDS teilen sich auf Höhe der Grundphalanx in zwei Zügel und setzten an den Mittelphalangen an. Zwischen beiden Sehnenzügeln kreuzen sich Faserzüge zum Chiasma tendinum - auch "Camper's chiasma" genannt. Dieses dient der Stabilisation des Interphalangealgelenks und bildet das Bett für die FDP Sehne [Towfigh et al., 2011; Gonzalez et al., 1998]. Die tiefe Beugesehne nutzt diesen entstandenen Hiatus zum Durchtritt auf Höhe des Grundgliedes und läuft im Anschluß über die Faserzüge des Chiasmas und das PIP Gelenk bis an das Endglied (Abb. 2a + b).





Abb. 2b

Ansicht einer Phalanx mit Sehnenverlauf in zwei Ebenen

Abb. 2a:

Dargestellt ist die Sehne des M. flexor digitorum superficialis mit der Bildung eines Hiatus zum Durchtritt der Sehne des M. flexor digitorum profundus aus der Tiefe. Der Durchtritt wird als "Camper's Chiasma" bezeichnet. Die zwei Sehnenzügel der Sehne des FDS bilden dahinter innere Querverbindungen aus und setzen an der Mittelphalanx an.

Abb. 2b:

Die Seitansicht verdeutlicht, dass bis zum Durchtritt im Hiatus beide Sehnen parallel übereinander verlaufen. Ebenso sind die verschiedenen Vincula als Versorgungsbrücken sichtbar.

Beide Zeichnungen sind selbst angefertigt.

Der Daumen wird eigens durch die Sehne des M. flexor pollicis longus versorgt [Schmidt und Lanz, 2003].

Durch die oberflächliche Lage der Sehne des M. flexor digitorum superficialis besitzt diese einen größeren Hebel auf das Hand- und das Metacarpophalangealgelenk (MCP) im Vergleich zur FDP-Sehne. Die Sehne des M. flexor digitorum profundus beugt in allen drei Phalangealgelenken und kann durch die direkte Insertion am End-glied das DIP-Gelenk als einzige aktiv beugen [Schiebler und Korf, 2007; Benninghoff und Drenckhahn, 2008; Towfigh et al., 2011].

2.2.3 Der Karpaltunnel

Der Karpalkanal führt die Beugesehnen und den Nervus medianus vom Unterarm in die Hohlhand. Er liegt palmar des Radiocarpalgelenkes. Den Boden bilden die zwei uförmig gewölbten Reihen der Handwurzelknochen, an deren Enden die Knochen höher stehen und damit mittig eine Rinne entstehen lassen. Diese beiden Vorsprünge werden palmar durch das Retinaculum musculorum flexorum miteinander verbunden und schließen so die Knochenrinne zum Karpalkanal (Canalis carpi) ab. Durch diesen ziehen die Sehnen von M. digitorum et profundus gemeinsam in einer Sehnenscheide, die Sehne des M. flexor pollicis longus in einer eigenen Sehnenscheide, sowie die Sehne des M. carpi radialis wie auch der N. medianus (Abb. 3) [Benninghoff und Drenckhahn, 2008; Aumüller et al., 2007].



Abb. 3:

Transversalschnitt durch den Karpaltunnel

Transversalschnitt durch beide Reihen der Handwurzelknochen mit u-förmiger Anordnung der Carpalia. Die blaue Umrandung umschließt den Karpaltunnel. Die rote Linie unterteilt den Karpaltunnel in zwei Schichten. Die obere Schicht bilden die Sehnen der oberflächlichen Fingerbeuger, die untere die Sehnen der tiefen Fingerbeuger. Beide Sehnen teilen sich eine Sehnenscheide. Die Sehne des M. flexor carpi radialis und M. flexor pollicis longus verlaufen in jeweils eigenen Sehnenscheiden. Direkt unter dem Karpaldach liegt der N. medianus. Grün umrandet zeigt sich die Guyon Loge.

Die Zeichnung wurde selbst angefertigt.

2.2.4 Sehnenscheiden

Die Sehnen sind zum Schutz und reibungsfreiem Gleiten durch Engstellen oder bei direktem Verlauf über dem Knochen von Sehnenscheiden umgeben. Die Beugesehnen sind im Bereich der Handwurzel von karpalen und an den Fingern von digitalen Sehnenscheiden umgeben. Die Kommunikation zwischen karpalen und digitalen Sehnenscheiden variiert unter der Bevölkerung. Es wird der anatomisch häufigste Verlauf der Sehnenscheiden nach Scheldrup mit ca. 70 % vorgestellt [Scheldrup, 1951].

Es wird in fünf Sehnenscheiden an der Hand differenziert. Der M. flexor pollicis longus hat eine eigenständige Sehnenscheide, die die Sehne kontinuierlich von der Linea carpi palmaris distalis beginnend bis zum Ansatz umschließt. Die Sehne des M. flexor carpi radialis ist von einer kürzeren Sehnenscheide umgeben, die etwa auf gleicher Höhe beginnt und bis zum proximalen Anteil des zweiten Mittelhandknochens reicht. Die Vagina communis tendinum musculorum flexorum bildet die karpale Sehnenscheide für die Sehnen von FDS und FDP und zieht ebenfalls bis auf Höhe der proximalen Mittelphalanxen. Die Sehne des Kleinfingers bleibt in der Regel ebenfalls kontinuierlich von dieser Sehnenscheide umgeben. Die Fingerbeuger D2 – D4 haben für die Endstrecke der einzelnen Fingerglieder wieder einzelne Sehnenscheiden (Abb. 4) [Schmidt und Lanz, 2003; Hirt et al., 2014].



Aufsicht auf die rechte Hand von palmar

In der oberen Abbildung wird der anatomisch häufigste Verlauf der Sehnenscheiden nach Scheldrup dargestellt.

Abgebildet sind die Sehnenscheiden der Handbeuger. Die karpale Sehnenscheide geht fließend in die digitale Sehnenscheide D5 über. Der M. pollicis besitzt eine eigene Sehnenscheide wie D2 – D4 ebenfalls über eigenständige digitale Sehnenschieden verfügen. Der N. medianus verläuft palmar davon und zweigt sich hinter dem Retinakulum in die Äste zur Versorgung von D1–D3 auf.

Bild selbst angefertigt

2.2.5 Kreuzbänder und Ringbänder

Die Beugesehnen besitzen zur Verstärkung bindegewebige Hilfsstrukturen an der Hand. Im Bereich der Digiti wird das Stratum fibrosum der Sehnenscheiden durch zusätzliche Kreuzbänder, den Ligamenta (Ligg.) cruciata, und Ringbändern, Ligg anularia, verstärkt. Das Ziel dieser Verstärkung ist, die Sehne beim Beugevorgang knochennah zu fixieren und ein Abheben zu verhindern. Durch eine Verletzung dieser Bänder wird die Beugung des Fingers über die Sehne insuffizient, da die Kraftübertragung nicht mehr direkt auf den Knochen stattfinden kann. Die Sehne kann zwar noch Zug aufbauen, spannt sich dabei aber schmerzhaft wie ein Bogen auf, das sogenannte Bowstring-Phänomen.

Es gibt fünf Ligamenta anularia (A1 – A5), die tunnelförmig, sowie drei Ligg. cruciata (C1 – C3), die gekreuzt über den Beugesehnen verlaufen. Alle neun Bänder liegen an jedem Digitus vor und ermöglichen dank einer komplex abgestimmten Anordnung eine freie Beugung und Streckung in jedem Gelenk (Abb. 5) [Benninghoff und Drenckhahn, 2008; Aumüller et al., 2007; Towfigh et al., 2011].



Abb. 5:

Anordnung der Kreuz- und Ringbänder

Es zeigt sich die Anordnung aller Bänder an einem Digitus von distal nach proximal. Die Ringbänder (Ligg. annularia) und Kreuzbänder (Ligg. obliquum) sind nummeriert. Die Stabilisierung der Gelenke erfolgt über die Ligg. collateralia, die mit einem blauen Pfeil markiert sind. Die Sehne wird durch die Anordnung der Bänder am Knochen entlang geführt und kann so optimal bei Beugung Kraft übertragen.

Aus Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem [Thieme 2014].

Die in der Hohlhand verlaufenden freien Sehnen von D2 – D5 werden durch die Aponeurosis palmaris geschützt. Dies ist eine derbe, flächige Platte kollagener Fasern, die zwischen Retinaculum flexorum, den Ligg. metacarpalia transversa profunda, Thenarund Hypothenarmuskel aufgespannt ist [Aumüller et al., 2007].

2.2.6 Zoneneinteilung der Hand

Verletzungen der Beugesehnen werden nach ihrer Lokalisation in der Hand in fünf Zonen eingeteilt (Abb. 6). Die Zonen orientieren sich an den anatomischen Gegebenheiten, wie dem Sehnenverlauf, dem Vorhandensein von Sehnenscheiden sowie der nutritiven Versorgungssituation [Nigst, 1976; Verdan, 1961]. Diese Zoneneinteilung ermöglicht eine an die anatomischen Gegebenheiten angepasste Therapie und Nachbehandlung.



Abb. 6: Zoneneinteilung der Hand

Abgebildet ist die schematische Übersicht einer Handinnenfläche mit eingezeichneter Zoneneinteilung nach Nigst (1976). Die Zonen sind mit römischen Ziffern von I – V bezeichnet. Die Zone II (mit rotem Pfeil gekennzeichnet) wird als sogenanntes "No-man's-land" bezeichnet.

Bild selbst hergestellt

Die Zone I umfasst den distalen Anteil der FDP-Sehne von Ansatz bis zum A4 Ringband.

Die Zone II umfasst den Bereich zwischen dem A4 und proximalen Rand des A1 Ringbandes. Beide Beugesehnen verlaufen in einer gemeinsamen Sehnenscheide. Die enge topographische Lage birgt die Gefahr, dass es zur zeitgleichen Verletzungen beider Sehnen kommen kann und dass diese während des Heilungsprozesses miteinander verkleben. Zusätzlich ist in dieser Zone die Durchblutung nur eingeschränkt über die Vincula gewährleistet. Dieses begünstigt ebenfalls posttraumatische Verklebungen. In diesem Bereich kommt es oft zu schlechten funktionellen Ergebnissen. Aufgrund dessen wurde diese Zone durch Bunnell "No-man's-land" getauft und änderte sich erst mit Verbesserung der Nahttechniken und Nachbehandlung durch Kleinert in "Someman's-land" [Bunnell, 1924; Kleinert, 1967; Strickland, 2000]. Diese beiden Zonen I und II können nochmals in sich unterteilt werden in Bezug auf die Lage der Beugesehne zu den Kreuz- und Ringbändern. Damit kann eine Verletzung in dieser Zone genauer beschrieben werden. Die Zone I unterteilt Moiemen in drei Zonen, die Zone II unterteilt Tang in vier Zonen (Abb.7) [Towfigh et al., 2011].



Abb. 7:

Darstellung der Zone I und II des Fingers

In dieser Abbildung ist die Zone I (nach Moiemen) und Zone II (nach Tang) der Phalanx 2-5 dargestellt. Die rote Linie stellt die Grenze zwischen Zone I und II dar. Moiemen unterteilt die links des Striches liegende Zone I von 1a bis 1c. Tang unterteilt die rechts des Striches liegende Zone II in die Zonen 2a bis 2d.

Bild ist selber gezeichnet

Die Zone III umfasst den Bereich von dem Ringband A1 bis zum distalen Rand des Retinakulum flexorum. Durch die räumliche Nähe des Arcus superficialis und der Nerven kann es zu Begleitverletzungen dieser Strukturen kommen. Im Vergleich zu Zone II herrscht in diesem Areal eine erhöhte Vaskularisation und damit eine bessere Heilungstendenz. Auch die Zone III kann in Zone 3a (unterhalb des Palmaraponeurosenkanals) und Zone 3b (Ursprung der Lumbricalismuskulatur) unterschieden werden [Towfigh et al., 2011; Schmidt und Lanz, 2003].

Die Zone IV beschreibt den Bereich des Karpaltunnels selbst. Der N. medianus liegt palmar über den Beugesehnen im Karpaltunnel, sodass dieser im Rahmen einer Sehnenverletzung in dieser Höhe ebenfalls verletzt sein kann [Towfigh et al., 2011].

Die Zone V umfasst den Bereich proximal des Karpaltunnels bis zum muskulotendinösen Übergang im distalen Unterarm.

Der Daumen erhält eine separate Unterteilung für die FPL-Sehne in die Zonen T1 – T3. Die Zone T1 läuft zwischen dem Ansatz der Beugesehnen und dem Ringband A2. Die Zone T2 verläuft zwischen dem proximalen Ringband A2 und distal des Ringbandes A1. Die Zone T3 läuft vom proximalen Anteil des Ringbandes A1 bis zum distalen Karpaltunnelrand [Verdan, 1979].

2.3 Mikroskopische Anatomie der Sehne

2.3.1 Aufbau der Sehne

Eine Sehne besteht größtenteils aus Kollagen. In der Trockenmasse macht der Kollagenanteil ca. 70 % aus, welches sich in ca. 95 % Kollagen Typ I mit Anteilen von Elastin, 5 % Kollagen Typ III und V und 0,5 % Glykosaminglykan aufteilt. Histologisch zählen Sehnen zum straffen Bindegewebe. Die Fasern sind gebündelt und liegen parallel zueinander. Dazwischen liegen Fibroblasten und Tenozyten (Flügelzellen), die sowohl die Aufgabe haben neue fibrilläre Komponenten und extrazelluläre Matrix herzustellen als auch alte Zellen zu resorbieren [Zschäbitz, 2005; Möller et al., 2000; Geldmacher und Köckerling, 1991].

Das Sehnengewebe besteht aus einzelnen Einheiten, die sich immer wieder bündeln und zusammengefasst die Sehnenfasern bilden (Abb. 8, Tab. 1). Die kleinste Einheit ist die Fibrille (Fibrae tendineae), die sich zu einem Primärbündel zusammenfügt. Das Primärbündel ist von dem nerven- und blutgefäßführenden Peritendineum internum umgeben. Zwischen den einzelnen Primärbündeln liegen eng umschlossen die Tenozyten mit ihren Flügelausläufern. Mehrere Primärbündel schließen sich zum Sekundärbündel zusammen. Diese wiederum ergeben ein Tertiärbündel. Sowohl Sekundär- als auch Tertiärbündel sind von Peritendineum externum umhüllt. Mehrere Tertiärbündel ergeben die Sehne. Die Sehne ist vom Paratendineum umgeben, welches aus einer lockeren Bindegewebshülle besteht und einen Teil der Gefäße zur Sehne führt. Zusätzlich dient dieses Bindegewebe der Fixierung der Sehne in ihrer Umgebung. Das Paratendineum kommt nur in sehnenscheidenlosen Bereichen vor. Betrachtet man die Sehne in ihrer vollen Länge, sind die Bündel sowohl parallel als auch leicht

Gewebeschichten einer Sehne			
freie Sehne	mit Sehnenscheide		
Peritendineum internum (Endotendineum)	Peritendineum internum		
Peritendineum externum (Epitendineum)	Peritendineum externum		
Paratendineum	Stratum synoviale vaginae tendinis Pars tendinae (Epitenon) Pars parietalis (Peritenon) Mesotendineum Stratum fibrous vaginae tendinis		

Tabelle 1	Verschiedene	Gewebeschichten	einer Sehne
-----------	--------------	-----------------	-------------

Übersicht über die verschiedenen Gewebsschichten einer Sehne mit und ohne Sehnenscheide. schraubenförmig angeordnet. Durch diese Anordnung und ihren hohen Kollagenanteil besitzt die Sehne eine besondere Reißfestigkeit und eine geringe Dehnbarkeit, wodurch eine homogene Kraftübertragung zwischen Sehne und Muskel möglich wird [Schiebler und Korf, 2007; Benninghoff und Drenckhahn, 2008; Towfigh et al., 2011].



Abb. 8:

Querschnitt einer Sehne

Abgebildet ist ein Querschnitt durch die Sehne mit ihrem Aufbau. Die kleinste Einheit bildet die Kollagenfibrille. Das Primärbündel ist aus dem Sekundärbündel herausgelöst. Das Sekundärbündel ist aus seinem Verbund, dem Tertiärbündel, abgehoben. Grün markiert sind die Flügelzellen, die zwischen den Primärbündeln liegen. Umhüllt werden die einzelnen Kompartimente von Bindegewebshüllen. Das Paratendineum umhüllt abschließend die gesamte Sehne.

Die Zeichnung wurde selbst angefertigt.

2.3.2 Sehnenscheiden

Sehnen haben sehnenscheidenlose und sehnenscheidenführende Anteile. In Bereichen hoher mechanischer Belastung wie dem Verlauf über Knochen und Gelenken oder bei Richtungsänderungen reicht das lockere, bindegewebige Bett des Paratendineums nicht aus, um die Sehne zu schützen. Zur Erhöhung des Schutzes kommt es zu einer zusätzlichen Ummantelung der Sehne mit einer Sehnenscheide (Vaginae tendinum) [Witt, 2013; Schmidt und Lanz, 2003].

Im Bereich der Phalangen verläuft die Sehne in sogenannten osteofibrösen Kanälen. Der Boden dieser Kanäle wird durch die leicht gewölbten Schaftflächen der Fingerknochen gebildet. Das Stratum fibrosum liegt tunnelförmig mit dem Rand verwachsen auf und wird zusätzlich durch die Ring- und Kreuzbänder verstärkt. In diesem Tunnel liegt die Sehne doppelwandig umschlossen vom Stratum synoviale. Das äußere (parietale) Blatt liegt dem Stratum fibrosum und Knochen an. Das innere (viszerale) Blatt liegt der Sehne direkt an. Der Hohlraum dazwischen ist mit Synovia gefüllt und bildet so das eigentliche Gleitlager. Die Synovialflüssigkeit wird von den Synovialozyten des Stratum synoviale gebildet. Knochenseitig sind Stratum synoviale und fibrosum über das Mesotendineum verbunden. In den engen Bereichen der osteofibrösen Kanäle dünnt sich das Mesotendineum soweit aus, dass nur nur noch vereinzelte Bindegewebsbrücken, sogenannte Vincula, zur Sehne ziehen. Darüber erfolgt die Blutversorgung und Innervierung in den engen osteofibrösen Kanälen (Abb. 9) [Geldmacher und Köckerling, 1991; Benninghoff und Drenckhahn, 2003; Towfigh et al., 2011].



Abb. 9:

Aufbau einer Sehnenscheide auf Höhe der Phalanx

Querschnitt auf Höhe der distalen Mittelphalanx. Die Sehne liegt umhüllt von der Sehnenscheide in ihrem osteofibrösen Kanal. Die einzelnen Schichten mit einsprossendem Mesotendineum von palmar werden sichtbar.

Die Zeichnung wurde selbst hergestellt.

Das Stratum synoviale besteht aus der Intima und Subintima. Die Intima ist ein zellreicher, aber lockerer Verbund aus Synoviozyten, die sich in der A- und B-Zellen aufteilen. Es gibt keine direkten Zellkontakte und keine Basalmembran. Zwischen den Synoviozyten liegt eine nahezu faserfreie, extrazelluläre Matrix, die fenestrierte Blutkapillaren und Lymphkapillaren enthält. A-Zellen befinden sich an der Oberfläche und zählen zu den Makrophagen des monozytären Phagozytensystem des Immunsystems. B-Zellen zählen zu den Fibroblasten und liegen unterhalb der A-Zellen, können aber mit ihren Zellfortsätzen das Lumen der Sehnenscheide erreichen. Ihre Aufgabe ist die Synthese und Sekretion verschiedener Bestandteile der Synovia. Die Subintima des Stratum synoviale besteht aus lockerem Bindegewebe mit Lymphgefäßen und fenestrierten Blutkapillaren und ist für den Stoffaustausch essentiell [Baur, 2004].

Das Ende der Sehnenscheiden kann entweder durch einen kuppenförmigen Bogen auch Plica simplex genannt oder einer sich entfaltenden Duplikatur (Plica duplicata) gebildet werden. In diesem Bereich gehen Epitendineum und parietales Blatt der Sehnenscheide ineinander über [Geldmacher und Köckerling, 1991; Benninghoff und Drenckhahn, 2008; Witt, 2013].

2.3.3 Bursa synoviales

Der Schleimbeutel (Bursa synoviales) ist ein zusätzlicher Schutz vor mechanischer Belastung, der das Gleiten von Muskeln und Sehnen gegenüber knöchernen Strukturen ermöglicht. Der histologischen Aufbau entspricht dem einer Sehnenscheide, sieht morphologisch aus wie ein mit Synovia gefülltes Säckchen. Über dieses Polster kann sich der auf das Gewebe wirkende Druck verteilen und so schützen [Aumüller et al., 2007].

2.3.4 Synovia

Die Synovialflüssigkeit (Synovia) ist eine klare, leicht gelbliche, viskose Flüssigkeit und füllt Gelenkräume, Sehnenscheiden und Schleimbeutel aus. Die Zusammensetzung besteht aus einem Dialysat des Blutplasmas, von B-Zellen produzierten Glykoproteinen sowie Hyaluronsäure. Die Synovia trägt durch Diffusion zur Ernährung der Sehne bei. Zusätzlich ermöglicht sie ein besseres Gleiten der Sehne gegen das umliegende Gewebe durch Reduktion von Reibung sowie Schutz vor Stößen [Lüllmann-Rauch, 2012].

2.3.5 Ernährung und Blutversorgung der Sehnen

Die Versorgung der Sehne mit Nährstoffen und Blut erfolgt über unterschiedliche Wege. Auf der gesamten Länge der Beugesehne gibt es Abschnitte von sehr guter

Durchblutung bis hin zu Abschnitten mit minimaler Versorgung. Die Sehne wird teils vaskulär, teils per synovialer Diffusion versorgt [van den Berg, 2003].

Grundsätzlich wird zwischen einer intrinsischen und extrinsischen Versorgung unterschieden. Die intrinsische Versorgung geht von myo- und osteotendinösen Verbindungen aus, die extrinsische Versorgung erfolgt über das Paratendineum bzw. die Sehnenscheide.

Zur intrinsischen Versorgung zählt das longitudinale System. Die Gefäße verlaufen als Längsgefäße parallel zu den kollagenen Fasern im Paratenon, Peritenon und Endotenon. Die Versorgung ist gleichmäßig innerhalb der Sehne verteilt. Die Gefäße entspringen proximal in der Muskulatur und gehen in das longituinale System über [Geldmacher und Köckerling, 1991; van den Berg, 2003]. Ebenfalls zum intrinsischen osteotendinösen System zählt die rückläufige Versorgung über periphere Gefäße, die distal vom Periost an jeder Sehneninsertion des Flexor digitorum superficialis (FDS) und Flexor digitorum profundus (FDP) entspringen [Towfigh et al., 2011; van den Berg, 2003].

Die extrinsische Versorgung erfolgt in sehnenscheidenlosen Bereichen durch das gut vaskularisierte Paratendineum, welches die Sehne umhüllt. Gespeist wird es durch ein Anastomosennetz aus parallel zur Sehne verlaufenden Gefäßen. Im Bereich der Sehnenscheiden führt das Mesotendineum Blutgefäße und Nerven von palmar an die Sehne heran (Abb. 10). Diese werden ebenfalls aus parallel zur Sehne verlaufenden Blutgefäße gespeist. Die Versorgung liegt an der knochenzugewandten druckabgewandten Seite und sprießt wurzelartig verzweigt von palmar in das untere Drittel der Sehne. Die Sehnenscheide an sich ist deutlich besser durchblutet als die Sehne selbst [Geldmacher und Köckerling, 1991; van den Berg, 2003; Towfigh et.al., 2011].



Abb. 10:

Blutversorgung der Phalanx

Dargestellt ist die Blutversorgung über das Mesotenon aus der Umschlagfalte, die auf der Phalanx aufliegt. Die Gefäßversorgung wird aus zulaufenden Gefäßen des Arcus intercarpalis palmaris, dem Arcus palmaris profundus und dem Arcus palmaris superficialis gespeist. Die einsprießenden Gefäße des Mesotenons (rot und blau gezeichnet) erreichen nur den palmaren Anteil der Sehne. Der Nerv ist gelb dargestellt und läuft parallel zu den Gefäßen.

Die Zeichnung wurde selbst angefertigt.

Im Bereich der Digiti ist die Lage im osteofibrösen Kanal so eng, dass sich das Mesotendineum zurückbildet und nur noch intermittierend in Form eines Steges zur Sehnenscheide verläuft. Diese Bindegewebesstege werden als Vincula tendinum bezeichnet. Je nach ihrer Form unterscheidet man dünne, fadenförmige oder breite, flächige Vincula in Vincula brevis et longa. In ihnen verlaufen segmentale Zweige der paarigen Aa. digitales palmares propriae. Sowohl die oberflächliche als auch tiefe Flexor digitorum Sehne verfügt über eigene Vincula, die dorsalseitig der Sehnen liegen und vom Periost der Phalangen entspringen. In der Regel zieht mindestens eine Vincula brevis et longa zu jeder Sehne. Die Abzweigung für das Vinculum breve der oberflächlichen Sehne erfolgt meist in Höhe der Bänder A2 und C2 zwischen der palmaren Platte des proximalen Interphalangealgelenkes (PIP) und dem Chiasma tendineum. In Höhe des C3 Bandes entspringt die Abzweigung für das Vinculum breve der Profundus Sehne unterhalb der Insertionsstelle. Die Lage und Anzahl der Vincula longa ist einer höheren anatomischen Variabilität unterlegen [Schmidt und Lanz, 2003; Zhang et al., 1990].

Zwischen den Vincula liegen relativ avaskuläre Zonen. An diesen Stellen ist die Sehne von synovialer Diffusion abhängig. Durch Beugung und Streckung kommt es zu einem Pumpeffekt, bei dem die Nährstoffe aus der Synovia durch kleine Kanäle in das Interstitium der Sehne gepresst werden. Bei fehlender Bewegung wie z.B. durch Immobilisation ist damit die Ernährung der Sehne in diesen avaskulären Gebieten gefährdet oder sogar aufgehoben und beeinträchtigt die Sehnenheilung negativ [Geldmacher und Köckerling, 1991; Strickland, 2000; Towfigh et al., 2011].

2.4 Sehnenheilung

Die Sehnenheilung ist ein komplexer Vorgang, der aus einem extrinsischen und intrinsischen Prozess besteht. Im Falle einer Sehnenverletzung kommt es vor Ort zur Ausschüttung von Mediatoren und Wachstumsfaktoren, die eine Kaskade an Prozessen auf zellulärer und molekularer Ebene in Gang setzt. Ist die Sehnenheilung nach Monaten abgeschlossen, stellt das Regenerat ein annäherndes Ersatzgewebe dar, aber keine vollständige Regeneration des originären Sehnengewebes [Hügle et al., 2012; Möller et al., 2000; Lundborg und Rank, 1978; Koob, 2002; Strickland, 2005].

Die Heilungstendenz ist abhängig von Ort und Ausmaß der Verletzung. Zu den beeinflussenden Faktoren zählt unter anderem, in welchem Umfang die Sehne durchtrennt wurde und ob noch ein Sehnenstumpfkontakt vorliegt. Zudem spielt die vorhandene Durchblutungssituation am Verletzungsort sowie das Vorhandensein einer intakten oder verletzten Sehnenscheide eine Rolle. Grundsätzlich lässt sich beobachten, dass je stärker die Sehnenscheide und das Begleitgewebe geschädigt wurden, desto ausgeprägter entstehen Adhäsionen mit dem umgebenden Gewebe [Koob, 2002; Strickland, 2000].

Der Heilungsprozess lässt sich in drei Phasen unterteilen. Zu Beginn setzt die inflammatorische, dann die reparative und zum Schluss die organisatorische Phase ein. Die genaue Länge der einzelnen Phasen variiert in der Literatur und wird folgend als Zeitraum von bis angegeben. Einige Prozesse erfolgen Phasen überlappend, die Grenzen sind fließend [Geldmacher und Köckerling, 1991; Strickland, 2005; Towfigh et al., 2011].

Aus dem Ablauf der stattfindenden Heilungsprozesse und den anatomischen Gegebenheiten der Sehne lassen sich Ansprüche an die chirurgische Naht und die optimale Nachbehandlung herleiten.

2.4.1 Intrinsische Sehnenheilung

Die intrinsische Sehnenheilung findet direkt zwischen beiden Sehnenstümpfen statt und beginnt aufgrund der fehlenden oder reduzierten Entzündungsphase verspätet zur extrinsischen Achse. Die Prozesse gehen von proliferierenden Tenozyten und Fibroblasten des Epi- und Endotendineums aus. Die größte Aktivität liegt zwischen der 6. bis 12. Woche. In diesem Zeitraum wird der Defekt zuerst mit Kollagenfasern vom Typ III gefüllt und überbaut, um dann später in der Organisationsphase größtenteils in Typ I Kollagen umgebaut zu werden. Die Ausrichtung der Fasern in den typischen parallelfaserigen Verlauf ist von der Belastung, die während dieser Prozesse auf die Sehne einwirkt, geprägt. Ein mechanischer Stimulus in der Heilungsphase verbessert die Reorganisation des Ersatzgewebes, minimiert die Narbenbildung und erhöht die Belastungsfähigkeit [Lundborg und Rank, 1978; van den Berg, 2003; Docheva et al., 2014].

Die direkte Heilung zwischen beiden Sehnenstümpfen läuft ohne Vernarbung oder Ausbildung von Adhäsionen ab und wird als optimale Form der Sehnenheilung angesehen. In vivo kommt es zu einem Mischbild aus beiden Prozessen. Voraussetzung für einen optimalen intrinsischen Stimulus ist die vollständige Sehnenstumpfadaption, eine ausreichende Vaskularisierung im Verletzungsbereich sowie eine intakte Sehnenscheide und Synovialflüssigkeit. Als Konsequenz daraus ergibt sich der Anspruch für die chirurgische Behandlung. Ziel ist eine vollständige Adaption beider Sehnenstümpfe in atraumatischer Operationstechnik, um die zuführenden Blutgefäße zu schonen. Die Platzierung der Naht sollte in der palmaren Hälfte gesetzt werden, damit intratendinöse Gefäße nicht abgeschnürt werden und zeitgleich so stabil sein, dass eine frühe Mobilisation des Fingers möglich wird [Lundborg und Rank, 1978; van den Berg, 2003; Towfigh et al., 2011].

2.4.2 Extrinsische Sehnenheilung

Die extrinsische Sehnenheilung wiederum erfolgt ausgehend vom umliegenden Gewebe wie Sehnenscheide, Periost und Synovia. Von dort wandern durch das initiale Hämatom aktivierte Fibroblasten, Zellen des retikulohistiozyteren Systems und Botenstoffen aus der Umgebung in die verletzte Sehne ein. Die dann stattfindenden Reparaturprozesse führen zu Einsprossung von extratendinösen Gefäßen und Adhäsionen mit dem umliegenden Gewebe, sodass die Gleitfunktion der Sehne und schlussendlich ihre Funktionalität beeinträchtigt wird [Potenza, 1962; Strickland, 2005; Towfigh et al., 2011; Möller et al., 2000; Worsley et al., 2014].

Nach dem aktuellen Wissensstand kommen bei der Sehnenheilung beide Mechanismen der intrinsischen, als auch der extrinsischen Heilung zum Tragen. Es wird davon ausgegangen, dass beide Mechanismen in unterschiedlicher Ausprägung während der einzelnen Phasen der Sehnendefektheilung kooperativ zusammen [Möller et al., 2000; Docheva et al., 2014].

2.4.3 Phasen der Sehnenheilung

Die Sehnenheilung wird in drei sich überlappende und nicht voneinander abgrenzbare Phasen eingeteilt.

Die Entzündungsphase oder inflammatorische Phase beginnt mit der Verletzung und dauert ca. 7 Tage, in welcher die mit dem initialen Hämatom eingeschwemmten Thrombozyten zunächst Wachstumsfaktoren und Zytokine ins Gewebe abgeben sowie inflammatorische Zellen einwandern. Die Migration von Leukozyten, Monozyten und Makrophagen beginnt innerhalb der ersten 24 Stunden und hält mehrere Tage an. Diese Phase ist geprägt durch zwei Prozesse. Erstens dem Abbau des nekrotischen Gewebes durch Monozyten und Makrophagen, zweitens durch den Verschluss des Defektes mittels eines Fibringerinnsels. Ab dem 5. Tag beginnen die eingewanderten Fibroblasten mit der Kollagensynthese vom Typ III. Die so neu entstehenden Fibrillen weisen noch eine ungeordnete Architektur auf, tragen aber schon zur Stabilisation der Defektzone bei. In dieser Zeit überwiegen die extrinsischen Prozesse deutlich die intrinsischen [Möller et al., 2000; Docheva et al., 2014; Murphy und Hart, 1994; Towfigh et al., 2011, Klein et al., 2001].

Daran schließt sich die Proliferations- oder Reparationsphase an, die zwischen 5 und 30 Tagen dauert. In dieser Zeit finden die Rekapillarisierung und Anbindung an bestehende Kapillaren statt. Komponenten der extrazelullären Matrix werden hergestellt und der bestehende Fibrinverbund wird nach und nach gegen neues Gewebe ausgetauscht. Die Synthese von Kollagen Typ III Fibrillen durch die Fibroblasten nimmt stark

zu, stimuliert durch Wachstumsfaktoren von Makrophagen und Thrombozyten. In diesem Zeitraum beginnt auch die intrinsische Synthese von Kollagen aus Fibroblasten des Endo- und Epitenons. Diese synthetisieren nicht nur Kollagen, sondern bauen es auch wieder ab, sodass es sich um eine vulnerable Phase handelt, in der die Festigkeit der Sehne temporär wieder abnimmt [Russell und Manske, 1990; van den Berg, 2003; Koob, 2002].

In dieser Phase beginnt auch der Austausch von Kollagen III gegen Kollagen Typ I in der Defektzone. Am Ende der Reparationsphase, überlappend zur Umbauphase, nimmt die Kollagenproduktion aus dem intrinsischen System den Hauptteil der Synthese ein. Diese Kollagenfasern beginnen nun, sich in Zugrichtung zu formieren (Abb. 11) [Strick-land, 2005; Towfigh et al., 2011; Möller et al., 2000; Docheva et al., 2014].

Den Abschluss stellt die Umbau- oder Remodelling-Phase dar und nimmt einen Zeitraum bis zu einem Jahr ein. Insgesamt betrachtet nimmt die metabolische Aktivität in der Defektzone ab, die fortlaufenden Organisationsprozesse in der Narbe finden aber



Abb. 11:

Vereinfachte Übersicht der Sehnenheilung

Eine vereinfachte schematische Übersicht der Sehnenheilung, in der die Umbauprozesse der Sehne zeitlich mit der Ausschüttung der Mediatoren dargestellt werden.

selbst angefertigt

weiter statt. Kollagen Typ III Fibrillen werden weiter gegen die mechanisch belastbareren Kollagen Typ I Fibrillen ausgetauscht. Unter dem Mikroskop zeigt sich nun zunehmend die gewohnte parallelfaserige Anordnung, nur sind die neuen Kollagenfibrillen im Durchmesser dünner als originär. Am Ende des Umbauprozesses zeigt sich das Ersatzgewebe vergleichsweise hyperzellulär mit einem höheren Anteil von Kollagen Typ III sowie Elastin. Die biomechanische Stabilität nimmt im Rahmen der Wiederaufnahme der Bewegung zu, wird aber nie die volle Stabilität des ursprünglichen Sehnengewebes erreichen [Carpenter et al., 1998; Strickland, 2000; Koob, 2002; Sharma und Maffulli, 2005; Towfigh et al., 2011].

2.5 Frühmobilisation als Bestandteil der Sehnenheilung

Die Frühmobilisation der verletzten Sehne ist ein integrativer Bestandteil der Sehnenheilung. In zahlreichen Studien konnte der positive Einfluss von früher Mobilisation nach einer Sehnenverletzung belegt werden [Gelberman et al., 1981; Pettengill, 2005; Silfverskiold und May, 1994; Adolfsson et al., 1996; Gérard et al., 1998].

Nach dem aktuellen Verständnis der Sehnenheilung führt eine fehlende Bewegung während der Heilungsphase zu schlechter organisiertem Ersatzgewebe und zu vermehrten Adhäsionen mit der Umgebung. Dadurch wird die Gleitfähigkeit der Sehne aufgehoben und die Verwachsungen nur teilweise durch intensivierte Mobilisation sekundär resorbiert, wobei in der Regel ein schlechteres funktionelles Endergebnis entsteht [Pettengill, 2005; Möller et al., 2000].

Zwischen dem 5. bis 8. postoperativen Tag ist die Festigkeit der Sehne am geringsten, sodass hauptsächlich die Naht und das verwendete Nahtmaterial für die Sicherung des chirurgischen Ergebnisses verantwortlich ist [Langer et al., 2015; Koob, 2002]. Dennoch ist eine frühe postoperative Mobilisierung der genähten Beugesehne von entscheidender Bedeutung. Die Studienlage in Bezug auf die mikroskopischen Auswirkungen einer Frühmobilisation ergeben, dass passiv mobilisierte Sehnen im Vergleich zu immobilisierten Sehnen schneller heilen, weniger Verwachsungen mit dem Gewebe aufweisen und das entstandene Regenerat eine ebenere Oberfläche ausbildet. Mechanisch zeigen diese Sehnen einen höhere Belastbarkeit, dessen Vorteil sie auch nach Ausheilung beibehalten [Gelberman et al., 1981; Gelberman et al., 1982; Hitchcock et al., 1987; Wada et al., 2001b].

2.5.1 Die Nachbehandlung

Im Laufe der Jahre haben sich verschiedene Nachbehandlungsstrategien entwickelt, die alle eine Form der frühen Mobilisation gemein haben. Die Unterschiede liegen in der Art der postoperativen Bewegung. Es wird in drei Arten der Frühmobilisation unterschieden. Das gemeinsame Ziel ist das bestmögliche, funktionelle Ergebnisse mit dem geringsten Risiko der Nahtruptur oder Sehneninsuffizienz. Alle Therapiekonzepte erhöhen das funktionelle Outcome bei geringer Komplikationsrate und sollten in Abhängigkeit an die Schwere der Verletzung, das verwendete Nahtmaterial, Nahttechnik und den Patienten individuell angepasst werden.

Die kontrolliert passive Bewegung wurde von Duran und Houser 1974 initiiert, nachdem sie nachwiesen, dass Minimalbewegungen der tiefen und oberflächlichen Beugesehnen von 3 – 5 mm ausreichen, um Adhäsionen zu verhindern [Duran and Houser, 1975]. Die Hand wird dafür für sechs Wochen in einer dorsal angelegten Schiene in 20° Flexion im Handgelenk und leicht gebeugten MCP-Gelenken gelagert. Daraus können die PIPund DIP-Gelenke passiv durch den Therapeuten, und nach Anleitung auch durch den Patienten selber, bewegt werden [Pettengill, 2005; Duran und Houser, 1975; Breier et al., 2013; Strickland und Glogovac, 1980].

Die Nachbehandlung mit aktiver Streckung und passiver Beugung wurde durch Kleinert entwickelt [Kleinert et al., 1975]. Postoperativ erfolgt die dorsale Schienenanlage mit 30° Flexion im Handgelenk und 60° Flexion der MCP-Gelenke. Auf den Fingernägeln werden Gummizügel befestigt, die palmarseitig an das proximale Ende der Schiene ziehen. Dadurch wird der Patient passiv in die Beugung gezogen und kann aktiv die Langfinger strecken. Nach Ablauf von drei Wochen erfolgt der Wechsel auf Neutralstellung im Handgelenk und Flexion im PIP-Gelenke bei weiterhin fixiertem MCP- und DIP-Gelenken. Ab Woche 7 erfolgt die schienenlose Mobilisation mit aktiver Flexion für weitere 8 – 12 Wochen. Dieser Prozess wird begleitet durch eine therapeutische Ergotherapie mit Koordinations und Krafttraining [Asmus et al., 2015; Pettengill, 2005; Werdin und Schaller, 2008; Hundozi et al., 2013; Kleinert et al., 1975].

Eine Kombination aus beiden Schemata stellt das sogenannte "Washington Regime" nach Chow dar. Die Besonderheit liegt in den doppelt gezügelten Fingern. Am Fingernagel sind zwei Gummibänder befestigt. Ein stärkeres zur Flexion der Finger über die Rückstellkräfte des Bandes sowie ein leichteres für die Übungsbehandlungen. Dabei handelt es sich um ein 12-wöchiges, wöchentlich angepasstes aktives und passives Behandlungsprogramm sowohl in der Schiene als auch aus der Schiene heraus durch einen Handtherapeuten [Chow et al., 1988].

Eine Weiterentwicklung der vorangegangenen Methoden ist die frühe aktive Mobilisation. Durch die Verbesserung des Nahtmateriales und Nahttechnik konnte eine ausreichende Stabilität zur direkten Beübung ohne erhöhtes Rupturrisiko erreicht werden. Voraussetzung ist eine starke chirurgische 4- oder 6-Strang-Naht und ein complianter Patient [Urbaniak et al., 1975; Savage, 1985; Strickland, 2005]. Grundlage dieser Methode ist in der Regel weiterhin eine dorsale Schiene mit Flexion im Hand- und MCP-Gelenk, in der die Langfinger aktiv bewegt oder aus der Schiene heraus aktiv beübt werden [Klein, 2003; Bainbridge et al., 1994; Kitsis et al., 1998].

Zusammenfassend wurde im Verlauf die Schienenanlage optimiert und die Intensität und der Ablauf der therapeutischen Übungen verfeinert. Keine Mobilisationsform erhebt dabei den Anspruch eines allgemein gültigen Goldstandards für die optimale Nachbehandlung. Jede Nachbehandlung muss individuell an Patient, Zustand des Gewebes und chirurgische Gegebenheiten angepasst werden [Ewald und Beckmann-Fries, 2008; Werdin und Schaller, 2008; Towfigh et al., 2011; Waldner-Nilsson, 2013].

2.6 Ansprüche an die Beugesehnennaht

Ist es zu einer traumatischen Durchtrennung der Beugesehne gekommen, stellt die operative Rekonstruktion der Sehnenstümpfe das Mittel der Wahl dar. Diese sollte primär innerhalb von 24 Stunden oder spätprimär bis zum 14. Tag durchgeführt werden [Stephan et al., 2008]. Das Ziel einer Sehnennaht ist die Kontinuitätswiederherstellung, um die optimalen Bedingungen für die Sehnenheilung zu schaffen. Dabei ist möglichst das geringste iatrogene Trauma für Sehne und Sehnenscheide zu setzen. Gleichzeitig muss die Naht aber so stabil sein, um eine Frühmobilisation zuzulassen [Schöll et al., 2016; Strickland, 2005; Ederer et al., 2018].

Die Sehnenstümpfe sind spaltfrei zu adaptieren und sollen es auch unter Mobilisation bleiben. Bis zu 3 mm Defekt können laut Gelbermann noch durch die Heilungsprozesse der Sehne überbrückt werden, bevor das Risiko von Nahtrupturen oder Verwachsungen signifikant ansteigt. Zeitgleich wies er aber auch nach, dass die entstandene Narbe nach 3 Monaten Sehnenheilung umso stabiler ist, je geringer die Spaltbildung während der Heilung gewesen ist [Gelberman et al., 1999; Ketchum et al., 1977].

Die Platzierung des eingebrachten Nahtmaterial sollte weder die Vaskularisierung der Sehne von dorsal behindern noch eine Strangulierung der intrinsischen Gefäße durch zu tief gesetzte Nähte verursachen. Zusätzlich sollte der Faden so wenig Reibung wie möglich mit der Umgebung verursachen, um Adhäsionen oder Gleithindernisse zu vermeiden. Dazu kommen Nahtmaterial und Knoten am besten in der Sehne zum Liegen [Strickland, 2005; Aoki et al., 1995; Towfigh et al., 2011].

Trotz Berücksichtigung aller Empfehlungen können Komplikationen in Form von Wundinfekten, Nahtrupturen, Verwachsungen der Sehne mit dem Gewebe oder Versteifungen der umliegenden Gelenke auftreten. Dadurch kommt es in der Regel zu Revisionseingriffen, Verlängerung der Arbeitsunfähigkeit und bleibenden Bewegungseinschränkungen [Griffin et al., 2012; Elliot et al, 1994]. Durch den vorherigen Exkurs der Sehnenanatomie und Physiologie der Sehnenheilung wird deutlich, wie komplex und vielschichtig die Verletzung der Beugesehne der Hand ist. Die Entwicklung von geeigneten Nahttechniken und Nahtmateriales zur Bewältigung dieser Aufgabe wird im nächsten Abschnitt erläutert.

2.7 Historische Entwicklung der Sehnennaht

Die Sehnenchirurgie nahm lange eine Nebenrolle in der Entwicklung der Medizin ein. Die Hand selber war als exponierter Körperteil bereits früh im Interesse der Medizin. Beschreibungen zur Behandlung von Frakturen und Luxationen der Hand finden sich erstmalig im Corpus Hippocratikum der Anatomie. Etwas später studierte und beschrieb Galen von Pergamon (129 – 209 n. Chr.) die Anatomie und Funktion der Hand detailliert, sprach sich aber zeitlebens gegen eine direkte Behandlung von Sehnen aus. Gegen 1000 n. Chr. versuchten sich Rhazes und Avicenna aus Persien erfolglos durch die Naht des umliegenden Gewebes an einer indirekten Versorgung von Sehnen. Einen weiteren Fortschritt nahm die Geschichte der Sehnenchirurgie mit Haller und Heister auf. Heister veröffentlichte 1719 das damalige Standardwerk "Chirurgie" und beschrieb darin theoretisch das Prinzip von Sehnennähten. Haller hingegen revidierte einige Jahre später die Galensche Überzeugung, Sehnen seien nicht zu behandeln, indem er den Nachweis erbrachte, dass Sehnen unsensibel sind und legte so den Grundstein für die moderne Sehnenchirurgie [Krajewski, 2010; Towfigh et al., 2011; Witt, 2013].

Die darauf folgenden Versuche der Sehnennähte scheiterten in der Regel an postoperativen Infektionen. Nachdem die Errungenschaften der Asepsis, Anästhesie und Blutleere in den OP Einzug hielten, wurden Sehnennähte an der Hand infektfrei durchgeführt. Allerdings fiel damals schon die schlechte Heilung bzw. das schlechte funktionelle Resultat in einigen Bereichen der Hand auf, sodass im 19. Jahrhundert die Therapie in der Durchführungen von kurativen Sehnentransplantationen vorherrschte [Hagert, 2001].

In der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts wurde die Handchirurgie im Speziellen durch Sterling Bunnell begründet. In vielen Bereichen, bevorzugte er die direkte Sehnennaht, artikulierte aber für Verletzungen in der heutigen Zone II die Empfehlung der Sehnentransplantation und prägte den Begriff "No-man's-land" [Bunnell, 1924].

Im gleichen Zeitraum stellte Kirchmayr seine Sehnennaht vor, die bis heute in modifizierter Form angewendet wird. Seine Naht stellte durch das Hinzufügen der Schlaufen am Querstich eine Neuerung dar, die eine bislang nicht erreichte Stabilisation des Fadens im Sehnengewebe bedeutete [Kirchmayr, 1917; Langer et al., 2015]. Nach wie vor ist die Modifikation nach Kessler und Zechner eine der häufigsten Nahttechniken zur Versorgung von Beugesehenenverletzungen [Geldmacher und Köckerling, 1991; Towfigh et al., 2011]. Es folgte darauf die Entwicklung verschiedenster Nahttechniken, von denen einige im folgenden exemplarisch vorgestellt werden (Abb. 12-18). Tsuge entwickelte 1977 eine technisch einfach umzusetzende Schlingennaht mit dem Loop. Die Stärke dieser Naht liegt in der Stabilität bei einfacher Umsetzung durch den Operateur [Tsuge et al., 1977]. Danach folgte eine Reihe von Mehrstrangnähten mit 4-, 6- oder sogar 8-Kernnähten, die alle zum Ziel die größtmögliche Stabilität zur frühen Beübung hatten [Towfigh et al., 2011; Langer et al., 2015].



Abb. 12



Kirchmayr

Eine 2-Strang-Naht mit geringem Anteil der Sehne aufliegenden Fadenmaterials, wobei der Knoten der Sehne aufliegt. Man sieht die Umschlingung am Querstich.



Bunnell







1969

Kessler

Die Modifikation der Kirchmayr-Naht, indem die Schlaufen verblockend im Querstich angelegt sind und dadurch zu einer erhöhten Stabilität führen.

Abb. 14



Abb. 15



Abb. 16



Abb. 17



Abb. 18

1977

Tsuge

Eine 2-Strang-Naht mit Faden in Loop Form. Die Naht hat im Vergleich wenig Nahtmaterial außerhalb der Sehne liegen. Beiden Stränge werden außerhalb der Sehne miteinander verknotet.

1985

Zechner

Es handelt sich um eine modifizierte Kirchmayr-Kessler-2-Strang-Sehnennaht, bei der der Knoten abschließend zentral versenkt wird. Dadurch kommt noch weniger Fadenmaterial an der Sehnenoberfläche zum Tragen und minimiert die Reibung.

1985

Savage

Eine stabile 4- und 6-Strang-Naht, die durch den Fadenverlauf viel Nahtmaterial und Knoten auf der Sehne aufliegen lässt.

2001

Tang

Weiterentwicklung der Tsuge-Naht zu einer 6-Strang-Naht. Der Knoten liegt auf der Sehne auf, hat aber vergleichsweise wenig Nahtmaterial außerhalb der Sehne. In der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts brachte die Einführung der Lupenbrille und des Operationsmikroskopes sowie die Entwicklung passender feiner Instrumente eine weitere Verbesserung der Operationstechniken. In Kombination mit der Entwicklung von neuen Nahttechniken und Nahtmaterialien und effektiveren Nachbehandlungsverfahren führte dies zu enormen Fortschritten in der Sehnenchirurgie der Hand.

2.8 Historische Entwicklung des Nahtmaterials

Verletzungen begleiten den Menschen seit jeher. Eine offene Wunde stellte lange ein lebensbedrohliches Ereignis dar. Die ersten Versorgungen stellten aufgrund der begrenzten Möglichkeiten nur eine Wundauflage dar. Nachdem die Technik der Stoffnaht entwickelt wurde, entwickelte sich daraus die medizinische Naht, für die sich aber erst das geeignete Material zur Umsetzung finden musste. Die ältesten Überlieferungen einer Naht lassen sich auf 3000 v. Chr. im alten Ägypten datieren und zeigen Abbildungen von einer chirurgischen Nadel. Schriftliche Überlieferungen (ca. 1600 v. Chr.) und die erste Naht am Bauch einer auf 1100 v. Chr. datierten Mumie wurde ebenfalls im Alten Ägypten gefunden [Rodegra, 1982]. Die erste Beschreibung einer Naht mit einer Bogensehne erfolgte 500 v. Chr. durch den Inder Susutra. Galen (129 – 199 n. Chr.) empfahl Darmsaiten als Nahtmaterial und auch Seide fand Beachtung. Die erste durch Paulus von Ägina (625 – 690 n. Chr.) beschriebene Behandlung einer Fraktur wurde mit einer Drahtcerclage durchgeführt. Bis zum Jahre 1000 n. Chr. fanden zahlreiche Beschreibungen von Nahttechniken und Materialen Einzug in die Literatur (Krajewski, 2010). Im Mittelalter trennten sich Medizin und Chirurgie für lange Zeit und fanden erst im 18. Jahrhundert wieder zu einer Disziplin zusammen. Über diese Zeit blieben die bisher genutzten Nahtmaterialien unverändert und bis auf Darmsaiten nicht resorbierbar. Durch die unsterilen, keimhaltigen Nahtmittel war die Wundinfektion eine der häufigsten Komplikation der chirurgischen Naht. Nach der Entdeckung der Desinfektion durch Lister war der nächste Schritt die Desinfektion von Schafsdarmsaiten mit Karbolsäure. Damit war 1868 Catgut als erstes resorbierbares Nahtmaterial entdeckt und entwickelte sich schnell zum Standardfaden in der Chirurgie. 2001 wurde es nach über 300 Jahren vom Markt genommen, nachdem das Auftreten von BSE ein potentielles Infektionsrisiko und eine unsichere Sterilisierbarkeit darstellte [Adams, 2001; Johnson & Johnson, 2015]. Mit dem Erschließen neuer synthetisch hergestellter Materialien und der Fähigkeit zur vollständigen Sterilisation wurde die Palette von Nahtmaterialien stetig verbreitert.

Der Anspruch an das ideale Nahtmaterial ist gewebeorientiert. Die Anforderungen an das Nahtmaterial für eine Sehnennaht sind eine hohe Zugfestigkeit, gewebeschonende Eigenschaften ohne lokale Irritationen hervorzurufen und eine gute Knüpfbarkeit des Knotens. Es werden sowohl resorbierbare als auch nicht resorbierbare Nahtmaterialen eingesetzt. Die Wahl des Nahtmateriales liegt beim Chirurgen, seiner Ausbildung und individuellen Erfahrung [Wu und Tang, 2014; Langer et al., 2015].

2.8.1 Nahtmaterial mit Widerhaken

Erstmalig beschrieb Bunnell am Anfang der 1950er Nahtmaterial mit Widerhaken [Bunnell, 1954]. Die US-Patentanmeldung erfolgte 1956. Die erste biomechanische Studie zu diesem Thema wurde 1967 durch McKenzie veröffentlicht und verglich bis dato benutztes Nahtmaterial mit einem Widerhaken besetzten Nylonfaden [McKenzie, 1967]. Durch die Weiterentwicklung von Nylon zu Polydiaxon und Polypropylen, wurde ein neues Fadendesign mit Widerhaken entwickelt, welches den Ansprüchen der modernen Chirurgie gerechter wurde. Die erste Zulassung eines Faden mit Widerhaken aus Polydioxanon erfolgte 2004. Seitdem stellt sich die Frage, ob eine knotenlose Versorgung von Sehnenverletzungen möglich ist, sich die Gleitfähigkeit verbessert und sich daraus ein Vorteil in der Sehnenheilung ergibt. Bislang ist ein signifikanter Vorteil in der Stabilität gegenüber traditionellen geknoteten Sehnennähten nicht ausreichend bewiesen [Vijayakumar et al., 2015; Sulamanidze et al., 2005; Greenberg, 2010; McClellan et al., 2011; Wu und Tang, 2014].

3. Material und Methoden

Die Untersuchungen fanden im Zeitraum vom 06.02.2017 bis zum 31.03.2019 statt.

3.1 Material

3.1.1 Kriterien zur Auswahl der Tiersehnen

Für die Versuche werden porcine M. Extensor digitorum III Sehnen genutzt. Die Entscheidung für ein Tiermodel ex vivo gründet sich auf folgende Überlegungen. Die Umsetzung von Zugversuchen am Menschen in vivo ist im Rahmen der Fragestellung nicht sinnvoll. Das Nutzen von frischen, humanen Sehnenpräparaten scheidet aufgrund der Menge und Anspruch an gleichbleibende Sehnenqualität aus. Die Verwendung von humanen Formalin-fixierten Sehnen ist aufgrund der Veränderung der Sehnenstruktur ebenfalls nicht möglich. Eine Standardisierung der Nutzung tierischer Sehnen gibt es bislang nicht. Typisch ist die Nutzung von ex vivo Modellen an Hund, Schwein oder Schaf. Die Entscheidung zur porcinen Sehne fußt auf Studienergebnissen, in denen eine histopathologische und oder biomechanische Ähnlichkeit zwischen humaner und porciner Sehne mehrfach nachgewiesen wurde [Havulinna et al., 2011; Mao et al., 2011; Savage, 2014; Langnickel, 2016; Pillukat et al., 2017].

Sowohl mikroskopisch als auch makroskopisch zeigt sich eine Ähnlichkeit in Sehnenstärke, Verteilung des Bindegewebes und Zugfestigkeit zwischen humanen und porcinen Extensor-Sehnen [Savage, 1985; Boyer et al., 2001; Viinikainen et al., 2004; Lachi, 2006; Havulinna et al., 2011].

Zur Prüfung wurden 192 Vorderpfoten frisch geschlachteter Hausschweine verwendet. Die männlichen Tiere hatten ein mittleres Schlachtalter von sieben Monaten und wiesen ein Lebendgewicht von 110 kg bis 120 kg auf. Es wurde für die Versuchsreihe jeweils eine Sehne des M. extensor digitorum III der Schweinevorderpfote verwendet.

Die Versuche wurden 12 – 24 Stunden nach Schlachtung der Tiere durchgeführt. Der Transport und Lagerung der Schweinepfoten sowie präparierten Sehnen erfolgte gekühlt und befeuchtet zur Sicherung der Frische.

3.1.2 Nahtmaterial

Zur Sehnennaht wurde sogenanntes "Barbed Suture" Nahtmaterial benutzt. Dabei handelt es sich um selbstsicherndes Nahtmaterial mit spiral- oder symmetrisch verlaufenden Widerhaken. Diese Anker sorgen damit für eine deutlich erhöhte Anzahl von Fixierungspunkten, reduzieren die Gewebespannung und sollen eine knotenfreie Verankerung im Gewebe ermöglichen. Die Fäden unterscheiden sich in der Ausrichtung der Widerhaken, im Material und in der benutzten Stärke. Es wurden nur Fäden der Firma Ethicon Typ Stratafix sowie zur Feinadaption Vicryl verwendet. Die Stärkeangaben erfolgen im USP-System.

Zuerst erfolgt die Produktion des Fadens in gewünschter Stärke. Im Anschluß werden maschinelle Einschnitte im Faden vorgenommen. Dabei entsteht ein Kernfaden und die gewünschten Widerhaken, die sich je nach Hersteller in ihrer Angulierung leicht unterscheiden. Die Anker liegen nach der Produktion noch am Fadenkern an, sodass das Durchziehen des Fadens keine Schäden im Gewebe hinterlässt. Das Verriegeln erfolgt je nach Faden nach Durchzug oder Rückzug, indem die Widerhaken sich dabei aufstellen und sich im Gewebe verhaken [Ethicon, Inc., 2017].

3.1.2.2 Stratafix[™] PDS Plus Loop unidirektional

Hersteller:	Ethicon, Johnson & Johnson Medical GmbH, Norderstedt, Deutschland			
Artikelnummer:	SXPP1B422			
Fadenstärke:	3-0			
Eigenschaften:	blau gefärbt monofil			
Reißkraftprofil:	60 % 42 Tage, 0 % 70 Tage			
Resorption:	ca. 180 – 240 Tage			
Nadel:	1/2-Kreis Rundkörper schneidend			
	Bogenlänge 17 mm			
	RB1			
Material:	Polydioxanon, antiseptisch			

[Ethicon 2019]

Der Faden "STRATAFIX[™] PDS PLUS unidirektional" besteht aus Polydioxanon, das zusätzlich IRGA-CARE® MP enthält. Damit bildet es eine Hemmzone gegen die häufigsten gram-positiven und gram-negativen Erreger zur Reduktion postoperativer Wundinfektionen. Die Widerhaken verlaufen spiralig dreidimensional in eine Richtung von der Armierung ausgehend. Am Ende befindet sich eine zuziehende Schlaufe, die eine knotenlose Verriegelung ermöglicht. Es entstehen mehr Fixationspunkte als bei traditionellem Nahtmaterial und sorgen für eine gleichmäßigere Spannungskontrolle, mehr Sicherheit und Effizienz bei jedem Stich. [Ethicon, Inc., 2017.]

Die angegebene Fadenstärke beruht auf dem Kerndurchmesser, auf den sich die Angabe der Reißfestigkeit bezieht. Der Gesamtdurchmesser mit Widerhaken ist etwas größer [Ethicon, Inc., 2017; Greenberg und Goldman, 2013; Jordan et al., 2014].
3.1.2.3 Stratafix[™] Spiral PDO bidirektional

Hersteller:	Ethicon, Johnson & Johnson Medical GmbH, Norderstedt, Deutschland
Artikelnummer:	SXPD2B417
Fadenstärke:	3-0
Eigenschaften:	violett gefärbt monofil
Reißkraftprofil:	80 % 28 Tage, 40 % – 70 % 42 Tage
Resorption:	ca. 120 – 180 Tage
Nadel:	3/8-Kreis Dreieckkörper schneidend
	Bogenlänge 26 mm
	doppelt armiert, 2 x FS2
Material:	Polydioxanon

[Ethicon 2019]

Der Faden "STRATAFIX[™] Spiral PDO bidirektional" besteht aus Polydioxanon mit spiralig verlaufenden Widerhaken auf seiner Oberfläche. Der Faden ist doppelt armiert. Die Widerhaken verlaufen vom Mittelpunkt ausgehend entgegengesetzt. Ein Durchziehen des Fadens bis zur Mitte ist möglich, danach blockiert dieser. Die Widerhaken verhindern ein Zurückziehen des Fadens und sichern so die Naht.

Die angegebene Fadenstärke beruht auf dem Kerndurchmesser, darauf bezieht sich die Angabe der Reißfestigkeit. Der Gesamtdurchmesser mit Widerhaken ist etwas größer [Ethicon, Inc., 2017; Greenberg und Goldman, 2013; Jordan et al., 2014].

3.1.2.4 Stratafix[™] Spiral PGA-PCL bidirektional

Hersteller:	Ethicon, Johnson & Johnson Medical GmbH, Norderstedt, Deutschland							
Artikelnummer:	SXMD2B404							
	SXMD2B405							
Fadenstärke:	4-0							
	3-0							
Eigenschaften:	ungefärbt monofil							
Reißkraftprofil:	62 % 7 Tage, 27 % 14 Tage							
Resorption:	ca. 90 – 120 Tage							
Nadel:	3/8-Kreis Rundkörper schneidend							
	Bogenlänge 19 mm							
	2 x FS							
Material:	Polyglycolsäure (PGA), Polycaprolactone (PCL)							

[Ethicon 2019]

Der Faden "STRATAFIX[™] Spiral PGA-PCL bidirektional" besteht aus zwei biologisch abbaubaren Kunststoffen, Polyglycolsäure sowie Polycaprolacton. Die Anker sind ebenfalls spiralig auf seiner Oberfläche angeordnet. Der Faden ist doppelt armiert. Die Widerhaken verlaufen vom Mittelpunkt ausgehend entgegengesetzt. Ein Durchziehen des Fadens bis zur Mitte ist möglich, danach blockiert dieser. Die Widerhaken verhindern ein Zurückziehen des Fadens und sichern so die Naht.

Die angegebene Fadenstärke beruht auf dem Kerndurchmesser, darauf bezieht sich die Angabe der Reißfestigkeit. Der Gesamtdurchmesser mit Widerhaken ist etwas größer [Ethicon, Inc., 2017; Greenberg und Goldman, 2013; Jordan et al., 2014].

3.1.2.5 Vicryl (Polyglactin 910)

Hersteller:	Ethicon, Johnson & Johnson Medical GmbH, Norderstedt, Deutschland
Artikelnummer:	V990
Fadenstärke:	5-0
Eigenschaften:	violet gefärbt geflochten, polyfil
Reißkraftprofil:	50 % 21 Tage, 0 % 35 Tage
Resorption:	ca. 56 – 70 Tage
Nadel:	3/8-Kreis Rundkörper schneidend
	Bogenlänge 13 mm
	V-18
Material:	Polyglactin 910

[Ethicon 2019]

Der Faden "Vicryl" besteht aus einem Copolymer von Glycolsäure und Milchsäure. Der Faden ist geflochten und beschichtet. Er hat eine initial hohe Reißkraft und zügige Resorption [Ethicon, Inc., 2017].

3.2 Versuchsaufbau der biomechanischen Testung

Die Durchführung der Zugversuche erfolgt im Labor der Experimentellen Unfallchirurgie/Unfallchirurgie UKGM Gießen an einer Zwick/Röll zwickiLine Z 5.0 servohydraulischen Material-Prüfmaschine. Die zwickiLine ist mit der digitalen Mess-, Steuer- und Regelelektronik testControl II ausgestattet. Passend dazu wird die Original Prüfsoftware testXpert II benutzt.

Die Funktionsweise der im Labor genutzten Prüfmaschine kann zusammenfassend wie folgt beschrieben werden: Die Maschine besitzt einen axial ausgerichteten Lastrahmen mit seitlich angebrachter Maschinenelektronik. Im Sockel der Maschine befindet sich der mechanische Antrieb. Der Lastrahmen selber besteht aus einem Führungsprofil,



Abb. 19:

schematische Aufbau der zwickiLine Material-Prüfmaschine

Der Lastrahmen (1) mit angegliederter Maschinenelektronik (2) und Fahrtraverse (3). 3a zeigt die Fahrtraverse mit dem darüber liegenden Kraftaufnehmer. 3b zeigt die fixierte Sockeltraverse. Die über den Kraftaufnehmer entwickelte und gemessene Kraft wird an die Steuerelektronik übermittelt, welche mittels Schnittstelle an einen Computer zur Visualisierung und Speicherung der Messwerte angebunden ist [Zwick/Röll, 2016].

einer fest installierten Sockeltraverse und einer Fahrtraverse, über der auch der Kraftaufnehmer angebracht ist. Dabei handelt es sich um einen XForce Kraftaufnehmer mit 5kN Maximalkraft, der zur Messung von statischen oder dynamischen Zug- und Druckbelastungen vorgesehen ist. In beide Traversen werden die Aufnahmevorrichtungen für die Sehnen mittels Stecksystem arretiert. Die Prüfsoftware und die Maschinenelektronik kommunizieren mittels Ethernet. Für einfache Zugversuche gibt es ein empfohlenes Prüfprogramm der Firma. Die ermittelten Werte werden direkt auf dem PC übertragen und gesichert [Zwick/Röll, 2016].

Der schematische Aufbau der zwickiLine Material-Prüfmaschine ist in der nachfolgende Abbildung dargestellt, Fotografien des Aufbaus sowie die Visualisierung der Messung des laufenden Versuchs werden im weiteren Anschluss dargestellt (Abb. 19 + 20a/b).





Abb. 20a:

Frontansicht der zwickiLine Material-Prüfmaschine

Übersichtsaufnahme der Maschine mit unbestückten Traversen und Kraftaufnehmer. Die Kamera mit HD Auflösung ist im Stativ direkt vor der Maschine aufgebaut.

Abb. 20b:

Traversen mit eingespannter Sehne

Übersichtsaufnahme mit bestückten Traversen, eingespannter Sehne und Versuchsnummerierung. An der oberen Klemme ist das Millimeterpapier befestigt. Dies dient dem späteren videogestützten Ausmessen der Dehiszenzen.

3.3 Definition der zu messenden Parameter

Folgende Parameter wurden gemessen sowie der Versagensmechanismus der Naht bestimmt:

- Maximalkraft (Newton=N)
- Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung
- Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung
- Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung
- Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung
- Kraft (N) bei Nahtversagen

Die in den Versuchen ermittelten Daten werden durch die testExpert II Software mit Weg, Kraft und Zeit für jeden Versuch einzeln in einer Tabelle sowie der dazu gehörigen Kraftkurve gespeichert. Parallel wurde jeder Zugversuch mit einer Videokamera mit HD Auflösung erfasst und im Nachgang am Computer in Bezug auf Nahtverhalten, Spaltbildung und Zeit ausgewertet.

Die Auswertung der Spaltbildung in mm erfolgte durch die Analyse der Videoaufnahmen. Als Spalt wurde das Auftreten einer sichtbaren, relativ regelmäßigen Dehiszenz von 1, 2, 3 oder 10 mm über die Sehnenbreite definiert. Das an der Fahrtraverse angebrachte Millimeterpapier ermöglichte bei HD-Videoaufnahmen das genaue Ablesen der Spaltbildung. Zur Ermittlung der Kraft (N) wurde jedes Video 3x gesichtet und bei der entsprechenden Spaltbildung gestoppt. Anhand der Prüfsoftware konnte die zu diesem Zeitpunkt gemessene Kraft (N) abgelesen werden.

Das Nahtversagen wurde während der Zugversuche ermittelt und nochmals bei der Auswertung der Videodokumentation überprüft. Zeit und Art des Versagens wurden dokumentiert. Die gemessene Kraft (N) bei Versagen der Naht konnte anhand der Prüfdaten und im Verlauf der Kraftkurve abgelesen werden. Es wurden fünf Versagensmechanismen definiert. Trat eines dieser Ereignisse ein, galt dieser Versuch als beendet.

Im Anschluss werden die Abbruchkriterien beschrieben und mittels Fotos visualisiert.

1) Ausfall vor Testung:

Vor Start des Zugversuches zeigt sich eine erkennbare Beschädigung der Sehne oder der Naht.

2) Technisches Versagen:

Ein Vorgang, der zum Abbruch des Versuches während der laufenden Testung führte. Zum Beispiel das Lösen der Sehne aus der unteren oder oberen Halterung oder der Abbruch der Messung durch die Software.

3) Fadenruptur:

Das unerwartete Zerreißen des Fadens mit plötzlichem Kraftabfall in der Messung. Typisch dazu ist ein deutliches Geräusch, dass auf dem Video dokumentiert wurde (Abb. 21a).

4) Sehnenversagen:

Das Durchziehen der Fadenschlaufe durch den Sehnenstumpf bei gegenüberliegend intakter Verriegelung oder das Durchziehen des intakten Knotens/Verriegelung durch das Sehnengewebe, teilweise noch mit daran anheftendem Sehnengewebe (Abb. 22a).





Abb. 21 a: Beispiel Fadenruptur

Versagensmechanismus der Fadenruptur. Im roten Kreis sieht man das rupturierte Fadenende. Ruptur+Kraftabfall stellen das Versuchsende dar.

Abb. 21 b: Beispiel Knotenversagen bei der knotenlosen Verankerung

Das rechte Bild zeigt ein Beispiel für ein Knotenversagen. Die knotenlose Verankerung des Stratafix-Faden ist aufgegangen und ein Fadenende aus der Sehne herausgezogen worden. Der Versuchsabbruch erfolgt nach Durchtritt eines Fadenendes durch die Sehne.

5) Knotenversagen:

Jegliche Art der Lösung eines Knotens oder einer knotenlosen Verriegelung bzw. das Durchziehen von intaktem Faden durch das Sehnengewebe. Der Versuch gilt als beendet, sobald ein Fadenende die Sehne durch den Sehnenstumpf verlassen hat (Abb. 21 b und 22 b).

Die folgenden Abbildungen dokumentieren exemplarisch die verschiedenen Versagensmechanismen.





Abb. 22a:

Beispiel Sehnenversagen

Beispiel eines Sehnenversagen: der intakte Faden wurde mit der Schlaufe durch die Sehne hindurchgezogen, der Faden und Knoten blieben intakt. Abbruch des Versuches nach Durchschneiden der Sehne.

Abb. 22b:

Beispiel Knotenversagen

Beispiel eines Knotenversagen: die Sehne ist intakt. Der Faden liegt korrekt ein. Der Knoten ist vollständig geöffnet. Der Versuchsabbruch erfolgt nach vollständiger Knotenöffnung. Ein Absinken in der Kraftkurve korreliert zum Ereignis.

3.4 Methode

Es folgt die Beschreibung der genauen Versuchsdurchführung und Darstellung der verschiedenen Nahttechniken.

3.4.1 Präparation und Behandlung der porcinen Sehnen

Die Abholung der frisch geschlachteten Schweinevorderpfoten erfolgte frühmorgens aus der Schlachterei. Der Transport und die Lagerung wurden bei konstanten 4° C in einer Kühlbox und im Rahmen der Vorbereitung in einem handelsüblichen Kühlschrank durchgeführt. Die Schweinepfoten sind nacheinander präpariert worden. Der Hautschnitt erfolgte dorso-medial über die Länge des Fußrückens. Nach dem Durchtrennen der Faszie wurde die M. extensor digitorum III Sehne dargestellt und auf ganzer Länge freipräpariert. Die Sehne wurde in toto aus der Pfote herausgelöst und zur weiteren Bearbeitung in eine eigens dafür angefertigte Vorrichtung gespannt (Abb. 23). Im Anschluss wurde die Sehne mittels Skalpell quer zur Längsachse durchtrennt und die Sehnenstümpfe nach handchirurgischen Kautelen in den unterschiedlichen Nahttechniken adaptiert. Währenddessen wurden die Sehnen mit NaCl Lösung befeuchtet. Die vernähten Sehnen wurden zwischen Feuchtkompressen bei 4° C gekühlt gelagert und zwischen 12 – 24 Stunden nach der Schlachtung im Labor getestet. Eine direkte Präparation der Schweinepfoten im Labor war aus Hygienebestimmungen nicht zulässig.



Abb. 23:

Präparierte Sehne eingespannt in die Klemmvorrichtung

Dargestellt ist die präparierte Sehne des M. Extensor digitorum III eingespannt in die Klemmvorrichtung. Zur Schonung der Sehne, sind die Klemmen doppelt mit Filz ausgekleidet. Die Sehne ist bereits durchtrennt und mittels Naht adaptiert.

3.4.2 Die Adaption der Sehnenstümpfe

Das Nähen der Sehnenstümpfe wurde in zwei Gruppen unterteilt. Zuerst erfolgte die Durchführung und Testung aller Sehnennähte ohne Feinadaption, danach die der Sehnennähte mit Feinadaption. Um eine zufallsgenerierte Reihenfolge der durchzuführenden Sehnennähte zur Randomisierung zu erhalten, wurde ein Zufallsgenerator der Webseite "randomize.org" genutzt.

Die Sehnennähte wurden bei Raumtemperatur unter regelmäßiger Befeuchtung der Sehnenstümpfe mit NaCI-Lösung durchgeführt. Für eine Sehnennaht wurden jeweils ca. 10 – 15 min. aufgewendet. Diese Zeit beinhaltet die Dauer ab dem Moment des Einspannens bis zur Lagerung in Feuchtkompressen. Im Anschluss wurden die einzelnen Sehnennähte nach Nahttyp getrennt bei 4° C Kühlung bis zum Zugversuch gelagert. Die präparierten Sehnen wurden durch einen Facharzt der Unfallchirurgie mit handchirurgischer Expertise des Universitätsklinikum Gießen unter Anwendung der nachfolgend genannten Nahttechniken in situ adaptiert.

3.4.3 Angewendete Nahttechniken

Es wurden 192 Zugversuche mit 16 Serien zu je 12 Sehnennähten eines Nahttypes durchgeführt. Dabei wurden mit drei verschiedenen Stratafix-Fäden drei unterschiedliche Nahttechniken mit und ohne Feinadaptation durchgeführt. Zum besseren Verständnis folgt im Anschluss eine Auflistung. Im Experiment wurden folgende Nahttechniken durchgeführt:

- Kirchmayr-Kessler-Naht mit Knoten
- modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht ohne Knotenfixierung
- neuentwickelte knotenlose Schlaufenverriegelung (SV)
- neuentwickelte knotenlose 2-Strang-Naht
- epitendinöse fortlaufende Feinadaptation (FA)

In der ersten Gruppe erfolgten jeweils 12 Sehnennähte in den oben genannten Nahttechniken ohne Feinadaption zur Beurteilung des Stellenwertes des Knotens. In der zweiten Gruppe erfolgten ebenfalls 12 Sehnennähte pro Nahttechnik mit zusätzlicher Feinadaption, um den Stellenwert der Feinadaption zu überprüfen.

3.4.3.1 Die Kirchmayr-Kessler-Naht

Die Entscheidung fiel auf die Kirchmayr-Kessler 2-Strang-Naht, ohne den Knoten nach Zechner zu versenken. Einerseits, um den Knoten bei Knotenversagen besser beurteilen zu können, andererseits aufgrund der Tatsache, dass ein Knoten mit Stratafix-Fäden sehr sperrig und damit nicht sinnvoll in der Sehne zu versenken gewesen ist.

Die heutige noch empfohlene Standard Nahttechnik in der Beugesehnenversorgung ist die Modifikation nach Zechner [Towfigh et al., 2011; Betz et al., 2013; Strickland, 1995]. Zechner übernahm die Nahtführung nach Kirchmayr und verlegte den Knoten durch Längsinzision der Sehne im Bereich der späteren Knotenlage in die Tiefe, um die Reibung zu verringern und im Umkehrschluss die Gleitfähigkeit zu verbessern. Den bereits durch Kleinert verlegten Knoten zwischen beide Sehnenstümpfe, sah er bezüglich möglichen Einschränkungen in der Sehnenheilung als problematisch an. Zechner selbst bezeichnet die Naht als eine Kombination zwischen Kleinert- und Ikuta-Naht [Zechner et al., 1985; Quadlbauer et al., 2016].

Die Konfiguration der Sehnenschlaufe nach dem Querstich kann als "grasping" oder "locking" Position durchgeführt werden. "Grasping" beschreibt, wenn der transversal verlaufende Faden unterhalb den longitudinalen Kernsträngen verläuft. "Locking" beschreibt die Position, wenn der querverlaufende Faden über den longitudinalen Kernsträngen verläuft. Damit umschließt der Faden Sehnenanteile und verblockt sich selber (Abb. 24 a – c). Dieser technische Unterschied verbessert die Stabilität der Naht um etwa 5 N [Langer et al., 2003; Tanaka et al., 2003]. In dieser Arbeit sind die Schlaufen verblockt, also in "Locking" Technik angelegt worden.



"Locking" Nahttechnik in Querschnitt und Draufsicht

Abb. 24a: Querschnitt einer Sehne. Der Querstich liegt über den längslaufenden Fäden. Blau sind die außen aufliegenden Fadenanteile eingezeichnet.

Abb. 24b und c: Das Prinzip der verblockenden Schlaufe wird verdeutlicht. Links ist der Faden noch nicht gespannt, aber mit der Schlaufe wird ein Sehnenfaserbündel umspannt. Kommt jetzt Zug auf den Faden, verblockt sich dieser, rechts zu sehen. Damit erhält die Naht eine höhere Stabilität.

Zeichnung wurde selbst angefertigt.

3.4.3.2 Durchführung der Kirchmayr-Kessler-Naht

Die Kirchmayr-Kessler-Naht wird mit einem doppelt armierten bidirektionalen Stratafix-Faden durchgeführt. Die Nadel wird 10 mm vom verletzten Bereich entfernt quer über die Sehne gestochen und der Faden bis zu seinem Mittelpunkt durchgezogen (Abb. 28a). Dort greift spürbar die Verankerung. Danach erfolgt die Schlaufenanlage mit Rückstich, der durch die Sehne in Richtung des Schnittes gestochen wird (Abb. 25 u. 28b). Der Faden wird in der sogenannten "Locking Position" verankert. Beide Fäden werden parallel in den anderen Sehnenstumpf gestochen und ebenfalls 10 mm von der Schnittkante entfernt wieder ausgestochen. Zuerst wird mit der einen Nadel in Locking Position der Querstich durchgeführt (Abb. 26). Die zweite Nadel sticht seitlich aus und die Sehnenenden werden mit leichter Spannung zusammengezogen. Abschließendes Setzen eines 3fachen chirurgischen Knotens (Abb. 27 u. 28c).



Abb. 25: Kirchmayr-Kessler-Naht Schritt 1

Anlage des Fadens in einer Hälfte des Sehnenstumpfes. Mittiges Verblocken des Fadens in einem Sehnenstumpf, symbolisiert als roter Punkt. Der Ankerverlauf ist eingezeichnet.



Abb. 26: Kirchmayr-Kessler-Naht Schritt 2

Durchstich mit beiden Nadeln in den anderen Sehnenstumpf mit Ausstich 1 cm proximal. Mit einer Nadel Legen der Schlaufe mit Querstich zur Gegenseite.



Abb. 27: Kirchmayr-Kessler-Naht Schritt 3

Ausstechen des Fadens nach lateral. Adaption beider Sehnenenden durch Zug an beiden Fäden, dargestellt durch zwei aufeinander zeigende graue Pfeile. Danach Knotenanlage mit 3-fachem Knoten.



Bildserie, die während der Durchführung der Naht angefertigt wurde

Abb. 28a:

Durchzug des Fadens bis zur Blockierung in der Mitte.

Abb. 28b

Das Fadenmaterial ist in einem Sehnenstumpf bereits mit Querstich und im Sehnenstumpf vorgelegt. Äquivalent zu der Zeichnung Abb. 25.

Abb. 28c:

Die Widerhaken sind im unteren Bild als dunkle Stellen im Faden erkennbar. Der Knoten sitzt lateral. Die Sehne ist vorgespannt.

3.4.3.3 Durchführung der knotenlosen Kirchmayr-Kessler-Naht

Bei dieser Modifikation geht es um die knotenlose Anlage des Stratafix-Fadens. Die Fadenführung ist bis auf den Ausstich identisch zu der Naht unter 3.4.3.2 beschrieben. Die Schritte 1 – 2 werden ebenso durchgeführt (Abb. 25 – 26). Anstelle eines Knotens erfolgt die 4-fache Verriegelung durch Querstechen im palmaren Drittel der Sehne (Abb. 29). Mit dem zweiten Faden erfolgt etwas versetzt die identische 4-fache Verriegelung mittels Querstich (Abb. 30 u. 31a). Am Ende der Nahtführung werden beide Fadenenden auf Sehnenniveau gekürzt (Abb. 31b). Durch diese Verriegelung wird der Mechanismus der Widerhaken des Stratafix-Fadens genutzt, um den Faden im Gewebe zu verankern und dabei auf einen Knoten zu verzichten. Die Ausführung der Kirchmayr-Kessler-Naht erfolgt mit allen Stratafix-Fäden mit und ohne Knoten analog.



Abb. 29: Knotenlose Kirchmayr-Kessler-Naht Schritt 1

Beide Fadenverläufe sind farblich abgesetzt. Nach der Schlaufenanlage in Locking Position wird der orangefarbene Faden viermal quer gestochen. Am Ende den Faden über Sehnenniveau kürzen. Der rote Punkt symbolisiert das Verblocken des Fadens in seinem Zentrum.



Abb. 30: Knotenlose Kirchmayr-Kessler-Naht Schritt 2

Der blaue Faden wird ebenfalls viermal quer versetzt zum orangefarbenen Faden gestochen. Der parallele Ankerverlauf wird deutlich. Am Ende den Faden wieder über Sehnenniveau kürzen.





Bildserie, die während der Durchführung der Naht entstand

Abb. 31a:

In diesem Bild ist das Setzen der Querverriegelung festgehalten. Zur Verdeutlichung sind die Nadeln parallel in situ belassen. Die Nadeln werden gegenläufig quergestochen. Der Ankerverlauf ist gegenläufig.

Abb. 31b:

Das untere Bild zeigt die endgültige Fadenlage vor Abschneiden der Überstände. Deutlich wird die Länge der Naht im gesunden Anteil.

3.4.3.4 Neuentwicklung knotenlose Schlaufenverriegelung (SV)

Der Stratafix PDS Plus Loop hat eine unidirektionale Widerhakenausrichtung mit einfach amierter Nadel und eine sich am Fadenende befindliche zuziehende Schlaufe. Aus dieser Besonderheit des Fadens wurde eine modifizierte Naht auf Basis der Tsuge Technik entwickelt, um sich die Selbstverriegelung zunutze zu machen.

Der Faden wird mittig eingestochen und am Sehnenstumpf ausgestochen. Der Faden wird soweit durchgezogen, bis die Schlaufe auf der Sehne zum Liegen kommt (Abb. 32 u. 35a). Das Einstechen erfolg in den gegenüberliegenden Sehnenstumpf mit einem 1 cm entfernten Ausstich. Danach wird die erste Schlaufe mit Querstich in Locking Position gestochen. Es folgt ein seitlicher Austritt der Nadel und das Stechen der zweiten Schlaufe (Abb. 33). Die zweite Kernnaht läuft parallel zur ersten. Die Widerhaken verlaufen entgegengesetzt. Einstich im gegenüberliegenden Sehnenstumpf mit Ausstich vor der aufliegenden Schlaufe (Abb. 35b). Der Faden wird durch die Schlaufe gefädelt und angezogen (Abb. 36a). Dadurch kommt es zur Adaption der Sehnenstümpfe. Der Faden wird hinter der Schlaufe noch einmal von lateral quergestochen. Dadurch kommt es zum Verblocken der Schlaufe. Der Faden wird auf Sehnenniveau abgeschnitten (Abb. 34 und 36b).



Abb. 32: Knotenlose Schlaufenverriegelung (SV) Schritt 1

Die Schlaufe liegt mittig auf der Sehne auf, davor Einstich mit Anlage der ersten Kernnaht. Der Ankerverlauf wird durch Pfeile verdeutlicht.



Abb. 33: Knotenlose Schlaufenverriegelung (SV) Schritt 2

Im gegenüberliegenden Sehnenstumpf erfolgt die Kirchmayr-Kessler-Nahtführung in Locking Position. Der Ankerverlauf hat gewechselt. Der Ausstich erfolgt im Sehnenstumpf.



Abb. 34: Knotenlose Schlaufenverriegelung (SV) Schritt 3

Der Faden wird zurück gestochen und vor der Schlaufe wieder ausgestochen. Dann erfolgt der Durchzug durch die Schlaufe und anschließendem Querstich dahinter. Dadurch kommt es zum Verblocken der Schlaufe.





Visualisierung der knotenlosen Schlaufenverriegelung

Abb. 35a:

In Großaufnahme ist die vorgefertigte, zuziehbare Schlaufe sichtbar. Es wird zentral in die Sehne eingestochen und mittig im Sehnenstumpf wieder ausgestochen.

Abb. 35b:

Der Schritt der linksseitigen Schlaufenanlage nach Kirchmayr-Kessler ist bereits erfolgt. Die zweite Kernnaht ist gesetzt und in Höhe der Schlaufe wieder ausgestochen. Die Schlaufe ist noch nicht zugezogen. Die Sehnenenden sind noch nicht adaptiert.





Visualisierung der knotenlosen Schlaufenverriegelung

Abb. 36a:

Die Abbildung zeigt nach Anziehen der Sehne, dass sich die Sehnenstümpfe vollständig adaptiert haben und die Schlaufe sich im Vergleich zu Abbildung 35b zugezogen hat.

Abb. 36b:

Um die Schlaufe zu verblocken, erfolgt dahinter noch ein Querstich. Der Faden tritt auf der anderen Seite wieder aus. Dadurch wird die Schlaufe fest fixiert. Kommt Zug auf den Faden, verriegelt sich die Schlaufe weiter.

3.4.3.5 Neuentwicklung knotenlose 2-Strang-Naht

Die knotenlose 2-Strang-Naht ist die zweite Variante, die auf Basis des Stratafix-Fadens mit zuziehbarer Schlaufe entwickelt wurde. Die Nadel wird zuerst 1 cm proximal des Sehnenstumpfes in Richtung des gesunden Sehnenrestes eingestochen. Der Ausstich erfolgt durch die Schlaufe in Richtung Sehnenstumpf (Abb. 37). Der Faden verläuft jetzt über die Schlaufe und fixiert diese auf der Sehne. Hinter der Schlaufe wird wieder eingestochen und im Sehnenstumpf ausgestochen (Abb. 39a). Im gegenüberliegenden Sehnenstumpf erfolgt eine typische Schlaufenanlage in Kirchmayr-Kessler-Verlauf mit Locking Position der Schlaufen (Abb. 39b). Der zweite Kernstrang wird parallel verlaufend gesetzt. Der Ausstich erfolgt auf Höhe der Schlaufe. Die erste Schlaufe wird gebildet, indem der Faden lateral quer eingestochen wird. Diese Querverriegelung erfolgt noch viermal (Abb. 38). Die Anker verlaufen sowohl in den zwei Kernnähten als auch in der Verriegelung gegenläufig. Der Faden wird auf Sehnenniveau gekürzt.



Abb. 37: Knotenlose 2-Strang-Naht Schritt 1

Der Faden wird eingestochen und die Schlaufe dabei klein gezogen. Der Ausstich erfolgt in Richtung des Sehnenstumpfes durch die Schlaufe hindurch. Der Faden verläuft zuerst unter und dann über der Schlaufe.



Abb. 38: Knotenlose 2-Strang-Naht Schritt 2

Darstellung des kompletten Fadenverlaufs. Nach der besonderen Schlaufenfixierung zu Beginn erfolgt die Anlage der zwei Kernstränge in Kirchmay-Kessler-Verlauf. Die Schlaufen sind in Locking Position angelegt. Nach der zweiten Schlaufe verlaufen die Widerhaken gegenläufig zum ersten Kernstrang. Deutlich wird der Ausstich auf Schlaufenhöhe und im Anschluss die Querstiche. Der Ankerverlauf wechselt je nach Stichrichtung.





Visualisierung der knotenlosen 2-Strang-Naht

Abb. 39a:

Darstellung des zweiten Schrittes. Die Schlaufe liegt auf der Sehne auf. Der mit dem roten Pfeil gekennzeichnete Faden tritt aus der Schlaufe aus und liegt, wenn die Nadel durchzogen wird, später über der Schlaufe. Die Nadel liegt gerade im Sehnengewebe. Der Austritt ist mittig im Sehnenstumpf. Gut zu sehen ist auch die Entfernung von ca. 1 cm zur Schnittstelle.

Abb. 39b:

Diese Bild zeigt den bereits durchgezogenen Faden und lateralen Ausstich nach dem Querstich. Als nächster Schritt würde die zweite Schlaufe gestochen und die zweite Kernnaht gelegt werden. Dieses Bild dient der Verdeutlichung der Schlaufenlage auf der Sehne.

3.4.3.6 Zirkumferente Feinadaption

Je nach Verletzungsausmaß kann die Sehne durch eine isolierte Kernnaht nicht optimal adaptiert werden. Bei aufgespleißten oder ausgefransten Sehnenstümpfen ist es wahrscheinlich, dass es trotz Kernnaht keine vollständige Annäherung der Sehnenränder gibt. Dadurch läuft die Sehnenheilung mit vermehrter Narbenbildung ab. Zusätzlich reduzieren die aufgeworfenen Sehnenenden die Gleitfähigkeit der Sehne und führen so wiederum zur erhöhter Adhäsionsbildung. Die Anlage einer epitendinösen Naht erhöht einerseits die mechanische Gesamtstabilität um 10 – 50 % und minimiert anderseits das Risiko der Spaltbildung [Dona et al., 2004; Ansari et al., 2009, Diao et al., 1996].

Kubota verglich sechs verschiedene Arten der Feinadaption, wobei Kraftzuwachs und Stabilität mit der Komplexität der Naht zunahmen. Damit vergesellschaftet ist die Zunahme des außenliegenden Fadenmaterials und damit wiederum die Reduktion der Gleitfähigkeit [Kubota et al., 1996]. Es gibt aktuell keine einheitliche Empfehlung bezüglich der Art der Naht, häufig wird aufgrund der technisch einfachen Durchführung die fortlaufende Naht gewählt.

Es folgt eine Übersicht über die gängigen Möglichkeiten einer umlaufenden Feinadaption. Diese besitzt nicht den Anspruch auf Vollständigkeit (Abb.40).



Abb. 40:

Sechs Arten der Feinadaption

- a) einfach fortlaufende
- b) Lembert
- c) Halsted

Die Zeichnung wurde selbst angefertigt.

- d) Kreuzstich
- e) Lin-Locking
- f) fortlaufend geblockte Naht

In der zweiten Hälfte der Versuche werden die unter Kapitel 3.4.3 beschriebenen Kernnähte mit einer einfachen fortlaufenden Feinadaption verstärkt, um eine Aussage zur Stabilitätsverbesserung treffen zu können (Abb. 41a und 41b).





Visualisierung der Feinadaption

Abb. 41a:

Die Sehne ist eingespannt. Die Kernnaht ist bereits gesetzt und die Sehnenstümpfe adaptiert. Es sind drei Stiche der fortlaufenden Naht bereits gesetzt. Der Abstand zu den Sehnenstümpfen beträgt 2 - 4 mm. Ein Fadenende ist länger gelassen. Dort wird am Ende der Knoten gesetzt. Der Faden nach oben ist armiert.

Abb. 41b:

Abschlussbild nach dem Setzen der Feinadaption. Der Knoten ist unten rechts. Die Sehne ist vollständig adaptiert.

3.5 Transport und die Aufbewahrung der Sehnen

Die Schweinepfoten wurden während des Transportes in einer Thermobox bei 4° C gekühlt.

Im Labor der Experimentellen Unfallchirurgie wurden die Sehnen weiterhin bei 4° C gelagert und direkt vor dem Sehnenzugversuch aus der Kühlung herausgeholt. Nach dem Einspannen in die Vorrichtung erfolgte die unmittelbare Durchführung des Zugversuches bei Raumtemperatur.

3.6 Durchführung der Zugversuche

Die Durchführung der Versuche erfolgte an einer Zwick/Röll zwickiLine Z 5.0 servohydraulischen Material-Prüfmaschine. Es handelt sich um Maximallastversuche auf Zug. Die vernähten Sehnen wurden auf Maximalkraft (N), Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung und Versagensmechanismus der Naht geprüft. Die Messwerte (Zeit, Weg und Kraft) wurden EDV-gestützt durch die Original testXpert II Software aufgezeichnet. Die Zuggeschwindigkeit der Fahrtraverse wurde auf 0,2 mm/s festgelegt. Zeitgleich erfolgte die Video-Aufzeichnung jedes einzelnen Zugversuches zum Erfassen des Nahtverhaltens mit einer HD-Videokamera (Panasonic Lumix DMC-TZ61) aus privatem Bestand.

Für die Vergleichbarkeit der Versuche wurden die Sehnen jedes Mal auf die gleiche Weise zentriert in der oberen und unteren Klemme eingespannt, sodass die Naht mittig zwischen den Klemmen zum Liegen kam. Dabei wurden die Sehnen ohne Vorspannung fixiert (Abb. 42a). Der Klemmenabstand zueinander betrug bei Versuchsbeginn zwischen 37 und 60 mm. Jeder Versuch startete aus dem Nullpunkt bei 0 Newton. Um ein Herausgleiten der Sehnen aus der Halterung zu verhindern, wurden die Kontaktflächen der Klemmen durch eine Materialkörnung präpariert. Beim Einlegen der Sehnen erzeugte das Zuziehen der Klemmen eine verstärkte Haftung. Zusätzlich erfolgte die Markierung der Sehne auf Höhe der Klemme. Ein Herausgleiten der Sehnen konnte so sicher detektiert und der Versuch gegebenenfalls abgebrochen werden.

Die erfassten Daten wurden im Nachgang mit den Videoaufnahmen verglichen. Die entstehenden Dehiszenzen konnten mittels Millimeterpapier in der Videoanalyse abgelesen werden (Abb. 42b). Jedes Video wurde dreimal analysiert, die Zeiten erfasst und mit den Messdaten abgeglichen.

Es folgen drei exemplarische Kraft-Zeit-Kurven zur Verdeutlichung, dass jedes Nahtversagen ein anderes Profil der Kraftentwicklung gezeigt hat (Tab. 2, 3, 4).



Bildserie einer eingespannten Sehne

Abb. 42a:

Eine Übersichtsaufnahme einer mittig eingespannten Sehne.

Abb. 42b:

Nahaufnahme der eingespannten Sehne vor dem Millimeterpapier. Die Dehiszenz ist klar ablesbar. Zur Verdeutlichung mit einem roten Pfeil markiert. Die Dehiszenz wird als solche angesehen, wenn der Abstand durchgängig gemessen werden kann.



Tabelle 2: Kraft-Zeit-Kurve bei Fadenruptur

Exemplarische Darstellung einer Kraft-Zeit-Kurve bei Fadenruptur. Es zeigt sich ein annähernd linearer Kraftanstieg bis zum Nahtversagen durch Fadenruptur, welche sich in einem abrupten Kraftabfall darstellt. Die Messung wird an diesem Punkt abgebrochen.



Tabelle 3: Kraft-Zeit-Kurve bei Knotenversagen

Exemplarische Darstellung einer Kraft-Zeit-Kurve bei Nahtversagen mit dem Stratafix-Faden. Es handelt sich um eine knotenlose Kirchmayr-Kessler-Naht. Es zeigt sich ein zuerst annähernd linearer Kraftanstieg bis zum Beginn des Nahtversagen durch das Herausziehen des Fadens aus der Sehne. Die Besonderheit liegt im treppenartigen Kraftverlust. Sobald die Widerhaken erneut im Gewebe greifen, kann die Kraft für einen kurzen Moment gehalten werden. Der Abbruch erfolgt bei Austritt eines Fadenendes aus dem Sehnenstumpf.



Tabelle 4: Kraft-Zeit-Kurve bei Knotenversagen mit Feinadaption

Exemplarische Darstellung einer Kraft-Zeit-Kurve bei Knotenversagen mit Feinadaption. Es zeigt sich ein annähernd linearer Kraftanstieg bis zum Beginn des Nahtversagens. Ab dem Zeitpunkt setzt i.d. R. die Spaltbildung ein. Darauf schließt sich ein Kraftplateau an, das durch die Feinadaption entsteht, bis es zum endgültigen Nahtversagen durch Knotenlösung oder Herausziehen eines Fadenendes aus dem Sehnenstumpf kommt.

3.7 Statistische Auswertung

Die beobachteten Messwerte wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Numbers Version 6.1 für den Mac (Firma Apple Inc. 2008-2019) erfasst. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm Stata 15 (Firma Stata Corp., USA 2017). Vor der Versuchsdurchführung und im Rahmen der Auswertung erfolgte die statistische Beratung durch die Arbeitsgruppe Medizinische Statistik, Institut für Medizinische Informatik der Justus-Liebig-Universität Gießen.

3.7.1 Deskriptive Statistik

Es wurde zunächst eine rein deskriptive Analyse der erhobenen Variablen mittels deskriptiver Kennzahlen (Minimum, Maximum, Median, 1. Quartil, 3. Quartil) durchgeführt. Zusätzlich wurde der arithmetische Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD) ermittelt, um eine Vergleichbarkeit mit der genutzten Literatur zu ermöglichen. Zusätzlich wurde der Parameter Versagensmechanismus bezogen auf den Stichprobenumfang der jeweiligen Gruppe angegeben.

Die graphische Darstellung erfolgt mittels Boxplots. Dabei bildet die Box die Streuungsmaße (Spannweite der Messwerte) und Lagemaße (Mittelwert, Median, Quartil, Minimum, Maximum) in einem ab. Die Box umfasst den Wertebereich vom 1. bis zum 3. Quartil. Der mittlere Bereich bildet 50 % der Daten ab, das 1. Quartil und das 3. Quartil bilden die untere bzw. obere Boxbegrenzung. Der Median wird durch die durchgezogene horizontale weiße Linie dargestellt und teilt die Werte in zwei Bereiche, in denen jeweils 50 % der Werte liegen. Die außerhalb der Box liegenden Antennen, sogenannte Whisker, zeigen maximal das 1,5-Fache des Interquartilsabstands an und können auch kürzer sein. Außerhalb der Whisker liegende Werte werden als "^o" gekennzeichnet und werden als Ausreißer bezeichnet [Ehle et al., 2000; Weiß, 2010].

3.7.2 Inferenzstatistik

Die inferenzstatistische Analyse erfolgt mittels linearer (OLS) Regressionen. Diese sind von einem statistischen Standpunkt aus betrachtet identisch mit der einer ANOVA Analyse, erlauben jedoch tiefergehende Analysen sowie eine anschaulichere grafische Darstellung der Ergebnisse. Nach Durchführung der Regressionen wurde stets eine Robustheitsanalyse mittels nichtparametrischem Bootstrapping durchgeführt. Dabei werden aus der vorhandenen Stichprobe wiederholt neue Zufallsstichproben mit Zurücklegen gezogen, um neue Stichproben zu generieren. Anschließend werden diese Stichproben ebenfalls analysiert und die Ergebnisse aggregiert. Zeigen die ursprünglichen Regressionen und das Bootstrapping approximativ vergleichbare Ergebnisse, so

wird davon ausgegangen, dass die Analysen robust sind. Dieses Verfahren wird aufgrund der geringen Stichprobengröße mit maximal 12 Fällen angewandt, um einen Stichprobenfehler zu vermeiden. Diese Robustheitsanalysen dienen der zusätzlichen Absicherung der Ergebnisse. Für jede Bootstrapping Analyse sind jeweils 25.000 Resamples gezogen worden. Es wird überprüft, ob die Modelle auch bei Modellverletzungen, wie Abweichung von der Normalverteilung oder geringe Stichprobengröße, stabil bleiben.

Es werden zunächst alle Analysen für die Stichproben 1 – 8 ohne Feinadaption durchgeführt, wobei zunächst Maximalkraft, Spaltbildung sowie Versagensmechanismen untersucht werden. Der Test auf Unabhängigkeit zwischen Versagensmechanismus und Nahttechnik wird dabei mittels Chi-Quadrat-Test sowie dem Exakten Test nach Fisher zur Validierung durchgeführt. Danach wird die Spaltbildung an sich analysiert. Im Anschluss erfolgt die Analyse der Stichproben 9 – 16 mit Feinadaption auf dieselbe Weise. Die analytische Trennung beider Stichprobengruppen erfolgt aus zwei Gründen. Einerseits sind ohne Trennung stets 16 Gruppen in einem Modell, was eine Interpretation erschwert, andererseits führt eine Feinadaption zu einem Anstieg der mechanischen Belastbarkeit der Kern-Naht [Kleinert, 1973; Dona, 2004; Ansari et al., 2009; Diao, 1996]. Ein direkter Vergleich zu den anderen Stichproben 1 – 8 ist damit nicht valide. In der Diskussion werden beide Ergebnisse miteinander verglichen.

Als Nullhypothese bzw. Alternativhypothese wurde formuliert:

- Nullhypothese (H₀): Zwischen den unterschiedlichen Nahttechniken besteht hinsichtlich deren zu untersuchenden biomechanischen Eigenschaften (Maximalkraft (N) der Naht, Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung) ein Unterschied.
- Alternativhypothese (H₁): Zwischen den unterschiedlichen Nahttechniken mit zusätzlicher Feinadaptation besteht hinsichtlich deren zu untersuchenden biomechanischen Eigenschaften (Maximalkraft (N) der Naht, Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung) ein Unterschied.

4. Ergebnisse

4.1 Nahttechniken ohne Feinadaption

Es folgt eine Übersicht der abhängigen Variablen. Zur grafischen Beschreibung dienen Histogramme (Abb. 43).



Abb. 43: Histogramm für alle abhängigen Variablen

Wie ersichtlich wird, weisen die meisten Variablen eine Annäherung an eine Normalverteilung auf. Abweichend ist die Abbildung der Kraft bei Abbruch, diese Verteilung ist deutlich rechtsschief. Dies lässt sich damit erklären, dass die Kraft im Moment des Abbruches bei den meisten Testreihen niedrig ist. Ebenso wird erkennbar, dass die abhängige Variable Kraft bei Spaltbildung 10 mm weniger auswertbare Datenpunkte enthält als die anderen Variablen, da viele Testreihen bereits vor Erreichen dieser Spaltgröße versagt haben.

Ergebnisse der Maximallastversuche

Es folgt die Auswertung der entstandenen Maximalkräfte während des Zugversuches. Die Gruppen sind so angeordnet, dass der gleiche Stratafix-Faden in der geknoteten und knotenlosen Version übereinander steht. Die zwei neuentwickelten Fäden schließen sich an. Die nachfolgende Tabelle stellt die Ausfälle und zur Auswertung verfügbaren genähten Schweinesehnen getrennt nach den Nahttechniken dar.

Serie	Nahttechnik		Anzahl (n)	Prozent (%)
1	KK knotenlos	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	PGA 4-0	Ausfall vor Testung	1	8,33
		zur Auswertung verfügbar	11	91,67
2	KK + Knoten	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	PGA 4-0	technisches Versagen	1	8,33
		zur Auswertung verfügbar	11	91,67
3	KK + Knoten	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	PDO 3-0	Ausfall vor Testung	1	8,33
		zur Auswertung verfügbar	11	91,67
4	KK knotenlos	Größe der Versuchsgruppe	12	100
PDO 3-0		zur Auswertung verfügbar	12	100
5	KK knotenlos	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	PGA 3-0	zur Auswertung verfügbar	12	100
6	KK + Knoten	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	PGA 3-0	Ausfall vor Testung	1	8,33
		zur Auswertung verfügbar	11	91,67
7	Schlaufenverriegelung	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	PDS Loop 3-0	zur Auswertung verfügbar	12	100
8	knotenlose 2-Strang	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	Schlaufenverriegelung	zur Auswertung verfügbar	12	100
		Ausfall insgesamt	4	4,16
		Gesamtgröße der Versuchs- gruppe	96	100
		insgesamt verfügbar	92	95,83

Tabelle 5: Aufstellung der Gruppengrößen

Aufstellung der Gruppengrößen getrennt nach Nahttechnik mit Art und Anzahl der Ausfälle des entsprechenden Kollektivs. Zur Vereinfachung wurden die verschiedenen Serien von oben nach unten von 1 – 8 durchnummeriert.

Wie in Tabelle 5 dargestellt, sind von insgesamt 96 Testreihen 92 auswertbar, was einem Anteil von knapp 96 % entspricht. Pro Nahttechnik kam es zu höchstens einem Ausfall. Drei Nähte sind vor der Testreihe ausgefallen, bei einem Versuch kam es zu einem technischen Versagen. Deshalb ist davon auszugehen, dass die nachfolgenden Analysen nicht von selektiven Ausfällen verzerrt sind.

4.1.1 Maximalkraft (N)

Deskriptive Statistik

Die folgende Tabelle 6 und der Boxplot zeigen die Verteilung der Maximalkraft (N), den Median, das 1. (Q1) und 3. Quartil (Q3), das Minimum und Maximum sowie den Mittelwert (MW) mit Standardabweichung (SD) getrennt nach den drei Nahttechniken und den zwei Fadendicken.

Nahttechnik	N	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
KK knotenlos PGA 4-0	11	9,82	21,85	10,64	14,52	19,04	15,26	4,43
KK + Knoten PGA 4-0	11	5,11	20,97	6,94	10,79	15,22	11,76	5,05
KK + Knoten PDO 3-0	11	5,88	28,7	6,72	14,34	22,2	15,44	8,07
KK knotenlos PDO 3-0	12	3,07	22,14	6,53	8,51	12,52	9,8	5,1
KK knotenlos PGA 3-0	12	7,76	25,96	11,61	13,09	19,84	15,23	6,09
KK + Knoten PGA 3-0	11	5,41	34,67	14,49	19,77	25,54	20,2	8,89
PDS SV	12	9,13	28,88	13,09	16,85	18,34	16,33	5,14
PDS 2-Strang knotenlos	12	4,5	26,47	8,56	10,27	17,57	12,84	6,41

Tabelle 6: Verteilung der Maximalkraft (N) nach den Nahttechniken

Wie anhand der Daten deutlich wird, weist die modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht des Stratafix PGA PGL 3-0 mit Knoten sowohl beim Mittelwert mit 20,2 N mit Standardabweichung von ± 8,89 N als auch beim Median mit 19,77 N den größten Wert auf. Die minimale Kraft beträgt 5,41 N, die maximale Kraft beträgt 34,67 N.

Für die neuentwickelte Schlaufenverriegelung mit PDS Plus Loop beträgt der Mittelwert 16,33 N mit Standardabweichung von ± 5,14 N und der Median 16,85 N. Die minimale Kraft beträgt 9,13 N, die maximale Kraft beträgt 28,88 N. Somit ergibt sich ein Mittelwert von 67,21 N.

Die ebenfalls neuentwickelte knotenlose 2-Strang-Naht mit dem Stratafix PDS Plus Loop hat einen Mittelwert vom 12,84 N mit Standardabweichung von ± 6,41 N und einem Median von 10,27 N. Die minimale Kraft beträgt 4,5 N und die maximale Kraft beträgt 26,47 N.

Für eine anschaulichere Darstellung zeigt der folgende Boxplot die Verteilung der Maximalkraft (N) getrennt von den unterschiedlichen Nahttechniken und Fadenstärken (Abb. 44).

Vergleicht man den jeweiligen Stratafix-Faden in der knotenlosen und geknoteten Variante miteinander, ist die knotenlose Variante bei PGA 3-0 und PDO 3-0 in Maximalkraft und Median niedriger. Bei dem PGA PGL in 4-0 im Vergleich zeigt sich die knotenlose



Abb. 44: Boxplot der Verteilung der Maximalkraft

Boxplot der Verteilung der Maximalkraft (N) getrennt nach den einzelnen Stichproben 1 – 8. Die Gruppen sind so angeordnet, dass der gleiche Stratafix-Faden in der geknoteten und knotenlosen Version übereinander steht. Die zwei neuentwickelten Fäden schließen sich an. Die höchsten Werte ergeben sich bei der verknoteten Variante des Stratafix PGA 3-0 Fadens in der modifizierten Kirchmayr-Kessler Technik. Zwei Ausreißer werden mit "°" abgebildet.

Variante stärker als die geknotete. Insgesamt zeigt die modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht des Stratafix PGA 3-0 mit Knoten die größten Werte. Die neuentwickelte Schlaufenvariante zeigt den zweithöchsten Median und Maximalkraft, wohingegen die knotenlose 2-Strang-Naht ähnlich wie die anderen knotenlosen Verriegelungen geringe Maximalkräfte aufweist.

Inferenzstatistik

Mittels einer linearen Regression wird nun die Inferenz getestet. Als Referenzgruppe wird dafür die erste Nahttechnik verwendet. Die F-Statistik (F(7,85)=2,92, p=0,009) ist signifikant, was bedeutet, dass es statistisch signifikante Differenzen zwischen mindestens zwei Gruppen gibt. Die Ergebnisse der regulären OLS Regression werden zusammen mit den Ergebnissen des Bootstraps in Tabelle 7 berichtet. Zu beachten ist, dass Bootstrapping nicht die Koeffizienten beeinflusst, sondern nur die Standardfehler und Signifikanzniveaus.

	OLS	OLS + Bootstrap
KK knotenlos PGA 4-0	Ref.	Ref.
KK + Knoten PGA 4-0	-3.504	-3.504
	(2.623)	(1.881)
KK + Knoten PDO 3-0	174	174
	(2.679)	(2.647)
KK knotenlos PDO 3-0	-5.461*	-5.461**
	(2.623)	(1.913)
KK knotenlos PGA 3-0	-29	-29
	(2.623)	(2.095)
KK + Knoten PGA 3-0	4.936	4.936
	(2.679)	(2.870)
PDS SV	1.070	1.070
	(2.623)	(1.918)
PDS 2-Strang knotenlos	-2.418	-2.418
	(2.623)	(2.177)
Konstante	15.262***	15.262***
	(1.895)	(1.279)
Ν	93	
R ²	194	

Standardfehler in Klammern. * *p* < 0.05, ** *p* < 0.01, *** *p* < 0.001

Tabelle 7: Ergebnisse Regression Maximalkraft

Die "Naht PDO 3-0 KK ohne" kann im Schnitt 5,461 N weniger Maximalkraft aushalten als die Referenzgruppe (PGA 4-0 KK ohne). Diese Differenz ist statistisch auf dem 5 %-Niveau signifikant. Die Validierung mit Bootstrapping zeigt, dass die Standardfehler in den meisten Fällen sehr ähnlich sind. In einem Fall wird die Signifikanz noch stärker. Aus diesem Grunde sind die Resultate insgesamt als robust anzusehen. Aufgrund der großen Gruppenanzahl ist ein paarweiser Fallvergleich in Tabellenform nicht empfehlenswert. Zur einfacheren grafischen Auswertung kommen daher vorhergesagte Werte (Marginal Predicted Means) zur Anwendung. Dabei wird statistisch für jede Gruppe die mittlere Maximalkraft inklusive 95 % der Konfidenzintervalle berechnet. Zusätzlich werden die Ergebnisse des Bootstrappings zur besseren Vergleichbarkeit in derselben Grafik angezeigt (Abb. 45).

Die Kreise markieren dabei für jede Technik den Punktschätzer, dieser ist stets für ein reguläres Modell und Bootstrapping identisch (Bootstrapping testet nur die Standardfehler und damit Konfidenzintervalle). Die kurzen Balken sind dabei immer die Grenzen der regulären Konfidenzintervalle, die langen Balken die Grenzen der Bootstrap Konfi-



Abb. 45: Inferenzstatistik Maximalkraft

denzintervalle. So zeigt sich beispielsweise für die "Gruppe PGA 3-0 KK mit Knoten", dass das Bootstrap Konfidenzintervall breiter ist als das reguläre, die Unsicherheit wird also in der Validierung größer eingeschätzt als im regulären Modell. Umgekehrt ist es dagegen für die "Gruppe PGA 4-0 KK mit Knoten", in diesem Fall ist das Bootstrap Konfidenzintervall kleiner, die erwartete Streuung um den Punktschätzer also geringer. Insgesamt sind die Abweichungen zwischen den beiden Techniken als relativ gering einzuschätzen. Letztlich wird deutlich, dass es immer sehr große Überschneidungen der Intervalle zwischen den einzelnen Nahttechniken gibt. Statistisch bedeutet dies, dass, in Bezug auf die Maximalkraft, die Techniken annähernd eine gleiche Maximalkraft aushalten. Nur die Technik "PDO 3-0 KK ohne" zeigt sich unterdurchschnittlich.

4.1.2 Kraft (N) bei Nahtversagen

Deskriptive Statistik

Die folgende Tabelle 8 zeigt die vorhandene Kraft (N) im Moment des in Kapitel 3.3 definiertem Nahtversagen – getrennt nach den verschiedenen Nahttechniken.

Nahttechnik	N	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
KK knotenlos PGA 4-0	11	1,07	19,01	1,28	3,41	4,19	4,9	5,58
KK + Knoten PGA 4-0	11	0,29	20,94	1,19	4,47	15,18	7,89	7,63
KK + Knoten PDO 3-0	11	0,45	28,08	1,87	2,25	22,02	8,65	10,88
KK knotenlos PDO 3-0	12	0,62	22,07	1,45	1,67	2,62	3,49	5,89
KK knotenlos PGA 3-0	12	0,3	24	2,13	3,2	4,7	5,85	7,27
KK + Knoten PGA 3-0	11	1,07	30,75	5,21	18,11	24,25	15,39	10,67
PDS SV	12	1,82	28,5	2,66	7,02	11,62	8,69	7,95
PDS 2-Strang knotenlos	12	1,1	20,85	1,63	2,28	6,01	5,2	6,13

Tabelle 8: Verteilung der Kraft (N) bei Nahtversagen getrennt nach den verschiedenen Nahttechniken

Gemäß der Daten in der Tabelle differieren Median und Mittelwert zwischen den einzelnen Stichproben stark, aber auch innerhalb einer Stichprobe zeigen die Werte eine breite Streuung. Die Kraft bei Versagen der Naht ist abhängig vom Versagensmechanismus. Bei einer Fadenruptur ist die Kraft im Moment des Versagens in der Regel am höchsten Punkt und fällt im Anschluss rapide ab. Wohingegen bei einem Knoten- oder Sehnenversagen der Punkt der höchsten Kraft bereits überschritten wurde. Zur besseren Veranschaulichung dient dabei ein weiterer Boxplot (Abb. 46). Bei Betrachtung des Boxplots wird ersichtlich, dass die Streuung der Messwerte teilweise sehr breit ist, passend zu den unterschiedlichen Versagensmechanismen mit ihrem Kraftprofil. In den knotenlosen Serien zeigen sich enge Boxplots mit Ausreißern, die in der Regel die Kraftentwicklung bei Fadenruptur anzeigen. In den geknoteten Serien zeigen sich breite Boxplots ohne Ausreißer, was eine breitere Streuung der Kraftentwicklung im Moment des Nahtversagens bedeutet.

Inferenzstatistik

Es werden die gleichen statistischen Modelle, wie unter 3.7.2 beschrieben, angewandt. Die F-Statistik ist signifikant (F(7,84)=2,45, p=0,024).

Wie aus der Inferenzanalyse (Tabelle 9) deutlich wird, gibt es nur relativ geringe Unterschiede zwischen Grundmodell und Validierung. Insgesamt weist "PGA 3 KK mit Knoten" die durchschnittlich höchste, "PDO 3 KK knotenlos" die geringste Kraft im Moment des Nahtversagens auf.



Abb. 46: Boxplot der Verteilung der Kraft bei Nahtversagen

Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei Nahtversagen getrennt nach den Nahttechniken. Die Grafik zeigt die breite Streuung der Werte. Die Ausreißer außerhalb der Whisker sind mit einem "°" gekennzeichnet.

	OLS	OLS + Bootstrap
KK knotenlos PGA 4-0	Ref.	Ref.
KK + Knoten PGA 4-0	2.995	2.995
	(3.384)	(2.699)
KK + Knoten PDO 3-0	3.749	3.749
	(3.384)	(3.511)
KK knotenlos PDO 3-0	-1.414	-1.414
	(3.313)	(2.275)
KK knotenlos PGA 3-0	947	947
	(3.313)	(2.565)
KK + Knoten PGA 3-0	10.492**	10.492**
	(3.384)	(3.449)
PDS SV	3.787	3.787
	(3.313)	(2.703)
PDS 2-Strang knotenlos	299	299
	(3.313)	(2.337)
Konstante	4.899*	4.899**
	(2.393)	(1.608)
Ν	92	
R ²	170	

Standardfehler in Klammern. * *p* < 0.05, ** *p* < 0.01, *** *p* < 0.001

Tabelle 9: Ergebnisse der Rezession der Kraft bei Nahtversagen

4.1.3 Versagensmechanismus

Es wird untersucht, ob es einen statistischen Zusammenhang zwischen Nahttechnik und Versagensmechanismus gibt. Hierbei werden die in Kapitel 3.3 beschriebenen vier Versagensmechanismen unterschieden: Technisches Versagen, Fadenruptur, Sehnenversagen und Knotenversagen. Die drei bereits vor Testung ausgefallenen Sehnen sind ausgeschlossen.

Gruppe	Technisches Versagen	Fadenruptur	Sehnen- versagen	Knoten- versagen	Total
KK knotenlos PGA 4-0	0	1	3	7	11
%	0	9,09	27,27	63,64	100
KK + Knoten PGA 4-0	1	3	2	6	12
%	8,33	25	16,67	50	100
KK + Knoten PDO 3-0	0	1	5	5	11
%	0	9,09	45,45	45,45	100
KK knotenlos PDO 3-0	0	1	4	7	12
%	0	8,33	33,33	58,33	100
KK knotenlos PGA 3-0	0	2	6	4	12
%	0	16,67	50	33,33	100
KK + Knoten PGA 3-0	0	5	0	6	11
%	0	45,45	0	54,55	100
PDS SV	0	2	3	7	12
%	0	16,67	25	58,33	100
PDS 2-Strang knotenlos	0	1	1	10	12
%	0	8,33	8,33	83,33	100
Total	1	16	24	52	93
%	1,08	17,2	25,81	55,91	100

Zur Analyse dient eine Kreuztabelle (Tab. 10) sowie zwei Tests auf Unabhängigkeit. Verwendet wurden der Chi-Quadrat-Test sowie Fishers Exakter Test.

Tabelle 10: Kreuztabelle Nahttechnik und Versagensmechanismus

Beide Tests liefern ein statistisch nicht signifikantes Ergebnis ((X² (21, N=93)=26,26, p=0,19), p-Wert Fisher=0,16). Nach diesem Testergebnis besteht zwischen Nahttechnik und Versagensmechanismus kein statistischer Zusammenhang. Aus diesem Grund wird eine aggregierte Grafik für alle Techniken in einem Balkendiagramm dargestellt (Abb. 47).

Der häufigste Versagensmechanismus über alle Gruppen stellt das Knotenversagen mit 55,91 % dar. Der Rest verteilt sich auf das Sehnenversagen (25,81 %), die Fadenruptur (17,20 %) oder technisches Versagen (2,15 %) auf. Zusätzlich wurden die acht Serien in zwei Gruppen unterteilt: Gruppe 1 fasst alle knotenlosen Nahttechniken zusammen. Gruppe 2 dementsprechend alle geknoteten Nahttechniken. In beiden Grup-
pen bleibt der Hauptversagensmechanismus das Knotenversagen mit 50 % und 59 %. Sehnenversagen kommt ebenfalls in beiden Gruppen ähnlich oft vor. Doppelt so oft kommt die Fadenruptur in der geknoteten Gruppe vor.



Abb. 47: Balkendiagramm Versagensmechanismen

Eine Übersicht der Versagensmechanismen als Balkendiagramm in Prozent. Die oberen vier Balken beziehen sich auf die Gesamtheit der Testreihe. Jedem Versagensmechanismus wurde eine Farbe zugeordnet und ihrer prozentualen Beteiligung entsprechend abgebildet. Der blaue Balken bildet das Knotenversagen ab. Er stellt mit 56 % den Hauptversagensmechanismus dar. Das Sehnenversagen und die Fadenruptur liegen ähnlich verteilt zwischen 17 % und 26 %. Technisches Versagen stellt den geringsten Abbruchgrund dar und wird in dunkelgrau dargestellt.

In Gruppe 1 sind alle knotenlosen Nahttechniken zusammengefasst. Die Verteilung verändert sich in Richtung des Knotenversagens. In fast 60 % der Fälle zieht sich der unverblockte Stratafix-Faden aus der Sehne heraus. Das Sehnenversagen nimmt etwas zu und die Fadenruptur ab.

In Gruppe 2 sind die Nahttechniken mit Knoten zusammengefasst. Das Knotenversagen bleibt der Hauptversagensgrund. Die Fadenruptur fungiert doppelt so oft als Versagensmechanismus, wie in Gruppe 1. Das Sehnenversagen nimmt im Vergleich zur Gesamtheit ab. Es gibt kein technisches Versagen.

4.2 Die Ergebnisse der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung

Im Nachgang erfolgte die Auswertung der Sehnenzugversuche anhand der digitalen Videoaufzeichnungen und der mit der testXpert II Software aufgezeichneten Messwerte der ZwickiLine Prüfmaschine.

Als Spaltbildung wurde ein durchgängiger, am Millimeterpapier messbarer Abstand von 1 mm (bzw. 2 mm, 3 mm, 10 mm) definiert. Der Zeitpunkt der Spaltbildung wurde mit den gemessenen Daten abgeglichen.

4.2.1 Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistiken

Die nachfolgende Tabelle 11 zeigt die Verteilung der Kraft in Newton bei der Spaltbildung von 1 mm bei der Serie 1 – 8.

Spalt weite	Nahttechnik	n	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
1 mm	KK knotenlos PGA 4-0	11	2,67	12,17	4,87	6,33	9,33	7,01	3,02
	KK + Knoten PGA 4-0	12	0,72	14,66	3,09	6,2	7,94	6,32	4,21
	KK + Knoten PDO 3-0	11	0,55	16,67	2,93	6,36	10,75	7,43	4,82
	KK knotenlos PDO 3-0	12	2,95	11,45	4,79	6,76	8,38	6,83	2,56
	KK knotenlos PGA 3-0	12	3,48	14,75	4,85	6,76	10,14	7,73	3,58
	KK + Knoten PGA 3-0	11	2,09	19,5	9,32	13,25	17,18	12,45	4,95
	PDS SV	12	1,29	16,25	4,29	6,67	9,95	7,43	4,32
	PDS 2-Strang knotenlos	12	1,37	7,87	4,97	5,35	6,93	5,44	1,83

Tabelle 11: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spalt getrennt nach den Nahttechniken

In der Serie 1 PGA PGL 4-0 knotenlos beträgt der Median 6,33 N und der Mittelwert 7,01 N \pm 3,02 N Standardabweichung (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 4,87 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 9,33 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 1 mm Spaltbildung 2,67 N, das Maximum 12,17 N.

In der Serie 2 PGA PGL 4-0 mit Knoten beträgt der Median 6,2 N und der Mittelwert 6,32 N \pm 4,21 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 3,09 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 7,94 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 0,72 N, das Maximum 14,66 N.

In der Serie 3 PDO 3-0 mit Knoten beträgt der Median 6,36 N und der Mittelwert 7,43 N ± 4,82 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 2,93 N (1. Quartil) und die obere

Quartilsgrenze 10,75 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 0,55 N, das Maximum 16,67 N.

In der Serie 4 PDO 3-0 knotenlos beträgt der Median 6,76 N und der Mittelwert 6,83 N ± 2,56 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 4,79 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 8,38 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 2,95 N, das Maximum 11,45 N.

In der Serie 5 PGA PGL 3-0 knotenlos beträgt der Median 6,76 N und der Mittelwert 7,73 N \pm 3,58 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 4,85 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 10,14 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 3,48 N, das Maximum 14,75 N.

In der Serie 6 PGA PGL 3-0 mit Knoten beträgt der Median 13,25 N und der Mittelwert 12,45 N \pm 4,95 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 9,32 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 17,18 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 2,09 N, das Maximum 19,5 N.

In Serie 7, der neuentwickelten Schlaufenverriegelung, beträgt der Median 6,67 N und der Mittelwert 7,43 N \pm 4,32 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 4,29 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 9,95 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 1,29 N, das Maximum 16,25 N.

In Serie 8, der neuentwickelten knotenlosen 2-Strang-Naht, beträgt der Median 5,35 N und der Mittelwert 5,44 N \pm 1,83 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 4,97 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 6,93 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 1,37 N, das Maximum 7,87 N.

Zur besseren Veranschaulichung wird auf der folgenden Seite ein Boxplot abgebildet (Abb. 48).

Der Boxplot zeigt deutlich, dass die durchschnittliche Kraftentwicklung bei 1 mm in allen Serien für den Median und für das 1. und 3. Quartil nah beieinander liegt. Der Median, als weiße Linie im Boxplot eingezeichnet, liegt um die 6 N. Darunter liegt die neue knotenlose 2-Strang Verriegelung mit 5,35 N. Deutlich darüber liegt die geknotete Variante des PGA 3-0 KK mit 13,25 N. Die Zahlen für das 1. und 3. Quartil liegen ebenfalls für alle Serien nah beieinander und können im Einzelnen in der Tabelle 11 abgelesen werden. Der PGA PGL 3-0 KK mit Knoten erreicht die höchsten Werte, zeigt auch die höchste Spanne von Minimum (2,09 N) und Maximum (19,5 N). Die niedrigsten Kraftwerte zeigen die geknoteten Nahttechniken. Dort liegt das Minimum unter 1 N. Die knotenlosen Techniken zeigen sich zu Beginn etwas stabiler. Die Spaltbildung setzt erst bei höherer Kraft ein.



Abb. 48: Boxplot Kraft (N) bei 1 mm

Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung getrennt nach den Nahttechniken.

Inferenzstatistik

Es werden die gleichen statistischen Modelle, wie unter 3.7.2 beschrieben, angewandt. Die F-Statistik ist signifikant (F(7,85)=3,44, p=0,0027). Die Ergebnisse der regulären OLS Regression sind zusammen mit den Ergebnissen des Bootstraps in Tabelle 12 und Inferenzstatistik (Abb. 49) beschrieben.

Die Nahttechnik PGA 3-0 KK mit Knoten ist bei 1 mm Spaltbildung am stärksten. Dahinter liegen die anderen Nahttechniken nah beieinander. Im Ergebnis sind diese Nahttechniken in Bezug auf die 1 mm Spaltbildung ungefähr gleich stark. Statistisch lassen sich aus dem vorliegenden Modell keine Differenzen ableiten. Bei der Betrachtung der Ergebnisse des Bootstrappings liegen diese Konvidenzintervalle bei der PDS-2-Strang-Naht, der PDO 3-0 knotenlos und der PGA 4-0 KK knotenlos enger beieinander, die erwartete Streuung um den Punktschätzer ist also geringer. Da diese statistische Technik nichtparametrisch ist und weniger Anforderungen an das Modell stellt, sind diese Ergebnisse grundsätzlich als robust anzusehen.

	OLS	OLS + Bootstrap
KK knotenlos PGA 4-0	Ref.	Ref.
KK + Knoten PGA 4-0	-683	-683
	(1.581)	(1.439)
KK + Knoten PDO 3-0	424	424
	(1.615)	(1.641)
KK knotenlos PDO 3-0	-175	-175
	(1.581)	(1.113)
KK knotenlos PGA 3-0	724	724
	(1.581)	(1.310)
KK + Knoten PGA 3-0	5.437**	5.437**
	(1.615)	(1.675)
PDS SV	419	419
	(1.581)	(1.477)
PDS 2-Strang knotenlos	-1.568	-1.568
	(1.581)	(1.001)
Konstante	7.008***	7.008***
	(1.142)	(865)
Ν	93	93
R ²	221	221

Standardfehler in Klammern. * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

Tabelle 12: Ergebnisse Regression bei 1 mm Spaltbildung



Inforonz Chalthildung 1 mm

Abb. 49: Inferenzstatistik 1 mm Spaltbildung

Inferenzstatistik mit Margins und Bootstrapping (breite Intervallgrenzen).

4.2.2 Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistiken

Die nachfolgende Tabelle 13 zeigt die Verteilung der Kraft in Newton bei der Spaltbildung von 2 mm bei der Serie 1 - 8.

Spalt weite	Nahttechnik	n	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
2 mm	KK knotenlos PGA 4-0	11	3,84	15,05	7,01	8,21	11,62	9,12	3,35
	KK + Knoten PGA 4-0	11	0,53	14,91	3,03	6,11	10,33	6,6	4,48
	KK + Knoten PDO 3-0	11	0,15	19,83	2,49	7,29	12,14	7,93	5,8
	KK knotenlos PDO 3-0	12	1,85	12,76	5,35	7,38	10,01	7,59	3,37
	KK knotenlos PGA 3-0	12	4,38	20,53	6,39	7,91	12,59	9,7	4,61
	KK + Knoten PGA 3-0	9	8,29	22,7	11,22	12,95	17,33	14,29	4,49
	PDS SV	12	2,42	15,9	6,21	8,42	10,73	8,73	3,83
	PDS 2-Strang knotenlos	12	3,27	9,72	5,96	6,89	8,03	6,82	1,88

Tabelle 13: Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spalt getrennt nach den Nahttechniken

In der Serie 1 PGA PGL 4-0 knotenlos beträgt der Median 8,21 N und der Mittelwert 9,12 N \pm 3,35 N Standardabweichung (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 7,01 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 11,62 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 2 mm Spaltbildung 3,84 N, das Maximum 15,05 N.

In der Serie 2 PGA PGL 4-0 mit Knoten beträgt der Median 6,11 N und der Mittelwert 6,6 N \pm 4,48 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 3,03 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 10,33 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 0,53 N, das Maximum 14,91 N.

In der Serie 3 PDO 3-0 mit Knoten beträgt der Median 7,29 N und der Mittelwert 7,93 N ± 5,80 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 2,49 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 12,14 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 0,15 N, das Maximum 19,83 N.

In der Serie 4 PDO 3-0 knotenlos beträgt der Median 7,38 N und der Mittelwert 7,59 N ± 3,37 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 5,35 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 10,01 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 1,85 N, das Maximum 12,76 N.

In der Serie 5 PGA PGL 3-0 knotenlos beträgt der Median 7,91 N und der Mittelwert 9,70 N \pm 4,61 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 6,39 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 12,59 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 4,38 N, das Maximum 20,53 N.

In der Serie 6 PGA PGL 3-0 mit Knoten beträgt der Median 12,95 N und der Mittelwert 14,29 N \pm 4,49 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 11,22 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 17,33 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 8,29 N, das Maximum 22,7 N.

In Serie 7, der neuentwickelten Schlaufenverriegelung, beträgt der Median 8,42 N und der Mittelwert 8,73 N \pm 3,83 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 6,21 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 10,73 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 2,42 N, das Maximum 15,9 N.

In Serie 8, der neuentwickelten knotenlosen 2-Strang-Naht, beträgt der Median 6,89 N und der Mittelwert 6,82 N \pm 1,88 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 5,96 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 8,03 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 3,27 N, das Maximum 9,72 N.

Zur besseren Veranschaulichung wird folgend ein Boxplot abgebildet (Abb. 50).

Der Boxplot zeigt, dass die durchschnittliche Kraftentwicklung bei 2 mm weiter streut als im Vergleich zur 1 mm Spaltentwicklung. Die Whisker zeigen das Minimum und Maximum der Spanne der Kraftentwicklung bei 2 mm Spaltbildung an. Die geknotete





Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung getrennt nach den Nahttechniken.

Variante des PGA 3-0 KK mit Knoten entwickelt weiterhin mit Median (12,95 N) und Mittelwert 14,29 (N) die höchsten Werte. Die restlichen Serien liegen mit dem Median, dem 1. und 3. Quartil nah beieinander. Die niedrigsten Werte zeigt die Nahttechnik PGA PGL 4-0 mit Knoten mit einem Median von 6,11 N und Mittelwert von 6,6 N. Damit liegen die Werte stellenweise unter den Werten der Kraftentwicklung bei 1 mm Spaltbildung, da es bei einigen Zugversuchen schon zur Überschreitung des Kraftmaximums gekommen ist und bereits abnehmende Kraftwerte zu messen gewesen sind. Die am nächsten beieinander liegenden Werte mit dem engsten Boxplot zeigt wie bei 1 mm Spaltbildung die knotenlose PDS 2-Strang-Naht.

Inferenzstatistik

Es werden die gleichen statistischen Modelle, wie unter 3.7.2 beschrieben, angewandt. Der F-Test der Regression ist signifikant (F(7,82)=3,49, p=0,0025). Die Ergebnisse der regulären OLS Regression werden zusammen mit den Ergebnissen des Bootstraps in Tabelle 14 und Inferenzstatistik (Abb. 51) beschrieben.

	OLS	OLS + Bootstrap
KK knotenlos PGA 4-0	Ref.	Ref.
KK + Knoten PGA 4-0	-2.521	-2.521
	(1.742)	(1.609)
KK + Knoten PDO 3-0	-1.187	-1.187
	(1.742)	(1.928)
KK knotenlos PDO 3-0	-1.525	-1.525
	(1.706)	(1.341)
KK knotenlos PGA 3-0	581	581
	(1.706)	(1.591)
KK + Knoten PGA 3-0	5.177**	5.177**
KK + Knoten PGA 3-0	5.177** (1.837)	5.177** (1.714)
KK + Knoten PGA 3-0 PDS SV	5.177** (1.837) -389	5.177** (1.714) -389
KK + Knoten PGA 3-0 PDS SV	5.177** (1.837) -389 (1.706)	5.177** (1.714) -389 (1.427)
KK + Knoten PGA 3-0 PDS SV PDS 2-Strang knotenlos	5.177** (1.837) -389 (1.706) -2.297	5.177** (1.714) -389 (1.427) -2.297*
KK + Knoten PGA 3-0 PDS SV PDS 2-Strang knotenlos	5.177** (1.837) -389 (1.706) -2.297 (1.706)	5.177** (1.714) -389 (1.427) -2.297* (1.102)
KK + Knoten PGA 3-0 PDS SV PDS 2-Strang knotenlos Konstante	5.177** (1.837) -389 (1.706) -2.297 (1.706) 9.116***	5.177** (1.714) -389 (1.427) -2.297* (1.102) 9.116***
KK + Knoten PGA 3-0 PDS SV PDS 2-Strang knotenlos Konstante	5.177** (1.837) -389 (1.706) -2.297 (1.706) 9.116*** (1.232)	5.177** (1.714) -389 (1.427) -2.297* (1.102) 9.116*** (967)
KK + Knoten PGA 3-0 PDS SV PDS 2-Strang knotenlos Konstante	5.177** (1.837) -389 (1.706) -2.297 (1.706) 9.116*** (1.232) 90	5.177** (1.714) -389 (1.427) -2.297* (1.102) 9.116*** (967) 90

Standardfehler in Klammern. * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

Tabelle 14: Ergebnisse Regression bei 2 mm Spalt



Abb. 51: Inferenzstatistik bei 2 mm

Inferenzstatistik mit Margins und Bootstrapping (breite Intervallgrenzen).

Die Serie PGA 3-0 KK mit Knoten entwickelt die stärksten Werte bei 2 mm Spaltbildung. Dahinter liegt die Serie PGA 3-0 KK knotenlos. Die Konvidenzintervalle differieren mit und ohne Bootstrapping je Serie unterschiedlich. Deutlich breiter mit Bootstrapping liegt die Serie PGA 3-0 KK mit Knoten. Da diese statistische Technik nichtparametrisch ist und weniger Anforderungen an das Modell stellt, sind diese Ergebnisse grundsätzlich als robust anzusehen.

4.2.3 Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistiken

Die nachfolgende Tabelle 15 zeigt die Verteilung der Kraft in Newton bei der Spaltbildung von 3 mm bei der Serie 1 - 8.

In der Serie 1 PGA PGL 4-0 knotenlos beträgt der Median 10,92 N und der Mittelwert 10,61 N \pm 3,46 N Standardabweichung (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 8,61 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 11,69 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 2 mm Spaltbildung 5,18 N, das Maximum 17,85 N.

In der Serie 2 PGA PGL 4-0 mit Knoten beträgt der Median 6,0 N und der Mittelwert 7,04 N \pm 4,9 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 3,28 N (1. Quartil) und die obere

Spalt weite	Nahttechnik	n	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
3 mm	KK knotenlos PGA 4-0	11	5,18	17,85	8,61	10,92	11,69	10,61	3,46
	KK + Knoten PGA 4-0	11	0,63	14,96	3,28	6	10,92	7,04	4,9
	KK + Knoten PDO 3-0	11	0,68	21,84	1,79	8,76	13,52	8,52	6,73
	KK knotenlos PDO 3-0	11	1,75	13,18	3,43	7,24	12,31	7,41	3,97
	KK knotenlos PGA 3-0	11	4,29	17,49	6,73	9,68	14,05	9,92	3,97
	KK + Knoten PGA 3-0	9	5,31	24,35	8,07	14,31	19,12	14,92	6,84
	PDS SV	12	5,07	14,77	7,41	9,38	14,59	10,16	3,66
	PDS 2-Strang knotenlos	12	3,13	11,66	6,13	8,53	9,75	7,84	2,57

Tabelle 15: Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spalt getrennt nach den Nahttechniken

Quartilsgrenze 10,92 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 0,63 N, das Maximum 14,96 N.

In der Serie 3 PDO 3-0 mit Knoten beträgt der Median 8,76 N und der Mittelwert 8,52 N ± 6,73 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 1,79 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 13,52 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 0,68 N, das Maximum 21,84 N.

In der Serie 4 PDO 3-0 knotenlos beträgt der Median 7,24 N und der Mittelwert 7,41 N ± 3,97 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 3,43 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 12,31 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 1,75 N, das Maximum 13,18 N.

In der Serie 5 PGA PGL 3-0 knotenlos beträgt der Median 9,68 N und der Mittelwert 9,92 N \pm 3,97 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 6,73 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 14,05 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 4,29 N, das Maximum 17,49 N.

In der Serie 6 PGA PGL 3-0 mit Knoten beträgt der Median 14,31 N und der Mittelwert 14,92 N \pm 6,84 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 8,07 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 19,12 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 5,31 N, das Maximum 24,35 N.

In Serie 7, der neuentwickelten Schlaufenverriegelung, beträgt der Median 9,38 N und der Mittelwert 10,16 N \pm 3,66 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 7,41 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 14,59 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 5,07 N, das Maximum 14,77 N.

In Serie 8, der neuentwickelten knotenlosen 2-Strang-Naht, beträgt der Median 8,53 N und der Mittelwert 7,84 N \pm 2,57 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 6,13 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 9,75 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 3,13 N, das Maximum 11,66 N.



Zur besseren Veranschaulichung folgt eine Boxplot Darstellung (Abb. 52).

Abb. 52: Boxplot (N) bei 3 mm

Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung getrennt, nach den Nahttechniken. Ein Ausreißer wird mit "°" dargestellt.

Der Boxplot zeigt, dass die Kraftentwicklung bei 3 mm zwischen den einzelnen Serien stärker differiert als bei 1 mm oder 2 mm. Die Nahttechnik PGA PGL 3-0 mit Knoten zeigt für den Median (14,31 N) und Mittelwert (14,92 N) die höchsten Werte, dass 1. und 3. Quartil nah beieinander liegen.

Inferenzstatistik

Es werden die gleichen statistischen Modelle, wie unter 3.7.2 beschrieben, angewandt. Der F-Test der Regression ist signifikant (F(7,80)=2,93, p=0,0088). Die Ergebnisse der regulären OLS Regression werden zusammen mit den Ergebnissen des Bootstraps in Tabelle 16 und Inferenzstatistik (Abb. 53) beschrieben.

	OLS	OLS + Bootstrap
KK knotenlos PGA 4-0	Ref.	Ref.
KK + Knoten PGA 4-0	-3.570	-3.570*
	(1.979)	(1.728)
KK + Knoten PDO 3-0	-2.094	-2.094
	(1.979)	(2.174)
KK knotenlos PDO 3-0	-3.197	-3.197*
	(1.979)	(1.510)
KK knotenlos PGA 3-0	-693	-693
	(1.979)	(1.516)
KK + Knoten PGA 3-0	4.306*	4.306
	(2.086)	(2.356)
PDS SV	(2.086)	(2.356) -455
PDS SV	(2.086) -455 (1.937)	(2.356) -455 (1.417)
PDS SV PDS 2-Strang knotenlos	(2.086) -455 (1.937) -2.766	(2.356) -455 (1.417) -2.766*
PDS SV PDS 2-Strang knotenlos	(2.086) -455 (1.937) -2.766 (1.937)	(2.356) -455 (1.417) -2.766* (1.210)
PDS SV PDS 2-Strang knotenlos Konstante	(2.086) -455 (1.937) -2.766 (1.937) 10.611***	(2.356) -455 (1.417) -2.766* (1.210) 10.611***
PDS SV PDS 2-Strang knotenlos Konstante	(2.086) -455 (1.937) -2.766 (1.937) 10.611*** (1.399)	(2.356) -455 (1.417) -2.766* (1.210) 10.611*** (988)
PDS SV PDS 2-Strang knotenlos Konstante	(2.086) -455 (1.937) -2.766 (1.937) 10.611*** (1.399) 88	(2.356) -455 (1.417) -2.766* (1.210) 10.611*** (988) 88

Standardfehler in Klammern. * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

Tabelle 16: Ergebnisse Regression bei 3 mm Spalt



Abb. 53: Inferenzstatistik bei 3 mm

Inferenzstatistik mit Margins und eingezeichneten Konvidenzintervallen.

Die Nahttechnik PGA 3-0 KK mit Knoten weist den größten Wert für den Punktschätzer auf. Es gibt deutliche Überschneidungen zwischen den Konvidenzintervallen mit der PDS Schlaufenverriegelung, PGA PGL 3-0 KK knotenlos, PDO 3-0 KK mit Knoten und PGA 4-0 knotenlos. Die restlichen drei Serien mit der knotenlosen 2-Strang-Naht, PDO 3-0 KK knotenlos und PGA 4-0 KK liegen mit ihren Punktschätzern darunter, aber eng beieinander.

4.2.4 Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistik

Die Spaltbildung von 10 mm haben viele Zugversuche nicht erreicht und wurden durch die in Kapitel 3.3 beschriebenen Versagensmechanismen vorher beendet. Dementsprechend fällt die Anzahl der zu wertenden Testreihen deutlich geringer aus. In den Nahttechniken PGA 4-0 KK mit Knoten und PGA KK 3-0 mit Knoten hat keine Sehne die 10 mm Spaltbildung erreicht. Die nachfolgende Tabelle 17 zeigt die Verteilung der Kraft in Newton bei der Spaltbildung von 10 mm bei der Serie 1 – 8.

Spalt weit	Nahttechnik	n	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
10 mm	KK knotenlos PGA 4-0	6	3,55	16,23	3,76	8,31	10,28	8,41	4,7
	KK + Knoten PGA 4-0	0	-	-	-	-	-	-	-
	KK + Knoten PDO 3-0	2	16,9	17,03	16,9	16,96	17,03	16,96	0,09
	KK knotenlos PDO 3-0	3	3,61	16,02	3,61	6,83	16,02	8,82	6,44
	KK knotenlos PGA 3-0	2	1,03	11,59	1,03	6,31	11,59	6,31	7,46
	KK + Knoten PGA 3-0	0	-	-	-	-	-	-	_
	PDS SV	6	5,37	12,62	6,89	7,9	11,48	8,7	2,83
	PDS 2-Strang knotenlos	10	3,46	20,08	5,24	6,58	15,38	9,75	6,03

Tabelle 17: Verteilung der Kraft (N) bei 10 mm Spalt getrennt nach den Nahttechniken

Auf die Darstellung als Boxplots wurde verzichtet, da zwei Serien vollständig fehlen und die restlichen Datenpunkte so gering sind, dass keine Whiskers eingezeichnet werden konnten.

Inferenzstatistik

Aufgrund der teilweisen sehr geringen Anzahl an Datenpunkten sowie der vollständigen Determination in den Gruppen, in denen 10 mm nie erreicht wurde (keine Variation in der abhängigen Variable), können an dieser Stelle keine Inferenzstatistiken berechnet werden.

4.3 Nahttechniken mit Feinadaption

Es folgt eine Übersicht der abhängigen Variablen. Zur grafischen Beschreibung dienen Histogramme (Abb. 54).



Abb. 54: Histogramm für alle abhängigen Variablen

Die meisten Variablen weisen eine Annäherung an eine Normalverteilung auf. Deutlich abweichend ist die Abbildung bei Maximalkraft und die Kraft bei Abbruch. Diese Verteilung ist erkennbar rechtsschief. Das bedeutet der Median ist kleiner als das arithmetische Mittel. Die abhängige Variable Kraft bei Spaltbildung 10 mm enthält weniger auswertbare Datenpunkte als die anderen Variablen, da viele Testreihen bereits vor Erreichen dieser Spaltgröße versagt haben.

4.3.1 Ergebnisse der Maximallastversuche

Es folgt die Auswertung der entstandenen Maximalkräfte während des Zugversuches bei zusätzlicher zirkumferenter Feinadaption. Die Serien 9 – 16 sind so angeordnet, dass immer der gleiche Stratafix-Faden in der geknoteten und knotenlosen Version übereinander steht. Die zwei neuentwickelten Fäden schließen sich an. Die nachfolgende Tabelle stellt die Ausfälle und zur Auswertung verfügbaren genähten Schweinesehnen getrennt nach den Nahttechniken dar.

Zunächst folgt die deskriptive Übersicht über die Ausfälle der Testreihen vor Durchführung der Messung (Tabelle 18).

Serie	Nahttechnik		Anzahl (n)	Prozent (%)
9	KK knotenlos PGA 4-0	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	+ Feinadaption (FA)	zur Auswertung verfügbar	12	100
10	KK + Knoten PGA 4-0	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	+ Feinadaption	zur Auswertung verfügbar	12	100
11	KK + Knoten PDO 3-0	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	+ Feinadaption	zur Auswertung verfügbar	12	100
12	KK knotenlos PDO 3-0	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	+ Feinadaption	Ausfall vor Testung	1	8,33
		zur Auswertung verfügbar	11	91,67
13	KK knotenlos PGA 3-0	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	+ Feinadaption	zur Auswertung verfügbar	12	100
14	KK + Knoten PGA 3-0	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	+ Feinadaption	zur Auswertung verfügbar	12	100
15	Schlaufenverriegelung	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	PDS Loop 3-0 + FA	zur Auswertung verfügbar	12	100
16	knotenlose 2-Strang	Größe der Versuchsgruppe	12	100
	Schlaufenverriegelung	zur Auswertung verfügbar	12	100
	•	Ausfall insgesamt	1	1,04
		Gesamtgröße der Versuchsgruppe	96	100
		insgesamt verfügbar	95	98,96

Tabelle 18 : Aufstellung der Gruppengrößen

Aufstellung der Gruppengrößen getrennt nach Nahttechnik mit Art und Anzahl der Ausfälle des entsprechenden Kollektivs. Zur Vereinfachung werden die Serien nummeriert von 9 – 16.

Von 96 Testreihen ist nur ein Ausfall zu verzeichnen. Der Ausfall erfolgte in der Serie PDO 3-0 KK knotenlos vor Beginn der Testreihe. Somit sind ca. 99 % aller Testreihen zur Auswertung verfügbar.

4.3.2 Maximalkraft (N) mit Feinadaption

Deskriptive Statistik

Die folgende Tabelle 19 und der Boxplot zeigt die Verteilung der Maximalkraft (N), den Median, das 1. (Q1) und 3. Quartil (Q3), das Minimum und Maximum sowie den Mittelwert (MW) mit Standardabweichung (SD), getrennt nach den drei Nahttechniken und den zwei Fadendicken.

Nahttechnik	n	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
KK knotenlos PGA 4-0 +FA	12	21,99	56,75	25,21	33,28	36,57	33,74	10,07
KK + Knoten PGA 4-0 + FA	12	14,97	42,34	29,5	32,42	37,6	32,4	7,19
KK + Knoten PDO 3-0 + FA	12	21,75	50,91	24,91	27,52	36,71	31,4	9,57
KK knotenlos PDO 3-0 +FA	11	20,27	51,36	21,29	25,48	38,14	30,92	11,49
KK knotenlos PGA 3-0 + FA	12	18,95	60,38	23,91	28,63	41,6	33,88	13,13
KK + Knoten PGA 3-0 + FA	12	11,43	38,97	22,53	25,38	35,91	27,9	8,42
PDS SV + FA	12	23,38	73,15	26,34	34,44	45,56	38,32	14,9
PDS 2-Strang knotenlos + FA	12	19,21	56,75	24,36	35,61	40,9	34,55	11,16

Tabelle 19: Verteilung der Maximalkraft (N) nach den Nahttechniken

Die Nähte mit Feinadaption weisen wie erwartet insgesamt höhere Werte auf als die Serien 1 – 8. Die neuentwickelte knotenlose PDS 2-Strang-Naht zeigt beim Median mit 35,61 N den höchsten Wert. Die neuentwickelte Schlaufenverriegelung weist den höchsten Mittelwert mit 38,32 N mit einer Standardabweichung von \pm 14,9 N auf. Insgesamt liegen alle Nahttechniken nah beieinander, wie im folgenden Boxplot erkennbar ist (Abb. 55).





Boxplot der Verteilung der Maximalkraft (N) getrennt nach den Nahttechniken.

Inferenzstatistik

Es werden grundsätzlich die gleichen Analysen durchgeführt wie bei allen Stichproben ohne Feinadaption. Die F-Statistik ist nicht signifikant (F(7,88)=0,92, p=0,49), demnach gibt es keine signifikanten Gruppenunterschiede. Die Tabelle 20 zeigt die Übersicht über die Ergebnisse der Regression.

Serie	Nahttechnik	OLS	OLS + Bootstrap
9	KK knotenlos PGA 4-0	Ref.	Ref.
10	KK + Knoten PGA 4-0	-1.343	-1.343
		(4.488)	(3.424)
11	KK + Knoten PDO 3-0	-2.341	-2.341
		(4.488)	(3.833)
12	KK knotenlos PDO 3-0	-2.816	-2.816
		(4.488)	(4.227)
13	KK knotenlos PGA 3-0	139	139
		(4.488)	(4.557)
14	KK + Knoten PGA 3-0	-5.838	-5.838
		(4.488)	(3.601)
15	PDS SV	4.579	4.579
		(4.488)	(5.000)
16	PDS 2-Strang knotenlos	808	808
		(4.488)	(4.141)
	Konstante	33.739***	33.739***
		(3.173)	(2.792)
	Ν	96	96
	R^2	68	68

Standardfehler in Klammern. * *p* < 0.05, ** *p* < 0.01, *** *p* < 0.001

Tabelle 20: Ergebnisse Regression Maximalkraft

Die Abb. 56 zeigt die Inferenzstatistik mit den Konvidenzintervallen und dem Bootstrapping. Wie in den vorangegangen Inferenzen liegen die Intervallgrenzen mit dem Bootstrapping meist innerhalb, in den Serien 10 und 12 außerhalb, des berechneten Konfidenzintervalles.



Abb. 56: Inferenzstatistik Maximalkraft (N)

4.3.3 Kraft (N) bei Nahtversagen

Deskriptive Statistik

Die folgende Tabelle 21 zeigt die vorhandene Kraft (N) im Moment des in Kapitel 3.3 definierten Nahtversagens getrennt nach den verschiedenen Nahttechniken.

Nahttechnik	n	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
KK knotenlos PGA 4-0 +FA	12	2,66	47,64	3,89	13,48	31,74	18,45	15,07
KK + Knoten PGA 4-0 + FA	12	3,51	27,01	6,79	12,73	18,81	13,26	7,61
KK + Knoten PDO 3-0 + FA	12	4,33	50,79	6,49	15,15	27,08	18,26	14,91
KK knotenlos PDO 3-0 +FA	11	1,99	12,17	2,2	3,84	6,99	4,87	3,13
KK knotenlos PGA 3-0 + FA	12	1,13	34,21	3,63	5,96	9,76	8,32	8,8
KK + Knoten PGA 3-0 + FA	12	2,29	30,58	4,93	6,73	25,05	13,65	11,15
PDS SV + FA	12	2,82	36,41	4,64	8,5	25,74	14,71	13,04
PDS 2-Strang knotenlos + FA	12	2,29	36,8	6,29	8,79	24,36	15,45	12,33

Tabelle 21: Kraft (N) bei Nahtversagen mit Feinadaption

Gemäß der Tabelle 21 und dem Boxplot Abb. 57, liegen die Werte der einzelnen Serien in Bezug auf Median, Mittelwert sowie obere und untere Quartilsgrenze dichter beiein-

ander als in den Serien 1 – 8 ohne Feinadaption. Dies legt nahe, dass durch die Kraft der zirkumferenten Feinadaption eine Glättung der Werte stattgefunden hat. Die Serien 9, 10 und 11 liegen mit ihrem Median und Mittelwert deutlich über den anderen Serien. Innerhalb einer Stichprobe selber zeigen die Werte eine breite Streuung. Das lässt sich damit erklären, dass die Kraft bei Versagen der Naht weiterhin abhängig vom Versagensmechanismus ist. Durch die Feinadaption werden insgesamt höhere Kraftwerte erreicht, diese verändern sich aber nicht im Verhältnis. Bei einer Fadenruptur ist die Kraft im Moment des Versagens in der Regel am höchsten. Bei einem Knoten- oder Sehnenversagen ist der Punkt der höchsten Kraft in der Regel bereits überschritten.





Boxplot der Verteilung der Kraft in N im Moment des Nahtversagens getrennt nach den Nahttechniken. Ein Ausreißer in der Serie PGA KK mit Knoten + Feinadaption ist mit "°" gekennzeichnet. Im Gegensatz zu den anderen Werten der Serie ist die Kraftentwicklung mit 34,21 N fast dreimal so hoch.

Inferenzstatistik

Es werden die gleichen statistischen Modelle angewandt, wie unter 3.7.2 beschrieben. Die F-Statistik ist nicht signifikant (F(7,86)=1,91, p=0,077). Da weiter unten dennoch teilweise signifikante Gruppenunterschiede deutlich werden, gibt es an dieser Stelle eine Diskrepanz bezüglich der Interpretation, was auf Probleme des Modells hinweisen kann. Als Ursache ist vermutlich die schiefe Verteilung der abhängigen Variablen zu nennen, die für ein lineares Modell nicht optimal ist (Tab. 22 und Abb. 58).

	OLS	OLS + Bootstrap
KK knotenlos PGA 4-0	Ref.	Ref.
KK + Knoten PGA 4-0	-5.186	-5.186
	(4.663)	(4.682)
KK + Knoten PDO 3-0	-183	-183
	(4.767)	(5.981)
KK knotenlos PDO 3-0	-13.578**	-13.578**
	(4.767)	(4.247)
KK knotenlos PGA 3-0	-10.126*	-10.126*
	(4.663)	(4.807)
KK + Knoten PGA 3-0	-4.801	-4.801
	(4.663)	(5.179)
PDS SV	-3.737	-3.737
	(4.663)	(5.515)
PDS 2-Strang knotenlos	-2.999	-2.999
	(4.663)	(5.372)
Konstante	18.447***	18.447***
	(3.297)	(4.155)
Ν	94	94
R ²	135	135

Standardfehler in Klammern. * *p* < 0.05, ** *p* < 0.01, *** *p* < 0.001

Tabelle 22: Ergebnisse Regression Kraft (N) bei Versagen



Abb. 58: Inferenzstatistik Kraft (N) bei Nahtversagen

4.3.4 Versagensmechanismen

Es wird untersucht, ob es einen statistischen Zusammenhang zwischen Nahttechnik und Versagensmechanismus gibt. Hierbei werden die in Kapitel 3.3 beschriebenen vier Versagensmechanismen behandelt: Technisches Versagen, Fadenruptur, Sehnenversagen und Knotenversagen. Vor Testung sind keine Sehnen ausgeschlossen worden. Zur Analyse dienen eine Kreuztabelle (Tab. 23) sowie zwei Tests auf Unabhängigkeit. Verwendet wurden der Chi-Quadrat-Test sowie Fishers Exakter Test. Sowohl der Chi-Quadrat-Test ((X^2 (14, N=95)= 37,6, p=0,001) als auch der Fishers Exakter Test (p=0,000) liefern ein signifikantes Ergebnis. Dies bedeutet, dass Nahttechnik und Ausfallgrund statistisch nicht unabhängig sind.

Serie	Nahttechnik	Technisches Versagen	Fadenruptur	Sehnen- versagen	Knoten- versagen	Total
9	PGA 4-0 KK ohne + FA	0	5	2	5	12
	%	0	41,67	16,67	41,67	100
10	PGA 4-0 KK mit + FA	0	4	3	5	12
	%	0	33,33	25	41,67	100
11	PDO 3-0 KK mit + FA	0	4	6	2	12
	%	0	33,33	50	16,67	100
12	PDO 3-0 KK ohne + FA	1	0	0	11	12
	%	8,33	0	0	91,67	100
13	PGA 3-0 KK ohne + FA	0	1	1	10	12
	%	0	8,33	8,33	83,33	100
14	PGA 3-0 KK mit + FA	0	5	5	2	12
	%	0	41,67	41,67	16,67	100
15	PDS SV + FA	0	3	7	2	12
	%	0	25	58,33	16,67	100
16	PDS 2-Strang ohne + FA	0	4	2	6	12
	%	0	33,33	16,67	50	100
	Total	1	26	26	43	96
	%	1,04	27,08	27,08	44,80	100

Tabelle 23: Kreuztabelle Nahttechnik und Versagensmechanismus

Der häufigste Versagensmechanismus über alle Gruppen stellt das Knotenversagen mit 44,80 % dar. Der Rest verteilt sich auf das Sehnenversagen (27,08 %) und die Fadenruptur (27.08 %). Das technische Versagen liegt in einem einmaligen (2,15 %) Aufnahmefehler der Videokamera. Das Bildmaterial konnte nicht ausgewertet werden. Zur besseren Vergleichbarkeit werden die acht Serien zusätzlich in zwei Gruppen unterteilt: Gruppe 1 fasst alle knotenlosen Nahttechniken zusammen. Gruppe 2 dementsprechend alle geknoteten Nahttechniken. In der Gruppe aller knotenlosen Nahttechniken bleibt der Hauptversagensmechanismus das Knotenversagen mit 57 %. In Serie 12 und 13 stellt dies mit über 90 % den Hauptgrund dar. In der Gruppe der geknoteten Nahttechniken stellt das Knotenversagen mit 25 % den geringsten Anteil. Die Fadenruptur und das Sehnenversagen liegen mit ca. 37 % fast gleich auf. Doppelt so oft kommt die Fadenruptur in der geknoteten Gruppe vor. Dieses lässt sich durch die Feinadaption erklären. Durch die zusätzliche Naht kann mehr Kraft aufgebaut werden, sodass der Faden mehr Belastung ausgesetzt ist und dadurch rupturiert bzw. mehr Druck auf die Sehne entsteht und der Faden sich so durch die Sehnen schneiden kann. Zur besseren Übersicht erfolgt die Darstellung in einem Balkendiagramm (Abb. 59).



Abb. 59: Balkendiagramm Versagensmechanismen mit Feinadaption

Übersicht der Versagensmechanismen als Balkendiagramm. Die oberen vier Balken beziehen sich auf die Gesamtheit. Darunter folgt die Gruppe 1, in der alle knotenlosen Nahttechniken zusammengefasst sind. Die Verteilung verändert sich deutlich in Richtung des Knotenversagens. In fast 60 % der Fälle zieht sich der unverblockte Stratafix-Faden aus der Sehne heraus.

In Gruppe 2 sind die Nahttechniken mit Knoten zusammengefasst. Die drei Versagensgründe Fadenruptur, Knoten- und Sehnenversagen liegen näher beieinander. Die Fadenruptur und Sehnenversagen liegen mit ca. 35 – 37 % vor dem Knotenversagen.

4.4 Ergebnisse der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung mit Feinadaption

Im Nachgang erfolgte die Auswertung der Sehnenzugversuche anhand der digitalen Videoaufzeichnungen und der mit der testXpert II Software aufgezeichneten Messwerte der ZwickiLine Prüfmaschine.

Als Spaltbildung wurde ein durchgängiger am Millimeterpapier messbarer Abstand von 1 mm (bzw. 2 mm, 3 mm, 10 mm) definiert. Der Zeitpunkt der Spaltbildung wurde mit den gemessenen Daten abgeglichen.

4.4.1 Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistiken

Die nachfolgende Tabelle 24 zeigt die Verteilung der Kraft in Newton bei der Spaltbildung von 1 mm bei der Serie 9 – 16.

Spal twei	Nahttechnik	n	Min	Max	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
1 mm	KK knotenlos PGA 4-0 +FA	12	8,85	56,7	19,47	27,41	35,07	28,58	12,58
	KK + Knoten PGA 4-0 + FA	12	13,11	35,02	22,89	26,6	34,15	26,79	6,85
	KK + Knoten PDO 3-0 + FA	12	15,29	32,79	19,73	24,23	25,79	23,29	4,65
	KK knotenlos PDO 3-0 +FA	11	6,64	42,07	11,99	15,73	22,55	18,52	9,96
	KK knotenlos PGA 3-0 + FA	11	7,82	58,83	11,56	21,72	27,62	26,05	16,23
	KK + Knoten PGA 3-0 + FA	12	2,69	36,59	15,31	22,04	26,44	21,2	8,86
	PDS SV + FA	12	11,22	53,66	20,57	25,28	36,95	29,24	12,17
	PDS 2-Strang knotenlos + FA	12	6,23	51,03	20,58	25,26	34,94	26,82	12,64

Tabelle 24:

Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spalt getrennt nach den Nahttechniken Serie 9 – 16 mit Feinadaption

In der Serie 9 PGA PGL 4-0 knotenlos + Feinadaption (FA) beträgt der Median 27,41 N und der Mittelwert 28,52 N \pm 12,58 N Standardabweichung (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 19,47 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 35,07 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 1 mm Spaltbildung 8,85 N, das Maximum 56,70 N.

In der Serie 10 PGA PGL 4-0 mit Knoten + FA beträgt der Median 26,60 N und der Mittelwert 26,79 N \pm 6,85 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 22,89 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 34,15 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 13,11 N, das Maximum 35,02 N.

In der Serie 11 PDO 3-0 mit Knoten + FA beträgt der Median 24,23 N und der Mittelwert 23,29 N \pm 4,65 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 19,73 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 25,79 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 15,29 N, das Maximum 32,79 N.

In der Serie 12 PDO 3-0 knotenlos + FA beträgt der Median 15,73 N und der Mittelwert 18,52 N \pm 9,96 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 11,99 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 22,55 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 6,64 N, das Maximum 42,07 N.

In der Serie 13 PGA PGL 3-0 knotenlos + FA beträgt der Median 21,72 N und der Mittelwert 26,05 N \pm 16,23 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 11,56 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 27,62 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 7,82 N, das Maximum 58,83 N.

In der Serie 14 PGA PGL 3-0 mit Knoten + FA beträgt der Median 22,04 N und der Mittelwert 21,2 N \pm 8,86 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 15,31 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 26,44 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 2,69 N, das Maximum 36,59 N.

In Serie 15, der neuentwickelten Schlaufenverriegelung + FA, beträgt der Median 25,28 N und der Mittelwert 29,24 N \pm 12,17 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 20,57 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 36,95 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 11,22 N, das Maximum 53,66 N.

In Serie 16, der neuentwickelten knotenlosen 2-Strang-Naht + FA, beträgt der Median 25,26 N und der Mittelwert 26,82 N \pm 12,64 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 20,58 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 34,94 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 6,23 N, das Maximum 51,03 N.

Zur besseren Veranschaulichung folgt eine Boxplot Darstellung (Abb. 60).

Dargestellt wird in dem Boxplot, dass die durchschnittliche Kraftentwicklung bei 1 mm für die Serien 9,10,15 und 16 für den Median, das 1. und 3. Quartil sehr nah beieinander liegen. Der Median, als weißer Linie im Boxplot eingezeichnet, liegt um die 26 N. Am niedrigsten liegt die PDO 3-0 knotenlos + FA mit 15,73 N. Auffällig zeigen sich drei Ausreißer der knotenlosen Verriegelung der Serie 12 und 13 mit Kräften über 40 bzw. 50 N. Insgesamt zeigt sich aber wieder eine breite Streuung der Werte.



Abb. 60: Boxplot Kraft (N) bei 1 mm + Feinadaption

Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung getrennt nach den Nahttechniken mit Feinadaption. Die Ausreißer sind mit einem "°" gekennzeichnet.

Inferenzstatistik

Die F-Statistik der Regression ist nicht signifikant (F(7,86)=1,34, p=0,24), was bedeutet, dass es keine Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen gibt. Die F-Statistik ist nicht signifikant, als Besonderheit gibt es einen signifikanten Gruppenunterschied in der Regression (-10.060 von der Referenzgruppe für die Kategorie PDO 3-0 KK knotenlos). Diese Diskrepanz könnte damit erklärt werden, das die Koeffizienten in der Regression sich eventuell nicht für Mehrfachvergleiche eignen. Somit werden p-Werte tendenziell unterschätzt. Der Test ist damit zu liberal. In diesem Fall ist der F-Statistik den Vorzug zu geben. Die Interpretation mittels Margins stützt diese Schlussfolgerung. Es gibt keinerlei signifikante Gruppenunterschiede. Alle Nahttechniken sind statistisch betrachtet gleichwertig.

Es folgt die tabellarische Darstellung der Regression (Tab. 25) sowie eine Inferenzstatistik mit Margins und Bootstrapping (Abb. 61).

Serie	Nahttechnik	OLS	OLS + Bootstrap
9	KK knotenlos PGA 4-0	Ref.	Ref.
10	KK + Knoten PGA 4-0	-1.788	-1.788
		(4.483)	(3.945)
11	KK + Knoten PDO 3-0	-5.287	-5.287
		(4.483)	(3.695)
12	KK knotenlos PDO 3-0	-10.060*	-10.060*
		(4.584)	(4.509)
13	KK knotenlos PGA 3-0	-2.524	-2.524
		(4.584)	(5.808)
14	KK + Knoten PGA 3-0	-7.376	-7.376
		(4.483)	(4.246)
15	PDS SV	664	664
		(4.483)	(4.838)
16	PDS 2-Strang knotenlos	-1.758	-1.758
		(4.483)	(4.951)
	Konstante	28.576***	28.576***
		(3.170)	(3.466)
	Ν	94	94
	<i>R</i> ²	98	98

Standardfehler in Klammern. * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

Tabelle 25: Ergebnisse Regression bei 1 mm Spalt



Inferenz Spaltbildung 1 mm

Abb. 61: Inferenzstatistik Spaltbildung 1 mm mit Feinadaption

4.4.2 Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung mit Feinadaption

Deskriptive Statistiken

Die nachfolgende Tabelle 26 zeigt die Verteilung der Kraft in Newton bei der Spaltbildung von 2 mm bei der Serie 9 – 16.

Spalt weite	Nahttechnik	n	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
2 mm	KK knotenlos PGA 4-0 +FA	11	5,39	46,51	17,27	29,02	36,4	27,73	12,34
	KK + Knoten PGA 4-0 + FA	12	10,26	32,62	18,89	23,06	28,22	22,69	7,07
	KK + Knoten PDO 3-0 + FA	12	12,36	32,21	18,38	21,23	25,71	22,15	5,89
	KK knotenlos PDO 3-0 +FA	11	3,51	42,71	6,99	10,29	15,9	14,74	11,77
	KK knotenlos PGA 3-0 + FA	11	3,38	52,63	7,1	19,41	21,42	19,91	13,92
	KK + Knoten PGA 3-0 + FA	11	12,33	31,77	16,35	19,13	26,6	20,85	6,16
	PDS SV + FA	11	8,25	47,32	16,36	22,07	29,1	24,2	10,31
	PDS 2-Strang knotenlos + FA	12	5,7	41,33	17,05	23,05	30,1	23,46	11,14

Tabelle 26:

Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spalt getrennt nach den Nahttechniken Serie 9 – 16 mit Feinadaption

In der Serie 9 PGA PGL 4-0 knotenlos + Feinadaption (FA) beträgt der Median 29,02 N und der Mittelwert 27,73 N \pm 12,34 N Standardabweichung (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 17,27 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 36,4 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 2 mm Spaltbildung 5,39 N, das Maximum 46,51 N.

In der Serie 10 PGA PGL 4-0 mit Knoten + FA beträgt der Median 23,06 N und der Mittelwert 22,69 N \pm 7,07 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 18,89 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 28,22 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 10,26 N, das Maximum 32,62 N.

In der Serie 11 PDO 3-0 mit Knoten + FA beträgt der Median 21,23 N und der Mittelwert 22,15 N \pm 5,89 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 18,38 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 25,71 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 12,36 N, das Maximum 32,21 N.

In der Serie 12 PDO 3-0 knotenlos + FA beträgt der Median 10,29 N und der Mittelwert 14,74 N \pm 11,77 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 6,99 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 15,9 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 3,51 N, das Maximum 42,71 N.

In der Serie 13 PGA PGL 3-0 knotenlos + FA beträgt der Median 19,41 N und der Mittelwert 19,91 N \pm 13,92 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 7,1 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 21,42 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 3,38 N, das Maximum 52,63 N.

In der Serie 14 PGA PGL 3-0 mit Knoten + FA beträgt der Median 19,13 N und der Mittelwert 20,85 N \pm 6,16 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 16,35 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 26,6 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 12,33 N, das Maximum 31,77 N.

In Serie 15, der neuentwickelten Schlaufenverriegelung + FA, beträgt der Median 22,07 N und der Mittelwert 24,2 N \pm 10,31 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 16,36 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 29,1 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 1 mm Spaltbildung 8,25 N, das Maximum 47,32 N.

In Serie 16, der neuentwickelten knotenlosen 2-Strang-Naht + FA, beträgt der Median 23,05 N und der Mittelwert 23,46 N \pm 11,14 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 17,05 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 30,1 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 2 mm Spaltbildung 5,7 N, das Maximum 41,33 N.



Zur besseren Veranschaulichung folgt eine Boxplot Darstellung (Abb. 62).

Abb. 62: Boxplot Kraft (N) bei 2 mm mit Feinadaption

Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung getrennt nach den Nahttechniken.

Der Boxplot zeigt, dass die durchschnittliche Kraftentwicklung bei 2 mm weiter streut als im Vergleich zur 1 mm Spaltentwicklung. Median und Mittelwert jeder Serie differieren mehr als noch bei 1 mm. Den höchsten Wert erreicht die Serie 9 PGA PGL 4-0 ohne Knoten. Die niedrigsten Werte zeigt mit Abstand die Nahttechnik PDO 3-0 ohne Knoten. Ein Whisker nach oben ist nicht eingezeichnet. Es liegen zwei Ausreißer mit Werten von 30 N und 45 N außerhalb des 1,5-fachen Interquartilsbereiches. Damit liegen die Werte stellenweise unter den Werten der Kraftentwicklung bei 1 mm Spaltbildung. Dies liegt darin begründet, dass es bei einigen Zugversuchen schon zur Überschreitung des Kraftmaximums gekommen ist und bereits abnehmende Kraftwerte zu messen gewesen sind.

Inferenzstatistik

Die F-Statistik der Regression ist nicht signifikant (F(7,83)=1,50, p=0,18). Es gibt deutlich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Die Kraft ist in allen Fällen ungefähr gleich groß (Tab. 27).

Serie	Nahttechnik	OLS	OLS + Bootstrap
9	KK knotenlos PGA 4-0	Ref.	Ref.
10	KK + Knoten PGA 4-0	-5.035	-5.035
		(4.245)	(4.051)
11	KK + Knoten PDO 3-0	-5.583	-5.583
		(4.245)	(3.902)
12	KK knotenlos PDO 3-0	-12.989**	-12.989**
		(4.337)	(4.917)
13	KK knotenlos PGA 3-0	-7.817	-7.817
		(4.337)	(5.363)
14	KK + Knoten PGA 3-0	-6.883	-6.883
		(4.337)	(3.968)
15	PDS SV	-3.532	-3.532
		(4.337)	(4.608)
16	PDS 2-Strang knotenlos	-4.274	-4.274
		(4.245)	(4.700)
	Konstante	27.730***	27.730***
		(3.066)	(3.555)
	Ν	91	91
	R^2	112	112

Standardfehler in Klammern. * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

Tabelle 27: Ergebnisse Regression bei 2 mm Spalt

4.4.3 Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung mit Feinadaption

Deskriptive Statistiken

Die nachfolgende Tabelle 28 zeigt die Verteilung der Kraft in Newton bei der Spaltbildung von 3 mm bei der Serie 9 - 16.

Spalt weite	Nahttechnik	n	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
3 mm	KK knotenlos PGA 4-0 +FA	9	11,95	46,98	17,5	28,87	30,23	25,99	11,03
	KK + Knoten PGA 4-0 + FA	11	4,96	25,77	16,05	19,22	23,75	18,84	5,88
	KK + Knoten PDO 3-0 + FA	12	9,48	31,84	16,06	18,97	25,54	20,2	7,39
	KK knotenlos PDO 3-0 +FA	11	3,26	36,41	5,41	7,44	14,98	11,2	9,49
	KK knotenlos PGA 3-0 + FA	11	2,66	44,94	7,34	16,37	21,26	17,62	12,17
	KK + Knoten PGA 3-0 + FA	11	7,47	31,68	14,81	17,77	24,73	18,63	7,05
	PDS SV + FA	11	5,77	35,71	11,15	13,3	25,39	18,55	10,09
	PDS 2-Strang knotenlos + FA	12	5,94	34,62	15,26	23,26	30,63	22,68	9,29

Tabelle 28:

Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spalt getrennt nach den Nahttechniken Serie 9 – 16 mit Feinadaption

In der Serie 9 PGA PGL 4-0 knotenlos + Feinadaption (FA) beträgt der Median 28,87 N und der Mittelwert 25,99 N \pm 11,03 N Standardabweichung (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 17,5 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 30,23 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft beträgt bei 3 mm Spaltbildung 11,95 N, das Maximum 46,98 N.

In der Serie 10 PGA PGL 4-0 mit Knoten + FA beträgt der Median 19,22 N und der Mittelwert 18,84 N \pm 5,88 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 16,05 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 25,54 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 3 mm Spaltbildung 4,96 N, das Maximum 25,77 N.

In der Serie 11 PDO 3-0 mit Knoten + FA beträgt der Median 18,97 N und der Mittelwert 20,2 N \pm 7,39 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 16,06 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 18,97 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 3 mm Spaltbildung 9,48 N, das Maximum 31,84 N.

In der Serie 12 PDO 3-0 knotenlos + FA beträgt der Median 7,44 N und der Mittelwert 11,2 N \pm 9,49 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 5,47 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 14,98 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 3 mm Spaltbildung 3,26 N, das Maximum 36,41 N.

In der Serie 13 PGA PGL 3-0 knotenlos + FA beträgt der Median 16,37 N und der Mittelwert 17,62 N \pm 12,17 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 7,34 N (1. Quartil)

und die obere Quartilsgrenze 21,26 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 3 mm Spaltbildung 2,66 N, das Maximum 44,94 N.

In der Serie 14 PGA PGL 3-0 mit Knoten + FA beträgt der Median 17,77 N und der Mittelwert 18,63 N \pm 7,05 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 14,81 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 24,73 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 3 mm Spaltbildung 7,47 N, das Maximum 31,68 N.

In Serie 15, der neuentwickelten Schlaufenverriegelung + FA, beträgt der Median 13,3 N und der Mittelwert 18,55 N \pm 10,09 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 11,15 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 25,39 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 3 mm Spaltbildung 5,77 N, das Maximum 35,71 N.

In Serie 16, der neuentwickelten knotenlosen 2-Strang-Naht + FA, beträgt der Median 23,26 N und der Mittelwert 22,68 N \pm 9,29 N (SD). Die untere Quartilsgrenze beträgt 15,26 N (1. Quartil) und die obere Quartilsgrenze 30,63 N (3. Quartil). Das Minimum beträgt bei 3 mm Spaltbildung 5,94 N, das Maximum 34,62 N.

Der Boxplot zeigt (Abb. 63) die Darstellung der Kraft bei 3 mm Spaltbildung. Ähnlich wie bei 2 mm streuen die Werte der einzelnen Serien breiter. Die höchsten Werte entwickelt, wie bei 2 mm, die Nahttechnik PGA PGL 4-0 ohne Knoten mit einem Median von 28,87 N und Mittelwert von 25,99 N. Danach folgt die knotenlose 2-Strang Verriegelung mit 23,26 N (Median) und 22,68 ± 9,29 Mittelwert. Die Serien 10, 11 und 14 weisen ähnliche Kraftwerte auf. Mit Abstand zeigt die knotenlose PDO 3-0 KK Naht die niedrigsten Werte.



Abb. 63:

Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung getrennt nach den Nahttechniken Serie 9 – 16 mit Feinadaption

Inferenzstatistik

Die F-Statistik der Regression ist signifikant (F(7,80)=2,22, p=0,041). Es wird anhand der Ergebnisse (Abb. 64) deutlich, dass die Technik PGA 3-0 KK knotenlos signifikant geringere Werte aufweist als beispielsweise die Gruppe PGA 4-0 KK knotenlos.



Abb. 64: Inferenzstatistik Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung

Abgebildet ist die Inferenzstatistik mit Margins und Bootstrapping (breite Intervallgrenzen).

4.4.4 Kraft (N) bei 10 mm Spaltbildung mit Feinadaption

Deskriptive Statistiken

Die Spaltbildung von 10 mm haben viele Zugversuche nicht erreicht. Sie wurden durch die in Kapitel 3.3 beschriebenen Versagensmechanismen vorher beendet. Dementsprechend fällt die Anzahl der auswertbaren Testreihen deutlich geringer aus. Wie in der Tabelle 29 deutlich wird, schwanken die verwertbaren Zugversuche zwischen n=2 und n=6 pro Serie. Auf die Darstellung in einem Boxplot wurde bewusst verzichtet, da weder Quartile noch Whisker zu berechnen sind.

Spalt weite	Nahttechnik	n	Min	Мах	Q1	Median	Q3	Mittel- wert	SD ±
10 mm	KK knotenlos PGA 4-0 +FA	2	8,73	21,64	8,73	15,19	21,64	15,19	9,13
	KK + Knoten PGA 4-0 + FA	2	13,69	21,81	13,69	17,75	21,81	17,75	5,74
	KK + Knoten PDO 3-0 + FA	6	15,38	30,74	17,83	18,31	19,21	19,96	5,44
	KK knotenlos PDO 3-0 +FA	4	1,53	8,96	3,66	5,86	7,45	5,55	3,06
	KK knotenlos PGA 3-0 + FA	3	9,32	23,87	9,32	18,39	23,87	17,19	7,35
	KK + Knoten PGA 3-0 + FA	2	16,77	19,72	16,77	18,24	19,72	18,24	2,08
	PDS SV + FA	2	9,97	21,59	9,97	15,78	21,59	15,78	8,21
	PDS 2-Strang knotenlos + FA	2	16,83	27,62	16,83	22,23	27,62	22,23	7,63

Tabelle 29:

Verteilung der Kraft (N) bei 10 mm Spalt getrennt nach den Nahttechniken Serie 9 – 16 mit Feinadaption

Inferenzstatistik

Gemäß den deskriptiven Statistiken und der Tabelle 29, sind teilweise nur sehr wenige Messwerte pro Nahttechnik vorhanden. Aus diesem Grunde kann an dieser Stelle keine sinnvolle Inferenz berechnet werden.

4.5 Zusammenfassung der Statistik

Bei der Betrachtung der Serien 1 – 9 ohne zusätzliche zirkuläre Feinadaption, weist die Naht PGA 3-0 KK mit Knoten für die Spaltweiten 1, 2 und 3 mm die jeweils höchsten Wert für die Kraft auf (Punktschätzer). Sie hält wahrscheinlich die stärkste Belastung aus. Allerdings wird in den Analysen auch deutlich, dass verschiedene andere Nahttechniken statistisch betrachtet nicht unbedingt schwächer sein müssen. Die Konfidenzintervalle überlappen sich teilweise deutlich.

Wie erwartet, steigt die Belastbarkeit der einzelnen Naht durch die Feinadaption. Anhand der berechneten Inferenzen wird deutlich, dass es schwierig ist, bei den Nahttechniken mit Feinadaption eine klare Rangfolge der Techniken in Bezug auf die Belastbarkeit zu bilden. Dies kann möglicherweise damit erklärt werden, dass die Feinadaption Differenzen zwischen den verschiedenen Techniken nivelliert, also die Feinadaption alle Techniken soweit verbessert, dass die ursprünglichen Unterschiede nicht mehr von Bedeutung sind, da insgesamt die Belastbarkeit deutlich gesteigert wird. Dies kann auch deskriptiv in einer groben Zusammenschau mittels Boxplots und der abhängigen Variable 1 mm Spaltbildung aufgezeigt werden (Abb. 65). Es wird erkennbar, dass alle Techniken mit Feinadaption im Schnitt deutlich mehr Kraft aushalten als die Techniken ohne Feinadaption.



Abb. 65: Vergleich aller Techniken, Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung

5. Diskussion

5.1 Epidemiologie

Die aktuellsten Zahlen zu Verletzungen der Hand in Deutschland lassen sich aus der Statistik "Arbeitsgeschehen 2016" der deutschen gesetzliche Unfallversicherung e.V. (DGUV) und dem Online Portal Destatis des statistischen Bundesamtes ablesen.

2016 wurden 269.265 Arbeitsunfälle mit der Lokalisation an der Hand erfasst. Dies stellt 34,5 % aller arbeitsbedingten Verletzungen dar. Damit sind mehr als 1/3 aller Verletzungen aus diesem Patientenkollektiv die Hand betreffend. 20 % betreffen den Daumen, 19 % den Zeigefinger und 13 % den Mittelfinger. Der Rest teilt sich auf die übrigen Strukturen der Hand auf. Diese Statistik erfasst nur die Lokalisation der Verletzung, nicht die genaue Art der Verletzung. 10,5 % oder 1.274 Patienten erhielten

im Jahr 2016 aufgrund der Schwere ihrer Verletzung an der Hand eine vorübergehende oder dauerhafte Erwerbsminderungsrente [DGUV, 2017].

Aktuelle Daten aus der gesetzlichen Krankenversicherung lassen sich über das statistische Bundesamt nur für stationäre Patienten abrufen. Dort sind unter dem unspezifischen OPS Code 5-840 für das Jahr 2018 48.517 Eingriffe vermerkt, davon 30.899 bei Männern und 17.604 bei Frauen. Die Statistik nimmt keine Unterscheidung zwischen beugeseitigen oder streckseitigen Eingriffen vor, sodass sie nur die Gesamtanzahl der operativen Maßnahmen an den Sehnen der Hand abbildet.

Eine verifizierbare Aussage zur Häufigkeit der Beugesehnenverletzungen der Hand in Deutschland kann nicht getroffen werden. Die Studie von de Jong et al. zeigt für die USA eine Inzidenz für Sehnenverletzungen von Flexoren als auch Extensoren der Hand von 33,2/100.000 Personenjahren. Clayton und Court-Brown beziffern die Inzidenz der Beugesehnenläsion der oberen Extremität mit 4,83/100.000 Personenjahren. Männer sind dabei bis zu viermal häufiger betroffen als Frauen, da die meisten Verletzungen bei handwerklicher Arbeit und durch Fremdeinwirkung von spitzen oder scharfen Gegenständen auftreten [Clayton und Court-Brown, 2008; de Jong et al., 2014]. Schöffl und Winkelmann konnten nachweisen, dass 29 % der traumatischen Handverletzungen in einer Notaufnahme Sehnenverletzungen darstellen und damit der zweithäufigste Verletzungsgrund nach Frakturen sind [Schöffl und Winkelmann, 2010].

Die Therapie der Wahl besteht sowohl bei offenen als auch geschlossenen Durchtrennungen der Beugesehne in der operativen Adaption der Sehnenstümpfe [Smith et al., 1985; Towfigh et al., 2011; Dy et al., 2012a].

5.2 Anforderungen an die Beugesehnennaht

Die traumatisch oder degenerativ verursachte Kontinuitätsunterbrechung der Beugesehne erfordert die operative Rekonstruktion der Sehnenstümpfe als das therapeutische Mittel der Wahl. Dieses sollte primär innerhalb 24 Stunden oder spätprimär bis zum 14. Tag durchgeführt werden [Stephan et al., 2008]. Das Ziel der Sehnennaht ist die spaltlose Stumpfadaptation, um die optimalen Bedingungen für die extrinsische und intrinsische Sehnenheilung zu schaffen. Intraoperativ sollte das geringste iatrogene Trauma für die Sehne und Sehnenscheide gesetzt werden, die Naht aber gleichzeitig so stabil sein, dass eine Frühmobilisation möglich ist. Die frühfunktionelle Beübung ist notwendig, um die Ausbildung von Adhäsionen und Vernarbungen zu minimieren [Schöll, et al. 2016; Strickland, 2005; Ederer et al., 2018; Rust und Eckersley, 2008].

Eine Studie von Amadio et al. beschäftigte sich 2005 mit der Kraft, die im Rahmen der Nachbehandlung auf die Beugesehnennaht einwirkt. Sie führten den Begriff der "sicheren Zone" ein. Damit ist der Bereich gemeint, der über dem minimalen Kraftaufwand zur Überwindung der physiologischen Reibungskräfte in vivo liegt und andererseits die maximale Kraft, bei welcher die Naht gerade noch nicht versagt. Übertragen auf die Weiterbehandlung bedeutet dies die Kraft, die aufgewendet werden muss, um durch passive Beugung und aktive Streckung eine Vernarbung zu vermeiden und andererseits die Kraft, bei der es noch nicht zur Spaltbildung und damit zum Nahtversagen kommt [Amadio, 2005]. Messungen von Schuind ergaben bei passiver Bewegung in vivo 2 – 4 N, Messungen von Powell bis zu 7 N auf die Beugesehnen. Die gleiche Messung ergab bei aktiver Bewegung ohne Kraftanstrengung bei Powell 27 N und bei Schuind 34 N. Bei aktivem Faustschluss entstehen Kräfte bis zu 70 N. Daraus kann man ableiten, dass eine Sehnennaht für eine aktive postoperative Beübung mindestens 8 – 30 N Kraft ohne Spaltbildung aushalten sollte. [Betz et al., 2013; Schuind et al., 1992; Powell und Trail, 2004].

Die Sehnenstümpfe sollten spaltfrei adaptiert werden und auch unter Mobilisation bleiben. Eine Spaltbildung von bis zu 3 mm kann noch durch die Heilungsprozesse der Sehne überbrückt werden, bevor das Risiko von Nahtrupturen oder Verwachsungen signifikant ansteigt [Gelberman et al., 1999].

Die Platzierung des eingebrachten Nahtmaterials sollte weder die Vaskularisierung der Sehne von dorsal behindern noch eine Strangulierung der intrinsischen Gefäße durch zu tief gesetzte Nähte verursachen. Zusätzlich sollte der Faden so wenig Reibung wie möglich mit der Umgebung verursachen, um Adhäsionen oder Gleithindernisse zu vermeiden. Das erreicht man, indem Nahtmaterial und Knoten am besten in der Sehne zum Liegen kommen [Strickland, 2005; Aoki et al., 1995; Towfigh et al., 2011]. Trotz Berücksichtigung aller Empfehlungen können Komplikationen in Form von Wundinfekten, Nahtrupturen, Verwachsungen der Sehne mit dem Gewebe oder Versteifungen der umliegenden Gelenke auftreten. Dadurch kann es zu Revisionseingriffen, Verlängerung der Arbeitsunfähigkeit und bleibenden Bewegungseinschränkungen kommen [Griffin et al., 2012; Elliot et al., 1994].

Das Ziel dieser Arbeit war es, den Stellenwert des Knotens und der Feinadaption an drei unterschiedlichen Stratafix-Fadentypen der Stärke 4-0 und 3-0 unter Anwendung einer modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht sowie zwei selbstentwickelten Nahttechniken auf seine biomechanischen Eigenschaften zu testen. Als Parameter wurden die Belastbarkeit, Spaltbildung bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 10 mm sowie der Versagensmechanismus der Nähte erfasst und verglichen.
Die Hauptintention bestand darin, die verschiedenen Stratafix-Fadentypen sowie die zwei neuentwickelten Nähte daraufhin zu überprüfen, ob einer dieser knotenlosen Stratafix-Nähte den Anforderungen einer Beugesehnennaht gerecht werden kann. Dafür müssten Kraftwerte erreicht werden, die eine postoperativ frühfunktionelle Mobilisation mit einer max. Spaltbildung von 3 mm zulassen, um eine klinische Relevanz zu erlangen.

Die Studienlage zu den Themen biomechanische Untersuchungen an Beugesehnen und Testungen neuer Nahttechniken und Nahtmaterialien ist umfassend und in der Literatur ein weit verbreitetes Thema. Es gibt zahlreiche Studien, die diesen Themenkomplex beleuchten und Daten für die Vergleichbarkeit mit etablierten Nahttechniken bieten.

5.3 Nahtmaterial und Nahtstabilität

Es gibt aktuell keinen Goldstandard für die Nutzung eines bestimmten Nahtmaterials. Die Entscheidung obliegt weiterhin dem Operateur und seinem Kenntnisstand. Aktuell unterscheiden sich die Materialeigenschaften der Fadenstruktur in monofil oder geflochten, beschichtet oder unbeschichtet, resorbierbar oder nicht resorbierbar, ohne dass eine Überlegenheit eines Nahtmaterials bewiesen werden konnte [Komatsu et al., 2006]. Multiple Studien zeigen die Gleichwertigkeit zwischen nicht resorbierbarem und resorbierbarem Nahtmaterial aus Polydioxanon in Bezug auf die mechanische Stabilität und postoperative Frühmobilisation ohne vermehrte Spaltbildung [Bruck und Schlögel, 1985; von Fraunhofer et al., 1985; O'Broin et al., 1995; Wada et al., 2002].

In dieser Arbeit wurden die Sehnennähte mit zwei verschiedenen resorbierbaren monofilen Nahtmaterialien durchgeführt. Die Stratafix-Fäden bestehen entweder aus Polydioxanon (PDS, PDO) oder aus Polyglycolsäure und Polycaprolacton (PGA PCL). Beide Nahtmaterialen werden mittels Polymerisation im Schmelzspinnverfahren hergestellt und im Verlauf durch Hydrolyse vom Körper aufgelöst. Die Fäden unterscheiden sich in ihrer Resorptionsdauer und im Reißkraftprofil.

Der verwendete Stratafix PDS Plus 3-0 Faden aus Polydioxanon zeigt ein Reißkraftprofil von 60 % nach 42 Tagen und einer Resorptionszeit von 180 – 240 Tagen. Zusätzlich ist dieser Faden mit Triclosan IRGACARE MP für eine bakterizide Wirkung getränkt. Laut Hersteller besteht kein Unterschied in der Stabilität zu PDS-Fäden ohne den antiseptischen Zusatz. Eine Studie von Wang untersuchte das Verhalten von Triclosan versetztem Nahtmaterial und konnte keine Veränderung der Materialeigenschaften feststellen [Wang et al., 2013]. Des Weiteren wurde ein Stratafix PDO-Faden aus Polydioxanon verwendet. Das Reißkraftprofil zeigt sich ähnlich mit 80 % nach 28 Tagen und 40 – 70 % nach 42 Tagen bei einer kürzeren Resorptionszeit von 120 – 180 Tagen. Die restlose Resorption erfolgt durch Hydrolyse im Körper. Es konnte keine oder nur eine minimale inflammatorische Umgebungsreaktion in mehreren Studien nachgewiesen werden, ohne dass diese zu einer vermehrten Narben- oder Adhäsionsbildung führte oder Auswirkungen auf die Nahtstabilität hatte [Albers et al., 1982; Knoop et al., 1987; Wada et al., 2001a; O'Broin et al., 1995; Vieira et al., 2010]. Aufgrund der langen Stabilität bis zur sechsten Woche ist Polydioxanon gleichauf mit nicht resorbierbarem Nahtmaterial und ist ein häufig genutztes Nahtmaterial in der Beugesehnenchirurgie [Carls und Wirth, 2000; Towfigh et al., 2011; Pillukat et al., 2017, Bruck und Schlögel, 1985].

PGA PCL ist eine Copolymer aus zwei Estern, die im Verbund ein Reißkraftprofil von ca. 30 % nach 14 Tagen und eine Resorptionsdauer von 90 – 120 Tage haben. Studien in Bezug zur Nutzung von Sehnennähten gibt es hierzu bislang nicht. Eine Studie von Vieira beschäftigte sich mit der Degrabilität von Nahtmaterial ex vivo in verschiedenen Nährmedien und bestätigt das angegebene Reißkraftprofil [Vieira et al., 2010]. Damit ist zu erwarten, dass die Stabilität der Naht nicht lange genug aufrecht erhalten werden kann, um den Ansprüchen einer postoperative Mobilisation ohne Spaltbildung standzuhalten. Genutzt wurden diese Fäden, um deren Verhalten bei Knoten und knotenloser Verriegelung im Vergleich zu den anderen Stratafix-Fäden zu beurteilen.

Aufgrund der ausreichenden Literaturlage erfolgte keine erneute Prüfung der modifizierten Kirchmayr-Kessler-Naht mit PDS-Faden. Die Ergebnisse in der Literatur für eine modifizierte Kirchmayr-Kessler 2-Strang-Naht mit einem 4-0 PDS-Faden reichen durchschnittlich von 26,53 \pm 5,09 N über 29,89 \pm 4,39 N bis 94,17 \pm 20,59 N [Lachi, 2006; Hohenstein, 2016; Heinrich, 2017].

Die Stabilität einer Naht wird einerseits anhand ihrer Maximalbelastung und andererseits an der einsetzenden Spaltbildung bewertet. Eine Spaltbildung führt unter einer bestimmten Kraft zu der Entfernung beider Sehnenstümpfe und wird in Millimeter Abständen definiert. Je größer die Dehiszenz unter Mobilisation wird, desto schlechter kann eine Sehnenheilung stattfinden. Bis zu 3 mm Defekt können laut Gelbermann noch durch die Heilungsprozesse der Sehne überbrückt werden, bevor das Risiko von Nahtrupturen oder Verwachsungen signifikant ansteigt. Zeitgleich wies er auch nach, dass die entstandene Narbe nach drei Monaten Sehnenheilung weniger belastbar ist als die Narbe unter 1 oder 2 mm Spaltbildung [Gelberman et al., 1999]. Eine größere Spaltbildung als 3 mm sollte in jedem Fall vermieden werden.

In der Literatur hat sich die Prüfung der Kraft bei 2 mm Spaltbildung für die Beugesehnennaht etabliert. Eine gute Versorgung und Perfusion der Reparaturzone konnte bis zu 1 mm Dehiszenz nachgewiesen werden [Ketchum et al., 1977]. Zudem zeigt sich der Gleitwiderstand einer genähten Sehne ab einer Spaltbildung von 2 mm signifikant erhöht und damit auch die Komplikationsrate, indem es zum Verhaken an den Ringbändern und Adhäsionsbildung ab 3 mm Spaltbildung kommt [Zhao et al., 2004].

Nach Tang kam es zwischen 20 und 30 N Zugkraft bei dem Großteil der Beugesehnennähte zu einer Spaltbildung von 2 mm [Tang et al., 1999]. Was zu den unabhängigen Aussagen von Sántha und Amadio passt, die eine postoperative Belastung für aktive Mobilisation zwischen 20 und 30 N formulierten [Sántha und Répásy, 1990; Amadio, 2005]. Passive Bewegung der Beugesehne wird mit Werten zwischen 2 – 9 N angegeben [Powell und Trail, 2004; Urbaniak et al., 1975]. Mit diesem Versuch sollte mindestens eine Stabilität für eine passive oder sogar aktive Beübung erreicht werden.

In dieser Arbeit wurde die Kraft bei Spaltbildung von 1, 2, 3 und 10 mm untersucht. Die 10 mm Dehiszenz wurde von den meisten Testreihen nicht mehr erreicht. Vorher ist es bereits zu einem definierten Nahtversagen gekommen. Teilweise fand bei der knotenlosen Verriegelung weiterhin eine Kraftübertragung statt, da ein Faden langsam auf der Seite der Verriegelung herausgezogen wurde, der zweite aber weiterhin Kontakt zum Kraftaufbau hatte. Dieses Ergebnis ist zu vernachlässigen, da es keine klinische Relevanz im Rahmen der Sehnenheilung hat. Die Diskussion beschränkt sich auf den Bereich der 1 – 3 mm Spaltbildung, da in diesem Bereich eine ausreichende Belastbarkeit für eine suffiziente Naht gegeben sein muß. Zur besseren Übersicht werden die Serien zuerst einzeln diskutiert und am Ende zusammengefasst.

Die modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht mit dem geknoteten Stratafix-Faden PGA PCL 4-0 zeigt einen signifikanten Unterschied in ihrer Maximalbelastbarkeit mit einem Mittelwert von 11,76 \pm 5,05 N, einem Maximum von 20,97 N und einem Minimum von 5,11 N. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 6,6 \pm 4,21 N ein. Der Hauptversagensgrund ist das Knotenversagen. Bei 50 % sprang der Knoten im Zugversuch auf. Bei 25 % kam es zu einer Fadenruptur. Bereits bei der Knotendurchführung in der Vorbereitung zeigte sich das Zuziehen des Knotens als schwierig, da der Faden an sich sehr sperrig war. Im Vergleich zu den oben genannten Zielwerten mit dem PDS-Faden liegt diese Naht weit darunter.

Der gleiche Faden in der knotenlosen Variante zeigte einen höheren Mittelwert von $15,26 \pm 4,43$ N mit einem Minimum von 9,82 N und Maximum von 21,85 N. Die Spaltbildung von 2 mm tritt gemittelt bei $9,12 \pm 3,35$ N auf. Das Herausziehen des Stratafix-Fadens aus dem Sehnenstumpf im Sinne eines Knotenversagens war mit 63,64 % der Hauptgrund. Trotzdem wurden signifikant höhere Werte erreicht als bei einem identischen Faden mit Knoten. Die knotenlose Verriegelung erweist sich als Schwachstelle. Die erreichten Werte liegen trotzdem noch weit unter dem Standard PDS-Faden.

Um eine Aussage treffen zu können, ob eine dickere Fadenstärke eine größere Stabilität und damit vielleicht den Verzicht des Knotens möglich macht, wurden die Zugversuche in der gleichen Nahttechnik mit dem gleichen Stratafix-Faden PGA PCL in der Stärke 3-0 durchgeführt. Die geknotete Variante erreicht mit einem Mittelwert von $20,2 \pm 8,89$ N und Minimum von 5,41 N und Maximum von 34,67 N die signifikant höchste Maximalkraft aller Serien ohne Feinadaption. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 14,29 ± 4,49 N ein. Der Versagensmechanismus teilt sich fast hälftig auf ein Knotenversagen und die Fadenruptur auf. Der Hauptversagensgrund ist wie auch bereits beim PGA PCL 4-0 das Aufspringen des Knotens. Dementsprechend liegt die Vermutung nahe, dass das Material keinen suffizienten Knotenschluss ermöglicht.

Die knotenlose Variante des PGA PCL 3-0 erreicht einen Mittelwert von $15,23 \pm 6,09$ N mit einem Minimum von 7,76 N und Maximum von 25,96 N. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 9,7 ± 4,61 N ein. Der Versagensgrund liegt mit 50 % im Sehnenversagen. Die knotenlose Verriegelung des Stratafix-Fadens auf einer Stumpfhälfte hielt, gegenüber schnitt sich jedoch die in Locking Loop gelegte Schlaufe durch die Sehne. Das lässt die Überlegung zu, dass die Zunahme der Fadenstärke zu einem gewebeschneidenden Effekt führt und somit die eigentlich erhoffte Stabilitätszunahme aufhebt. Insgesamt entwickelt diese Technik im Durchschnitt eine verringerte Maximalbelastbarkeit zum Standard PDS-Faden.

Die geknotete Variante des Stratafix PDO 3-0 zeigte im Vergleich zum PDS Plus Faden ebenfalls eine verringerte durchschnittliche Maximalbelastbarkeit mit einem Mittelwert von 15,44 \pm 8,07 N und einem Minimum von 5,88 N und Maximum von 28,7 N. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 7,93 \pm 5,8 N ein. Das Sehnenversagen teilt sich gleichmäßig auf das Knoten- und Sehnenversagen mit jeweils 45,45 % auf. Die Fadenruptur stellt den kleinsten Teil dar.

Die knotenlose Variante des Stratafix PDO 3-0 bietet die mit Abstand schwächste Leistung in Bezug auf die Maximalkraft mit $9,8 \pm 5,1$ N sowie nur einem Minimum von 3,07 N. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 7,59 \pm 3,37 N ein. Das Knotenversagen ist mit knapp 60 % führend. Die erreichten Werte liegen trotzdem weit unter dem Standard PDS-Faden.

Die neuentwickelte knotenlose Schlaufenverriegelung mittels Stratafix PDS Plus 3-0 erreicht im Mittelwert $16,33 \pm 5,14$ und Minimum von 9,13 N. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei $8,73 \pm 4,49$ N ein. In knapp 60 % liegt ein Knotenversagen vor, indem sich unter der Zugbelastung der Faden aus der Schlaufe herauszog. In 25 % der Fälle zog sich die selbstsichernde, verriegelte Schlaufe aus dem Sehnenstumpf heraus. Das Knotenversagen stellt die Limitierung der Maximalbelastung dar. Die Videoauswertung lässt die Beobachtung zu, dass sich der Faden bis zu einem gewissen Punkt in der sich zu ziehenden Schlaufe verblockt hat. Erst im Verlauf kam es zu einem Herausziehen durch die Schlaufe. Es ist zu erwarten, dass durch die Erhöhung der Kernstranganzahl eine größere Stabilität der Naht erreicht werden kann.

Die zweite knotenlose 2-Strang-Naht mit Stratafix PDS Plus bietet die zweitschwächste Leistung mit einem Mittelwert von 12,84 \pm 6,41 N mit einem Minimum von nur 4,5 N. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 6,82 \pm 1,88 N ein. Mit 83 % stellt das Knotenversagen mit Abstand den häufigsten Grund für das Nahtversagen dar.

Im Ergebnis erreicht keine in dieser Arbeit überprüften Nahttechniken mit einem Stratafix-Faden unabhängig von Fadenstärke oder Widerhakenverlauf die notwendige Zugfestigkeit, um eine ausreichende Nahtstabilität für eine aktive Beübung zu gewährleisten. Die zum Vergleich genutzten Literaturwerte des PDS-Fadens bleiben unerreicht. Der Verzicht auf einen Knoten stellt im Vergleich unter den geprüften Nahttechniken bis auf den Stratafix-Faden PDO 3-0 keinen Nachteil dar. Die knotenlose PDO 3-0 Variante unterliegt in der Maximalkraft der geknoteten Variante, zeigt sich aber in der Spaltbildung bis 3 mm gleich auf. Nimmt man die passive Belastungsspanne von 2-9 N liegen alle Serien in Bezug auf ihre Maximalkraft darüber. Genug Nahtstabilität bei Spaltbildung bis 3 mm bieten aber nur der knotenlose PGA 4-0, PGA 3-0 und die neuentwickelte Schlaufenverriegelung PDS Plus 3-0 für eine passive Beübung.

5.3.1 Barbed Sutures – Fäden mit Widerhaken

Die erste Veröffentlichung einer Studie zum Thema "Barbed Sutures" im Bereich der Sehnen der Hand erfolgte 1967. McKenzie nutzte verschiedene Nahtmaterialien mit individuell angefertigten Widerhaken und verglich diese miteinander an individuellen 2-Strang-Nahttechniken. Die Belastbarkeit lag bei 17,8 – 26,7 N und erlaubte ebenfalls keine Frühmobilisation. Zusätzlich beschrieb McKenzie das Handling dieses Nahtmateriales als schwierig [McKenzie, 1967].

Erst 2004 erfolgte die Markteinführung einer neuen Generation von Nahtmaterial mit Widerhaken und darauffolgenden Veröffentlichungen zur Anwendung im Bereich der Sehnenchirurgie. Die Idee, dass eine knotenlose Verriegelung die gleiche Belastbarkeit postoperativ ermöglicht wie die bislang angewendeten geknoteten Techniken, ist immer wieder Gegenstand verschiedener Studien. Im Jahr 2009 wurde eine Studie veröffentlicht, in der unter Nutzung eines barbed Polypropylen-Fadens eine knotenlose 3-Strang-Kernnaht Maximalkräfte von 36 ± 7 N und die knotenlose 6-Strang-Kernnaht sogar 88 ± 4 N erreichte. Der Hauptversagensmechanismus stellte bis auf eine Ausnahme die Fadenruptur dar [Parikh et al., 2009]. Im gleichen Jahr veröffentlichten Trocchia et al., dass die Kraft für eine Spaltbildung von 2 mm mit Faden aus Polypropylen und Widerhaken gegenüber einem Faden aus geflochtenem Polyester vergleichbar ist. Genutzt wurde eine modifizierte, geknoteten 2-Strang-Naht nach Kessler bzw. eine knotenlose Kessler-Bunnel-Nahttechnik. In der Maximalkraft zeigte sich die geknotete Variante wieder der knotenlosen überlegen [Trocchia et al., 2009].

Eine Übersichtsarbeit im Jahr 2016 von Shin et al. arbeitete 12 verschiedene Studien mit Verwendung von Widerhaken besetztem Nahtmaterial auf. Diese Arbeiten zeigen auf, dass knotenlose Nahttechniken im Vergleich zu regulären geknoteten Nahttechniken vergleichbare Werte in Maximalkraft und Kraft bei Spaltbildung entwickeln können. 4-Strang-Nahttechniken entwickelten generell mehr Kraft als 2-Strang-Nahttechniken [Shin et al., 2016]. Lin et al. erreichten mit einer modifizierten knotenlosen Kirchmayr-Kessler 4-Strang-Naht und Nutzung eines V-Loc Fadens Größe 0 höhere Maximalwerte mit 52,3 \pm 12,5 N und die gleiche Kraft bei 2 mm Spaltbildung [Lin et al., 2013]. Clemente erreichte mit einem 2-0 Quill-Faden und individueller 4-Strang-Nahttechnik eine Maximalkraft von 50,5 \pm 9,9 N. Alle Nähte versagten in Clementes Arbeit über die Fadenruptur [Clemente et al.,2015]. Sato et al. nutzte 2014 einen V-Loc-Faden 4-0 aus Polyglyconat in einer knotenlosen modifizierten 2-Strang-Kessler-Naht. Die Maximalkraftwerte zeigten sich mit 22,3 \pm 2,41 N geringer als der konventionell geknotete Faden aus Polyglyconat mit 26,3 \pm 1,53 N [Sato et al., 2014].

Der Hauptversagensgrund der vorher genannten Studien, die Fadenruptur, unterscheidet sich interessanterweise zu den Ergebnissen in der vorliegenden Arbeit. Der Hauptgrund des Nahtversagens dieser Studie war zu 2/3 das Lösen der knotenlosen Verriegelung und nur zu einem geringen Teil die Fadenruptur. Trat eine Fadenruptur auf, war diese immer vergesellschaftet mit der Entwicklung einer hohen Maximalkraft. Die zusätzliche Feinadaptation erhöht die Stabilität, sodass es hier etwas häufiger zu einer Fadenruptur gekommen ist. Das Versagen der Verriegelung erfolgte in der Regel vor Erreichen seiner Maximalbelastung, indem er sukzessive aus der Verankerung heraus gezogen wurde. Eine Optimierung der knotenlosen Verriegelung sollte zu einer Erhöhung der Stabilität führen.

Im Vergleich zu den Werten aus der Literatur liegen die in dieser Arbeit getesteten Stratafix-Fäden in jeder Nahttechnik und Stärke unter den in der Literatur erreichten Werten. Die stärkste knotenlose Technik ist die neuentwickelte Schlaufenverriegelung. Zur passiven Mobilisation ist dies ausreichend. Mit Feinadaptation erhöhen sich die Werte in Maximalkraft und der Beginn der Spaltbildung um mehr als das Doppelte, sodass hier eine aktiv-passive Frühmobilisation möglich ist.

5.3.2 Durchmesser des Nahtmaterials

Es hat sich gezeigt, dass es mit zunehmender Fadenstärke zu einem Stabilitätsgewinn durch eine Kraftzunahme kommt. Taras et al. wiesen nach, dass eine 4-0 Naht (Ethicon) um 66 % stärker als eine 5-0 Naht ist. Derselbe Versuch mit einem PDS-Faden zeigte den Anstieg von 62 % von 4-0 auf 5-0 [Taras et al., 2001]. Osei et al. wiesen den Kraftanstieg eines Supramid Fadens von 49 % von 4-0 auf 3-0 nach [Osei et al., 2014]. Die aktuelle Empfehlung ist dementsprechend die Nutzung eines 3-0 oder 4-0 Fadens. Dickere Fäden erschweren durch ihre Rigidität das Handling und erhöhen den Anteil des Fremdmaterials in der Sehne. Eine 5-0 Naht hält als Kernnaht nicht genügend Kraft aus und birgt die Gefahr der Fadenruptur [Strickland, 2005; Pillukat, 2017; Wu und Tang, 2014].

5.4 Nahttechnik

5.4.1 Kernnaht

Nach der aktuellen Studienlage steigt mit Anzahl der Kernstränge die Reißfestigkeit der Naht proportional und die Kraft nimmt bis zur Spaltbildung zu [Barrie et al., 2000; Sanders et al., 2001]. Eine reine Erhöhung des Durchmessers des einliegenden Nahtmaterials bringt dabei nicht denselben Effekt wie das Erhöhen der Interaktionen im Bereich der Nahtstelle durch mehr Stränge [Pillukat, 2017; Osei et al., 2014]. Der technische Anspruch steigt mit Zunahme der Kernnähte. Eine 4-Strang-Naht ist oft noch umsetzbar, eine 6-Strang-Naht im Bereich der Digiti bei schmalen Sehnen oder schlechter Sehnenqualität bereits nicht mehr. Beim Setzen von Mehr-Strangnähten ist zusätzlich auf die Spannungsverteilung zu achten. Ein Ungleichgewicht führt zur Fehlverteilung der Last bei Beübung und zu einer Ruptur des Stranges, der zu Beginn der Bewegung die ganze Last trägt [Savage, 2014].

In dieser Arbeit wurde sich aus folgenden Gründen für die Durchführung dreier 2-Strang-Kernnähte entschieden. Der Vorteil einer modifizierten Kirchmay-Kessler 2-Strang-Naht liegt in ihrer einfachen Durchführung. Durch den Fadenverlauf kommt nur eine geringe Menge Nahtmaterial auf der Sehne zum Liegen. Jedes Fremdmaterial auf der Sehne erhöht den Reibungswiderstand und damit die Kraft, die bei Mobilisation auf die Naht einwirkt. Dadurch erhöht sich einerseits die Gefahr von Rupturen oder Spaltbildung, andererseits auch die verstärkte Ausbildung von Adhäsionen [Amadio, 2005; Dy et al., 2012b]. Die Traumatisierung der Sehne durch den iatrogenen Prozess des Nähens wird durch die geringe Anzahl an Ein- und Ausstichen ebenfalls niedrig gehalten. Zusätzlich ist eine modifizierte Kirchmayr-Kessler-Naht ausreichend stabil für eine passive Nachbehandlung [Strickland, 2005; Pillukat et al., 2017; Quadlbauer et al., 2016]. Die zwei neuentwickelten Nahttechniken orientieren sich in ihrem Verlauf an dem einer Kirchmayr-Kessler-Naht. Bildlich nachvollziehbar im Kapitel 3.4.3 Seite 46 – 50. Die selbstzuziehende Schlaufenverriegelung kommt flach auf der Sehne zum Liegen und kann vom Volumen am ehesten wie ein Knoten gewertet werden. Die Position der Schlaufe lässt noch Raum zur Überprüfung der Nahttechnik in Bezug auf die Gleitfähigkeit.

Bislang findet die Anordnung der Widerhaken auf dem Stratafix-Faden in der Literatur kaum Beachtung. Der PDS-Faden ist sowohl mit unidirektional als auch bidirektional verlaufenden Ankerpunkten verfügbar. In dieser Arbeit zeigten sich signifikante Unterschiede in der Maximalkraft zwischen den einzelnen Serien. Die bidirektional verlaufenden neuentwickelten Schlaufenverriegelungen entwickelten 16,33 \pm 5,14 N und 12,84 \pm 6,41 N. Die unidirektional verlaufenden Nahttechniken entwickelten alle um die 15 N. Anhand der Werte kann kein Vorteil eines Widerhakenverlaufes postuliert werden.

Jordan et al. verglichen 2014 zwei undirektionale mit Widerhaken besetzte Fäden (V-Loc vs. Stratafix) in einer modifizierten Kessler 4-Strang-Technik. Die einzelnen Widerhaken zeigten unter dem Mikroskop eine unterschiedliche Konfiguration. Dieses Thema wurde bislang noch nicht weiter aufgegriffen und bietet noch Raum für weitere Forschung. Der V-Loc Faden zeigte eine leichte Überlegenheit in der Maximalkraft mit 50,7 ± 8,8 N gegenüber dem Stratafix 3-0 PDO mit 42,3 ± 7,2 N, während die Kraft bei Spaltbildung von 2 mm identisch ist [Jordan et al., 2014]. Im Vergleich zu den Werten der vorliegenden Arbeit sind diese deutlich höher, da nur Nahttechniken in 4-Strang-Naht überprüft wurden.

Grundsätzlich gelten nach der Literaturrecherche die selben Parameter der Nahtoptimierung wie bei den bislang üblichen Fäden. Ein mit Widerhaken besetzter Faden gewinnt an Stabilisation durch die Zunahme der Fadenstärke, Zunahme der Kernstränge und sicherer Verankerung. Eine Vergleichbarkeit der Publikationen ist aufgrund der unterschiedlichen Materialen, Techniken, Fadenstärken und Widerhakenkonfigurationen nur eingeschränkt möglich [Pillukat et al., 2017; Strickland, 2005; Jordan et al., 2014; Parikh et al., 2009; Shah et al., 2015].

Auch wenn in der Zusammenschau die Nutzung von Nahtmaterial mit Widerhaken für die Sehnennaht bei geeigneter Nahttechnik umsetzbar erscheint, sind größtenteils nur ex vivo Versuche durchgeführt worden. 2015 führte Maddox eine in vivo Studie an Hühnersehnen durch. Dort gab es bei der knotenlosen 3-Strang-Naht im Vergleich zu einer konventionellen 4-Strang-Naht keine Unterschiede in Bezug auf die Zugfestigkeit. Die Ausfallquote zeigte sich in der knotenlosen Gruppe 3-fach erhöht, sodass die Aussagekraft aufgrund der geringen Stichprobe wenig verlässlich erscheint [Maddox et al., 2015].

5.4.2 Knoten

Ein sicherer Knoten ist die Voraussetzung für eine stabile Sehnennaht. Öffnet sich oder reißt der Knoten, kommt es in der Folge zu einer Spaltbildung und Nahtinsuffizienz. Als konventioneller Knoten wird der vierfach geknotete chirurgische Knoten empfohlen [Komatsu et al., 2006; Savage, 2014]. Trotzdem bleibt der Knoten in der Sehnennaht eine potenzielle Schwachstelle. Es besteht immer die Möglichkeit des Nachrutschens bzw. Lösen des Knotens oder einer Fadenruptur. Die Knotenbildung stellt eine Schwächung des Nahtmateriales um bis zu 50 % dar, die unter Belastung zu einer Ruptur führen kann. Meist geschieht dies in unmittelbarer Knotennähe [Trail et al., 1989; Komatsu et al., 2006].

Andererseits führt das einliegende Nahtmaterial der Kernnaht je nach Fadenstärke zu einer Sehnenvolumenerhöhung und damit zur Erhöhung des Gleitwiderstandes. Der Knoten beeinträchtigt die Sehnengleitfähigkeit zusätzlich. Liegt der Knoten auf der Sehne auf, führt dies zu einer Erhöhung des Gleitwiderstandes durch die Reibung des Knotens mit dem umliegenden Gewebe. Es besteht die Gefahr, dass der Knoten an Ring- und Kreuzbändern hängen bleibt und es zur Spaltbildung kommt [Noguchi et al., 1993]. Mehr Reibung bedeutet einen höheren Kraftaufwand, um die Sehne gleiten zu lassen und damit eine höhere Anforderung an die Stabilität der Naht. Zudem führt die erhöhte Reibung zu einer lokalen Entzündungsreaktion, die zu vermehrten Verklebungen führen kann [Zhao et al., 2001; Strickland, 2005; Schöffl und Winkelmann, 2010]. Daraus resultiert die Empfehlung zum Versenken des Knotens in der Sehne [Strickland, 2005; Zhao et al., 2004; Amadio, 2005; Zechner et al., 1985].

Der Knoten sollte außerhalb der Rupturzone versenkt werden, da der Knoten selber eine Dehiszenz zwischen beiden Sehnenenden verursacht. Je nach Nahttechnik reduziert der Knoten die Kontaktfläche bis zu 27 % bei einer Mehr-Strang-Naht mit zwei Knoten, über 14 % bei der Savage Nahttechnik und nur um 2 % bei einer Kirchmayr-Kessler-Naht mit außerhalb versenktem Knoten nach Zechner [Norris et al, 1999]. Diese Reduktion der Kontaktfläche kann zu einer verminderten Sehnenheilung zwischen den Sehnenstümpfen führen. Zusätzlich konnten Aoki et al. in vitro feststellen, dass eine Naht mit außerhalb versenktem Knoten stabiler ist als eine mit in der Rupturstelle versenktem Knoten. Im Vergleich zeigte sich die Nahttechnik mit einem Knoten stabiler als die gleiche Nahttechnik mit zwei Knoten [Aoki et al., 1995].

Die knotenlose Verankerung würde die oben genannten Probleme umgehen. Der Stratafix-Faden erhöht durch seine Widerhaken die Interaktion mit dem umliegenden Gewebe, sodass eine Knotenbildung nicht notwendig ist. Das die knotenlose Verriegelung die gleiche Belastung wie die geknoteten Nahttechniken aushält, wurde bereits in mehreren Studien nachgewiesen [Parikh et al., 2009, Wu et al., 2016]. In der Studie von Parikh zeigte sich eine 3-Strang-Kernnaht vergleichbar einer 4-Strang-Standard Nahttechnik mit Knoten [Parikh et al., 2009]. Der Vorteil gegenüber einer geknoteten Naht ist die mögliche Reduktion der Kernnahtanzahl mit Knotenverzicht. Das wiederum führt zur Reduktion des außen liegenden Nahtmateriales und Ankerpunkten, welches wiederum zu einer Reduktion des Gleitwiderstandes führt.

In dieser Studie wurde dieselbe Kirchmayr-Kessler 2-Strang-Naht mit den Stratafix-Fäden in zwei Varianten durchgeführt. Die geknotete und knotenlose Variante des gleichen Fadens wurden miteinander verglichen. Dabei kam es zu keinem eindeutigen Ergebnis. In zwei Vergleichsgruppen zeigte sich die knotenlose Variante in Bezug auf die Maximalkraft und Spaltbildung leicht überlegen und nur einmal die Variante mit Knoten. Die zwei neuentwickelten knotenlosen Schlaufenverriegelungen reihen sich mit ähnlichen Werten ein. Insgesamt lagen alle Werte der Versuchsanordnung ohne Feinadaptation unter der gewünschten Belastungsgrenze zur postoperativen Frühmobilisation. Bei der Nahtdurchführung fiel auf, wie rigide und fest das Fadenmaterial ist. Das Knüpfen eines suffizienten chirurgischen 4-fach Knotens war technisch anspruchsvoll und zeigte am Ende einen so großen Knoten, dass dieser schon aufgrund des Knotenvolumens nicht in der Sehne versenkt werden konnte.

Beim Versagensmechanismus gab es keine signifikanten Unterschiede. Mit 54 % war das Lösen des Knotens Hauptversagensgrund in der geknoteten Gruppe, mit 58 % das Öffnen der Verriegelung der Hauptgrund in der knotenlosen Gruppe. Damit zeigt sich der Knoten bzw. die knotenlose Querverriegelung weiterhin als Schwachpunkt der Naht. Ein besseres Verriegelungsdesign sollte zu einer Erhöhung der Maximalkraft und späterem Eintreten der Spaltbildung führen.

Der Verzicht auf den Knoten stellte in Bezug auf die Kraft und Spaltbildung keinen messbaren Nachteil, aber auch keinen Vorteil dar. Ein Grund kann die Art der Verriegelung sein. Es wurde eine einfache 4-fache Querverriegelung genutzt. Die Interaktion der Widerhaken mit dem Gewebe scheint nicht auszureichen, um eine stabile Naht zu erzeugen. Bei Optimierung der Verriegelung ist mit einer Verbesserung der Kraftwerte zu rechnen.

5.4.3 Zirkumferente Feinnaht

Die Durchführung einer Kernnaht mit zusätzlich umlaufender Feinadaptation hat sich inzwischen zum Standard etabliert. Die zusätzliche Feinnaht erfüllt mehrere Aufgaben. Erstens erfolgt damit eine Glättung ausgefranster Rupturränder, was wiederum die Gleitfähigkeit verbessert und das Adhäsionsrisiko reduziert. Zweitens ermöglicht die Feinnaht das Schließen von Sehnenlücken zur spaltfreien Sehnenstumpfadaptation. Und drittens führt die Feinadaption zu einem Stabilitätsgewinn mit dem Anstieg der Reißfestigkeit und später einsetzender Spaltbildung [Rawson et al., 2013; Diao et al., 1996; Langer et al., 2015].

In der vorliegenden Arbeit wurden zuerst die Kernnähte getestet und im Anschluss dasselbe mit einer zusätzlicher Feinadaption wiederholt, um den Stabilitätsgewinn zu überprüfen.

Aus vorherigen Arbeiten abgeleitet, ist eine Stabilitätszunahme zu erwarten gewesen. Die bislang veröffentlichten Arbeiten zeigten in unterschiedlichem Ausmaß eine Zunahme der Maximalkraft und Kraft bis zur Spaltbildung, die bis zur Verdoppelung der Werte gegenüber einer reinen Kernnaht reicht [Wade et al., 1986; Kubota et al., 1996; Lotz et al., 1998]. In der Arbeit von Sull et al. zeigt sich eine Verbesserung der 2 mm Spaltbildung unter Verwendung einer zirkumferenten Naht bei einem widerhakenbesetzten VLOC 3-0 Faden um 204 %. Die Maximalkraft verhielt sich trotz Feinadaptation stationär [Sull et al., 2016]. Im Vergleich dazu kam es in dieser Arbeit sowohl zu einem Anstieg der Maximalkraft als auch der Kraft bei Spaltbildung.

Zusammenfassend ist es in allen Gruppen zu einem Anstieg der Maximalkraft und der Kraft bei Spaltbildung gekommen. Es war keine Nahttechnik in Kombination mit der Feinadaption statistisch überlegen, sodass die von Lotz getroffene Aussage, die Ringnaht scheine für bis zu 2/3 der Gesamtbelastbarkeit einer Sehnennaht verantwortlich, auf die vorliegende Arbeit ebenfalls zutrifft und zu einer Verbesserung aller gemessenen Werte geführt hat [Lotz et al., 1998]. Im Trend zeigt sich die knotenlose Schlaufenverriegelung den anderen Nahttechniken leicht überlegen.

Der Maximalkraftzuwachs schwankt zwischen 38,11 % bei der geknoteten PGA 3-0 Nahttechnik und 215,51 % bei der ungeknoteten PDO 3-0 Kirchmayr-Kessler Variante. Die Kraft bei Spaltbildung ist dementsprechend mit angestiegen. Während des Versuches wurde die Kraft bei Spaltbildung von 1, 2, 3 mm und 10 mm erfasst. Es wurde die Kraft bei 2 mm Spaltbildung und die Maximalkraft zur Bewertung der Nahtstabilität herangezogen. Als Ziel wurde, wie in der Versuchsanordnung ohne Feinadaptation, das Erreichen einer postoperativen Belastung für aktive Mobilisation zwischen 20 N und 30 N formuliert. Die modifizierte Kirchmayr-Kessler 2-Strang-Naht mit dem geknoteten Stratafix-Faden PGA PCL 4-0 zeigt einen Anstieg in ihrer Maximalbelastbarkeit mit einem Mittelwert von $32,4 \pm 7,19$ N, einem Maximum von 42,34 N und einem Minimum von 14,97 N. Der Hauptversagensgrund blieb mit 42 % das Knotenversagen, die Fadenruptur erhöhte sich auf 33,3 %. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei $22,69 \pm 7,07$ N ein. Das bedeutet einen Anstieg der Maximalkraft von 175,5 % und 243,78 %. der Kraft bei 2 mm Spaltbildung

Der gleiche Faden in der knotenlosen Variante zeigte einen höheren Mittelwert von $33,74 \pm 10,07$ N mit einem Minimum von 21,99 N und Maximum von 56,75 N. Die Werte sind höher als in der geknoteten Variante. Das Nahtversagen verteilt sich auf jeweils 42 % Fadenruptur und 42 % Versagen der Verriegelung. Den Rest stellt das Sehnenversagen dar. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei $27,73 \pm 12,34$ N ein. Der Kraftanstieg gegenüber der Naht ohne Feinadaption beträgt 119 % bei Maximalkraft und bei 2 mm Spaltbildung 204 %.

Die gleiche Nahttechnik mit dem Stratafix-Faden PGA PCL mit Knoten in der Stärke 3-0 erreichte einen Mittelwert von 27,9 \pm 8,42 N und Minimum von 11,43 N und Maximum von 38,97 N. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 20,85 \pm 6,16 N ein Dies stellt die geringste Steigerung mit 38,1 % Maximalkraft und 45,9 % Kraft bei 2 mm Spaltbildung dar. Damit hat diese Gruppe trotz höchsten Werten in der 1. Versuchsanordnung aus der Feinadaption den geringsten Kraftzuwachs erfahren. Der Versagensmechanismus teilte sich fast hälftig auf das Sehnenversagen und die Fadenruptur auf.

Die knotenlose Variante des PGA PCL 3-0 erreicht einen Mittelwert von $33,88 \pm 13,13$ N mit einem Minimum von 18,95 N und Maximum von 60,38 N. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei $19,91 \pm 13,92$ N ein. Der Versagensgrund liegt mit 83,33 % im Versagen der Verriegelung. Der Anstieg gegenüber der Naht ohne Feinadaption beträgt 123 % bei Maximalkraft und 105 % Kraft bei 2 mm Spaltbildung.

Die geknotete Variante des Stratafix PDO 3-0 erreicht einen Mittelwert von 31,4 \pm 9,57 N mit einem Minimum von 21,75 N und Maximum von 50,91 N. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 22,15 \pm 5,89 N ein. Die Steigerung gegenüber der reinen Kernnaht beträgt 103 % bei Maximalkraft und bei 2 mm Spaltbildung 178,7 %.

Die knotenlose Variante des Stratafix PDO 3-0 bietet in Bezug auf die Maximalkraft 30,92 ± 11,49 N mit einem Minimum von 20,27 N und Maximum von 51,36 N. Der Versagensgrund bestand ausschließlich aus Knotenversagen und einem Fall von technischem Versagen. Die Maximalkraft verbesserte sich um 215 %. Damit hebt sich dieser Wert deutlich vom Kraftzuwachs der anderen Gruppen ab, was am ehesten darin begründet liegt, dass diese Versuchsgruppe in der ersten Versuchsanordnung unter-

durchschnittlich gewesen ist. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 14,74 ± 11,77 N ein, dies ist ein Anstieg von 94 %. Damit ist diese Naht durch die frühe Spaltbildung nicht für eine postoperative aktive Beübung geeignet. Es kann nur eine passives Beübungsprotokoll durchgeführt werden.

Die neuentwickelte knotenlose Schlaufenverriegelung mittels Stratafix PDS Plus 3-0 erreicht die höchsten Werte der zweiten Versuchsanordnung mit $38,32 \pm 14,9$ N Mittelwert und einem Minimum von 23,38 N und Maximum von 73,15 N. Es kam bei 60 % der Testreihen zum Sehnenversagen. Die Schlaufe durchschnitt den Sehnenstumpf, die knotenlose Verriegelung hielt der Belastung weiterhin stand. In 25 % der Fälle kam es zur Fadenruptur. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 24,2 ± 10,31 N ein. Es kam zu einem Anstieg von 135 % der Maximalkraft und 177 % der Kraft bei 2 mm Spaltbildung.

Die zweite knotenlose 2-Strang-Naht mit Stratafix PDS Plus 3-0 erreicht einen Mittelwert von $34,55 \pm 11,16$ N mit einem Maximum von 56,15 N. In dieser Serie ist wieder das Knotenversagen mit 50 % der Grund für das Nahtversagen. Die Spaltbildung von 2 mm tritt bei 23,46 \pm 11,14 N ein. Es kam zu einem Anstieg von 169 % der Maximalkraft und 244 % der Kraft bei 2 mm Spaltbildung.

Die damit erreichte Stabilität in den Parametern Kraft und Spaltbildung bis zu 2 mm ist in allen Serien, bis auf die Serien PDO 3-0 und PGA 3-0 knotenlos ausreichend, um damit postoperativ eine aktive Beübung zuzulassen. Die beiden Fäden zeigen eine verfrühte Spaltbildung, sodass nur eine passive Beübung möglich ist. Beide neuentwickelten knotenlosen Schlaufenverriegelungen zeigen sich im Trend etwas besser als die übrigen Nahttechniken. Der Versagensmechanismus liegt wie bereits in der Gruppe ohne Feinadaptation hauptsächlich im Knotenversagen, sodass eine Weiterentwicklung der knotenlosen Verriegelung zu einer noch stabileren Naht führen sollte.

Dieses grundsätzlich positive Ergebnis könnte eine Basis für zukünftige Überprüfungen des Stratafix-Fadens in Modifikation von Naht und Verriegelung sein.

5.5 Zusammenfassung

Die Beugesehnendurchtrennung der Hand ist eine häufige vorkommende Verletzung mit hohem therapeutischem Anspruch und langwierigem Verlauf. Die traumatisch oder degenerativ verursachte Kontinuitätsunterbrechung der Beugesehne erfordert die operative Rekonstruktion der Sehnenstümpfe als das therapeutische Mittel der Wahl.

Die Anforderungen an die optimale Beugesehnennaht sind hoch und erfordern eine Zugfestigkeit der Naht, die ausreichend Stabilität gewährleistet, um eine postoperative frühfunktionelle Beübung zuzulassen sowie die Spaltbildung auf ein Minimum zu reduzieren, um Adhäsionen zu vermeiden.

Das Ziel der vorliegenden Dissertationsschrift war die Überprüfung des Stellenwertes des Knotens und der zirkumferenten Feinadaptation unter Verwendung eines selbstsichernden Stratafix-Fadens. Die Auswahl des Stratafix Nahtmaterials erfolgte unter Beachtung einer im klinischen Alltag etablierten, oft genutzten Kombination aus Nahttechnik, Nahtmaterial und Fadenstärke. Dementsprechend erfolgte die Durchführung der Zugversuche an einer modifizierten Kirchmayr-Kessler-2-Strang-Naht mit 3-0 und 4-0 Stratafix-Fäden sowohl ohne als auch mit Knoten. Zwei weitere Sehnennähte wurden aufgrund der vorliegenden Besonderheit des Stratafix PDS Plus Fadens mit selbstverriegelnder Schlaufe auf Grundlage biomechanischer Erkenntnisse entwickelt. Anschließend wurde derselbe Versuchsaufbau, um die Feinadaptation ergänzt, wiederholt.

Im Rahmen der experimentellen Arbeit wurden die biomechanischen Parameter Maximalkraft (N), die Kraft (N) bei Nahtversagen, die Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm sowie 10 mm Spaltbildung und der Versagensmechanismus der Nähte überprüft. Dafür wurden insgesamt 192 Extensor-Digitorum-III-Sehnen der Schweinevorderpfote präpariert, durchtrennt und anschließend mittels modifizierter Kirchmayr-Kessler-Naht und den zwei entwickelten Sehnennähten genäht. Jede einzelne Testreihe umfasste 12 Sehnen.

Jede vernähte Sehne wurde durch einen Maximallastversuch auf Zug geprüft. Die Zuggeschwindigkeit der Fahrtraverse betrug 0,2 mm/s. Die Messwerte (Zeit, Weg und Kraft) wurden EDV-gestützt aufgezeichnet. Zeitgleich erfolgte die digitale Video-Aufzeichnung jedes einzelnen Zugversuches zum Erfassen des Nahtverhaltens mit anschließender Auswertung. Die statistische Auswertung erfolgte im explorativen Sinn mittels einfacher linearer Regressionen und mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests nach Pearson sowie dem Exaktem Test nach Fisher.

Die Ergebnisse für die Nahttechniken ohne Feinadaptation zeigen, dass sich unabhängig von der Verwendung eines 4-0 oder 3-0 Stratafix-Fadens und der Nahttechnik eine Stabilität ergibt, die nur eine passive postoperative Mobilisierung ermöglicht. In den Kraftbereichen bis zur Entwicklung einer 3 mm Spaltbildung zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Nähten, die eine passive Beübung teilweise einschränken.

Die Ergebnisse für die Nahttechniken mit Feinadaptation zeigen zusammenfassend in allen Gruppen einen deutlichen Anstieg der Maximalkraft und der Kraft bei Spaltbildung. Es war keine Nahttechnik in Kombination mit der Feinadaption statistisch überlegen, der Trend zeigt einen leichten Vorteil den knotenlosen Techniken. Aufgrund der Kraftzunahme läßt sich größtenteils eine akzeptable Belastbarkeit für eine postoperativ aktive Mobilisierung erreichen.

Der Hauptversagensmechanismus bleibt in beiden Versuchsanordnungen das Lösen der knotenlosen Verriegelung mit Herausziehen eines Fadenendes aus dem Sehnenstumpf.

Im Vergleich zu den Werten aus der Literatur liegen die in dieser Arbeit getesteten Stratafix-Fäden in allen Nahttechniken und Fadenstärken darunter. Im direkten Vergleich innerhalb der Versuchsreihe zeigen sich die drei knotenlosen Nahttechniken in Bezug auf die 1 mm-, 2 mm- und 3 mm-Spaltbildung sowohl mit als auch ohne Feinadaptation ebenbürtig oder in der Tendenz sogar etwas überlegen.

Aufgrund dieser Erkenntnisse könnte dies eine Ausgangsbasis zur Weiterentwicklung der beiden neuentwickelten Schlaufentechniken oder der oft genutzten Kirchmayr-Kessler-Nahttechnik sein, indem eine Modifikation der knotenlosen Verriegelung oder die Anzahl der Kernstränge angepasst wird.

5.6 Summary

Flexor tendon injuries of the hand are still a common problem with high therapeutic demands and a challenging healing process to ensure the optimal outcome for the patient. The traumatic or degenerative discontinuity of the flexor tendon requires surgical reconstruction as the primary treatment of choice.

The needs for optimal flexor suture are high and require a suture tensile strength that provides sufficient stability to allow early active mobilisation after surgery and minimal gapping at the repair site to prevent adhesions.

The intention of the present dissertation was to examine the importance of node and fine adaptation using a barbed Stratafix suture. The choice of Stratafix sutures was made by a frequently used combination of suturing technique, material and suture thickness established in daily clinical practice. A modified Kirchmayr-Kessler 2-strand technique with 3-0 and 4-0 Stratafix was used to repair the tendon with and without knots. Two additional tendon sutures are developed on the basis to the unique nature of the Stratafix PDS Plus self-locking loop suture. Subsequently, the same experimental setup was repeated after adding a peripheral suture to the tendon repair site.

In the experimental work, the biomechanical parameters maximal force (N), force (N) at suture failure, force (N) at 1 mm, 2 mm, 3 mm and 10 mm gap formation and the failure mechanism of the sutures were examined. A total of 192 porcine flexor tendons were prepared, divided and then sutured using a modified Kirchmayr-Kessler technique and the two developed tendon sutures. Each individual test series comprised 12 tendons.

Each repaired tendon was tested for tensile strength by a maximum load test. The pulling speed of the tester was 0.2 mm/s. The measured values (time, distance and force) were recorded by using EDP. At the same time, the digital video recording of each individual tensile test was carried out to record the seam behavior. The statistical analysis was carried out exploratively using simple linear regressions and using the Pearson chi-square test and Fisher's Exact Test.

The results for suture techniques without peripheral suture show that, regardless of the use of a 4-0 or 3-0 Stratafix suture and the suturing technique, a stability result that allows only passive postoperative mobilization. Testing of 2-mm gap resistance and maximum tensile strength there is a partially limit for passive exercise.

The results for suture techniques with peripheral suture show in all groups a significant increase in the maximum force and the force in gap formation. There was no seam technique in combination with the fine adaptation statistically superior, the trend shows

a slight advantage of the knotless techniques. Due to increase in strength, an acceptable stable suture for postoperative mobilization can be achieved.

Main failure mechanism remains in both experimental set-ups releasing the knotless lock with a pull-out of a suture end from the tendon stump.

Compared to the values from the literature, the Stratafix threads tested in this work are lower in all seam techniques and thread sizes. In a direct comparison within the test series, the three knotless seaming techniques with respect to the 1 mm, 2 mm and 3 mm gap formation show equal or even slightly superior tendency with and without fine adaptation.

Based on these findings, this could be a starting point for the further development of the two newly developed loop techniques or the frequently used Kirchmayr-Kessler seam technique, by adapting a modification of the knotless lock or the number of core strands.

6. Literaturverzeichnis

Adams D, (2001): Catgut sutures – possible BSE risk. AustVetJ 79, 245–246.

Adolfsson L, Soderberg G, Larsson M, Karlander LE (1996): The effects of a shortened postoperative mobilization programme after flexor tendon repair in zone 2. Journal of Hand Surgery: European Volume 21, 67–71.

Albers, W., Geldmacher, J., Giedl, H. and Beyer, W. (1982). Tendon suture with a new monfilament synthetic absorbable suture. Der Chirurg, 53: 3: 168–171.

Amadio PC (2005): Friction of the gliding surface: Implications for tendon surgery and rehabilitation. Journal of Hand Therapy 18, 112–119.

Ansari U, Lawson RD, Peterson JL, Appleyard RC, Tonkin MA (2009): Effect of partial versus complete circumferential repair on flexor tendon strength in cadavers. In: J Hand Surg Am 34, 1771–1776.

Aoki M, Pruitt DL, Kubota H, Manske PR (1995): Effect of suture knots on tensile strength of repaired canine flexor tendons. Journal of Hand Surgery: European Volume 20, 72–75.

Asmus A, Kim S, Millrose M, Jodkowski J, Ekkernkamp A, Eisenschenk A (2015): Rehabilitation nach Beugesehnenverletzungen an der Hand. Orthopäde 44, 786–802.

Aumüller G, Aust G, Doll A (2007): Duale Reihe Anatomie. 1. Auflage, Thieme Verlag.

Bainbridge LC, Robertson C, Gillies D et al. (1994): A comparison of post-operative mobilization of flexor tendon repairs with "passive flexion-active extension" and "controlled active motion" techniques. Journal of Hand Surgery: European Volume 19, 517–21.

Barrie KA, Tomak SL, Cholewicki J, Wolfe SW (2000): The role of multiple strands and locking sutures on gap formation of flexor tendon repairs during cyclical loading. J Hand Surg Am., 25: 714–20.

Baur R (2004): compact Lehrbuch Anatomie Band 1: Schattiger Verlag, 177.

Benninghoff A, Drenckhahn D (2008): Anatomie - Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie, Band 1. Band 17. Auflage.

Betz C, Schleicher P, Winkel R, Hoffmann R (2013): Biomechanische Untersuchung der Zugfestigkeit von Sehnennähten - blockierende Zwischenknoten erhöhen die Stabilität. Handchir Mikrochir Plast Chir 45, 20–25.

Boyer MI, Meunier MJ, Lescheid J, Burns ME, Gelberman RH, Silva MJ (2001): The influence of cross-sectional area on the tensile properties of flexor tendons. Journal of Hand Surgery 26, 828–832.

Breier S, Diday-Nolle AP, Reiter Eigenheer A, Saur I, Waldner-Nilsson B (2013): Handrehabilitation. Für Ergotherapeuten und Physiotherapeuten. Band 2: Verletzungen.

Bruck JC, Schlögel R (1985): Erfahrungen mit resorbierbarem Nahtmaterial (PDS) bei Sehnennähten. Handchir Mikrochir Plast Chir 17, 238–240.

Bunnell S (1924): Reconstructive surgery of the hand. Surg Gynecol Obstet 39, 259–246.

Bunnell, S (1954): Gig pull-out suture for tendons. In: J Bone Joint Surg Am 36, S. 850–851.

Carls J, Wirth CJ (2000): Die Sehnennaht. Der Orthopäde 29, 188–195.

Carpenter JE, Thomopoulos S, Flanagan CL, DeBano CM, Soslowsky LJ (1998): Rotator cuff defect healing: a biomechanical and histologic analysis in an animal model. Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons 7, 599–605.

Chow JA et al. (1988); Controlled motion rehabilitation after flexor tendon repair and grafting. J Bone Joint Surg 1988, 591–595.

Clayton RAE, Court-Brown CM (2008): The epidemiology of musculoskeletal tendinous and ligamentous injuries. Injury 39, 1338–1344.

Clemente A, Bergamin F, Surace C, Lepore E, Pugno N (2015): Barbed suture vs conventional tenorrhaphy. biomechanical analysis in an animal model. Journal of Orthopaedics and Traumatology 16, 251–257.

Data on file, Ethicon (2017): ETHICON Gesamtkatalog. http://De.Ethicon.Com/Sites/Com.Ethicon.De/Files/Managed-Documents/Ethicon_Katalog_Apr_2017, Pdf 2017.

de Jong JP, Nguyen JT, Sonnema AJM, Nguyen EC, Amadio PC, Moran SL (2014): The incidence of acute traumatic tendon injuries in the hand and wrist: A 10-year population-based study. Clinics in Orthopedic Surgery 6, 196–202.

Deutsche gesetzliche Unfallversicherung e.V. Referat Statistik (2017): Arbeitsunfallgeschehen 2016.

Diao E, Hariharan JS, Soejima O, Lotz JC (1996): Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs. Journal of Hand Surgery: European Volume 21, 234–239.

Docheva D, Müller S., Majewski M, Evans Ch E (2014): Biologics for tendon repair. Elsevier online open access: http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/.

Dona E, Gianoutsos MP, Walsh WR (2004): Optimizing biomechanical performance of the 4-strand cruciate flexor tendon repair. J Hand Surg Am 29, 571–580.

Duran RJ, Houser RC (1975): Controlled passive motion following flexor tendon repair in zones 2 and 3. In: American Academy of Orthopaedic Surgeons Symposium on Tendon Surgery in the Hand. St. Louis, C.V. Mosby,105–I 14.

Dy C, Daluiski A, Do H, Hernandez-Soria A, Marx R, Lyman S (2012a): The Epidemiology of Reoperation After Flexor Tendon Repair. Journal of Hand Surgery: European Volume 37, 919–924.

Dy CJ, Hernandez-Soria A, Ma Y, Roberts TR, Daluiski A (2012b): Complications after flexor tendon repair: A systematic review and meta-analysis. J Hand Surg Am 37:543–551.e1.

Ederer IA, Nusche A, Daigeler A & Bösch C (2018): Management of acute flexor tendon injuries. Trauma und Berufskrankheit 20/3, https://doi.org/10.1007/s10039-018-0359-x, 171–176.

Ehle B, Trampisch HJ, Trampisch-Windeler (2000): Medizinische Statistik. Springer 2000.

Elliot D, Moiemen NS, Fleming AF et al. (1994): The rupture rate of acute flexor tendon repairs j0mobilized by the controlled active motion regimen. Journal of Hand Surgery: European Volume 19, 607.

Ethicon (2017): ETHICON Gesamtkatalog. Http://De.Ethicon.Com/Sites/Com.Ethicon.De/Files/ Managed-Documents/Ethicon_Katalog_Apr_2017.Pdf, 2017 user: L. Schock 15.10.2017 17:50

Ethicon (o.J.): http://de.ethicon.com/healthcare-professionals/Unsere-Produkte/Nahtmaterial/ Nahtmaterial-resorbierbar/PDS-PLUS. user: lydia Schock 08.01.2018 21:13

Ewald S, Beckmann-Fries V (2008): Die Behandlung nach Beugesehnennaht der Langfinger in der Zone II – ein Überblick. Praxis ergotherapie • Jg. 21 /1, 4–10.

Gelberman RH, Amifl D, Gonsalves M, Woo S, Akeson WH (1981): The influence of protected passive mobilization on the healing of flexor tendons: A biochemical and microangiographic study. Hand 13, 120–128.

Gelberman RH, Woo SL, Lothringer K, Akeson WH, Amiel D (1982): Effects of early intermittent passive mobilization on healing canine flexor tendons. Journal of Hand Surgery: European Volume 7, 170–175.

Gelberman RH, Boyer MI, Brodt MD, Winters SC, Silva MJ (1999): The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons. The Journal of bone and joint surgery American volume 81, 975–982.

Geldmacher J, Köckerling F (1991): Sehnenchirurgie. Urban & Schwarzenberg, München.

Gérard F, Garbuio P, Obert L, Tropet Y (1998) Immediate active mobilisation after flexor tendon repairs in Verdan's zones I and II. A prospective study of 20 cases. Chir Main 17 (2): 127–132.

Gonzalez MH, Nikoleit J, Weinzweig N (1998): The Chiasma of the flexor digitorum superficialis tendon. Journal of Hand Surgery: European Volume 23/2, 234–236.

Greenberg JA (2010): The use of barbed sutures in obstetrics and gynecology. Reviews in obstetrics and gynecology 3, 82–91.

Greenberg JA, Goldman RH (2013): Barbed suture: a review of the technology and clinical uses in obstetrics and gynecology. Reviews in obstetrics & gynecology 6, 107–15.

Griffin M, Hindocha S, Jordan D et al. (2012) An overview of the management of flexor tendon injuries.OpenOrthopJ6: 28–35.

Hagert CG (2001): The history of hand surgery in Sweden. Journal of Hand Surgery 26, 78-83.

Havulinna J, Leppanen OV, Jarvinen TLN, Goransson H (2011): Comparison of modified Kessler tendon suture at different levels in the human flexor digitorum profundus tendon and porcine flexors and porcine extensors: an experimental biomechanical study. Journal of Hand Surgery: European Volume 36, 670–676.

Heinrich, Martin (2017): Untersuchungen zu den biomechanischen Eigenschaften einer modifizierten knotenlosen Zechnernaht mit Stratafix-Faden im Vergleich zum herkömmlichen PDS-Faden am Tiermodell. Justus Liebig Universität Gießen.

Hirt B, Seyhan H, Wagner M, Zumhasch R (2014): Anatomie und Biomechanik der Hand, 3. Auflage Thieme Verlag.

Hitchcock TF, Light TR, Bunch WH, Knight GW, Sartori MJ, Patwardhan aG, Hollyfield RL (1987): The effect of immediate constrained digital motion on the strength of flexor tendon repairs in chickens. Journal of Hand Surgery: European Volume 12, 590–5.

Hohenstein, Melanie (2016): Untersuchung zur Biomechanik unterschiedlicher Beugesehnennahtmaterialien und -methoden. Julius-Maximilians-Universität Würzburg.

Hundozi H, Murtezani A, Hysenaj V, Hysenaj V, Mustafa A (2013): Rehabilitation After Surgery Repair of Flexor Tendon Injuries of the Hand with Kleinert early Passive Mobilization Protocol. Medical Archives 67, 115.

Hügle T, Majewski M, and Valderrabano V (2012): Zell-und molekularbiologische Abläufe bei der Heilung von Sehnenverletzungen. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie 60, 49–51.

Johnson & Johnson (2015): http://de.ethicon.com/sites/com.ethicon.de/files/managed-documents/j11b061-schon-gewusst-2015-interaktiv-mit-startseite.pdf. user:L. Schock 23.11.2017 10:38

Jordan MC, Hölscher-Doht S, Jakubietz MG, Jakubietz RG, Meffert RH, Schmidt K (2014): Suture material for flexor tendon repair: 3-0 V-Loc versus 3-0 Stratafix in a biomechanical comparison ex vivo. Journal of Orthopaedic Surgery and Research 9, 72.

Ketchum LD, Martin NL, Kappel DA (1977): Experimental evaluation of factors affecting the strength of tendon repairs. Plastic and Reconstructive Surgery 59, 708–719.

Kirchmayr L (1917): Zur Technik der Sehnennaht. Zentralblatt Chirurgie 44: 906-907.

Kitsis CK, Wade PJ, Krikler SJ et al. (1998): Controlled active motion following primary flexor tendon repair: a prospective study over 9 years. J Hand Surg 23, 344–9.

Klein MB, Pham H, Yalamanchi N, Chang J (2001): Flexor tendon wound healing in vitro: the effect of lactate on tendon cell proliferation and collagen production. J Hand Surg Am 26 (5): 847–854.

Klein L (2003): Early active motion flexor tendon protocol using one splint. J Hand Ther 16: 199–206.

Kleinert HE, Kutz JE, Ashbell TS, Martinez E (1967): Primary repair of lacerated flexor tendons in "No-man's-land". J Bone Joint Surg 49 Am, 577.

Kleinert HE, Kutz JE, Cohen MJ (1975): Primary repair of zone 2 flexor tendon lacerations. In: AAOS Symposium on tendon surgery in the hand, 91–104.

Knoop M, Lünstedt B, Thiede A (1987): Maxon und PDS - Bewertung physikalischer und biologischer Eigenschaften monofiler, absorbierbarer Nahtmaterialien. Langenbecks Archiv 371, 13–28.

Komatsu F, Mori R, Uchio Y (2006): Optimum surgical suture material and methods to obtain high tensile strength at knots: Problems of conventional knots and the reinforcement effect of adhesive agent. Journal of Orthopaedic Science 11, 70–74.

Koob TJ (2002): Biomimetic approaches to tendon repair. Comparative Biochemistry and Physiology - A Molecular and Integrative Physiology 133, 1171–1192.

Krajewski A (2010): From history of surgery, 317–323.

Kubota H, Aoki M, Pruitt DL, Manske PR (1996): Mechanical properties of various circumferential tendon suture techniques. Journal of Hand Surgery: European Volume 21, 474–480.

Lachi A (2006): Biomechanische Untersuchung der Primärstabilität von Beugesehnennähten. Universitätsklinikum Münster.

Langer, M., Meffert, R., Grünert J., Fischer G., Brug E. (2003): Aktueller Stand der Beugesehnen nenchirurgie. Teil 2 Makroskopische Anatomie der Beugesehnen und ihre Zoeneinteilng. In: Chirurgische Praxis 01/2003; 61: 85-96.

Langer MF, Oeckenpöhler S, Kösters C, Herrmann K, Wieskötter B (2015): Nahttechniken für Beugesehnen der Hand. Orthopäde 44, 748–756.

Langnickel LJ (2016): Analyse der biomechanischen Eigenschaften der primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten im Vergleich zu etablierten Nahttechniken am Tiermodell.

Leixnering M, Quadlbauer S, Szolarcz C, Schenk C, Leixnering S, Körpert K (2013): Prävention von Handverletzungen – Aktueller Stand in Europa. Handchir Mikrochir plast Chir. 45(06): 339–343.

Lin TE, Lakhiani C, Lee MR, Saint-Cyr M, Sammer DM (2013): Biomechanical analysis of knotless flexor tendon repair using large-diameter unidirection barbed suture. Hand 8, 315–319.

Lotz JC, Hariharan JS, Diao E (1998): Analytic model to predict the strength of tendon repairs. Journal of Orthopaedic Research 16, 399–405.

Lüllmann-Rauch R (2012): Taschenlehrbuch Histologie.

Lundborg G, Rank F (1978): Experimental intrinsic healing of flexor tendons based upon synovial fluid nutrition. Journal of Hand Surgery: European Volume 3, 21–31.

Maddox GE, Ludwig J, Craig ER, Woods D, Joiner A, Chaudhari N, Killingsworth C, Siegal GP, Eberhardt A, Ponce B (2015): Flexor tendon repair with a knotless, bidirectional barbed suture: An in vivo biomechanical analysis. Journal of Hand Surgery: European Volume 40, 963–968.

Mao WF, Wu YF, Zhou YL, Tang JB (2011): A study of the anatomy and repair strengths of porcine flexor and extensor tendons: are they appropriate experimental models? Journal of Hand Surgery: European Volume 36, 663–669.

McClellan WT, Schessler MJ, Ruch DS, Levin LS, Goldner RD (2011): A Knotless Flexor Tendon Repair Technique Using a Bidirectional Barbed Suture. Plastic and Reconstructive Surgery 128, 322e–327e.

McKenzie AR (1967): An experimental multiple barbed suture for the long flexor tendons of the palm and fingers. Preliminary report. The Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume 49, 440–7.

Möller HD, Evans CD, Mafulli N (2000): Aktuelle Aspekte der Sehnenheilung. Der Orthopäde 29, 182–187.

Murphy PG, Hart DA (1994): Influence of exogenous growth factors on the expression of plasminogen activators and plasminogen activator inhibitors by cells isolated from normal and healing rabbit ligaments. Journal of Orthopaedic Research 12, 564–575.

Nigst H (1976): 1. Basler Handchirurgische Arbeitstagung. Handchirurgie 8: 225–236.

Noguchi M, Seiler JG, Gelberman RH, Sofranko RA, Woo SL (1993): In vitro biomechanical analysis of suture methods for flexor tendon repair. Journal of Orthopaedic Research 11, 603–611.

Norris SR, Ellis FD, Chen MI, Seiler JG III (1999): Flexor tendon suture methods: a quantitative analysis of suture material within the repair site. Orthopaedics 22: 1–4.

O'Broin ES, Earley MJ, Smyth H, Hooper ACB (1995): Absorbable sutures in tendon repair. A comparison of PDS with prolene in rabbit tendon repair. Journal of Hand Surgery 20, 505–508.

Osei DA, Stephan JG, Calfee RP, Thomopoulos S, Boyer MI, Potter R, Gelbermann RH (2014): The Effect of suture caliber and number of core suture strands on Zone II Flexor Tendon Repair; A study in human cadavers. J Hand Surg Am 39 (2), 262–268.

Parikh PM, Davison SP, Higgins JP (2009): Barbed suture tenorrhaphy: an ex vivo biomechanical analysis. Plastic and Reconstructive Surgery 124, 1551–8.

Pettengill KM (2005): The evolution of early mobilization of the repaired flexor tendon. Journal of Hand Therapy 18, 157–168.

Pillukat T, Fuhrmann R, Windolf J, van Schoonhoven J (2017): Nahttechniken und Nahtmaterial in der Beugesehnenchirurgie. Chirurg 88, 259–270.

Potenza AD (1962): Tendon healing within the flexor digital sheath in the dog. The Journal of bone and joint surgery American volume 44–A, 49–64.

Powell ES, Trail IA (2004): Forces transmitted along human flexor tendons during passive and active movements of the fingers. Journal of Hand Surgery: European Volume 29, 386–389.

Quadlbauer S, Pezzei C, Jurkowitsch J, Reb P, Beer T, Leixnering M (2016): Early Passive Movement in flexor tendon injuries of the hand. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 136, 285–293.

Rawson S, Cartmell S, Wong J (2013): Suture techniques for tendon repair; a comparative review. Muscles, Ligaments and Tendons Journal 2013; 3 (3): 220–228.

Russell JE, Manske PR (1990) Collagen synthesis during primate flexor tendon repair in vitro. J. Orthop. Res. 8 (1): 13–20.

Rust PA, Eckersley R (2008): (iii) Twenty questions on tendon injuries in the hand. Current Orthopaedics 22, 17–24.

Sanders DW, Milne AD, Johnson JA, Dunning CE, Richards RS, King GJ (2001): The effect of flexor tendon repair bulk on tendon gliding during simulated active motion: an in vitro comparison of two-strand and six-strand techniques. J Hand Surg Am. 2001, 26: 833–40.

Sántha E, Répásy G (1990): Primary tensile strength of newer and modified tendon sutures. A comparative in-vitro study. Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie 22, 240–6.

Sato M, Matsumura H, Gondo M, Shimada K, Watanabe K (2014): Flexor tendon repair with barbed suture: an experimental study. European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology 24, 1421–1424.

Savage R (1985): In vitro studies of a new method of flexor tendon repair. T Journal of Hand Surgery: European Volume 10, 135–141.

Savage R (2014): The search for the ideal tendon repair in zone 2: strand number, anchor points and suture thickness. Journal of Hand Surgery: European Volume 39, 20–9.

Scheldrup EW (1951): Tendon sheath patterns in the hand. Surg Gynec Obstetr 1951; 93: 16 – 22.

Schiebler TH, Korf H-W (2007): Anatomie. Steinkopff Verlag.

Schmidt HM, Lanz U (2013): Chirurgische Anatomie der Hand, Thieme Verlag.

Schöll H, Mehling IM, Arsalan-Werner A, Sauerbier M (2016): Frische Beugesehnenverletzung der Hand. Trauma Berufskrankh 2016 · 18:174–180 DOI 10.1007/s10039-016-0187-9.

Schöffl V, Winkelmann HP (2010): Traumatische und degenerative Läsionen der Sehnen an der Hand. Orthopäde 39, 1108–1116.

Schuind F, Garcia-Elias M, Cooney WP, An KN (1992): Flexor tendon forces: In vivo measurements. Journal of Hand Surgery: European Volume 17, 291–298.

Shah A, Rowlands M, Au A (2015): Barbed Sutures and Tendon Repair-a Review. Hand (New York, NY) 10, 6–15.

Sharma P, Maffulli N (2005a): Basic biology of tendon injury and healing. The Surgeon 3, 309–316.

Shin J, Kim J, Roh S (2016): Biomechanical Analysis of Barbed Suture in Flexor Tendon Repair versus Conventional Method: Systematic Review and Meta-Analysis. Plasstic and Reconstructive Surgery 138/4, 666e–674e.

Silfverskiold KL, May EJ (1994): Flexor tendon repair in zone II with a new suture technique and an early mobilization program combining passive and active flexion. J Hand Surg Am 19 (1): 53–60.

Smith ME, Auchincloss JM, Ali MS (1985): Causes and consequences of hand injury. Journal of Hand Surgery 10, 288–292.

Stephan C, Saalabian A, van Schoonhoven J, Prommersberger KJ (2008): Acute flexor tendon surgery. OperOrthopTraumatol 20/1, 44–54.

Strickland JW, Glogovac SV (1980): Digital function following flexor tendon repair in Zone II: A comparison of immobilization and controlled passive motion techniques. Journal of Hand Surgery, 5: 6: 537–543.

Strickland JW (1995): Flexor Tendon Injuries: I. Foundations of Treatment. J Am Acad Orthop Surg 1995;3:44-54

Strickland JW (2000): Development of flexor tendon surgery: Twenty-five years of progress. Journal of Hand Surgery: European Volume 25, 214–235.

Strickland JW (2005): The scientific basis for advances in flexor tendon surgery. Journal of Hand Surgery: European Volume 18, 94–111.

Sulamanidze MA, Paikidze TG, Sulamanidze GM, Neigel JM (2005): Facial lifting with "APTOS" threads: Featherlift. Otolaryngologic Clinics of North America 38, 1109–1117.

Sull A, Inceoglu S, Wongworawat MD (2016): Does Barbed Suture Repair Negate the Benefit of Peripheral Repair in Porcine Flexor Tendon? Hand 11, 479–483.

Tanaka T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, Yang C (2003): Biomechanical Properties op Locking versus Grasping Suture. 2003 Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne.

Tang JB, Pan CZ, Xie RG, Chen F (1999): A biomechanical study of Tang's multiple locking techniques for flexor tendon repair. Chir Main 18, 254–260.

Taras JS, Raphael JS, Marczyk SC, Bauerle WB (2001): Evaluation of suture caliber in flexor tendon repair. Journal of Hand Surgery: European Volume 26, 1100–1104.

Towfigh H, Hierner R, Langer M, Friedel R (2011): Handchirurgie. Springer Verlag.

Trail IA, Powell ES, Noble J (1989): An evaluation of suture materials used in tendon surgery. Band 14.

Trocchia A, Aho H, Sobol G (2009): A re-exploration of the use of barbed sutures in flexor tendon repairs. Orthopedics 32, 731–736.

Tsuge K, Yoshikazu I, Matsuishi Y (1977): Repair of flexor tendons by intratendinous tendon suture. J Hand Surg Am 2, 436–440.

Urbaniak JR, Cahill JD, Mortenson RA (1975): Tendon suture methods. Analysis of tensile strengths. AAOS symposium on tendon surgery in the hand. C.V. Mosby, St. Louis, S 70–80.

van den Berg F (2003): Angewandte Physiologie Band 1, Thieme Verlag, 158–162.

Verdan C, Michon J (1961): The treatment of injuries of the flexor tendons of the fingers. Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur 47: 285-425.

Verdan C (1979) Tendon surgery of the hand. Churchill Livingstone, Edinburgh. G.E.M. Monograph, vol 4.

Vieira AC, Vieira JC, Guedes RM, Marques A (2010): Degradation and Viscoelastic properties of PLA-PCL, PGA-PCL, PDO and PGA fibres https://www.researchgate.net/publication/234026494.

Viinikainen A, Göransson H, Huovinen K, Kellomäki M, Rokkanen P (2004): A comparative analysis of the biomechanical behaviour of five flexor tendon core sutures. Journal of Hand Surgery: European Volume 29, 536–543.

Vijayakumar A, Murdeshwar P, Sanghvi H (2015): Barbed Suture in Tendon Repair. Journal of Advanced Plastic Surgery Research 1, 5–9.

von Fraunhofer JA, Storey RS, Stone IK, Masterson BJ (1985): Tensile strength of suture materials. Journal of Biomedical Materials Research 19, 595–600.

Wada A, Kubota H, Akiyama T, Hatanaka H, Miura H, Iwamoto Y (2001a): Effect of absorbable polydioxanone flexor tendon repair and restricted active mobilization in a canine model. Journal of Hand Surgery: European Volume 26, 398–406.

Wada A, Kubota H, Miyanishi K, Hatanaka H, Miura H, Iwamoto Y (2001b): Comparison of postoperative early active mobilization and immobilization in vivo utilising a four-strand flexor tendon repair. Journal of Hand Surgery: European Volume 26, 301–306.

Wada A, Kubota H, Taketa M, Miura H, Iwamoto Y (2002): Comparison Of The Mechanical Properties Of Polyglycolide-Trimethylene Carbonate (Maxon) And Polydioxanone Sutures (PDS2) Used For Flexor Tendon Repair And Active Mobilization. The Journal of Hand Surgery 27b, 329–332.

Wade PJF, Muir IFK, Hutcheon LL (1986): Primary flexor tendon repair: The mechanical limitations of the modified kessler technique. Journal of Hand Surgery: European Volume 11, 71–76.

Waldner-Nilsson B (2013): Handrehabilitation. 1. Auflage; Springer Verlag.

Wang ZX, Jiang CP, Cao Y, Ding YT (2013): Systematic review and meta-analysis of triclosan-coated sutures for the prevention of surgical-site infection. British Journal of Surgery 100, 465–473.

Weiß C (2010): Basiswissen Medizinische Statistik. Band 6.

Werdin F, Schaller H (2008): Kombinierte Beugesehnen-und Nervenverletzungen der Hand. Der Orthopäde 1202–1209.

Witt AN (2013): Sehnenverletzungen und Sehnen-Muskeltransplantation, 2. Auflage Springer Verlag.

Worsley PR, Kitsell F, Samuel D, Stokes M (2014): Validity of measuring distal vastus medialis muscle using rehabilitative ultrasound imaging versus magnetic resonance imaging. Manual Therapy 19, 259–263.

Wu YF, Tang JB (2014): Recent developments in flexor tendon repair techniques and factors influencing strength of the tendon repair. The Journal of hand surgery, European volume 39, 6–19.

Wu YF, Tang JB, Krajewski A (2016): Biomechanical Analysis of Barbed Suture in Flexor Tendon Repair versus Conventional Method: Systematic Review and Meta-Analysis.Plastic and Reconstructive Surgery 138/1, 666e–674e.

Zechner W, Buck-Gramcko D, Lohmann H, Goth D, Stock W (1985): Improvement of suture technic in flexor tendon injuries. Clinical and experimental study. Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie 17, 8–13.

Zhang ZZ, Zong SZ, Sun B, Ho GT (1990): Blood supply for the flexor digital tendon in the hand and its clinical significance. Surg. Rad. Anat. 12, 113–117.

Zhao C, Amadio PC, Zobitz ME, Momose T, Couvreur P, An KN (2001): Gliding resistance after repair of partially lacerated human flexor digitorum profundus tendon in vitro. Clinical Biomechanics 16, 696–701.

Zhao C, Amadio PC, Tanaka T, Kutsumi K, Tsubone T, Zobitz ME, An K-N (2004): Effect of gap size on gliding resistance after flexor tendon repair. The Journal of bone and joint surgery: American volume 86, 2482–8.

Zilles K, Tillmann BN, Schiebler TH, Korf H-WW, Aumüller G et al. (2010): Anatomie, Springer-Lehrbuch, Band 2010, Thieme Verlag.

Zschäbitz A (2005): Anatomie und das Verhalten von Sehnen und Bändern. Der Orthopäde Volumen 34/6, 516–525.

Zwick/Röll (2016): Gebrauchsanleitung der zwickiLine Maschine. Firma Zwick/Röll.

7. Anhang

7.1 Abkürzungsverzeichnis

Α.	-	Arterie
Abb.	-	Abbildung
bzw.	-	beziehungsweise
DIP	-	Distales Interphalangealgelenk
FDP	-	Flexor digitorum profundus
FDS	-	Flexor digitorum superficialis
i.d.R		in der Regel
Lig.	-	Ligamentum
Ligg.	-	Ligamenta
М.	-	Musculus
MCP	-	Metacarpophalangealgelenk
Mm.	-	Musculi
NaCl	-	Natriumchlorid
PIP	-	Proximales Interphalangealgelenk
S. U.	-	siehe unten
u. a.	-	unter anderem
USP	-	United States Pharmacopeia
v.a.	-	vor allem
z. B.	-	zum Beispiel

7.2 Abbildungsverzeichnis

Abb.	1a/b:	Übersicht ventral auf die extrinsische Beugemuskulatur mit	
		Sehnenverlauf	5
Abb.	2a/b:	Ansicht einer Phalanx mit Sehnenverlauf in zwei Ebenen	6
Abb.	3:	Transversalschnitt durch den Karpaltunnel	7
Abb.	4:	Sehnenscheidenverlauf von palmar	8
Abb.	5:	Anordnung der Kreuz- und Ringbänder	9
Abb.	6:	Zoneneinteilung der Hand	10
Abb.	7:	Darstellung der Zone I und II des Fingers	11
Abb.	8:	Querschnitt einer Sehne	13
Abb.	9:	Aufbau einer Sehnenscheide auf Höhe der Phalanx	14
Abb.	10:	Blutversorgung der Phalanx	16
Abb.	11:	Vereinfachte Übersicht der Sehnenheilung	20
Abb.	12:	1917 Kirchmayr	25
Abb.	13:	1918 Bunnell	25
Abb.	14:	1969 Kessler	25
Abb.	15:	1977 Tsuge	26
Abb.	16:	1985 Zechner	26
Abb.	17:	1985 Savage	26
Abb.	18:	2001 Tang	26
Abb.	19:	schematische Aufbau der zwickiLine Material-Prüfmaschine	34
Abb.	20a:	Frontansicht der zwickiLine Material-Prüfmaschine	35
Abb.	20b:	Traversen mit eingespannter Sehne	35
Abb.	21a:	Beispiel Fadenruptur	37
Abb.	21b:	Beispiel Knotenversagen bei der knotenlosen Verankerung	37
Abb.	22a:	Beispiel Sehnenversagen	38
Abb.	22b:	Beispiel Knotenversagen	38
Abb.	23:	Präparierte Sehne eingespannt in die Klemmvorrichtung	39
Abb.	24a-c:	"Locking" Nahttechnik im Querschnitt und Draufsicht	41
Abb.	25:	Kirchmayr-Kessler-Naht Schritt 1	42
Abb.	26:	Kirchmayr-Kessler-Naht Schritt 2	42
Abb.	27:	Kirchmayr-Kessler-Naht Schritt 3	42
Abb.	28a-c:	Bildserie, die während der Durchführung der Naht angefertigt wurde	43
Abb.	29:	Knotenlose Kirchmayr-Kessler-Naht Schritt 1	44
Abb.	30:	Knotenlose Kirchmayr-Kessler-Naht Schritt 2	44
Abb.	31a/b:	Bildserie, die während der Durchführung der Naht entstand	45
Abb.	32:	Knotenlose Schlaufenverriegelung (SV) Schritt 1	46
Abb.	33:	Knotenlose Schlaufenverriegelung (SV) Schritt 2	46
Abb.	34:	Knotenlose Schlaufenverriegelung (SV) Schritt 3	47

Abb.	35a/b:	Visualisierung der knotenlosen Schlaufenverriegelung	47
Abb.	36a/b:	Visualisierung der knotenlosen Schlaufenverriegelung	48
Abb.	37:	Knotenlose 2-Strang-Naht Schritt 1	49
Abb.	38:	Knotenlose 2-Strang-Naht Schritt 2	49
Abb.	39a/b:	Visualisierung der knotenlosen 2-Strang-Naht	50
Abb.	40:	Sechs Arten der Feinadaption	51
Abb.	41a/b:	Visualisierung der Feinadaption	52
Abb.	42a/b:	Bildserie einer eingespannten Sehne	54
Abb.	43:	Histogramm für alle abhängigen Variablen	58
Abb.	44:	Boxplot der Verteilung der Maximalkraft	61
Abb.	45:	Inferenzstatistik Maximalkraft	63
Abb.	46:	Boxplot der Verteilung der Kraft bei Nahtversagen	65
Abb.	47:	Balkendiagramm Versagensmechanismen	67
Abb.	48:	Boxplot Kraft (N) bei 1 mm	70
Abb.	49:	Inferenzstatistik 1 mm Spaltbildung	71
Abb.	50:	Boxplot Kraft (N) bei 2 mm	73
Abb.	51:	Inferenzstatistik bei 2 mm	75
Abb.	52:	Boxplot (N) bei 3 mm	77
Abb.	53:	Boxplot Kraft (N) bei 3 mm	78
Abb.	54:	Histogramm für alle abhängigen Variablen	80
Abb.	55:	Boxplot Maximalkraft mit Feinadaption	82
Abb.	56:	Inferenzstatistik Maximalkraft (N)	84
Abb.	57:	Boxplot Kraft (N) bei Nahtversagen mit Feinadaption	85
Abb.	58:	Inferenzstatistik Kraft (N) bei Nahtversagen	86
Abb.	59:	Balkendiagramm Versagensmechanismen mit Feinadaption	88
Abb.	60:	Boxplot Kraft (N) bei 1 mm + Feinadaption	91
Abb.	61:	Inferenzstatistik Spaltbildung 1 mm mit Feinadaption	92
Abb.	62:	Boxplot Kraft (N) bei 2 mm mit Feinadaption	94
Abb.	63:	Boxplot der Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung getrennt	
		nach den Nahttechniken Serie 9 – 16 mit Feinadaption	97
Abb.	64:	Inferenzstatistik Kraft (N) bei 3mm Spaltbildung	98
Abb.	65:	Vergleich aller Techniken, Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung	100

7.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle	1:	Verschiedene Gewebeschichten einer Sehne	12
Tabelle	2:	Kraft-Zeit-Kurve bei Fadenruptur	54
Tabelle	3:	Kraft-Zeit-Kurve bei Knotenversagen	55
Tabelle	4:	Kraft-Zeit-Kurve bei Knotenversagen mit Feinadaption	55
Tabelle	5:	Aufstellung der Gruppengrößen	59
Tabelle	6:	Verteilung der Maximalkraft (N) nach den Nahttechniken	60
Tabelle	7:	Ergebnisse Regression Maximalkraft	62
Tabelle	8:	Verteilung der Kraft (N) bei Nahtversagen getrennt nach den	
		verschiedenen Nahttechniken	64
Tabelle	9:	Ergebnisse der Rezession der Kraft bei Nahtversagen	65
Tabelle	10:	Kreuztabelle Nahttechnik und Versagensmechanismus	66
Tabelle	11:	Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spalt getrennt nach den	
		Nahttechniken	68
Tabelle	12:	Ergebnisse Regression bei 1 mm Spaltbildung	71
Tabelle	13:	Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spalt getrennt nach den	
		Nahttechniken	72
Tabelle	14:	Ergebnisse Regression bei 2 mm Spalt	74
Tabelle	15:	Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spalt getrennt nach den	
		Nahttechniken	76
Tabelle	16:	Ergebnisse Regression bei 3 mm Spalt	78
Tabelle	17:	Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spalt getrennt nach den	
		Nahttechniken	79
Tabelle	18:	Aufstellung der Gruppengrößen	81
Tabelle	19:	Verteilung der Maximalkraft (N) nach den Nahttechniken	82
Tabelle	20:	Ergebnisse Regression Maximalkraft	83
Tabelle	21:	Kraft (N) bei Nahtversagen mit Feinadaption	84
Tabelle	22:	Ergebnisse Regression Kraft (N) bei Versagen	86
Tabelle	23:	Kreuztabelle Nahttechnik und Versagensmechanismus	87
Tabelle	24:	Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spalt getrennt nach den	
		Nahttechniken Serie 9 – 16 mit Feinadaption	89
Tabelle	25:	Ergebnisse Regression bei 1 mm Spalt	92
Tabelle	26:	Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spalt getrennt nach den	
		Nahttechniken Serie 9 – 16 mit Feinadaption	93
Tabelle	27:	Ergebnisse Regression bei 2 mm Spalt	95
Tabelle	28:	Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spalt getrennt nach den	
		Nahttechniken Serie 9 – 16 mit Feinadaption	96
Tabelle	29:	Verteilung der Kraft (N) bei 10 mm Spalt getrennt nach den	
		Nahttechniken Serie 9 16 mit Feinadaption	99

7.4 Danksagung

Den größten Dank möchte ich an meinem Betreuer, Mentor und Doktorvater richten. Danke, lieber Prof. Szalay, dass Sie immer an mich geglaubt haben! Immer ein Ohr für mich hatten, wenn es notwendig war und immer die richtigen Worte zur Motivation gefunden haben.

Dank geht an meinen Chef, Prof. Christian Heiß, der diese Arbeit erst möglich gemacht hat, indem mir die Doktorarbeit parallel zur beruflichen Belastung ermöglicht wurde.

Vielen Dank an den "Lückensucher" und dienstplanenden Kollegen Dr. Alexander Eicher.

Erwähnen möchte ich auch dem Team des Labors für experimentelle Unfallchirurgie der Universität Gießen, vor allem Frau Prof. Dr. rer. nat. Katrin Lips und Dr. T. El Khassawna und für ihre Unterstützung danken.

Lieber Martin, Dank geht auch an dich, dass du dir immer mein Gejammer angehört hast und mir ein guter Freund geworden bist.

Dank geht auch an Herrn Jan Lotz für die Unterstützung.

Mama, Armin: Danke schön, dass ihr es mir immer ermöglicht habt, das zu tun, wofür ich brenne. Danke, dass ihr immer an mich geglaubt habt, ohne euch wäre ich nicht hier.

Dank an Mamas Kollegen, für Lektorat und Druckweiterverarbeitung.

Hase: Danke, dass du mir jeden Freiraum gelassen hast, den ich brauchte. Danke, dass du die letzten Monate quasi als Strohwitwer ausgehalten hast. Danke, für die Versorgung mit Essen, sauberer Wäsche und vor allem die Excel Rechnung. Ich liebe Dich!