

**Analyse der biomechanischen Eigenschaften der primären Beugesehnennaht mit
Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten im Vergleich zu etablierten Nahttechniken
am Tiermodell**

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Liane-Johanna Kathrin Langnickel

aus Leinefelde

Gießen 2016

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

der Justus- Liebig- Universität Gießen

Direktor: Univ.-Prof. Dr. Christian Heiß

Gutachter: Prof. Dr. Szalay

Gutachter: Prof. Dr. Howaldt

Tag der Disputation: 11.07.2017

Für Mama und Papa

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Fragestellung.....	1
2	Theoretische Grundlagen.....	3
2.1	Ansprüche an die Beugesehennaht.....	3
2.2	Makroskopische Anatomie der Sehne.....	4
2.2.1	Extrinsische und intrinsische Muskeln der Hand.....	5
2.2.2	Flexoren des Unterarmes.....	5
2.2.3	Der Verlauf der Flexorensehnen im Karpalkanal.....	7
2.2.4	Die Sehnenscheiden.....	8
2.2.5	Die Kreuzbänder und Ringbänder.....	9
2.2.6	Die Zoneneinteilung der Hand.....	10
2.2.7	Die Ernährung und Blutversorgung der Sehnen.....	12
2.3	Mikroskopische Anatomie der Sehne.....	15
2.3.1	Die Bestandteile der Sehne.....	15
2.3.2	Der Aufbau der Sehne.....	15
2.3.3	Die Schutzmechanismen der Sehne.....	16
2.3.4	Vagina tendinis.....	17
2.3.5	Synovia.....	18
2.4	Sehnenheilung.....	19
2.4.1	Die Extrinsische Sehnenheilung.....	20
2.4.2	Die Intrinsische Sehnenheilung.....	21
2.4.3	Die Initialphase.....	22
2.4.4	Die Proliferationsphase.....	22
2.4.5	Die Umbauphase.....	23
2.4.6	Die Bedeutung früher Mobilisation.....	23
2.4.7	Die Nachbehandlungsschemata.....	24
2.5	Geschichte der Sehnenchirurgie.....	27
2.6	Geschichte des Nahtmaterials.....	31

3	Material und Methoden.....	32
3.1	Material.....	32
3.1.1	Kriterien zur Auswahl des Tiermodells.....	32
3.1.2	Nahtmaterial.....	34
3.1.3	Versuchsaufbau der biomechanischen Testung.....	36
3.1.3.1	Definition der Prüfparameter.....	39
3.2	Methode.....	44
3.2.1	Präparation der porcinen Sehnen.....	44
3.2.2	Adaption der Sehnenstümpfe.....	45
3.2.2.1	Beschreibung der verwendeten Nahttechniken.....	46
3.2.2.2	Die Zehnernaht.....	46
3.2.2.3	Die modifizierte Kreuzstichnaht.....	49
3.2.2.4	Die primäre Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten.....	54
3.2.3	Transport und der Aufbewahrung der Sehnen.....	62
3.2.4	Durchführung der Zugversuche.....	63
3.2.5	Statistische Auswertung.....	64
3.2.5.1	Deskriptive Statistik.....	64
3.2.5.2	Inferenzstatistik.....	65
4	Ergebnisse.....	66
4.1	Ergebnisse der Maximallastversuche.....	66
4.1.1	Kraft (N) bei Nahtversagen.....	67
4.1.2	Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen.....	71
4.1.3	Versagensmechanismus.....	74
4.2	Ergebnisse der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung.....	75
4.2.1	Zehnernaht.....	76
4.2.2	Modifizierte Kreuzstichnaht.....	78
4.2.3	Die primäre Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten.....	80
4.2.4	Zusammenfassende Darstellung der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung.....	82
4.2.4.1	Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung.....	84

4.2.4.2	Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung	86
4.2.4.3	Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung	88
4.2.4.4	Kraft (N) bei 1 cm Spaltbildung	90
5	Diskussion	92
6	Zusammenfassung	108
7	Literaturverzeichnis	112
8	Anhang	119
8.1	Abkürzungsverzeichnis	119
8.2	Abbildungsverzeichnis	121
8.3	Tabellenverzeichnis	123
9	Erklärung zur Dissertation	124
10	Danksagung	125

1 Einleitung und Fragestellung

Die Durchtrennung der Beugesehnen der Hand ist eine oft mit Komplikationen verbundene Verletzung, deren Therapie der Wahl in der operativen Adaption der Sehnenstümpfe besteht. Erfolgt keine zeitnahe und exakte Adaption der Sehnenstümpfe, können Störungen der Sehnenheilung auftreten, die in einem Funktionsverlust der Finger resultieren.

Der chirurgische Anspruch an eine Sehnennaht besteht in einer ausreichend kräftigen Naht zu frühfunktioneller Mobilisation mit geringem Rupturrisiko, einer minimalen Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen, der Verhinderung von Adhäsion und Reibung der vernähten Sehne mit der Sehnenscheide sowie der Verhinderung von Ischämie des Sehngewebes und umliegender Gewebe zur Optimierung der Heilungsprozesse.

In der vorliegenden Dissertationsschrift wurden die biomechanischen Eigenschaften einer neu entwickelten primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten im Vergleich zu etablierten Nähten, wie sie im klinischen Alltag eingesetzt werden, am Tiermodell untersucht.

Das Thema wurde interdisziplinär bearbeitet, um die Qualität der Untersuchungen zu optimieren. Die Zugversuche wurden am Institut für Werkstofftechnik der Universität Siegen durchgeführt. Die versierte statistische Auswertung erfolgte durch die Arbeitsgruppe medizinische Statistik am Institut für medizinische Informatik der Universität Gießen.

Das Ziel der Experimente bestand in vergleichenden Studien zwischen der neu entwickelten primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten, der Zehnernaht sowie der modifizierten Kreuzstichnaht. Untersucht wurden die Kräfte bei Nahtversagen, die Spaltbildung bei Nahtversagen, die Kräfte bei definierter Spaltbildung sowie der Versagensmechanismus der Nähte an sich. Im Fokus der Untersuchungen stand die klinische Anwendbarkeit der primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten.

Zur Übertragung der Versuchsergebnisse auf den Menschen war die morphologische Übereinstimmung humaner und porciner Sehnen zu diskutieren. Dazu wurden in einem Vorversuch porcine Beuge- sowie Strecksehnen einer Schweinepfote präpariert um ein morphologisches Äquivalent zur humanen Beugesehne zu finden. Im Ergebnis konnte eine eindeutige makroskopische Vergleichbarkeit zwischen der porcinen Sehne des

Musculus (M.) extensor digitorum III und humanen tiefen Beugesehnen nachgewiesen werden. Weiterhin wurden histologische Untersuchungen und Vergleiche der humanen und porcinen Sehnen mit dem Labor für Experimentelle Unfallchirurgie der Universität Gießen für diese Arbeit durchgeführt.

Im Rahmen der Versuche wurden 64 Pfoten frisch geschlachteter Schweine verwendet. Dazu wurden die Sehnen des M. extensor digitorum III freipräpariert, mittig geteilt und mittels der zu untersuchenden unterschiedlichen Nahttechniken in situ adaptiert. Es schlossen sich Zugversuche zur Bestimmung der Maximallast, der unterschiedlichen Spaltbildungen sowie zum Nahtversagen an.

2 Theoretische Grundlagen

Die traumatische Durchtrennung der Beugesehnen der Hand erfordert neben einer ausführlichen Anamnese und klinischen Untersuchungen eine zeitnahe und operativ exakte Adaption der Sehnenstümpfe. Nur so kann die iatrogene Einleitung der Heilungsprozesse zur Wiederherstellung der Funktionalität der Hand gewährleistet werden [Arkudas et al., 2005].

Im Folgenden werden Ansprüche an die Beugesehnennaht im Zusammenhang mit nahtassoziierten Komplikationen dargestellt.

2.1 Ansprüche an die Beugesehnennaht

Ein Anspruch an die Beugesehnennaht ist eine adäquate Belastbarkeit der mittels Naht adaptierten Sehnenstümpfe um eine frühfunktionelle Mobilisation zu gewährleisten.

Die Zugfestigkeit einer menschlichen Sehne beträgt 50-100 N/mm² [Towfigh, 2011]. Bei passiver Bewegung wird eine Kraft von 9 N aufgebracht, bei ungehinderter aktiver Bewegung der Finger wirken Kräfte bis 35 N auf die Sehne [Schuind et al., 1992].

Sántha und Répásy zeigten, dass die Beugesehnennaht Kräften von 20 N standhalten müsse, um eine „sofortige aktive postoperative Bewegungstherapie“ zu ermöglichen [Sántha und Répásy, 1990].

Der Anspruch an die Beugesehnennaht besteht weiterhin in einer möglichst geringen Spaltentstehung zwischen den adaptierten Sehnenstümpfen unter Mobilisation und muss daher technisch versiert ausgeführt sein. Als Komplikation ist die postoperative Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen dennoch häufig zu beobachten. Obgleich die Adaptation der Sehnenstümpfe spaltfrei erfolgt, kann es während der postoperativen Mobilisation zum Auseinanderweichen der Sehnenenden im Nahtbereich kommen [Brug, 1997]. Eine geringe Spaltbildung wird als unproblematisch erachtet, solange dieser Spalt durch Heilungsprozesse, wie beispielsweise die Bildung von Granulationsgewebe und später Kollagen, überbrückt wird. Vergrößert sich der Spalt zwischen den Sehnenstümpfen, kann neben verlangsamer innerer Sehnenheilung ein überschießender Heilungsprozess, initiiert durch das umgebende Gewebe, zu Verwachsungen führen [Ketchum et al., 1977; Geldmacher und Köckerling, 1991; Sharma und Maffulli, 2005, 2006; Towfigh, 2011].

Der Anspruch an die Beugesehnnennaht besteht weiterhin in einer geringen zusätzlich verursachten Reibung und Adhäsion der vernähten Sehne mit den umliegenden Geweben.

Auch die Fadenführung und dessen Lokalisation im Sehngewebe haben Einfluss auf das Maß der verursachten Reibung, insbesondere durch eine hohe Nahtmaterialbelastung auf der Sehnenoberfläche [Aoki et al., 1995; Zhao et al., 2001, 2002, 2003]. Die resultierende Erhöhung des Gleitwiderstandes verursacht so Entzündungsreaktionen [An et al., 1993; Tanaka et al., 2003; Schöffl und Winkelmann, 2010]. Diese, wie auch übermäßige Spaltbildung, rufen Adhäsionen der Sehne mit der Sehnnenscheide bzw. dem Umgebungsgewebe hervor. Werden solche Verwachsungen nicht durch frühe Mobilisation gelöst, resultiert daraus eine Einschränkung der Beweglichkeit bis hin zum Funktionsverlust des entsprechenden Digitus [Koob, 2002; Saini et al., 2010].

Einen weiteren Anspruch an die Beugesehnnennaht stellt die Vermeidung der Ischämie durch strangulierende Nähte bzw. durch fehlerhafte Positionierung des Nahtmaterials innerhalb der Sehne dar [Geldmacher und Köckerling, 1991; Green, 2005; Benninghoff und Drenchkahn, 2003; Towfigh, 2011].

Der folgende Exkurs dient zur Verdeutlichung der komplexen Interaktion von Anatomie und Physiologie der Sehne, der möglichen mit der Beugesehnnennaht einhergehenden Komplikationen und der im Experiment verglichenen Nahttechniken inklusive des eingebundenen Materials, auch im historischen Kontext.

2.2 Makroskopische Anatomie der Sehne

Ziel der chirurgischen Adaption der Sehnenstümpfe nach Durchtrennung der Beugesehen der Hand ist die Wiederherstellung der Interaktion der beteiligten anatomischen Strukturen, der Knochen, Muskeln, Sehnen, Gefäße und Ligamente, um dem Anspruch an die feinmotorische und differenzierte Greif- und Tastfunktion der Hand wieder gerecht zu werden.

Im Anschluss soll auch auf die Komplexität der die Sehne umgebenden relevanten Strukturen eingegangen werden, da diese wesentlichen Einfluss auf den Heilungsprozess und die Funktionalität der Sehne nehmen.

Betrachtet man die Sehne an sich, stellt diese eine bindegewebige Verbindung zwischen Muskel und Knochen dar und ermöglicht die Übertragung von Kraft und Zug zur Sicherung der Funktionalität [Lüllmann-Rauch, 2006].

2.2.1 Extrinsische und intrinsische Muskeln der Hand

Die Muskeln und Sehnen, die die Bewegung der Hand ermöglichen, lassen sich in intrinsische und extrinsische Muskeln unterteilen. Die intrinsischen, kurzen Muskeln der Hand, die Musculi (Mm.) lumbricales und Mm. interossei, ermöglichen eine „Feindifferenzierung“ der Bewegungen. Die extrinsischen, langen Muskeln des Unterarmes lassen sich in Extensoren und Flexoren gliedern, wobei sie durch Septa intermuscularia und die Membrana interossei, die sich zwischen Radius und Ulna aufspannt, voneinander getrennt sind [Geldmacher und Köckerling, 1991]. Die Sehnen der zugehörigen Muskeln setzen an den Fingern an und ermöglichen Beugung und Streckung der Phalangen. Da sich die vorliegenden Untersuchungen auf die Verletzung der Beugesehnen spezialisieren, soll im Folgenden differenziert nur auf die Anatomie der Flexoren eingegangen werden.

2.2.2 Flexoren des Unterarmes

Die Flexoren entspringen am Epicondylus medialis des Humerus sowie am Processus coronoideus der Ulna und verlaufen in zwei Schichten, einer oberflächlichen und einer tiefen Schicht, zur Hand (Abb.1 a+b). Die oberflächliche Flexorenschicht wird von medial nach ulnarwärts durch den Musculus (M.) pronator teres, M. flexor carpi radialis, M. palmaris longus, M. flexor digitorum superficialis und M. flexor carpi ulnaris gebildet. Die tiefe Muskelschicht umfasst die darunter liegenden Flexoren, den radial gelegenen, am Radius sowie der Membrana interossea entspringenden M. flexor pollicis longus und den ulnar gelegenen M. flexor digitorum profundus. Dieser nimmt seinen Ursprung an der Ulna sowie an der Membrana interossea. Der M. pronator quadratus verbindet den distalen Radius und die Ulna und gehört ebenso der tiefen Muskelschicht an. Die Sehnen des M. flexor digitorum profundus setzen an den distalen Phalangen des zweiten bis fünften Fingers an [Schünke et al, 2005].

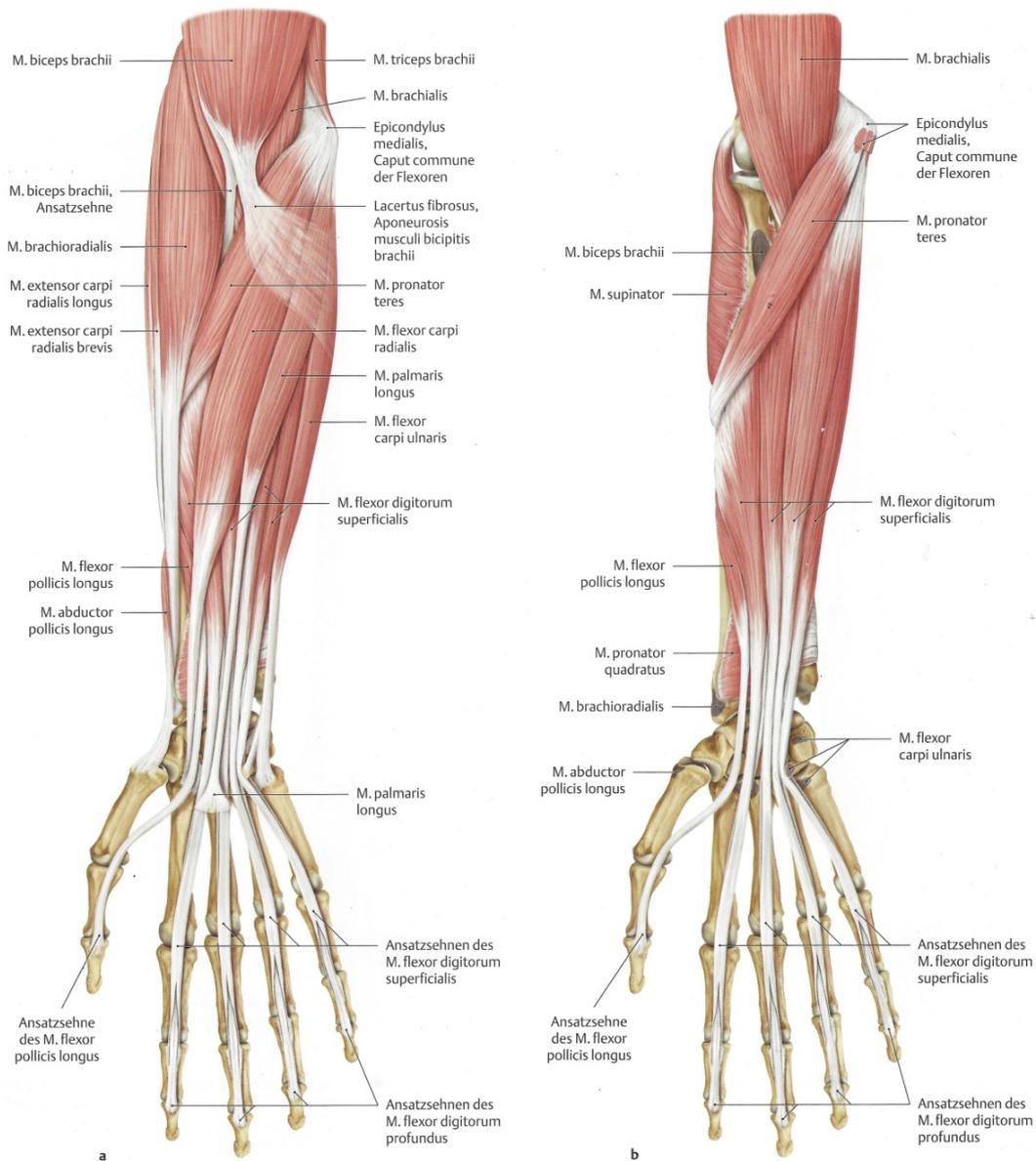


Abbildung (Abb.) 1: (a+b) Muskeln des rechten Unterarms in der Ansicht von ventral aus Schünke et al.: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 100 Tabellen, 2005 © Georg Thieme Verlag, Stuttgart. Abgebildet ist der Verlauf der oberflächlichen (a) und tiefen (b) Beugesehnenmuskulatur des rechten Unterarmes sowie die daraus entspringenden Sehnen mit deren Ansatzpunkten an den knöchernen Strukturen. Gut zu erkennen ist hier die anatomische Komplexität des Sehnenverlaufes im Bereich der Handwurzelknochen sowie der Durchtritt der Sehnen des M. flexor digitorum profundus durch die Sehnen des M. flexor digitorum superficialis im Bereich der Phalangen. Aus didaktischen Gründen wurde auf die Darstellung der Handmuskulatur verzichtet.

Ausgehend von ihrem Ursprung verlaufen die Sehnen des M. flexor digitorum superficialis palmar der Profundussehnen und teilen sich auf Höhe der proximalen Phalangen in jeweils zwei Sehnenzüge. Diese ziehen seitlich an der entsprechenden Profundussehne entlang und vereinigen sich unterhalb der Sehne, indem sich die inneren Sehnenfaserbündel überkreuzen [Towfigh, 2011]. Dieses sogenannte „Camper’s chiasma“, auch Chiasma tendinum genannt, hat die Aufgabe den Weg für die Profundussehne zu ebnen, die Stabilität des proximalen Interphalangealgelenkes zu verbessern sowie eine Überstreckung desselben zu verhindern [Schmidt et al., 1994; Green, 2005]. In ihrem weiteren Verlauf setzen die Sehnen des M. flexor digitorum superficialis an den mittleren Phalangen des zweiten bis fünften Fingers an [Schünke et al., 2005].

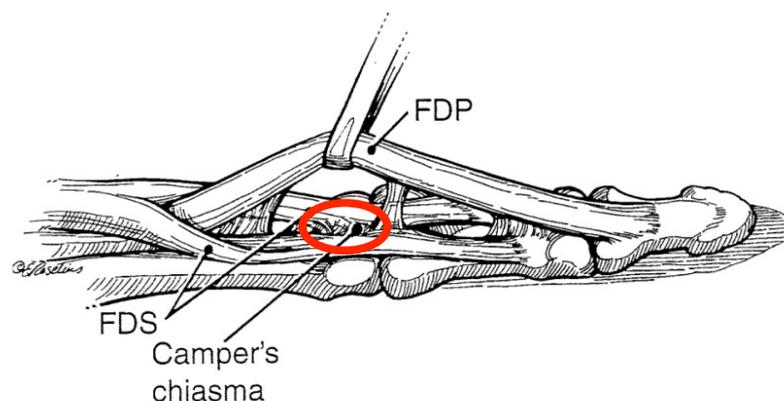


Abbildung 2: Darstellung des Camper’s Chiasma aus Green DP: Green’s operative hand surgery, Fifth Edition Vol. I, 2005 © Elsevier Churchill Livingstone, Philadelphia Pennsylvania. Skizziert ist das Camper’s chiasma. Gut zu erkennen ist der Verlauf der Sehne des M. flexor digitorum profundus, die die Sehne des M. flexor digitorum superficialis auf Höhe der proximalen Phalanx durchdringt und an der distalen Phalanx ansetzt. Ein besonderes Augenmerk gilt hierbei dem Überkreuzen der Inneren Sehnenfaserbündel der Sehne des M. flexor digitorum superficialis, die das Camper’s chiasma (roter Kreis) bilden. Aus didaktischen Gründen wurde auf die Darstellung der Ringbänder verzichtet und die Sehne des M. flexor digitorum profundus nach palmar abgehoben.

2.2.3 Der Verlauf der Flexorensehnen im Karpalkanal

Eine für den Sehnenverlauf wichtige Struktur stellt das distal am Unterarm befindliche Retinaculum flexorum, auch Ligamentum (Lig.) carpi transversum genannt, dar, welches sich von der Eminentia carpi ulnaris zur Eminentia carpi radialis spannt und den Karpalkanal nach palmar begrenzt. Im Karpalkanal verlaufen der (N.) medianus sowie alle Beugesehnen mit Ausnahme der Sehne des M. flexor carpi radialis. Diese verläuft in einem durch Faserzüge des Lig. carpi anterioris und des Retinaculum flexorum gebildeten, separierten Kanal zur Basis des zweiten Mittelhandknochens. Die übrigen Beugesehnen im Canalis carpi sind von palmar nach dorsal in drei Ebenen

einzuteilen (Abb. 3). Palmar befinden sich die Sehnen des M. flexor digitorum superficialis des dritten und vierten Fingers, medial verlaufen die oberflächlichen Beugesehnen des zweiten und fünften Fingers und dorsal davon die Sehnen des M. flexor digitorum profundus sowie die Sehne des M. flexor pollicis longus [Geldmacher und Köckerling, 1991].

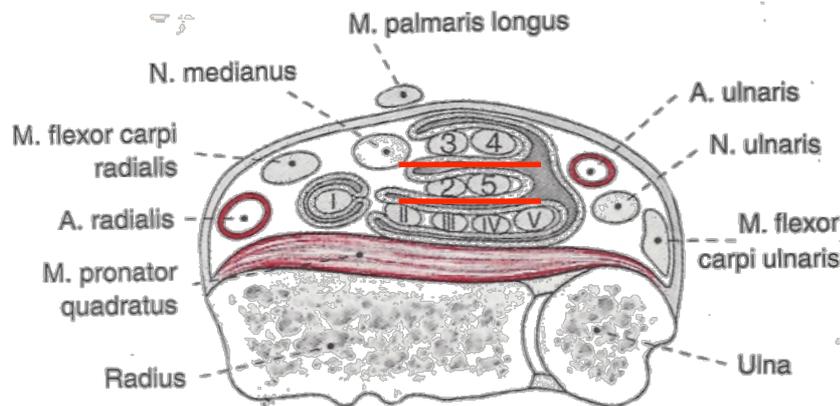


Abbildung 3: Anordnung der Beugesehnen am distalen Unterarmende aus Geldmacher, Köckerling: Sehnenchirurgie, 1. Auflage 1991 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Deutlich zu erkennen ist die Lage der Beugesehnen unterhalb des Canales Carpi sowie die Begrenzung nach dorsal, ulnar und radial. Verdeutlicht wird hier vor allem der Sehnenverlauf in drei Ebenen.

2.2.4 Die Sehnnenscheiden

Die Sehnen, die beim Gleiten über knöchernen Strukturen hohem Druck und Reibung ausgesetzt sind, werden in besonders beanspruchten Bereichen von Sehnnenscheiden geschützt [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Im Bereich der Hand existieren fünf Sehnnenscheiden (Abb. 4). Eine lange Sehnnenscheide für den M. flexor pollicis longus beginnt ca. drei Zentimeter (cm) proximal der Rascetta, der distalen Handbeugungslinie, und reicht bis zur distalen Phalanx des Daumens. Eine kurze Sehnnenscheide, in der die Sehne des M. flexor carpi radialis verläuft, entspringt auf etwa gleicher Höhe und reicht bis zum proximalen Anteil des zweiten Mittelhandknochens. Die Sehnen der Fingerbeuger teilen sich eine gemeinsame Sehnnenscheide, die vier Zentimeter proximal der Rascetta beginnt und bis zur Mitte der Hohlhand reicht. Lediglich der fünfte Finger wird von einem Ausläufer der Sehnnenscheide bis zur distalen Phalanx umschlossen. Des Weiteren sind drei Sehnnenscheiden vorhanden, die die Beugesehnen der Finger vom Caput des Os metacarpale bis zur Basis der distalen Phalanx umgeben [Nigst et al., 1981; Geldmacher und Köckerling, 1991].

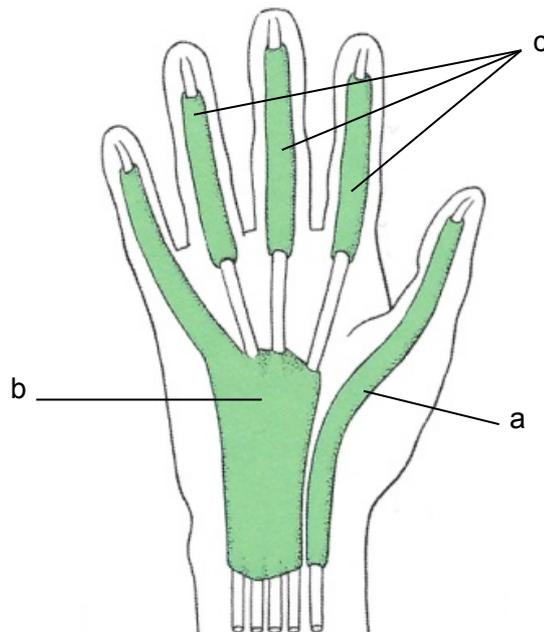


Abbildung 4: Darstellung der palmaren Sehnenscheiden aus Benninghoff und Drenckhahn: Anatomie, 16. Auflage 2003 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Zu sehen ist die Normvariante des Sehnenscheidenverlaufes der rechten Hand. Die insgesamt fünf Sehnenscheiden gliedern sich auf in eine Sehnenscheide für den M. flexor pollicis longus (a), eine gemeinsame Sehnenscheide der Fingerbeuger im Bereich der Hohlhand, die mit einem Ausläufer bis zur distalen Phalanx des fünften Fingers reicht (b) und drei weitere Sehnenscheiden der Finger II, III und IV (c), die sich vom Metocarpophalangealgelenk (MCP-Gelenk) bis zum distalen Interphalangealgelenk (DIP) erstrecken.

Die Sehnenscheiden bestehen aus einer äußeren Begrenzung, dem Stratum fibrosum sowie einer inneren Begrenzung, dem Stratum synoviale. Der innere Anteil der Sehnenscheiden ist von einer Pars synoviales ausgekleidet, die das Gleiten der Sehne im „osteofibrösen Kanal“ ermöglicht und nutritive Eigenschaften besitzt [Geldmacher und Köckerling, 1991; Benninghoff und Drenckhahn, 2003; Towfigh, 2011].

2.2.5 Die Kreuzbänder und Ringbänder

Das Stratum fibrosum der Sehnenscheiden wird im Bereich der Finger von Kreuzbändern, den Ligamenta (Ligg.) cruciata, und Ringbändern, den Ligamenta anularia, verstärkt, die an den Seiten der Phalangen befestigt sind (Abb.5). Drei Kreuzbänder (C1-C3) und fünf Ringbänder (A1-A5) erhalten die uneingeschränkte Beugung und Streckung im Gelenk, dienen gleichzeitig dem Erhalt der Beziehung der Beugesehne zur Fingergelenksachse und verhindern ein sogenanntes „Bowstringing“,

ein bogenförmiges Abweichen der Sehnen vom Knochen [Mc Carthy, 1990; Towfigh, 2011; Arkudas et al., 2005; Green, 2005].

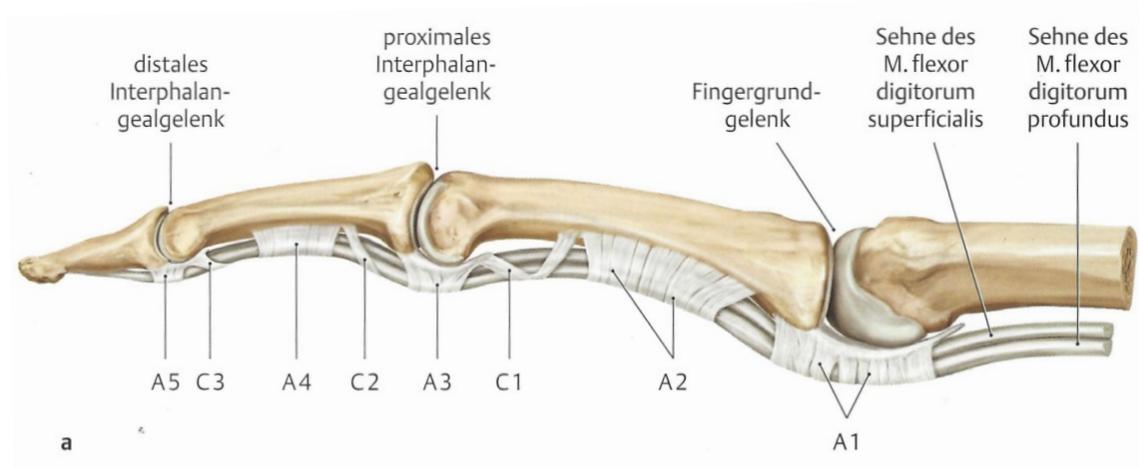


Abbildung 5: Verstärkungsbänder der digitalen Sehnenscheide aus Schünke et al.: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 100 Tabellen, 2005 © Georg Thieme Verlag, Stuttgart. Dargestellt sind die drei Kreuzbänder (C1-C3) und die fünf Ringbänder (A1-A5), die an den Seiten der Phalangen befestigt sind und das bogenförmige Abweichen der Sehnen vom Knochen verhindern.

Im Hohlhandbereich verlaufen die Beugesehnen der zweiten bis vierten Finger ungeschützt von Sehnenscheiden. In diesem Bereich werden sie von der Aponeurosis palmaris, einer starken „fibrösen Platte“, die mit ihren Fasern in die Thenar- und Hypothenarfaszie sowie die Lederhaut der Hand übergeht, geschützt [Geldmacher und Köckerling, 1991].

2.2.6 Die Zoneneinteilung der Hand

Verdan und Nigst teilten die palmare Hand aufgrund der anatomischen Gegebenheiten des Sehnenverlaufes sowie der Versorgung der Sehnen durch Sehnenscheiden und Blutgefäße in mehrere Verletzungszonen ein [Nigst, 1976; Verdan, 1961]. Diese Einteilung besitzt auch heute noch eine eingeschränkte Gültigkeit und ermöglicht eine, den anatomischen Verhältnissen angepasste, adäquate Versorgung und Nachbehandlung der Sehnenverletzungen [Geldmacher und Köckerling, 1991; Towfigh, 2011].

Die Zone I erstreckt sich vom Ansatz der M. flexor digitorum profundus Sehne an der distalen Phalanx bis zum Ansatz der Sehne des M. flexor digitorum superficialis an der mittleren Phalanx [Arkudas et al., 2005; Green, 2005; Towfigh, 2011].

Die Zone II, die 1944 von Bunnel durch den Begriff des „no man's land“ geprägt wurde und als besonders kritische Zone galt, in der keine primären Beugesehnennähte durchgeführt werden sollten, erstreckt sich vom Ansatz der Superficialissehne an der mittleren Phalanx bis zum A1-Ringband. Häufig kommt es hier zu einer kompletten Durchtrennung der Profundussehne sowie einer Teildurchtrennung der Sehne des M. flexor digitorum superficialis. Problematisch stellen sich in diesem Bereich die enge topographische Lage beider, in einer gemeinsamen Sehnenscheide verlaufenden, Beugesehnen als auch die schlechte Vaskularisation in diesem Bereich dar, die eine postoperative Verklebung der Sehnen begünstigt. Der heutige Kenntnisstand der Sehnenheilung, der Operationstechniken und der Nachbehandlungsstrategien sowie die gute Versorgungsdichte handchirurgisch ausgebildeter Ärzte in Deutschland führte zu einer Umwandlung des „Niemandesland(es)“ in ein „Nicht-Jedermanns-Land“ [Geldmacher und Köckerling, 1991; Arkudas et al., 2005; Towfigh, 2011].

Die Zone III befindet sich zwischen dem A1-Ringband und dem distalen Ende des Karpalkanals. Problematisch ist in dieser Zone einerseits die oft zusätzliche Verletzung von Blutgefäßen (Arcus superficialis) und Nerven, andererseits besteht hier aufgrund der guten Vaskularisation eine verbesserte Heilungstendenz [Arkudas et al., 2005; Towfigh, 2011].

Der Bereich des Karpalkanals wird als Zone IV bezeichnet. In diesem Bereich kommt es bei Verletzungen der im Karpalkanal befindlichen Beugesehnen häufig zu einer Begleitverletzung des N. medianus, da dieser plantar der Beugesehnen im Karpalkanal verläuft [Arkudas et al., 2005; Towfigh, 2011].

Die Zone V erstreckt sich über das Gebiet proximal des Karpalkanals bis zum muskulären Übergang im Bereich des Unterarmes [Arkudas et al., 2005; Green, 2005; Towfigh, 2011].

Verdan definierte für den Daumen eine dreigeteilte Zone T1-T3. Hierbei entspricht die Zone T1 dem Bereich zwischen dem Ansatz der M. flexor pollicis Sehne an der distalen Phalanx des Daumens und dem A2-Ringband. Die Zone T2 erstreckt sich vom A2-Ringband bis zum A1-Ringband und Zone T3 umfasst den Verlauf der M. flexor pollicis longus Sehne durch das Thenargebiet [Arkudas et al., 2005; Verdan und Michon, 1961]. Nigst vereinfachte diese Einteilung des Daumens, indem er von der dreigeteilten Zoneneinteilung Abstand nahm und T1 bis T3 in Zone 6 und 7 umbenannte (Abb. 6) [Geldmacher und Köckerling, 1991; Nigst, 1976].

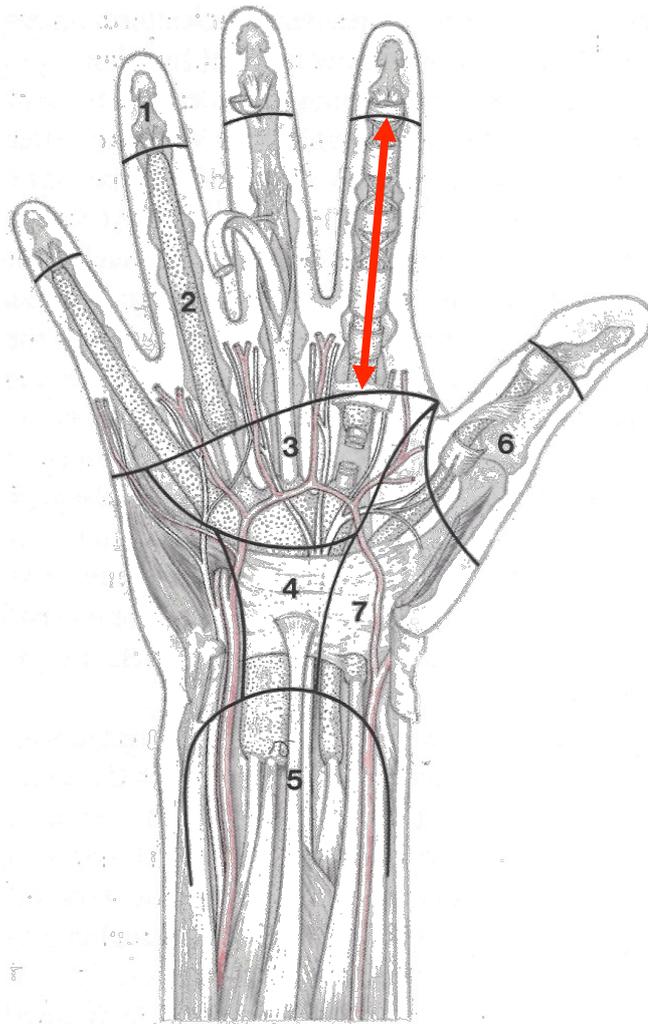


Abbildung 6: Einteilung der Verletzungszonen von Beugesehnen aus Geldmacher, Köckerling: Sehnenchirurgie, 1. Auflage 1991 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Aufgezeigt wird die Einteilung der Verletzungszonen der Beugesehnen der Hand nach Verdant und Nigst. Von besonderer Bedeutung ist hier die Zone II (Doppelpfeil), das durch Bunnell benannte „no man’s land“, da es aufgrund der engen topographischen Lage beider Sehnen in einer gemeinsamen Sehnenscheide in diesem Bereich zu vermehrten postoperativen Komplikationen kommen kann.

2.2.7 Die Ernährung und Blutversorgung der Sehnen

Die Ernährung und Blutversorgung der Sehne erfolgt über ein longitudinales, vom Muskel ausgehendes Gefäßsystem, eine segmentale Blutversorgung über das Mesotenon, den Vincula tendinea, innerhalb der Sehnenscheiden sowie über Diffusion aus der Synovia [Geldmacher und Köckerling, 1991; Green, 2005; Benninghoff und Drenckhahn, 2003; Towfigh, 2011].

Das longitudinale Blutversorgungssystem wird aus Gefäßen gespeist, die aus dem Muskel kommend auf die Sehne übergehen und an der druckabgewandten, also knochennahen Seite der Sehne lokalisiert sind [Geldmacher und Köckerling, 1991;

Towfigh, 2011]. Diese Gefäße bilden ein „epi- und intratendinöses“ System, welches das proximale Drittel der Sehne versorgt. Im weiteren Verlauf treten Blutgefäße aus dem Paratendineum hinzu. Im Karpalbereich des zweiten bis fünften Fingers nimmt die peritendinöse Gefäßversorgung ab, die Sehnen werden hier nur noch über das im Mesotenon befindliche Gefäß gespeist. Nach Verlassen des Karpalkanals werden die nun wieder sehnenscheidenfreien Sehnen vom gut vaskularisierten Paratendineum umhüllt [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Das Peritendineum externum der Sehne erhält seinen Blutzufuß über Gefäße aus den Mm. lumbricales der Finger, die sich zu einem „Anastomosennetz“ verzweigen und dadurch auch das intratendinöse Gefäßsystem speisen. Im Hohlhandbereich existiert auf der palmaren Seite der Sehne eine ausgeprägte Vaskularisation des Peritendineum externum, während die intrinsische Blutgefäßversorgung der Sehne gleichmäßig verteilt ist [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Geldmacher und Köckerling beschreiben ein im Bereich der Phalangen existierendes „proximales“ sowie „distales“ Versorgungssystem. Das proximale Versorgungssystem entspricht hierbei der Blutversorgung der proximalen Phalangen über intratendinöse Gefäße aus dem Hohlhandbereich sowie über an den proximalen Umschlagfalten der Sehnenscheide neu eintretende Gefäße.

Distalwärts nimmt die Gefäßversorgung der Sehnen ab. Auf gering durchblutete Sehnenabschnitte folgen Bereiche der Sehne, die über gefäßführende Bindegewebszüge, die Vincula tendinea, auf der dorsalen Seite gespeist und als „distales System“ bezeichnet werden [Geldmacher und Köckerling, 1991; Towfigh, 2011].

Die Vinkula, die die Sehne von dorsal erreichen, variieren in ihrer Länge, Anzahl und Anordnung. So existieren beispielsweise lange und dünne, Vincula longa, sowie kurze und dicke, Vincula brevia, Vinkula die von Ästen der radialen und ulnaren Fingerarterie gespeist werden. Zwischen den Arterien bestehen „Querverbindungen in Form von Arterienbögen“, denen jeweils eine Vinkulagruppe V1-V4 zugeordnet wird. So wird die Superfizialsehne proximal des Camper's Chiasma vom V1-Vinkulum, das Blutgefäße des ersten Arterienbogens führt und unter dem zweiten Ligamentum (Lig.) annulare lokalisiert ist, ernährt. Das V2-Vinkulum nimmt seinen Ursprung circa (ca.) einen Zentimeter proximal des proximalen Interphalangealgelenkes (PIP) und tritt im Chiasmabereich in die Sehne des M. flexor digitorum superficialis ein. Das V3-Vinkulum, welches nur bei ca. 50 % der Finger vorhanden ist, befindet sich zwischen PIP und DIP und führt die Profundusehne versorgenden Gefäße. Das sich circa einen

Zentimeter proximal des DIP befindliche V4-Vinkulum führt ein bis zwei Arterien und wird aufgrund seiner Morphologie häufig mit einem Sehnenanteil verwechselt [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Die Blutversorgung der Daumenbeugesehnen ähnelt der der übrigen Beugesehnen der Finger und ist dementsprechend auch im Sehnnenscheidenbereich weniger gut ausgeprägt. Bis zum Handgelenk erfolgt die Ernährung der Flexor pollicis longus Sehne über aus dem Muskel kommende Blutgefäße. Die weitere Blutversorgung geschieht u. a. durch Äste aus dem Ramus (R.) palmaris superficialis sowie durch Äste der Arteria (A.) princeps pollicis. Über Vinkula wird die weitere Ernährung der Sehne im distalen Sehnnenscheidenbereich gesichert. Hier existieren zwei Vinkula, die die Sehne von dorsal erreichen. Das V1-Vinkulum, das Arterien „aus beiden digitalen Arterien oder aus der A. princeps pollicis“ führt, befindet sich proximal des MCP-Gelenkes und des A1-Ringbandes. Das die beiden digitalen Arterien führende V2-Vinkulum ist unter dem A2-Ringband und in Höhe des Interphalangealgelenkes lokalisiert [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Durch ihre anatomische Lage sind die Vinkula, über ihre gefäßführende Aufgabe hinaus, in der Lage, das „Zurückrutschen“ durchtrennter Beugesehnen in die Hohlhand zu verhindern [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Da die Gefäßversorgung über Vinkula von dorsal und nur segmental erfolgt, herrscht bei einem Drittel bis einem Viertel der palmaren Sehne Avaskularität, sodass die entsprechenden Sehnenabschnitte lediglich über Diffusion aus der Synovialflüssigkeit versorgt werden [Geldmacher und Köckerling, 1991; Green, 2005; Towfigh, 2011]. Diese Form der Ernährung wird durch Bewegung ermöglicht, ein sogenannter „Melkeffekt“ gewährleistet die Diffusion in Interzellularräume [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Eine Immobilisation kann bei der Sehnenheilung somit ein Problem darstellen, da bei fehlender Bewegung die Ernährung der Sehne in avaskulären Gebieten gefährdet ist [Geldmacher und Köckerling, 1991].

2.3 Mikroskopische Anatomie der Sehne

2.3.1 Die Bestandteile der Sehne

Die Sehnen bestehen aus straffen, parallel angeordneten Kollagenfasern vom Typ I (95 %), Typ III und Typ V (5 %), einigen elastischen Bindegewebsfasern, Proteoglykanen und zwischen den Fasern liegenden Tendinozyten oder „Tenozyten“, wegen ihrer flügel förmigen Fortsätze auch „Flügelzellen“ genannt [Geldmacher und Köckerling, 1991; Möller et al., 2000; Towfigh, 2011].

2.3.2 Der Aufbau der Sehne

Die Sehne wird vom Epitenon, auch Epitendineum genannt, das aus lockerem Bindegewebe besteht, umgeben (Abb. 7). Von diesem ragen Bindegewebssepten ins Innere der Sehne und gliedern sie in mehrere Sekundärbündel. Diese werden vom Peritenon, oder „Peritendineum“, umhüllt, das wiederum durch Septen aus lockerem Bindegewebe die Sehne in die nächst kleinere Einheit gliedert. Die Primärbündel, die aus einzelnen Sehnenfasern bestehen, werden vom Endotenon, auch „Endotendineum“, umschlossen, welches eine wasserspeichernde Verschiebeschicht innerhalb der Sehne darstellt [Geldmacher und Köckerling, 1991; Lüllmann-Rauch, 2006; Towfigh, 2011]. Die bindegewebigen Septen, die vom Epitenon, Peritenon und Endotenon ausgehen, dienen nicht nur der Unterteilung und Verschieblichkeit der Sehne, sondern wirken ebenfalls als Nerven- und Gefäßstraße [Lüllmann-Rauch, 2006].

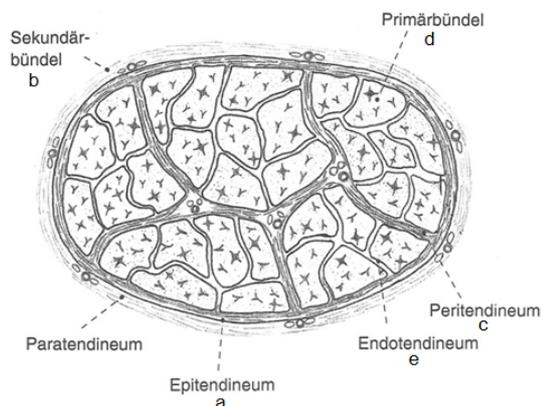


Abbildung 7: Struktur einer Sehne aus Geldmacher, Köckerling: Sehnenchirurgie, 1. Auflage 1991 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Skizziert ist die Struktur einer Sehne. Die Sehne wird vom Epitendineum (a) umgeben. Das Peritendineum (c) gliedert die Sehne in Sekundärbündel (b), die durch das Endotendineum (e) in Primärbündel (d) unterteilt wird.

Die einzelnen Sehnenfasern bestehen aus unterschiedlich langen und unterschiedlich dicken Kollagenfibrillen, die von Fibroblasten gebildet werden. Diese flachen, zytoplasmaarmen Fibroblasten liegen mit ihren langgestreckten Kernen zwischen den Kollagenfibrillen, sind bei Bedarf zur Synthese von Kollagen fähig und werden auch als Tendinozyten oder Tenozyten bezeichnet [Geldmacher und Köckerling, 1991; Towfigh, 2011]. Bei Sehnen, die erhöhtem Druck ausgesetzt sind und beispielsweise in Sehnenscheiden unter Ringbändern verlaufen, lassen sich histologisch kürzere Fibrillen nachweisen, die sich den „wechselnden Druckverhältnissen“ bei Bewegung der Phalangen gut anpassen können. In weniger druckbelasteten Sehnenabschnitten liegen demzufolge längere Kollagenfibrillen vor [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Die wenig vorhandenen elastischen Fasern der Sehne lassen eine eingeschränkte Dehnbarkeit zu und ermöglichen eine fließende Kraftübertragung zwischen Sehne und Muskel [Geldmacher und Köckerling, 1991].

2.3.3 Die Schutzmechanismen der Sehne

Um die Reibungskräfte zu vermindern, denen die Sehnen beim Gleiten über knöchernen Strukturen ausgesetzt sind, existieren verschiedene Schutzmechanismen. Das Paratenon, auch Paratendineum genannt, welches als lockeres Bindegewebe elastische Fasern und Fett enthält, liegt dem Peritenon auf und schützt als eigentlicher „Gleitapparat“ der Sehne diese in sehnenscheidenfreien Gebieten [Geldmacher und Köckerling, 1991].

In Bereichen, in denen die Sehne direkt über Knochen und Gelenke verläuft, kann auch das Paratenon nicht ausreichenden Schutz vor Reibung und Druck bieten, sodass diese Funktion von Schleimbeuteln und Sehnenscheiden übernommen wird, die mit Synovia gefüllt sind und die Sehne abpolstern [Geldmacher und Köckerling, 1991].

2.3.4 Vagina tendinis

Eine Sehnenscheide, auch Vagina tendinis genannt, besteht aus einem von straffen Kollagenfasern gebildeten äußeren Stratum fibrosum und einem inneren Stratum synoviale und umhüllt die Sehne. Das Stratum fibrosum verankert die Sehnenscheide mit dem umliegenden Gewebe und ist besonders kräftig an Ring- und Kreuzbändern der Phalangen ausgebildet, um die Sehnenscheiden am Knochen zu fixieren. In diesen Bereichen enthält das Stratum fibrosum „Faserknorpelabschnitte“. Auf der Innenseite des Stratum fibrosum geht dessen straffes Bindegewebe lückenlos in das lockere Bindegewebe des Stratum synoviale über (Abb. 8b), das sich in zwei Schichten, die Intima und die Subintima, unterteilen lässt. Die Intima ist eine zellreiche, jedoch lückenhafte Deckzellschicht, in der A- und B-Zellen vorkommen. A-Zellen befinden sich an der Oberfläche, entsprechen strukturell Makrophagen und gehören somit zum „monozytären Phagozytensystem“. B-Zellen sind „spezialisierte Fibroblasten“, die unterhalb der A-Zellen liegen, mit ihren Zellfortsätzen jedoch die „luminale Oberfläche“ erreichen können. Ihre Aufgabe besteht in der Synthese der Hyaluronsäure der Synovia.

Die Subintima besteht aus lockerem Bindegewebe, das Lymphgefäße und fenestrierte Blutkapillaren führt und dadurch einen „intensiven Stoffaustausch“ gewährleistet [Benninghoff und Drenckhahn, 2003].

In langen Sehnenscheiden ist das Stratum synoviale knochenwärts in Form einer Umschlagfalte mit dem Sehnenhilum verbunden. Dieser Bereich, in den auch Blutgefäße in die Sehne eintreten, wird Mesotendineum genannt (Abb. 8a). Im Bereich der Phalangen ist das Mesotendineum auf wenige kurze Bindegewebsstränge, die Vincula tendineum, reduziert und kann bei kurzen Sehnenscheiden vollkommen fehlen.

Die Enden der Sehnenscheide sind durch einen „kuppenförmigen Bogen (Plica simplex)“ oder eine „sich entfaltende Duplikatur (Plica duplicata)“ verschlossen. Hier gehen Epitenon und parietales Blatt der Sehnenscheide ineinander über [Geldmacher und Köckerling, 1991].

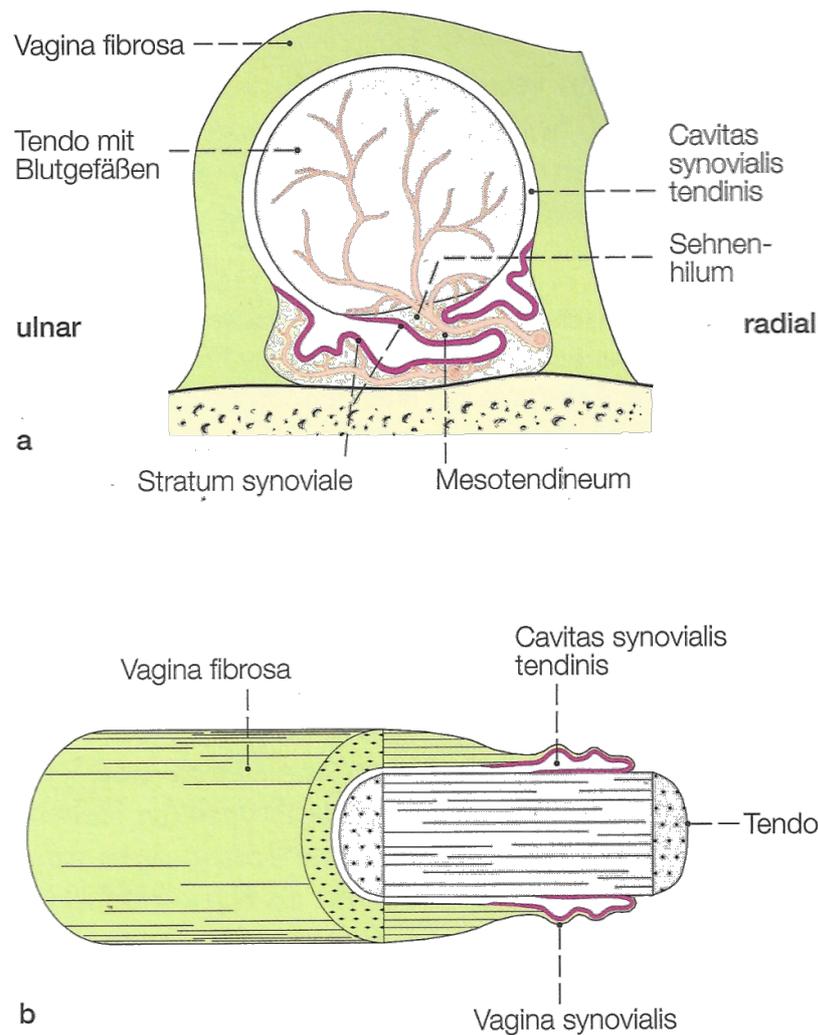


Abbildung 8: (a+b) „Schematischer Aufbau der Sehnenscheide aus Benninghoff und Drenckhahn: Anatomie, 16. Auflage 2003 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Abgebildet ist die Sehnenscheide des M. extensor carpi ulnaris in Höhe des Retinaculum extensorum. Querschnitt (a) und Längsschnitt (b). Deutlich zu erkennen ist das Eintreten der Gefäße über ein Mesotendineum in das Sehnenhilum.

2.3.5 Synovia

Die Synovia, deren Funktion in der „Stoßdämpfung“, Verminderung der Reibung und Ernährung der Sehne besteht, entspricht in ihrer Zusammensetzung einem „Dialysat des Blutes“ und enthält, dem Serum entsprechend, Elektrolyte, „organische Verbindungen“, Glucose und Proteine. Weiterhin finden sich Glykoproteine, Proteoglykane und ein hoher Anteil an Hyaluronsäure in der Synovia [Benninghoff und Drenckhahn, 2003].

2.4 Sehnenheilung

Die Kenntnis der physiologischen Abläufe der Sehnenheilung ist für die Behandlung der Sehnenverletzungen von Bedeutung. Beachtet man die Abläufe des Heilungsvorganges, so werden einige der an die Beugesehnennaht gestellten Ansprüche wie postoperativ geringe Spaltbildung, geringe zusätzlich durch die Naht provozierte Reibung und Adhäsion sowie Vermeidung von strangulierenden Nähten zur Verhinderung von Ischämien besser nachvollziehbar. Weiterhin ergeben sich aus den unterschiedlichen Formen der Sehnenheilung Konsequenzen für die optimale Nahttechnik sowie die Nachbehandlung der Sehnenverletzungen. Im Folgenden soll dies eingehender erläutert werden.

Im Rahmen der Sehnenheilung differenziert man zwischen extrinsischer und intrinsischer Heilung.

Die intrinsische bzw. extrinsische Heilungstendenz ist abhängig vom Verletzungsausmaß des umliegenden Gewebes, der versorgenden Gefäße sowie vom Abstand zwischen den Sehnenstümpfen zueinander. Relevant ist in diesem Zusammenhang auch ein sehnencheidenführendes Segment der verletzten Sehne [Geldmacher und Köckerling 1991].

Es lassen sich während des Heilungsprozesses der Sehne drei Phasen unterscheiden: Die Initialphase, die von inflammatorischen Zellen geprägt ist, die Proliferationsphase, in der Reparationsvorgänge dominieren und die zeitintensive Umbauphase, in der Narbengewebe entsteht [Geldmacher und Köckerling, 1991; Möller et al., 2000; Sharma und Maffulli, 2005, 2006; Towfigh, 2011].

2.4.1 Die Extrinsische Sehnenheilung

Fibroblasten, die aus der Synovialis sowie dem umliegenden Gewebe einwandern, übernehmen die extrinsische Heilung (Abb. 9). Diese Form der Sehnenheilung geht mit schneller und verstärkter Kollagenbildung einher. Dadurch kommt es häufig zu Verwachsungen mit der Sehnenscheide, was den inneren Gleitmechanismus erheblich beeinträchtigt. Diese problembehaftete Art der Sehnenheilung lässt sich vor allem bei größerer Spaltbildung, beschädigter Sehnenscheide, langer Immobilisation der Sehne, ungenügender Adaption der Sehnenstümpfe und strangulierenden Nähten beobachten [Geldmacher und Köckerling 1991; Sharma und Maffulli, 2005, 2006; Towfigh, 2011].

Um die extrinsische Sehnenheilung möglichst gering zu halten, sollte die Beugesehnnennaht geringe Reibung mit der Sehnenscheide verursachen, postinterventionelle Spaltbildung verhindern und das Sehngewebe nicht strangulieren.

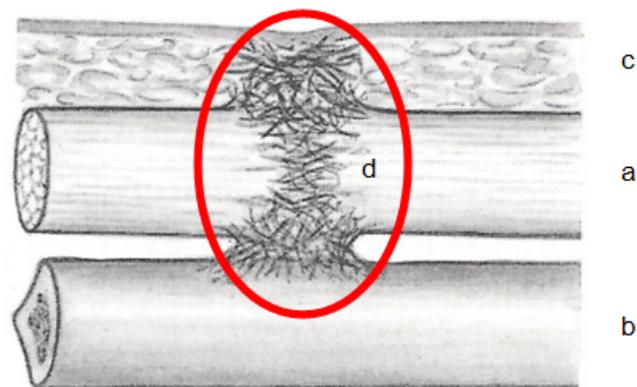


Abbildung 9: Extrinsische Sehnenheilung aus Geldmacher, Köckerling: Sehnenchirurgie, 1. Auflage 1991 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Dargestellt ist die Skizze einer extrinsisch heilenden Sehne (a). Deutlich zu erkennen ist die vermehrte Kollagenbildung (d) und daraus resultierende Verwachsungen mit den umliegenden Geweben wie Knochen (b) und Subkutis (c).

2.4.2 Die Intrinsische Sehnenheilung

Die intrinsische Sehnenheilung (Abb. 10) basiert auf der Fähigkeit der im Endotenon befindlichen Tenozyten zur „Proliferation, Migration und Kollagensynthese“ [Becker et al., 1981; Manske et al., 1985; Michael, 2002; Sharma und Maffulli, 2005, 2006; Towfigh, 2011]. Die Voraussetzungen für intrinsische Heilungsprozesse sind vaskularisierte Sehnenstümpfe, eine erhaltene Sehnenscheide, das Vorhandensein von Synovialflüssigkeit sowie ein kleiner Sehnenspalt. Ebenso ermöglichen eine genaue Adaption der Sehnenstümpfe, atraumatische Operationstechniken mit nicht strangulierenden Nähten sowie frühe Mobilisation, bei der schon eine Bewegung von wenigen Millimetern ausreicht um Narbenbildung zu verhindern, die intrinsische Heilung [Lundborg und Rank, 1980; Verdant, 1981; Geldmacher und Köckerling, 1991; Towfigh, 2011].

Durch die Anwendung einer nicht strangulierenden, möglichst reibungsarmen Sehnennaht, die nur geringe Spaltbildung zulässt sowie durch frühe Mobilisation sollte eine intrinsische Sehnenheilung angestrebt werden. Diese wird von Koob als beste biomechanische Heilung angesehen, die mit den geringsten Komplikationen vergesellschaftet ist [Koob, 2002].

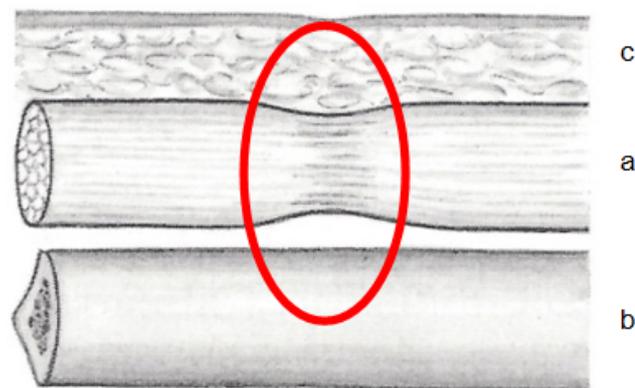


Abbildung 10: Intrinsische Sehnenheilung aus Geldmacher, Köckerling: Sehnenchirurgie, 1. Auflage 1991 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Dargestellt ist die Skizze einer intrinsisch heilenden Sehne (a). Durch die Heilungsfähigkeit der im Endotenon befindlichen Tenozyten bleibt eine überschießende Kollagenbildung und daraus resultierende Verwachsung mit den umliegenden Geweben wie Knochen (b) und Subkutis (c) aus.

2.4.3 Die Initialphase

In der Initialphase (Entzündungsphase), die bis zu circa sieben Tage andauern kann, führt die Verletzung der Sehne zu einer Blutung, die den Auslöser für eine Entzündungsreaktion darstellt. Permeabilitätsmediatoren wie Histamin, Serotonin und Bradykinin, gefolgt von proteolytischen Enzymen der zerfallenen Zellen, werden freigesetzt [Geldmacher und Köckerling, 1991; Towfigh, 2011].

Es folgen die Diapedese von Erythrozyten und neutrophilen Granulozyten ins Entzündungsgebiet, Phagozytose nekrotischen Materials durch Monozyten und Makrophagen sowie die Proliferation der Tenozyten, die Kollagen Typ III synthetisieren. Thrombozyten schütten Wachstumsfaktoren wie Platelet Derived Growth Factor (PDGF) und Transforming Growth Factor (TGF- β) aus und binden an Kollagen an. Es kommt zur Ausbildung eines Fibringerinnsels und somit zum vorläufigen Verschluss des zu überbrückenden Defektes [Pierce et al., 1989; Geldmacher und Köckerling, 1991; Klein et al., 2001; Sharma und Maffulli, 2005, 2006; Towfigh, 2011].

2.4.4 Die Proliferationsphase

In der sich anschließenden Proliferationsphase (Reparationsphase), die weitere circa 14 Tage beträgt, dominiert die Typ III Kollagensynthese. Fibroblasten des Epitenons und des Endotenons synthetisieren hierbei Kollagen [Russel und Manske, 1990]. Die Synthese beginnt mit der Kollagenproduktion durch die Epitenonzellen und wird durch die Endotenonzellen fortgeführt. Das entstehende Granulationsgewebe ersetzt den in der Initialphase entstandenen „Fibrinblock“. Kollagenfasern überbrücken den Defekt und Kollagen Typ III wird allmählich gegen Kollagen Typ I ausgetauscht. Zusätzlich kommt es zur Angiogenese [Sharma und Maffulli, 2005, 2006; Towfigh, 2011].

Koob und Towfigh beobachteten postoperativ nach einigen Tagen einen Anstieg der Rupturrate bedingt durch einen Verlust der Sehnenstabilität. Weiterhin beobachteten sie, dass die Sehnenenden weicher wurden und ihre Zugfestigkeit abnahm, jedoch mit Zunahme der Kollagensynthese im Verlauf wieder adäquat anstieg [Koob, 2002; Towfigh, 2011].

2.4.5 Die Umbauphase

Circa sechs Wochen nach der Sehnenverletzung geht die Proliferationsphase in eine Umbauphase über, in der der Tenozytenstoffwechsel, die Zellteilungsrate und die Durchblutung der Sehne abnehmen und eine „bindegewebige Narbe“ entsteht. Diese ähnelt dem Sehngewebe, enthält jedoch dünn ausgebildete, kollagene Fibrillen und unausgereifte, unregelmäßig angeordnete elastische Fasern [Geldmacher und Köckerling, 1991; Sharma und Maffulli, 2005, 2006; Towfigh, 2011].

In dieser Phase ist die Einwirkung von Druck- und Zugkräften auf das neu gebildete Gewebe von immenser Bedeutung. Die Kräfte erzeugen ein elektrisches Potential an der Sehnenoberfläche, das nach Durchtrennung der Sehne aufgehoben wird, sich aber mit Wiederherstellung der Strukturen schnell wieder normalisiert. Die kollagenen Fasern richten sich hierdurch auf und verdichten sich, woraus eine Erhöhung der Reißfestigkeit resultiert [Buck, 1953; Geldmacher und Köckerling, 1991].

Diesen Effekt macht man sich auch bei der frühen Mobilisation zunutze, denn neben Verhinderung von Adhäsionen und verbesserter Ernährung und Heilung, kommt es zur schnelleren Wiedergewinnung der Zugfestigkeit der operierten Sehne [Koob, 2002; Saini et al., 2010].

2.4.6 Die Bedeutung früher Mobilisation

Der positive Einfluss früher Mobilisation konnte in multiplen Studien belegt werden [Woo et al., 1981; Silferskiöld und May, 1994; Adolfsson et al., 1996; Gérard et al., 1998]. So fanden beispielsweise Bishop und Mitarbeiter heraus, dass bei einem bis zu 60 %igen Sehnenanriss die Heilung selbst ohne Sehnennaht, allerdings mit früher Mobilisation, zu erreichen sei [Bishop et al., 1986].

Gelberman und Kollegen zeigten, dass eine Sehnennaht mit Spaltbildung von bis zu 3 Millimeter (mm) ohne Funktionsverlust und verminderte Gleitfähigkeit bestehen könne, jedoch käme es hierbei im weiteren Heilungsprozess nicht zum Zuwachs von Stärke und Festigkeit der Naht. Selbst ein Abstand der Sehnenstümpfe von 1 cm konnte ohne Funktionsverlust der adaptierten Sehne nachgewiesen werden. Gelbermann und Mitarbeiter führten diese Ergebnisse auf die begleitende frühe Mobilisation zurück, die die Zugfestigkeit des neu gebildeten Sehngewebes erhöhe [Gelbermann et al., 1986, 1999].

Weiterhin stellten sie fest, dass frühe Mobilisation die Vaskularisation der Sehne sowie der Sehnenscheide deutlich verbessert [Gelberman et al., 1986].

2.4.7 Die Nachbehandlungsschemata

Basierend auf diesen Erkenntnissen wurden diverse Nachbehandlungsschemata entwickelt. Duran und Houser stellten die „kontrollierte passive Bewegung“ in den therapeutischen Mittelpunkt [Duran und Houser, 1975]. Sie wiesen nach, dass die Gleitbewegung der Flexor digitorum superficialis (FDS) Sehne und Flexor digitorum profundus (FDP) Sehnen von 3-5 mm ausreichend sei, um Adhäsionen zu verhindern. Hierbei werden mit Hilfe einer dorsal angebrachten Schiene, die das Handgelenk in 20° Beugung fixiert, die PIP- und DIP-Gelenke bei leicht gebeugten MCP-Gelenken passiv mobilisiert [Koesling und Bollinger Herzka, 2008; Breier et al., 2013].

Daneben existieren Nachbehandlungsprotokolle, die durch aktive Extension und passive Flexion geprägt sind, wie beispielsweise das Nachbehandlungsschema von Kleinert und Mitarbeitern [Thien et al., 2004; Koesling und Bollinger Herzka, 2008; Schröder und Hartmann, 2008; Green, 2005; Lotter et al., 2011, Breier et al., 2013].

Kleinert und Mitarbeiter entwickelten ein Nachbehandlungsschema, das ab dem ersten postoperativen Tag Anwendung findet [Kleinert et al., 1967]. Eine passive Gummibandflexion und aktive Extension der Finger wird mit Hilfe einer dorsalen Unterarmschiene, die in 30° Handgelenksbeugung und 60° Flexion der MCP-Gelenke angepasst wird, sowie Gummizügeln, die an den Fingernägeln und dem proximalen Bereich der Orthese befestigt sind, erreicht [Lotter et al., 2011; Griffin et al., 2012]. Ziel ist hierbei eine komplette Streckung der MCP-Gelenke, da es sonst zu einer „Streckbehinderung“ der Finger kommen kann [Lotter et al., 2011].

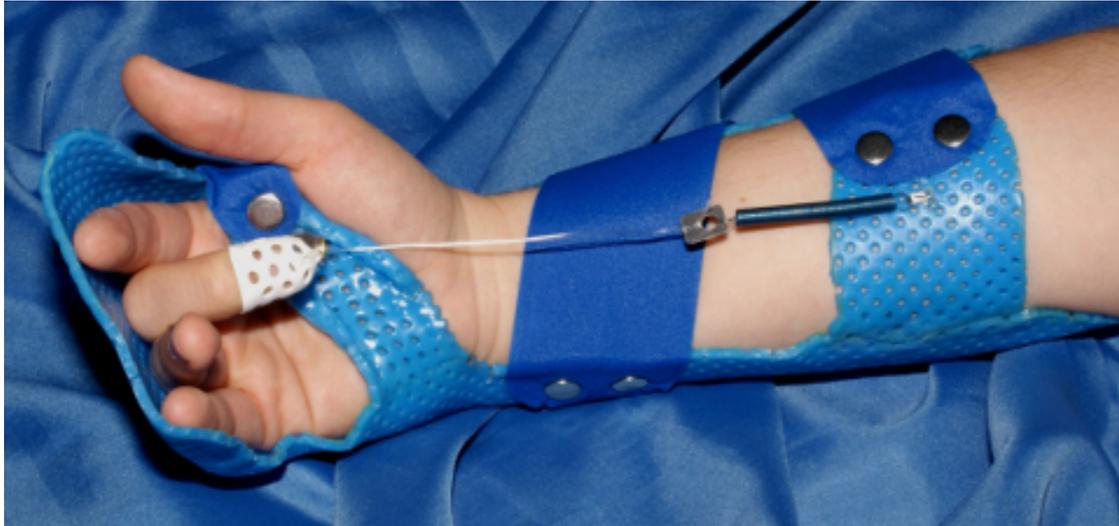


Abbildung 11: Kleinert-Schiene. Foto: Praxis für Ergotherapie und Handtherapie Carina Jensen. Abgebildet ist eine Kleinert-Schiene, die dorsal des Unterarmes in 30° Handgelenksbeugung und 60° Flexion der MCP-Gelenke angebracht ist. Durch Gummizügel, die an dem Fingernagel sowie dem proximalen Bereich der Orthese befestigt sind, wird eine passive Flexion und aktive Streckung der Finger erreicht.

Nach dreiwöchigem Tragen der sogenannten Kleinert-Schiene wird diese in eine Null-Grad-Position gebracht und der Patient zur Flexion des PIP-Gelenkes bei fixiertem MCP-Gelenk und fixiertem DIP-Gelenk aufgefordert. In der weiteren Nachbehandlung schließt sich die aktive Flexion im PIP-Gelenk und DIP-Gelenk an. In der sechsten postoperativen Woche und nach Entfernung der Schiene wird der Patient zur aktiven Flexion der DIP-Gelenke angehalten. Dieses Training wird acht bis zwölf Wochen, mit Erweiterung um Koordinationsübungen und Kräftigungsübungen, fortgesetzt. [Werber, 2005].

Eine Kombination dieser Nachbehandlungsschemata von Kleinert, Duran und Houser, stellt das sogenannte „Washington-Regime“ nach Chow und Mitarbeitern dar. Hierbei wird eine modifizierte Kleinert Schiene mit zwei unterschiedlich starken Gummibändern angewendet, die einerseits die Flexionsstellung der Finger erhält und andererseits eine aktive Extension zulässt [Chow et al., 1988; Wittemann et al., 1996;].

Chesney und Mitarbeiter konnten im Vergleich der Nachbehandlungsschemata von Duran und Houser, Kleinert und dem kombinierten Nachbehandlungsschema zeigen, dass die geringste Rerupturrate mit nur 2,3% sowie das größte Ausmaß der Beweglichkeit der Finger beim „Washington-Regime“ zu beobachten war [Chesney et al., 2011]. Dieses kombinierte Nachbehandlungsschema stellt eine 20° bis 30°

Beugung des Handgelenkes mittels einer dorsalen Unterarmschiene, eine Flexion der MCP-Gelenke von 50° bis 70° sowie Nullstellung der PIP- und DIP-Gelenke dar.

Ab dem ersten bis dritten postoperativen Tag bis zur fünften postoperativen Woche wird der Patient angehalten, mehrmals stündlich eine aktive vollständige Streckung und passive Beugung der DIP-, PIP- und MCP-Gelenke mittels Gummibandzügelung durchzuführen. Zur passiven Mobilisation wird die Schiene durch den Physiotherapeuten entfernt.

Ab der fünften postoperativen Woche kann die Schiene vollständig entfernt werden, die Übungen werden weitergeführt und um aktive Flexion und Faustschluss ergänzt. Im weiteren Verlauf wird die aktive Beugung ab der circa siebten Woche gegen einen leichten Widerstand ausgeübt, der bis zur zwölften postoperativen Woche kontinuierlich gesteigert wird. Ab der zwölften Woche nach der Operation kann die Hand wieder voll belastet werden. [Koesling und Bollinger Herzka, 2008; Breier, 2013].

Ein weiteres Nachbehandlungsregime stellt die „kontrollierte aktive Bewegungstherapie“ nach Small dar [Small et al., 1989], deren Ziel in der Verhinderung einer Vernarbung in Höhe des PIP-Gelenkes und somit in der Verhinderung einer Beugekontraktur liegt. Hierbei wird das Handgelenk mittelgradig flektiert und dorsal ein Gips angebracht. Die MCP-Gelenke sind in 90° Stellung gebeugt, die Interphalangealgelenke befinden sich in Nullstellung. Da sich im palmaren Bereich keine limitierenden Strukturen der Orthese befinden, können die Finger aktiv bis in die Hohlhand gebeugt werden. Das Ziel innerhalb der ersten postoperativen Woche besteht in einer passiven Flexion und Extension der Finger bis zur distalen palmaren Handfläche. Bis zum Ende der sechsten postoperativen Woche sollte eine aktive 90° Flexion im PIP-Gelenk sowie eine aktive 50- 60° Flexion der distalen Interphalangealgelenken erreicht werden. Nach Steigerung der Intensität und Belastung ist eine Vollbelastung der Hand nach zwölf Wochen möglich.

Ein Nachteil dieses Therapieregimes besteht in der Gefahr unkontrollierter Krafteinwirkung auf die adaptierten Sehnenenden. Daher ist die Anwendung der kontrollierten aktiven Bewegungstherapie nur bei mehrsträngigen Nahttechniken, entsprechender Patientencompliance sowie ausreichender Weichteildeckung möglich [Small et al., 1989].

Da bisher noch „kein eindeutiger Goldstandard“ der Nachbehandlung besteht [Faller et al., 2013], ist die Wahl des Nachbehandlungsschemas unter anderem (u. a.) von der verwendeten Nahttechnik, dem Operationsverlauf, dem Zustand der Sehnen und des

umgebenden Gewebes, von eventuellen Begleitverletzungen sowie den Empfehlungen des Operateurs abhängig [Breier, 2013].

2.5 Geschichte der Sehnenchirurgie

Die spezialisierte moderne Sehnenchirurgie entstand mit den Entwicklungen der Handchirurgie. Aufbauend auf den historischen Erkenntnissen und Erfahrungen der damaligen Medizin und chirurgischer Interventionen entwickelte sich das moderne Verständnis von Sehnenchirurgie.

Von wesentlicher Bedeutung waren insbesondere die Erkenntnisse und Erfahrungen von Heister und Haller. Heister galt mit der Veröffentlichung seines Werkes „Chirurgie“ als Wegweiser der wissenschaftlichen Chirurgie in Deutschland [Stewart, 1929; Geldmacher und Köckerling, 1991].

Haller löste die noch immer existierende Galensche Überzeugung, Sehnen seien nicht zu nähen, ab und die Sehnennaht wurde zum anerkannten chirurgischen Verfahren [Geldmacher und Köckerling, 1991; Kleinert et al., 1995].

Die Entwicklung der Asepsis, der Anästhesie und der optimierten Operationsbedingungen in Blutleere im 19. Jahrhundert stellten wesentliche Fortschritte dar, die Pasteur, Semmelweis, Lister, Bergmann und von Eschmarch zu verdanken sind [Geldmacher und Köckerling, 1991; Towfigh, 2011].

Biesalski erkannte, dass komplexe anatomische Strukturen, beispielsweise Sehnen mit Sehnenscheiden- und Ringbandsystem, besser heilten, wenn sie in ihrer Gesamtheit wieder hergestellt wurden [Geldmacher und Köckerling, 1991; Kleinert et al., 1995].

Bunnel begründete mit seinem Buch „Surgery of the hand“ das Fachgebiet Handchirurgie weltweit [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Mit seiner 1922 publizierten „Methode der atraumatischen Nahttechnik“ beanspruchte er strenge Asepsis und schonende Operationstechniken im blutleeren Operationsfeld. Als beste Möglichkeit der Sehnenrekonstruktion erachtete Bunnel die primäre Beugesehennaht in Gebieten, in denen diese durchführbar war. Er prägt den bereits erwähnten Begriff des „no man's land“, womit Verletzungszone II gemeint war, um auszudrücken, dass die Komplexität der Verletzung in dieser Zone dem sich herausbildenden Spezialisten überlassen bleiben sollte. Seine Theorie setzte sich durch und so behandelte man Verletzungen im „Niemandland“ durch sekundäre freie Transplantation. 1940 warb Bunnel mit seiner „Naht auf Distanz“ für die primäre

Beugesehennaht und seine Aufforderung zur Rekonstruktion der Sehnen Scheide sowie der Ringbänder, Lappenplastiken und entsprechende Inzisionen zur Vermeidung von Narbenbildung, Tenolyse zur Funktionsverbesserung und kontrollierte postoperative Nachbehandlung sind Ziele, die in der Handchirurgie bis heute bestehen [Geldmacher und Köckerling, 1991; Kleinert et al., 1995; Manske, 2005; Towfigh, 2011].

In der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts entstanden die „International Federation of Societies for Surgery of the Hand“ und die „Deutschsprachige Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie“, zu deren Mitgliedern unter anderem Buck-Gramcko gehörte. Dieser gründete den „Handchirurgischen Literaturzirkel“, eröffnete 1965 die „erste unabhängige handchirurgische Abteilung“ Deutschlands und war einer der Herausgeber der Zeitschrift „Handchirurgie, Mikrochirurgie, Plastische Chirurgie“ [Geldmacher und Köckerling, 1991; Towfigh, 2011].

Neue Operationstechniken aus dieser Zeit und die Entwicklung von Lupenbrille und Operationsmikroskop, von filigranen Instrumenten und „körperfreundlichere(n) Nahtmaterialien“ ermöglichen den enormen Fortschritt der Hand- und Sehnenchirurgie [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Das noch heute angewendete Nachbehandlungsschema für Beugesehnenverletzungen der Hand wurde durch Kleinert 1967 entwickelt [Kleinert et al., 1967; Geldmacher und Köckerling, 1991; Towfigh, 2011].

Mit dem Fortschritt der Sehnenchirurgie wurden auch zahlreiche neue Nahttechniken und Modifikationen der bereits bestehenden Techniken entwickelt, auf die hier nur exemplarisch hingewiesen sein soll [Geldmacher und Köckerling, 1991]:

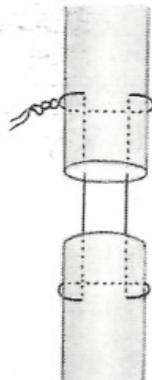
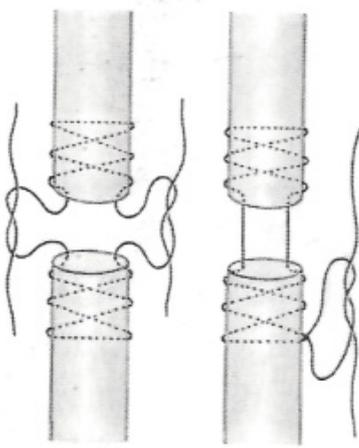
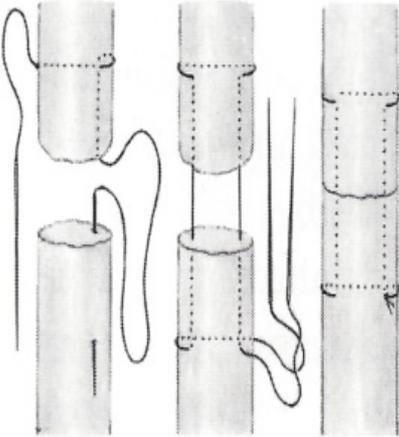
Naht nach	Jahr	Besonderheit	Abbildung
Kirchmayr	1917	Eine zweisträngige Naht bei der der Knoten auf einem der Sehnenstümpfe zu Liegen kommt. Diese Naht wurde in den folgenden Jahren von Kleinert, Ikuta und Zechner modifiziert.	
Bunnel	1918	Eine zweisträngige Naht bei der die Sehnenenden zickzackförmig durchstochen werden. Der Knoten kann entweder zwischen den Sehnenstümpfen oder auf der Sehnenoberfläche platziert werden.	
Kessler	1969	„Grasping Suture“: Randbündel, die einem Viertel des Sehnenquerschnittes entsprechen, werden doppelt von zwei Fäden umstochen.	

Tabelle 1a: Exemplarische Übersicht unterschiedlicher Nahttechniken aus Geldmacher, Köckerling: Sehnenchirurgie, 1. Auflage 1991 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Dargestellt ist eine exemplarische Übersicht unterschiedlicher Nahttechniken mit Entstehungsjahr und deren Besonderheiten.

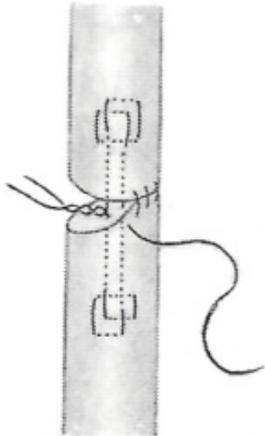
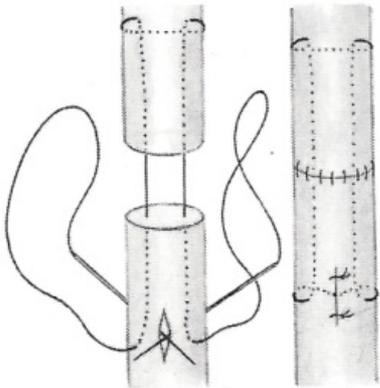
Naht nach	Jahr	Besonderheit	Abbildung
Becker	1979	Die angeschrägten Sehnenenden werden mit 7mm Überlappung durch Kreuzstiche adaptiert, um die longitudinale und vinkuläre Blutversorgung vor Einengung zu schonen.	
Kleinert	1981	Eine zweisträngige Naht die basierend auf der Kirchmayrnaht durch Platzierung der Knoten zwischen den Sehnenstümpfen modifiziert wurde.	
Zechner	1985	Eine zweisträngige modifizierte Kirchmayrnaht, bei der der Knoten durch zusätzliche Inzision des Sehnenstumpfes in die Sehne versenkt wird, um zusätzliche Reibung zu verhindern.	

Tabelle 1b: Exemplarische Übersicht unterschiedlicher Nahttechniken aus Geldmacher, Köckerling: Sehnenchirurgie, 1. Auflage 1991 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Dargestellt ist eine exemplarische Übersicht unterschiedlicher Nahttechniken mit Entstehungsjahr und deren Besonderheiten.

Standardisierte Verfahren zur atraumatischen Operation in Blutleere, Fortschritte in der Wiederherstellungstechnik an Sehnen, konsequente postoperative Nachbehandlung sowie der Wissenszuwachs auf den Gebieten der Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie und der Technik haben zum heutigen chirurgischen Erfolg geführt [Geldmacher und Köckerling, 1991].

2.6 Geschichte des Nahtmaterials

Die Geschichte des Nahtmaterials ist Teil der Geschichte der Sehnenchirurgie.

Die Entwicklung moderner Nahtmaterialien ist jung. Catgut als resorbierbares tierisches Nahtmaterial wurde erst 2001 aufgrund des Infektionsrisikos mit BSE vom Markt genommen [Adams, 2001; Ethicon, 2014; Klimczak et al., 2011].

Die Entwicklung synthetisch resorbierbarer Nahtmaterialien begann 1970 [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Das für die vorliegenden Untersuchungen interessierende, nicht resorbierbare Nahtmaterial gelang in seiner technischen Herstellung 1931. Polyvinyl-Alkohol bedeutete einen großen Fortschritt, weitere Entwicklungsstufen aus Nylon, Perlon und Polyester sollten bis zum noch heute angewendeten monofilen Polypropylenfaden (Prolene®) folgen [Geldmacher und Köckerling, 1991].

Das Nahtmaterial, das aktuell häufig zur Adaption der Sehnenstümpfe zur Anwendung kommt, ist ein Faden der FiberWire® Serie.

Der FiberWire® Faden besteht aus einem multifilamentären Kern aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE), umgeben von einer langkettigen UHMWPE-Hülle und geflochtenem Polyester [Arthrex, 2014]. In vielen Studien überzeugt der FiberWire® durch seine hohe Zugfestigkeit [Lawrence und Davis, 2005; Komatsu et al., 2006; Najibi et al., 2010; Scherman et al. 2010; Cash et al., 2011; Gan et al., 2012], aufgrund dessen er auch in den hier durchgeführten Untersuchungen als Nahtmaterial gewählt wurde.

3 Material und Methoden

Die Untersuchungen fanden im Zeitraum vom 30.03.2010 bis zum 27.05.2010 statt.

3.1 Material

3.1.1 Kriterien zur Auswahl des Tiermodells

Zugversuche in vivo, wie hier zwingend erforderlich, sind an humanen Beugesehnen ausgeschlossen. Auch auf die Verwendung formalinfixierter humaner Beugesehnen von Körperspendern wurde verzichtet, da die Fixierung zwangsläufig zu einer Verfestigung der Sehnen und somit zu einer Verfälschung der Untersuchungsergebnisse führt. Um die definierten biomechanischen Eigenschaften der primären Beugesehnen mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten im Vergleich zu untersuchen, bedurfte es demzufolge eines Tiermodells.

Die Entscheidung für das porcine Tiermodell gründete sich auf Studienergebnisse, in denen eine morphologische und biomechanische Ähnlichkeit humaner und porciner Sehnen mehrfach belegt ist [Viinikainen et al., 2004; Cao und Tang, 2005; Smith et al., 2005; Brockardt et al., 2009; Hausmann et al., 2009; Havulinna et al., 2011; Zetlitz et al., 2012].

Weiterhin wurden in einem Vorversuch porcine Beuge- sowie Strecksehnen einer Schweinepfote präpariert um ein morphologisches Äquivalent zur humanen Beugesehne zu finden. Im Ergebnis konnte eine eindeutige makroskopische Vergleichbarkeit zwischen der porcinen Sehne des M. extensor digitorum III und humanen tiefen Beugesehnen nachgewiesen werden.

Ergänzend gingen der Auswahl des Tiermodells histologische Vergleiche frischer porciner Extensorensehnen mit frischen humanen Beugesehnen, die nach operativer Amputation der Digiti anderenfalls entsorgt worden wären, voraus. Die durch das Labor für Experimentelle Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Gießen durchgeführten histologischen Untersuchungen veranschaulichen die morphologische Ähnlichkeit der Schweinesehnen mit humanen Sehnen und bekräftigten die Auswahl der porcinen M. extensor digitorum Sehne als alternatives Tiermodell zum humanen Präparat in vivo. Die nachfolgenden histologischen Abbildungen (Abb. 12) verdeutlichen die Übereinstimmung der porcinen und humanen Sehnen.

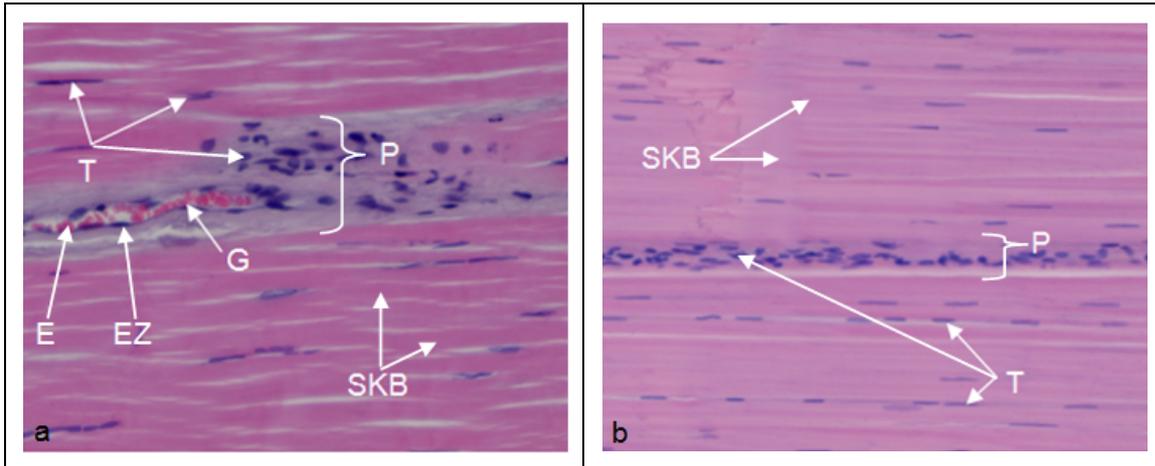


Abbildung 12: (a und b) Histologischer Vergleich der humanen *M. flexor digitorum profundus* Sehne (Abb. a) mit der *M. extensor digitorum* Sehne des Schweines (Abb. b) in 40facher Vergrößerung (alle Abbildungen in HE-Färbung). Zu erkennen sind die straffen kollagenen Bindegewebsbündel (SKB), zwischen denen die Tendinozyten (T) liegen. Die Kollagenfaserbündel werden von lockerem Bindegewebe, dem Peritendineum (P), umgeben, in dem auch kleine Gefäße (G) mit Endothelzellen (E) und Erythrozyten (EZ) zu finden sind. Humanes und porcines Sehnenpräparat, Labor für Experimentelle Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Standort Gießen.

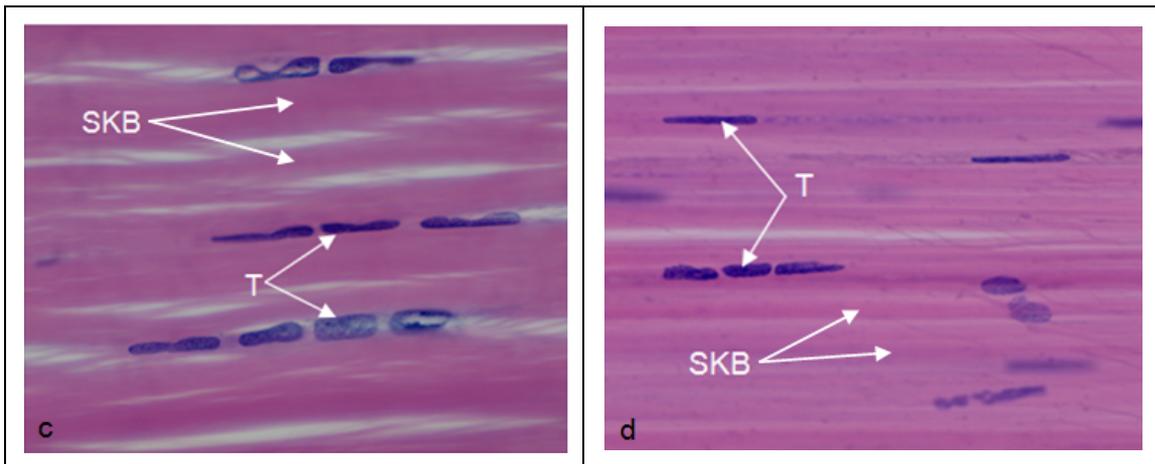


Abbildung 12: (c und d) Histologischer Vergleich der humanen *M. flexor digitorum profundus* Sehne (Abb. c) mit der porcinen *M. extensor digitorum* Sehne (Abb. d) in 100facher Vergrößerung (alle Abbildungen in HE-Färbung). Zu erkennen sind die straffen kollagenen Bindegewebsbündel (SKB), zwischen denen die Tendinozyten (T) liegen. Humanes und porcines Sehnenpräparat, Labor für Experimentelle Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Standort Gießen.

Zur Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten im Vergleich zur Zechernaht und zur modifizierten Kreuzstichnaht wurden 64 Sehnen der Vorderpfoten frisch geschlachteter Hausschweine verwendet. Die Kriterien, nach denen die Auswahl der Tiermodellsehnen erfolgte, wurde wie folgt definiert: Alle Tiere waren acht Monate alt, männlichen Geschlechts und wiesen ein Lebendgewicht von im Mittel 111,5 kg (Minimum 108 kg, Maximum 116 kg) auf. Es wurden nur rechte Vorderpfoten der Schweine und jeweils die Sehne des M. extensor digitorum III für die Untersuchungen genutzt. Direkt nach der Schlachtung wurden die Pfoten abgesetzt und innerhalb von zwei Stunden mit der Naht begonnen. So sollte eine mit einer Notfallversorgung ähnelnde Situation simuliert werden. Im Anschluss wurden die Schweinepfoten zur biomechanischen Testung in das Institut für Werkstofftechnik der Universität Siegen gebracht. Um autolytische Vorgänge zu unterbrechen, wurden die Schweinepfoten für den Zeitraum des Transportes auf 4° Celsius heruntergekühlt.

3.1.2 Nahtmaterial

Als Nahtmaterial, mit dem alle drei Nahttechniken ausgeführt wurden, diente der FiberLoop® aus der FiberWire® Nahtmaterial Serie, der von der Firma Arthrex (Naples, Florida, USA) zur Verfügung gestellt wurde.

Der in Form einer Schlaufe verlaufende Faden besteht aus einem multifilamentären Kern aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE), umgeben von einer langkettigen UHMWPE-Hülle und geflochtenem Polyester [Arthrex, 2014]. Die Fadenenden sind mit einer Rundkörperringnadel mit Biegeform eines 3/8 – Kreises und einer Bogenlänge von 18mm verbunden, woraus der schlingenartige Verlauf des Fadens resultiert. Hierdurch eignet sich der FiberLoop® vor allem für die Konstruktion mehrsträngiger Sehnennähte, da eine vermehrte Traumatisierung durch häufiges Durchstechen der Sehne mit der Nadel vermieden wird [Arthrex, 2014].

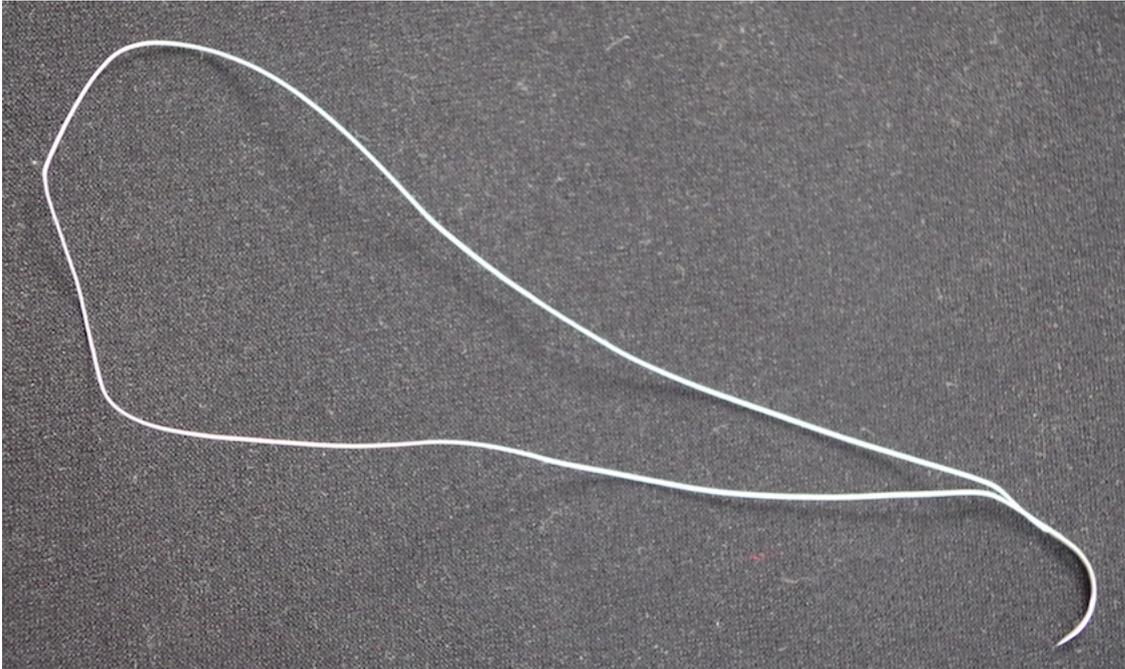


Abbildung13: (a) Der FiberLoop® der Firma Arthrex (Naples, Florida, USA). Dargestellt ist der komplette FiberLoop® mit seinem schlaufenförmigen Faden, dessen Enden in der Rundkörpernadel enden. Dieser Faden eignet sich besonders für mehrsträngige Nahttechniken, da eine vielfache Durchstechung und somit Traumatisierung der Sehne verhindert wird.

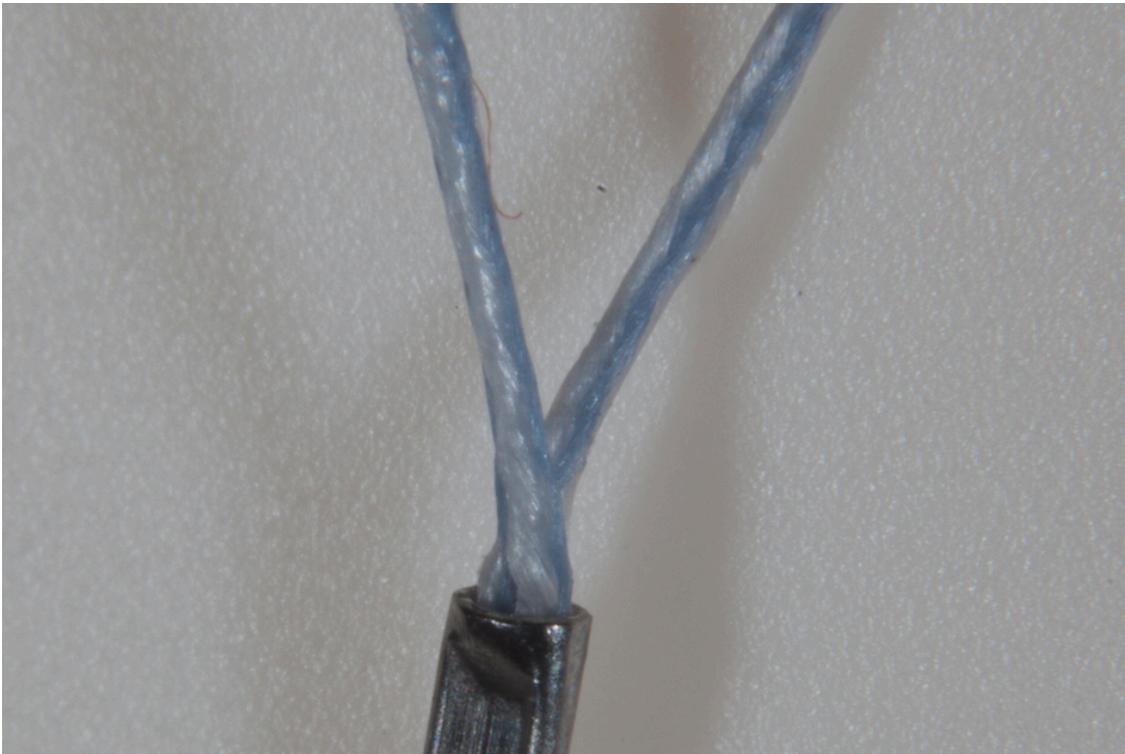


Abbildung13: (b) Der FiberLoop® der Firma Arthrex (Naples, Florida, USA). Gut sichtbar ist in diesem vergrößerten Bild der multifilamentäre Kern aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE) umgeben von einer langkettigen UHMWPE-Hülle und geflochtenem Polyester.

3.1.3 Versuchsaufbau der biomechanischen Testung

Die Zugversuche der vernähten Schweinesehen wurden mit der servohydraulischen Universalprüfmaschine MTS 810 (Abb. 14, Abb. 15 und Abb. 16) des Instituts für Werkstofftechnik der Universität Siegen durchgeführt. Die Funktionsweise der Universalprüfmaschine lässt sich wie folgt beschreiben:

Die Universalprüfmaschine besitzt einen auf eine Maximalkraft von 50 Kilo Newton (kN) ausgelegten Lastrahmen MTS 810 (Abb. 14, a) mit einem uniaxialen Hydraulikzylinder (Abb. 14, b) an dem sich die Spannvorrichtung (Abb. 14, c) befindet. Dieses servohydraulische Prüfsystem wird über ein Hydraulikaggregat (Abb. 14, d) mit einem konstanten Öl-Arbeitsdruck von $p = 210$ bar versorgt. Der Ölfluss zu den beiden Kammern des Hydraulikzylinders wird durch ein Servoventil gesteuert und erzeugt so die notwendige Kraft. Das Servoventil (Abb. 14, e) setzt die von einem Proportional-Integral-Derivative-Regler (Abb. 14, f) als elektrische Stellgröße vorgegebenen Signale in einen entsprechenden Ölfluss um. Die Regelung des Sollwertverlaufes geschieht in einem geschlossenen Regelkreis (Abb. 14, g) durch Messung und Rückführung der aktiven Regelgröße. In den vorliegenden Untersuchungen entsprechen der Verformungsweg, gemessen durch den Wegaufnehmer (Abb. 14, h), und die aufgewandte Kraft, abgenommen durch einen Kraftaufnehmer (Abb. 14, i), der aktiven Regelgröße. Im Regelkreis wird aus dem Vergleich zwischen Sollwert und Istwert eine Stellgröße gebildet. Als Regler verwendet die Maschine ein digitales Regelsystem TestStar IIs der Firma MTS mit zugehörigem Softwarepaket. In den durchgeführten Zugversuchen mit konstanter Verformungsgeschwindigkeit wurde bei den Sehnensversuchen die Basic Testware- Software (Abb. 14, k) benutzt.

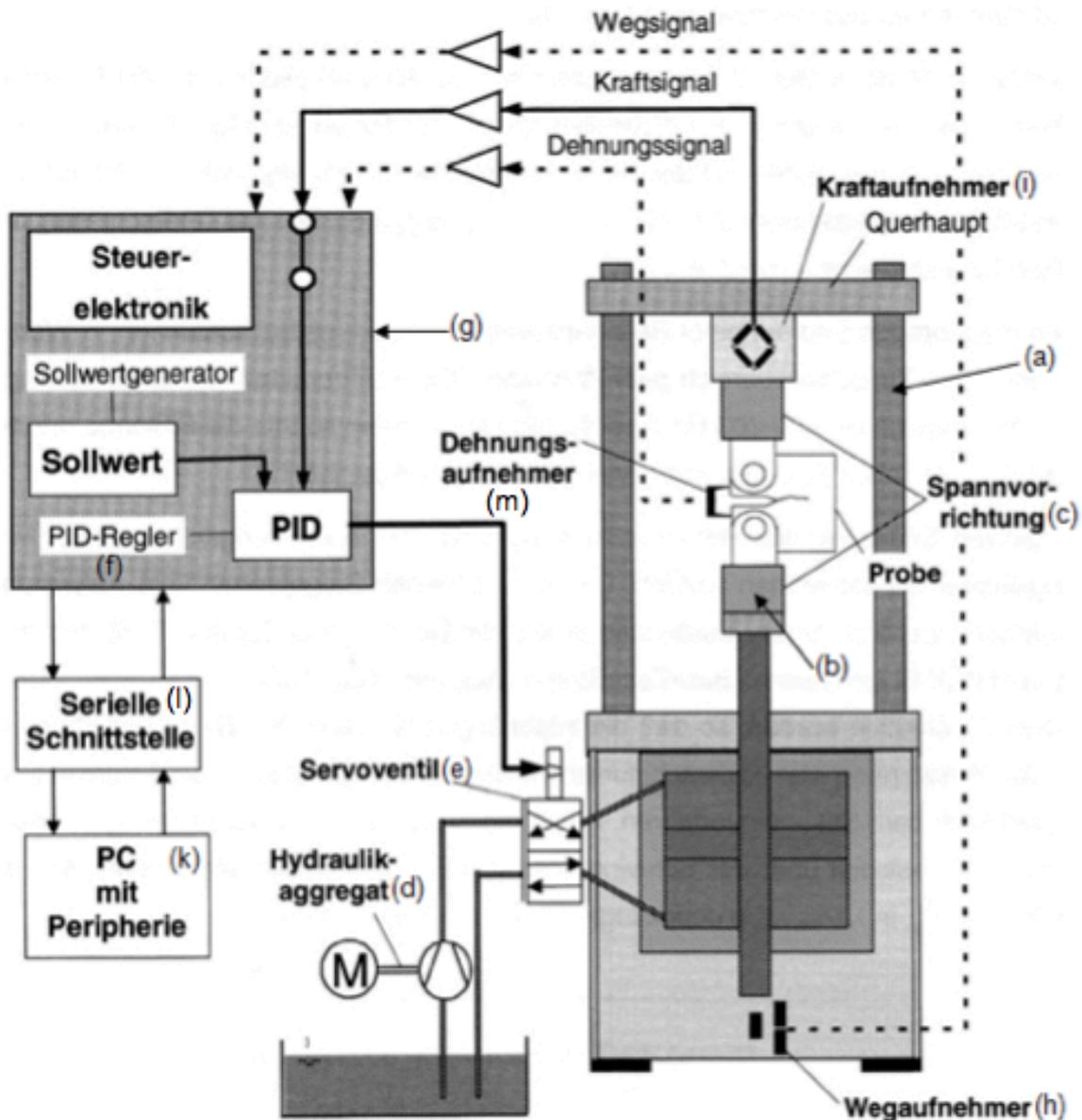


Abbildung 14: Funktionsschema eines servohydraulischen Prüfsystems [Ohrndorf, 2010]. Dargestellt ist der schematische Aufbau der Universalprüfmaschine. Über einen PC (k) wird eine konstante Zugeschwindigkeit festgelegt. Diese wird über die serielle Schnittstelle (l) an einen geschlossenen Regelkreis (g) übermittelt, der mit Hilfe des PID-Reglers (f) das Servoventil (e) steuert. Dieses Servoventil (e) reguliert den Ölfluss. Über ein Hydraulikaggregat (d) wird die notwendige Kraft erzeugt um den uniaxialen Hydraulikzylinder (b) zu bewegen. Hierdurch wird die in der Spannvorrichtung (c) eingeklemmte Probe gedehnt. Die Spannvorrichtung (c) befindet sich an einem Lastrahmen (a). Über einen Kraftaufnehmer (i) wird die aufgewendete Kraft gemessen. Weiterhin werden über einen Dehnungsaufnehmer (m) sowie einen Wegaufnehmer (h) die entsprechenden Signale an die Steuerelektronik im Regelkreis (g) gesendet. Im geschlossenen Regelkreis wird aus dem Vergleich zwischen Soll- und Istwert eine Stellgröße gebildet. Für die Regelung verwendet die Universalprüfmaschine das digitale Regelsystem TestStar IIs der Firma MTS.



Abbildung 15: Der Versuchsaufbau im Institut für Werkstofftechnik der Universität Siegen. Im Hintergrund sichtbar ist die Universalprüfmaschine, mit der die Zugversuche durchgeführt wurden. An einem Lastrahmen (a) befinden sich die Hydraulikzylinder (b) mit einem Kraftaufnehmer (i) sowie die Spannvorrichtung (c), in die die Sehnen eingeklemmt werden. Im Vordergrund sind die Spiegelreflex (l)- sowie die Videokamera (m) abgebildet, durch die die digitalen Aufnahmen der Zugversuche erfolgten. Die Ausleuchtung erfolgte durch zwei Studieleuchten (n).

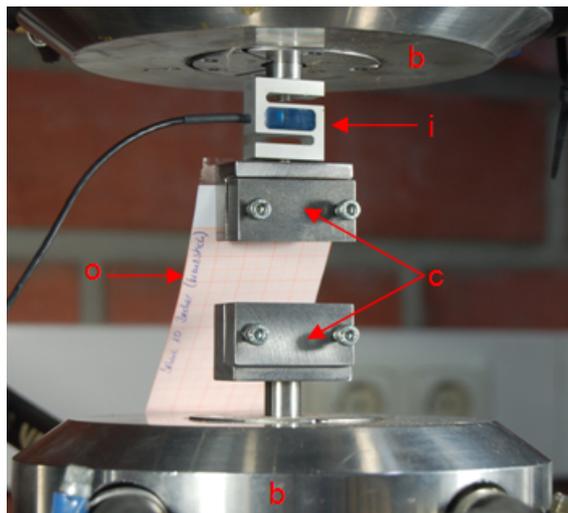


Abbildung 16: Die Spannvorrichtung der Universalprüfmaschine für die Sehnen. Abgebildet ist die Spannvorrichtung der Universalprüfmaschine (c), die in die Hydraulikzylinder (b) eingebracht ist. Die Sehnen werden in die Metallklemmen eingespannt und ein Kraftaufnehmer (i) misst die auf die Sehnen einwirkenden Kräfte. Das an der oberen Klemme befestigte Millimeterpapier (o) dient zur optischen Beurteilung der Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen.

3.1.3.1 Definition der Prüfparameter

Folgende Parameter wurden gemessen sowie der Versagensmechanismus der Naht bestimmt:

- Kraft (Newton (N)) bei Versagen der Naht,
- Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen,
- Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung,
- Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung,
- Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung,
- Kraft (N) bei 1 cm Spaltbildung.

Zur Bestimmung der Parameter wurden die EDV-gestützten Aufzeichnungen der Messwerte der Zugversuche in Bezug auf Zeit, Weg und Kraft in eine Tabelle übertragen und mit den Videoaufzeichnungen und Fotos der Untersuchungen verglichen.

Hierbei wurde zur Bestimmung der Kraft (N) bei Versagen der Naht der Verlauf der aufgezeichneten Kraftkurve betrachtet. Der Zeitpunkt, zu dem es zu einem Abfall der Kraft kam, wurde als Zeitpunkt des Nahtversagens definiert. Die zum Zeitpunkt des Kraftversagens gemessene Zeit und Kraft wurden dokumentiert, ebenso der Versagensmechanismus.

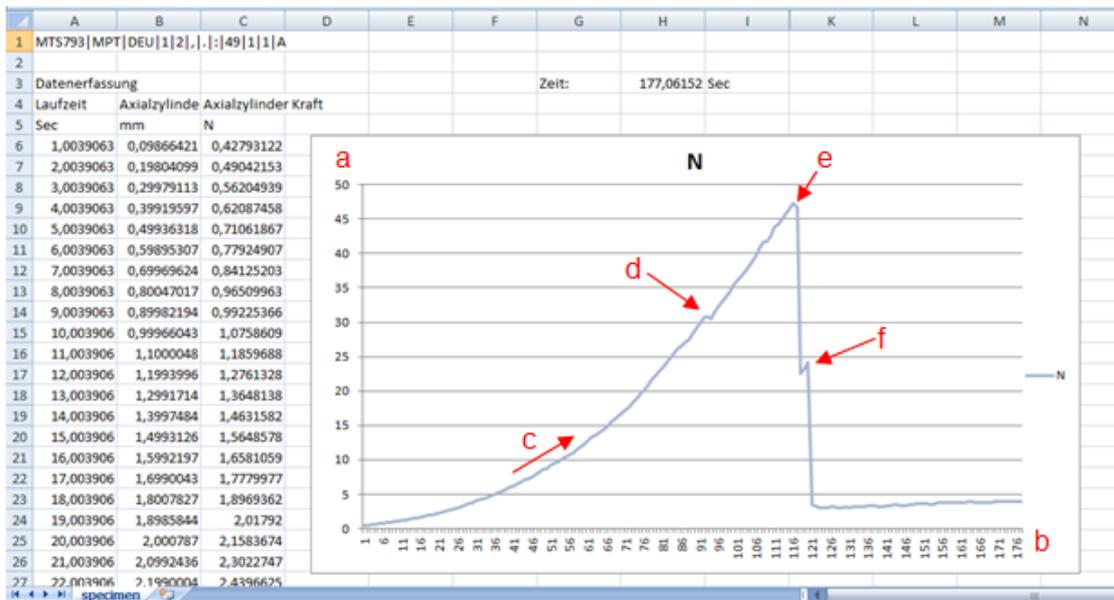


Abbildung 17: Darstellung der EDV-gestützten Aufzeichnungen der Messwerte der Zugversuche in Form einer Tabelle und eines Diagramms des Kraftverlaufes. Zu sehen sind die aufgezeichneten Messwerte in Form von Laufzeit in Sekunden, Auslenkung des Axialzylinders in Millimeter und die Kraft in Newton. Zusätzlich sind die Messwerte durch ein Diagramm visualisiert. Hierbei zeigt die Ordinate die Kraft (a), die Abszisse die Zeit in Sekunden (b). Die aufgezeigte Kurve (c) stellt einen typischen Zugversuch mit Anstieg der Kraft, leichtem Kraftabfall bei beispielsweise teilweisem Ausriss des Fadens aus der Sehne (d) und plötzlichem Kraftabfall bei Versagen der Naht (e) dar. Kommt es z.B. bei einer 2-strängigen Naht zum Riss des Nahtmaterials, lässt sich ein starker Kraftabfall beobachten. Da die Sehnenstümpfe weiterhin mit konstanter Geschwindigkeit auseinandergezogen werden, entwindet sich der gerissene Faden aus dem Sehnenstumpf und kann bei diesem Vorgang zu einem kurzfristigen Anstieg des Widerstandes und somit kurzem Kraftanstieg (f) führen.

Die Beurteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen erfolgte visuell, wobei der Spalt als entsprechend breiter, durchgehender und relativ gleichmäßiger Abstand der Sehnenstümpfe definiert wurde. Zur Messung der Spaltbreite wurde Millimeterpapier an der oberen Klemme der Universalprüfmaschine befestigt und justiert.

Zur Ermittlung der Daten der Spaltbildung bei Nahtversagen wurde nach oben genannter Prozedur die adäquate Videoaufzeichnung visuell ausgewertet. Die Videoaufzeichnung wurde zum Zeitpunkt des Nahtversagens gestoppt und der entsprechende Spalt (mm) dokumentiert.

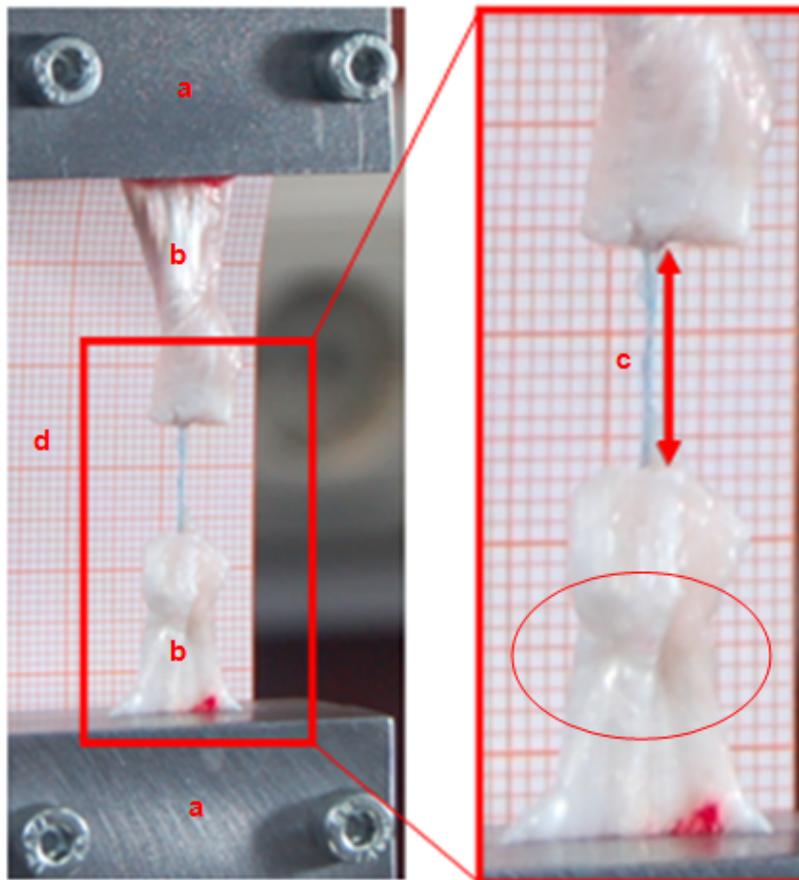


Abbildung 18: Darstellung der Spaltbildung der adaptierten Sehnenstümpfe bei Nahtversagen. Zu erkennen sind die durch die Metallklammern (a) fixierten Sehnenstümpfe (b), die auseinandergezogen werden. Hierdurch kommt es zum Sichtbarwerden des Nahtmaterials (c) und zur Spaltbildung, die mittels Millimeterpapier (d) optisch beurteilt und digital verifiziert wird. Der rote Pfeil markiert die zu dokumentierende Spaltbreite, der rote Kreis verdeutlicht die Problematik der Einschnürung der Sehne durch das Nahtmaterial.

Zur Erfassung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1 cm Spaltbildung wurde die Videoaufzeichnung bei Auftreten des zu messenden definierten Spaltes angehalten und der entsprechende Zeitpunkt der Videoaufnahme mit den gemessenen Zeit und Kraft dokumentiert.

Der Versagensmechanismus der Naht wurde im Anschluss an die Zugversuche visuell anhand der Video- und Fotodokumentationen der Experimente ermittelt. Hierbei galt es festzustellen, ob während der Zugversuche ein Riss des Nahtmaterials (Abb. 19), ein Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne (Abb. 20), ein Versagen des Knotens (Abb. 21) oder ein Ausriss der Sehne aus der haltenden Klemme (Abb. 22) vorlag. Der Versagensmechanismus der Nähte wurde anhand der Zustände der Fadenenden bewertet und beurteilt, unter welchen Bedingungen der entsprechende Versagensmechanismus eintrat. Bei ausgefransten Fadenenden bzw. der Darstellung der einzelnen, auseinander weichenden Komponenten des polyfilen Nahtmaterials

wurde als Versagensmechanismus der Naht definiert. Ein intakter und noch verknoteter Faden, teilweise mit daran anheftendem Sehngewebe, wurde als Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne definiert. Gleich lange Fadenenden, bei denen die einzelnen Fadenkomponenten nicht auseinander wichen, implizierten das Entwinden des Knotens und wurden als Versagen des Knotens definiert. Ein Ausriss der Sehne aus den Klemmen der Prüfmaschine wurde bereits während der Zugversuche deutlich sichtbar.

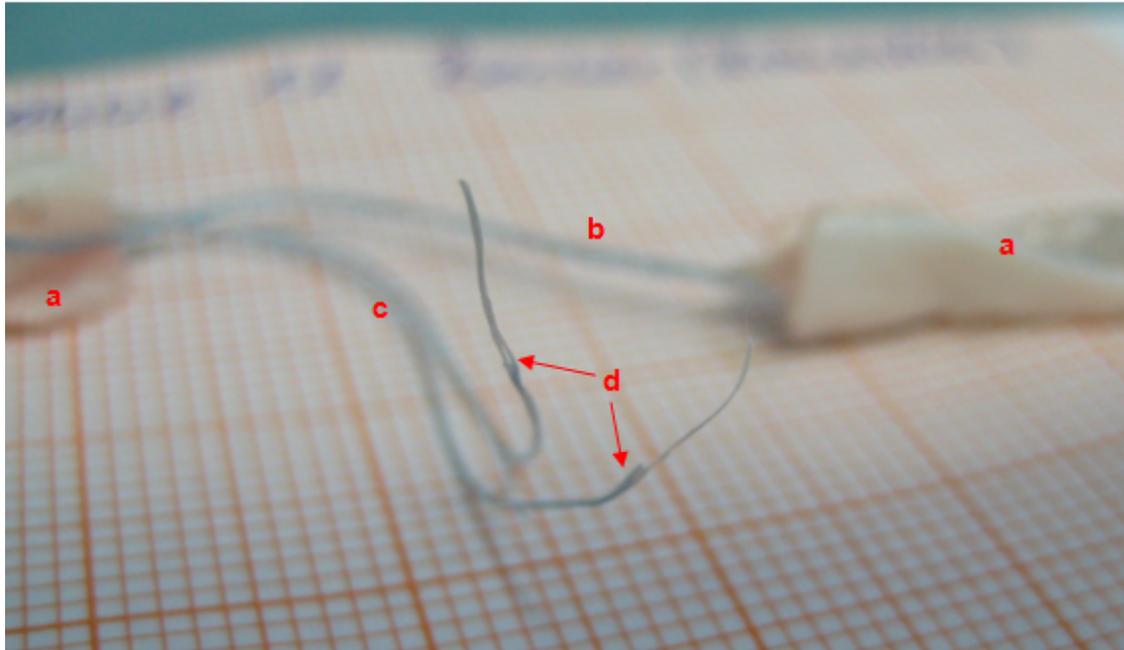


Abbildung 19: Riss des Nahtmaterials. Abgebildet sind die Sehnenstümpfe (a) nach Durchführung der Zugversuche. Die Sehnenstümpfe sind nicht mehr adaptiert, das Nahtmaterial zwischen den Sehnenenden ist sichtbar. Ein Teil des Fadens (b) durchzieht noch beide Sehnenstümpfe, der andere Teil des Nahtmaterials ist gerissen und die Enden liegen frei (c). Deutlich erkennbar sind die einzelnen auseinander weichenden Komponenten des polyfilen Fadens (d).

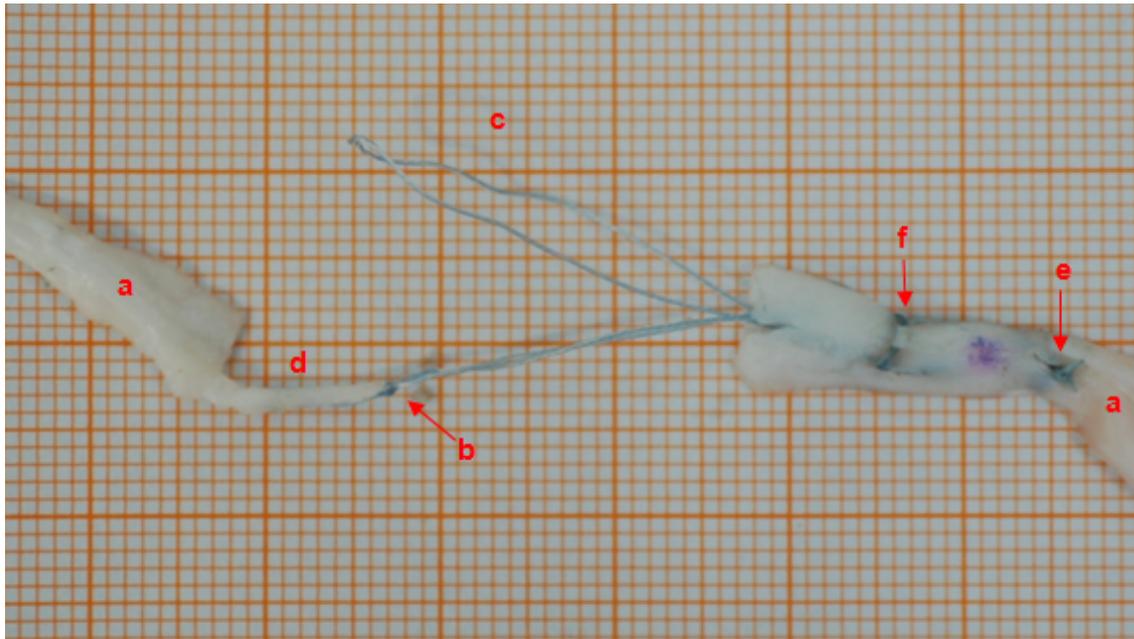


Abbildung 20: Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne. Dargestellt sind die nicht mehr adaptierten Sehnenstümpfe (a) nach den Zugversuchen. Deutlich zu erkennen ist die intakte, aus der Sehne ausgerissene Schlaufe des Fadens (c) sowie die teilweise noch im Sehngewebe verankerte zweite Schlaufe des Nahtmaterials (b). Weiterhin sichtbar ist das teilweise aus der Sehne gerissene Sehngewebe (d) sowie die Schlingenknoten (e) und Stichknoten (f) der hier angewandten primären Beugesehnnah mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten.

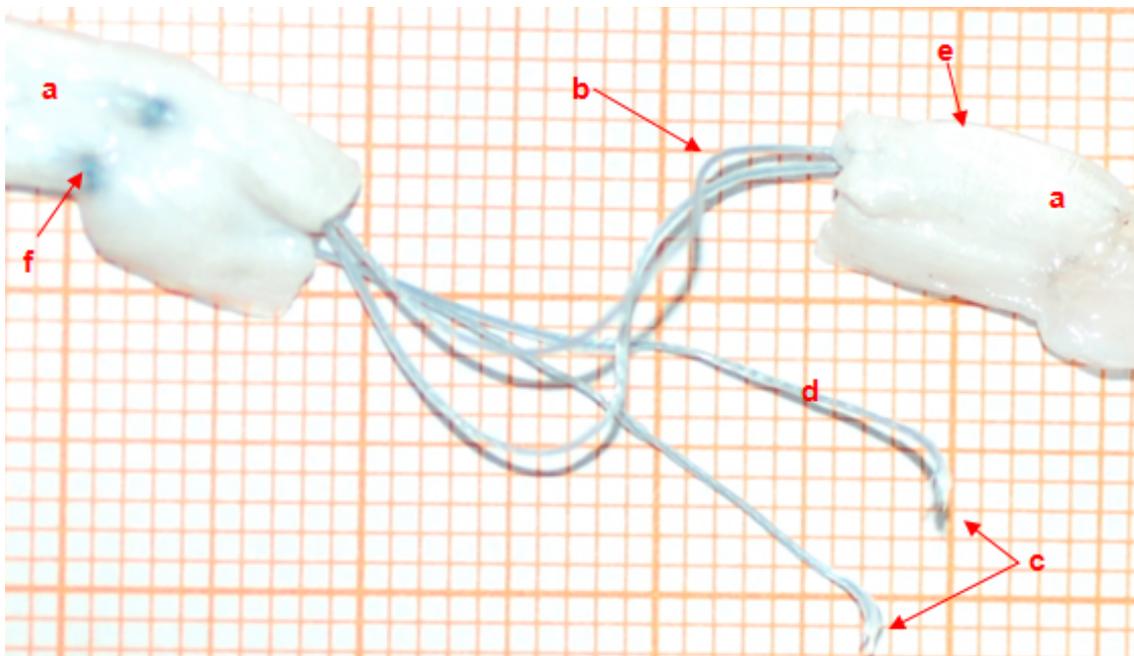


Abbildung 21: Versagen des Knotens. Abgebildet sind die nicht mehr adaptierten Sehnenstümpfe (a) nach den Zugversuchen. Sichtbar ist ebenso der beide Sehnenstümpfe durchziehende Faden (b) sowie die ursprünglich verknoteten und nun freiliegenden Fadenenden (c). Diese weisen die gleiche Länge auf, es kommt nicht zu einer Darstellung der einzelnen Komponenten des polyfilen Fadens (d). Der hier deutlich sichtbare Glanz der Sehnen zeigt die Frische der Sehnen (e). Auch in dieser Abbildung ist der Stichknoten (f) der hier angewandten primären Beugesehnnah mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten dargestellt.

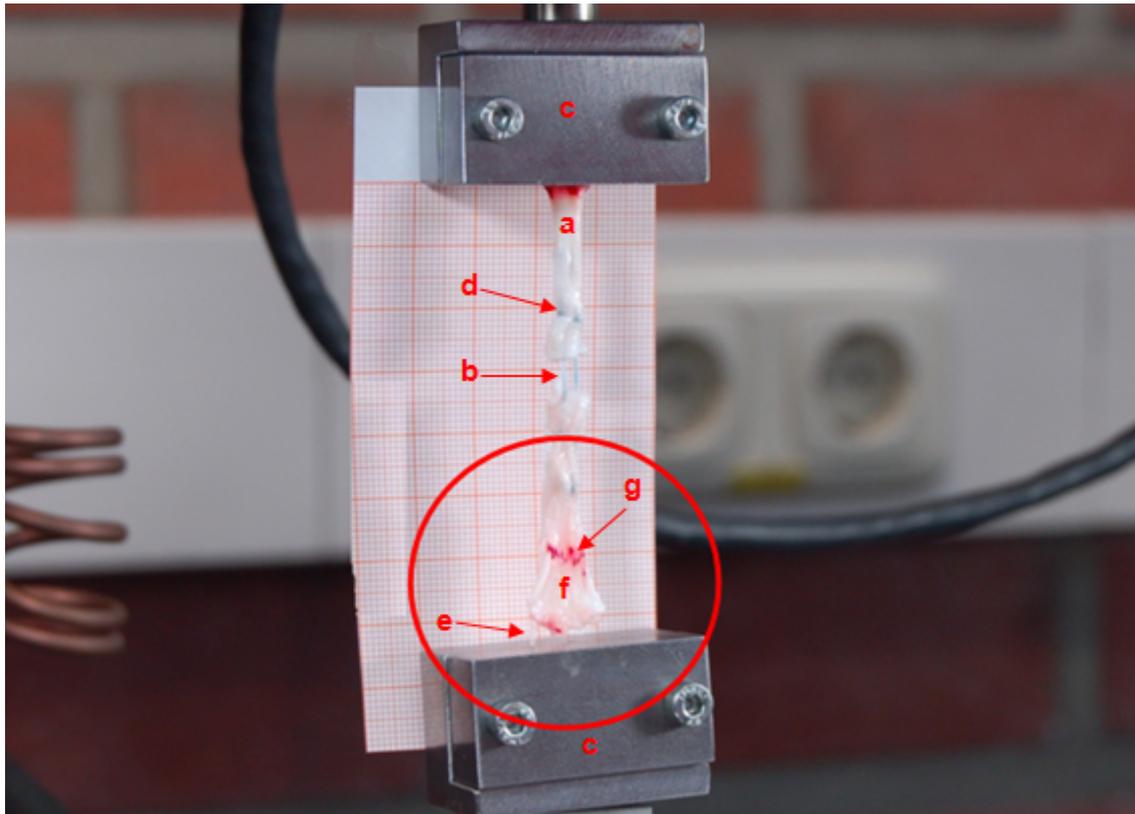


Abbildung 22: Ausriss der Sehne (a) aus den haltenden Klemmen (c). Zwischen den adaptierten Sehnenenden wird das Nahtmaterial (b) sowie die hierdurch verursachte Einschnürung der Sehne (d) sichtbar. Der rote Kreis markiert den Versagensmechanismus. Ein geringer Anteil des Sehngewebes befindet sich noch in der Klemme (e), während der größte Anteil des Sehnenstumpfes bereits aus der haltenden Klemme gerissen ist (f). Der rote Strich auf der Sehne begrenzt den in die Halteklemmen einzuspannenden Bereich des Sehnenstumpfes (f).

3.2 Methode

3.2.1 Präparation der porcinen Sehnen

Die rechten Vorderpfoten der Schweine wurden nach der Schlachtung der Tiere in einer Thermobox auf eine konstanten Temperatur von 4° Celsius heruntergekühlt um autolytische Prozesse zu verhindern. Innerhalb von zwei Stunden nach der Schlachtung erfolgte die Naht. Um die physiologischen Umgebungsbedingungen der Sehnen möglichst lange aufrecht zu erhalten und ein Austrocknen der Sehnen zu vermeiden, wurden die Schweinepfoten erst unmittelbar vor der Versuchsdurchführung durch einen dorso-medialen Hautschnitt eröffnet und nacheinander Subkutis und Faszien durchtrennt. Im medialen Sehnenbereich erfolgte die Präparation der Sehne, wobei darauf geachtet wurde, die Sehne im proximalen und distalen Abschnitt nicht zu durchtrennen. Die frei gelegte M. extensor digitorum III Sehne wurde im Anschluss in

der Sehnenmitte, quer zur Längsachse durchtrennt und mittels der drei vorgestellten Nahttechniken in situ adaptiert.

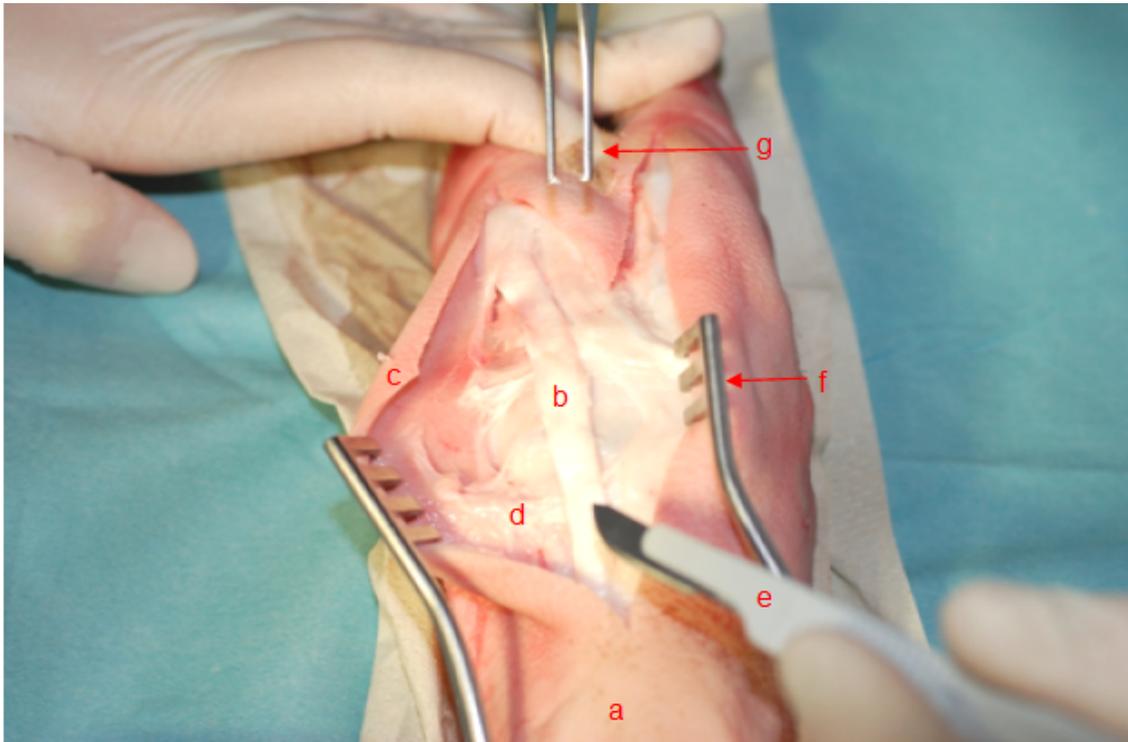


Abbildung 23: Die frei präparierte porcine M. extensor digitorum III Sehne in situ. Abgebildet ist die porcine rechte Vorderpfote (a) und die mit Hilfe einer chirurgischen Pinzette (g) und einem Einmalskalpell (e) freipräparierte M. extensor digitorum III Sehne (b). Weiterhin zu erkennen sind die Hautschichten der Epidermis/ Dermis (c) sowie die Subkutis mit Fettgewebe (d), die durch einen Wundspreizer (f) abgehoben werden.

3.2.2 Adaption der Sehnenstümpfe

Die 64 zu untersuchenden porcinen Sehnen wurden gemäß der statistischen Vorgaben der Arbeitsgruppe medizinische Statistik am Institut für medizinische Informatik der Universität Gießen nach dem Zufallsprinzip in vier Versuchsgruppen verteilt. Somit wurden 16 Sehnen mit der Zechernaht, 16 Sehnen mit einer modifizierten Kreuzstichnaht und 16 Sehnen mit der primären Beugesehnnah mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten vernäht. Als Kontrollgruppe dienten 16 unvernähte Sehnen, die im weiteren Verlauf ebenfalls auf die definierten biomechanischen Eigenschaften hin getestet wurden. Die umgebende Raumtemperatur betrug 20° Celsius. Während der Adaption der Sehnenstümpfe wurden diese weiterhin zum Erhalt der Sehnenfeuchtigkeit mit Natriumchlorid (NaCl) -Lösung besprüht.

Entsprechend der statistischen Vorgaben erfolgte die Adaption der präparierten Sehnen mit den entsprechenden Nahttechniken in situ durch nur einen Operateur mit jahrelanger Erfahrung in der Handchirurgie.

Um möglichst physiologische Bedingungen zu schaffen und die vernähten Sehnen vor dem Austrocknen zu bewahren, wurden die Kutis der präparierten Schweinepfoten zum Transport durch Klammern verschlossen.

3.2.2.1 Beschreibung der verwendeten Nahttechniken

In der vorliegenden Arbeit wurde auf die Verwendung von epitendinösen Ringnähten verzichtet, da einerseits nur die Untersuchungsergebnisse der Kernnähte, hier insbesondere die Untersuchungsergebnisse der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten, im Fokus der Arbeit standen. Eine zusätzliche Feinadaption der Sehnenstümpfe ließe keine Aussage zu den biomechanischen Eigenschaften der Kernnähte zu. Andererseits wurde auf epitendinöse Ringnähte verzichtet um eine Verfälschung der Untersuchungsergebnisse zu vermeiden. Diese erhöhen die Belastbarkeit der adaptierten Sehnen, verbessern die Gleitfähigkeit der Sehne in der Sehnenscheide und vermindern die Spaltbildung [Pruitt et al., 1991; Diao et al., 1996; Viinikainen et al., 2008; Moriya et al., 2010].

Um interindividuelle Fähigkeiten und somit Einflussfaktoren auf die Objektivität zu vermeiden, erfolgte nach statistischer Vorgabe der Arbeitsgruppe medizinische Statistik am Institut für medizinische Informatik der Universität Gießen die Ausführung aller Nähte durch nur einen versierten handchirurgischen Operateur.

In das Experiment eingebunden wurden folgende Nahttechniken:

- die Zechernaht,
- die modifizierte Kreuzstichnaht,
- die primäre Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten.

3.2.2.2 Die Zechernaht

Die Zechernaht hat ihren Ursprung in einer 1917 von Kirchmayr entwickelten Sehnennaht. Die Kirchmayrnaht, bei der der Nahtknoten auf der Sehnenoberfläche lag, wurde durch Kleinert modifiziert [Böhler, 1983]. Kleinert erfasste die Problematik des durch den Knoten hervorgerufenen Gleitwiderstandes und verlagerte diesen zwischen die Sehnenstümpfe. Zechner, der die Platzierung des Knotens an der Adaptionstelle der Sehnenenden in Bezug auf die Heilung als problematisch ansah, versenkte den Knoten durch eine kleine zusätzliche Inzision in einem der Sehnenstümpfe [Zechner et al., 1985; Michael, 2002].

Die Zechernahnt gilt als am häufigsten angewendete Nahttechnik in Deutschland [Betz et al., 2013], weshalb sie als Vergleichsnaht ausgewählt wurde.

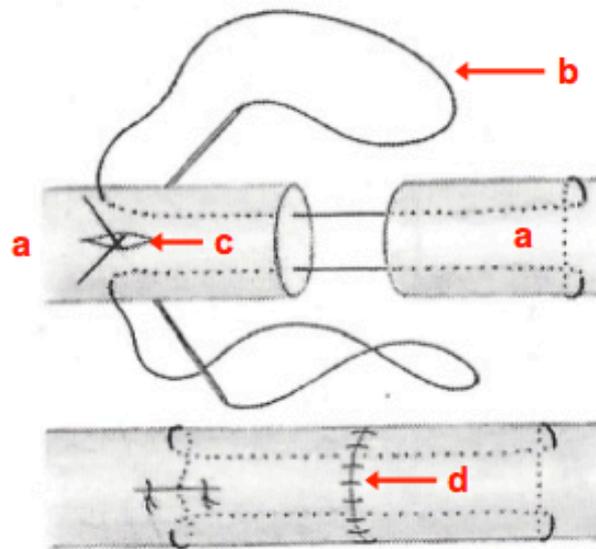


Abbildung 24: Schematische Darstellung der Zechernahnt aus Geldmacher, Köckerling: Sehnenchirurgie, 1. Auflage 1991 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Dargestellt sind die Sehnenstümpfe (a) mit schematischem Fadenverlauf (b) sowie die Inzision (c), in der der Knoten versenkt wird. Anders als in den durchgeführten Untersuchungen ergänzt in dieser Schemazeichnung eine feadaptierende Ringnaht (d) die Zechernahnt.

Ausführung der Zechernahnt

Die Sehnenstümpfe werden mit jeweils einem Haltefaden fixiert, der die Nahtführung erleichtert und im Vergleich zu haltenden Instrumenten eine geringere Traumatisierung der Sehnenstumpfen bewirkt.

Bei der Zechernahnt wird circa 10 mm proximal des einen Sehnenstumpfes mithilfe eines Skalpells eine kleine Inzision der Sehne vorgenommen. In diese Inzision wird die Nadel in Sehnenfaserrichtung zeigend eingestochen (Abb. 25 a) und mit einem Querstich, bei dem einige Sehnenfaserbündel gefasst werden und sich eine kleine Schlaufe auf der Sehnenoberfläche bildet, die Naht verankert (Abb. 25 b). Dieser 1 cm vom Stumpf entfernte Einstich erfolgt, um ein Durchschneiden der Sehne, verursacht durch das Nahtmaterial, zu verhindern. Die Nadel wird nun in Richtung des Sehnenfaserverlaufs der Sehne zur Rupturstelle vorgeschoben, wo sie aus dem Querschnitt der Sehne austritt (Abb. 25 c). Zur Adaption der Sehnenstümpfe wird die Nadel in Längsrichtung des anderen Sehnenstumpfes in dessen Querschnitt eingestochen und nach 8-10 mm axialem Fadenverlauf seitlich ausgestochen. Es folgen zwei erneute Querstiche zur Fixierung des Nahtmaterials (Abb. 25 d) sowie die

Rückführung des Fadens in Längsrichtung (Abb. 25 e). Die Nadel, die in Richtung des Sehnenfaserverlaufes in den gegenüber liegenden Sehnenstumpf eingestochen wird und durch einen erneuten Querstich den Faden verankert, soll in der Inzision des Sehnenstumpfes wieder austreten. Hier werden die Fadenenden verknüpft und der Knoten versenkt (Abb. 25 f) [Böhler, 1983; Abel et al., 2007].

Für die Ausführung der Zechernaht wurde die Schlaufe des FiberLoop® Fadens an einem Ende von der Nadel abgetrennt, da diese Naht nur 2-strängig ist.

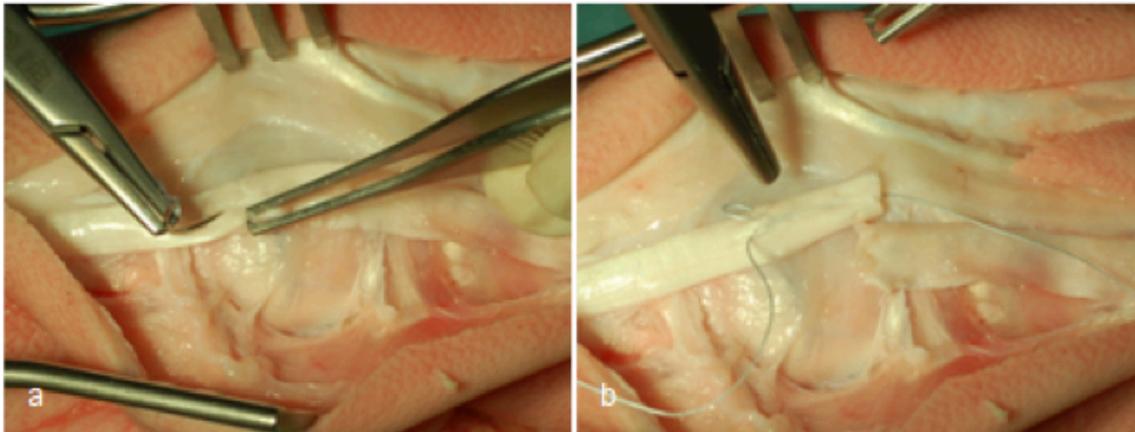


Abbildung 25: (a und b) Ausführung der Zechernaht. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Circa 10 mm proximal des Sehnenstumpfes wird mit Hilfe eines Skalpells eine kleine Inzision durchgeführt, in die die Nadel in Sehnenfaserrichtung zeigend, eingestochen wird (a). Mit einem Querstich, bei dem einige Sehnenfaserbündel gefasst werden, wird die Naht verankert. Hierbei bildet sich eine kleine Schlaufe auf der Sehnenoberfläche.

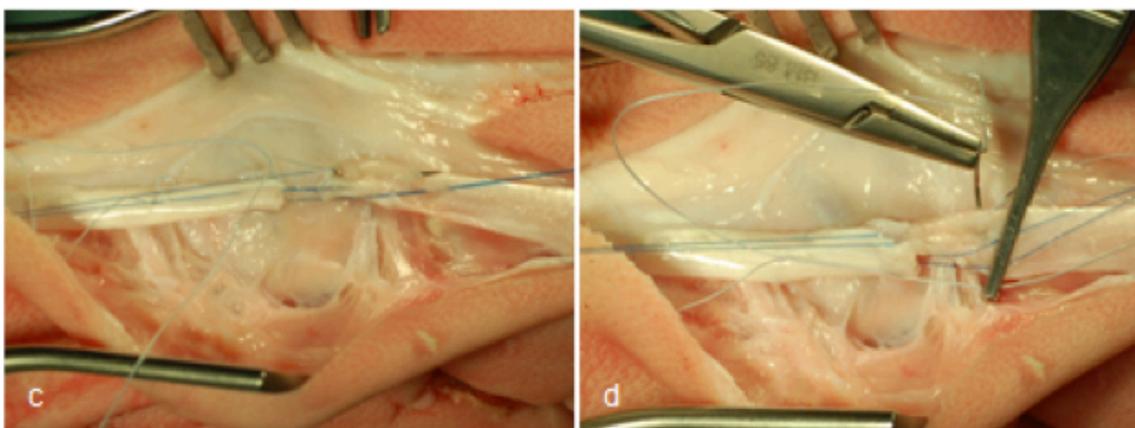


Abbildung 25: (c und d) Ausführung der Zechernaht. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Die Nadel wird in Richtung des Sehnenfaserverlaufs der Sehne in Richtung Rupturstelle vorgeschoben und tritt aus dem Querschnitt der Sehne aus (c). Zur Adaption der Sehnenstümpfe wird die Nadel in Längsrichtung des anderen Sehnenstumpfes in dessen Querschnitt eingestochen und nach 8-10 mm axialem Fadenverlauf seitlich ausgestochen. Zur Fixierung des Nahtmaterials erfolgen zwei Querstiche (d).

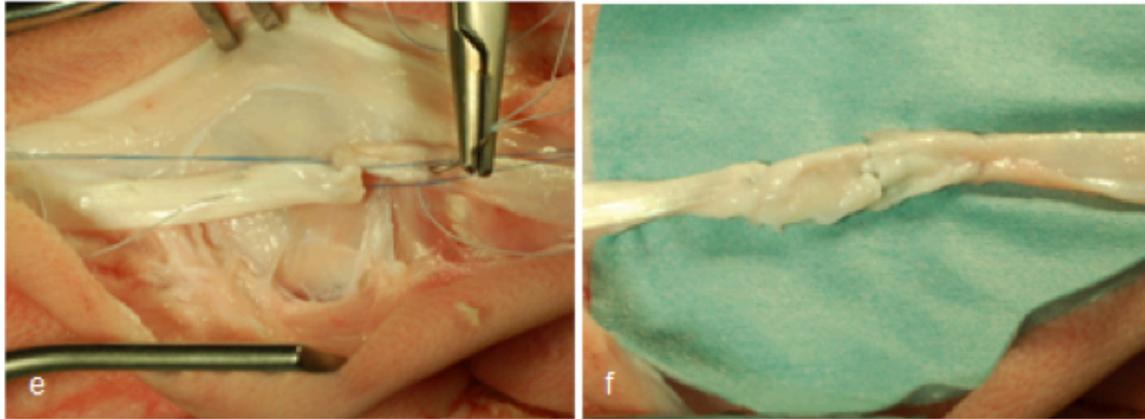


Abbildung 25: (e und f) Ausführung der Zechernaht. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Zur Rückführung des Fadens (e) wird die Nadel in Richtung des Sehnenfaserverlaufes in den gegenüberliegenden Sehnenstumpf eingestochen und verankert durch einen erneuten Querstich den Faden im Sehngewebe. Hierbei soll die Nadel in der Inzision des Sehnenstumpfes wieder austreten. Die Fadenenden werden verknüpft und der Knoten in der Inzision versenkt (f).

3.2.2.3 Die modifizierte Kreuzstichnaht

1978 stellte Becker seine Naht vor, die durch ihre spezielle Nahtführung die longitudinale sowie vinkuläre Blutversorgung vor Einengungen verschonen, Adhäsion verhindern und stark genug für frühe Mobilisation sein sollte. Becker schrägte die Sehnenstümpfe an, um sie anschließend mit 7 mm Überlappung an den gegenüberliegenden Sehnenseiten mit fortlaufenden Kreuzstichen zu adaptieren. Da kein Nahtmaterial im Sehneninneren vorhanden war, versprach sich Becker eine verbesserte vaskuläre Versorgung und Heilung der Sehne. Als weitere Vorteile der Nahttechnik galten große Zugfestigkeit sowie ausbleibende Spaltbildung [Becker, 1978; Pribaz et al., 1989].

Der Nachteil dieser Nahttechnik besteht jedoch in der Verkürzung der Sehne, woraus erheblichen Problemen bei Extension und Flexion der Finger resultieren können [Pribaz et al., 1989].

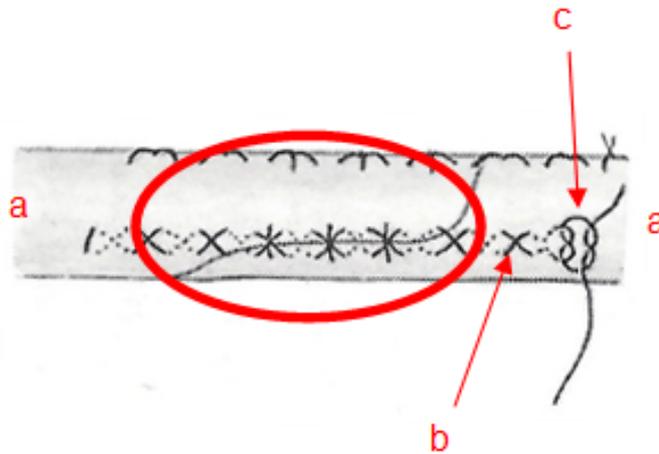


Abbildung 26: Schematische Darstellung der Beckernaht aus Geldmacher, Köckerling: Sehnenchirurgie, 1. Auflage 1991 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München. Dargestellt sind die Sehnenstümpfe (a), die angeschrägt und überlappend (roter Kreis) durch fortlaufende Kreuzstiche (b) an den gegenüberliegenden Sehnenenden adaptiert werden. Der Knoten (c) befindet sich auf der Sehnenoberfläche.

Eine modifizierte Form der Kreuzstichnaht nach Becker setzte sich als „Augmented Becker“ oder MGH-Naht (Massachusetts General Hospital) im angloamerikanischen Raum durch. Bei der modifizierten Form der Kreuzstichnaht wurde auf das Anschrägen und Überlappen der Sehnenenden verzichtet. Diese modifizierte Naht wurde von Green favorisiert und war seiner Auffassung nach anderen mehrsträngigen Nahttechniken überlegen [Green, 2005]. Da der Green das Standardwerk in der Handchirurgie darstellt, wurde diese Nahttechnik gewählt und modifiziert.

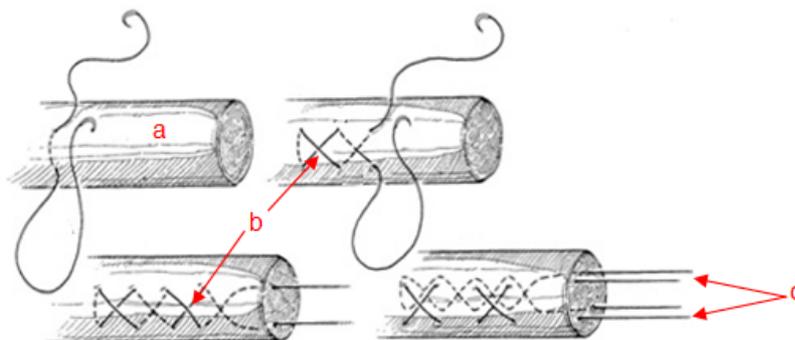


Abbildung 27: Schematische Darstellung der MGH-Naht aus Green DP: Green's operative hand surgery, Fifth Edition Vol. I, 2005 © Elsevier Churchill Livingstone, Philadelphia Pennsylvania. Abgebildet ist der Sehnenstumpf (a) der mit einer fortlaufenden Kreuzstichnaht (b) durchzogen wird. Da die MGH-Naht eine 4-strängige Naht ist, wird die Sehne an den gegenüberliegenden Sehnenenden mit zwei Fäden (c) adaptiert.

Die in der vorliegenden Arbeit untersuchte modifizierte Kreuzstichnaht ist eine durch Schlingenknoten modifizierte Beckernaht bzw. modifizierte MGH-Naht, da auf eine Überlappung und Anschrägung der Sehnenstümpfe verzichtet wurde.

Um Irritationen auszuschließen, wurde die durch uns untersuchte Naht „modifizierte Kreuzstichnaht“ genannt.

Ausführung der modifizierten Kreuzstichnaht

Die Sehnenstümpfe werden mit jeweils einem Haltefaden fixiert um die Nahtführung zu erleichtern und im Vergleich zu haltenden Instrumenten eine geringere Traumatisierung der Sehnenstumpfen zu bewirken.

Die modifizierte Kreuzstichnaht wird mit zwei Fäden und damit verbundenen Nadeln ausgeführt.

Zwei Zentimeter proximal des Sehnenstumpfes wird eine circa 0,5 cm lange, in Längsrichtung verlaufende Inzision an der Sehnenoberfläche vorgenommen, um dort einen Schlingenknoten zu platzieren (Abb. 28 a). Hierzu wird die Nadel senkrecht durch die Inzision hindurch von medial nach lateral geführt, sodass sie an der Sehnenaußenseite austritt. Wichtig ist hierbei, dass eine circa 1 cm große Fadenschleife außerhalb der Inzision verbleibt, um eine Schlinge zu bilden (Abb. 28 b). Einige Millimeter proximal des Nadelausstiches, aber in gleicher Höhe und einige Sehnenfasern fassend, wird die Nadel wieder in die Sehne zurückgestochen und durch die bestehende Fadenschlinge geführt. Hierdurch entsteht ein sogenannter Schlingenknoten, der festgezogen wird (Abb. 28 c). Die Nadel wird erneut in die Inzision eingestochen und 0,5 cm weiter diagonal und nach lateral gerichtet, ausgestochen.

Nach dem gleichen Prinzip wird mit einem zweiten Faden ein zweiter Schlingenknoten neben den ersten und auf Höhe desselben, jedoch weiter lateral, in die Sehne eingebracht (Abb. 28 d). Beide Fäden werden parallel geführt, wobei diese aufgrund der nebeneinander liegenden Startpositionen in ihrem Fadenverlauf gegenläufig sind und somit die nahttypische Kreuzbildung herbeigeführt wird.

Zur besseren Verständlichkeit wird im Folgenden der Verlauf nur eines Fadens fokussiert.

Der lateral aus der Sehne austretende Faden wird diagonal auf der Sehnenoberfläche geführt. Die Nadel sticht von lateral ein und wird nach 0,5 cm diagonal und zum

Sehnenstumpfe gerichtet, ausgestochen (Abb. 28 e). Bei der folgenden 0,5 cm langen diagonalen Fadenführung verläuft das Nahtmaterial im Sehneninneren (Abb. 28 f). Es folgt die Wiederholung dieses Schrittes. Die Nadel wird von lateral mit einem Abstand von 0,5 cm diagonal und zum Sehnenstumpfe gerichtet geführt, dabei verläuft der Faden auf der Sehnenoberfläche (Abb. 28 g). Die anschließende Fadenführung erfolgt in gleicher Weise, wobei der Faden innerhalb des Sehnenstumpfes und parallel zum Sehnenfaserverlauf im Sehneninneren verläuft (Abb. 28 h). Die Nadel tritt aus dem distalen Sehnenstumpf aus, um in gleicher Fadenrichtung in den gegenüberliegenden Sehnenstumpf einzustechen. Nach circa 1 cm tritt die Nadel leicht lateralwärts aus dem Sehnenstumpf aus (Abb. 28 i), um mit diagonalem Verlauf und nach 0,5 cm in proximale Richtung des Sehnenstumpfes wieder einzustechen, wobei der Faden auf der Sehnenoberfläche verläuft. Erneut wird der Faden diagonal innerhalb der Sehne in proximaler Richtung des Sehnenstumpfes geführt (Abb. 28 j). Die beiden letztgenannten Schritte werden wiederholt.

Die lateral austretende Nadel wird nun in Verlängerung der Fadenrichtung und nach Fassen einiger Sehnenfasern senkrecht zur Sehne eingestochen. In gegenläufiger Richtung erfolgt der Austritt der Nadel in einer zuvor 2 cm proximal des Sehnenstumpfes gesetzten Inzision (Abb. 28 k).

In dieser Inzision tritt auch der zweite Faden aus, der entsprechend des oben beschriebenen Nahtverlaufs, jedoch beginnend von der benachbarten Seite, durch die Sehne tritt. Beide Fäden werden miteinander verknüpft und der entstehende Knüpfknoten in der Inzision versenkt (Abb. 28 l).

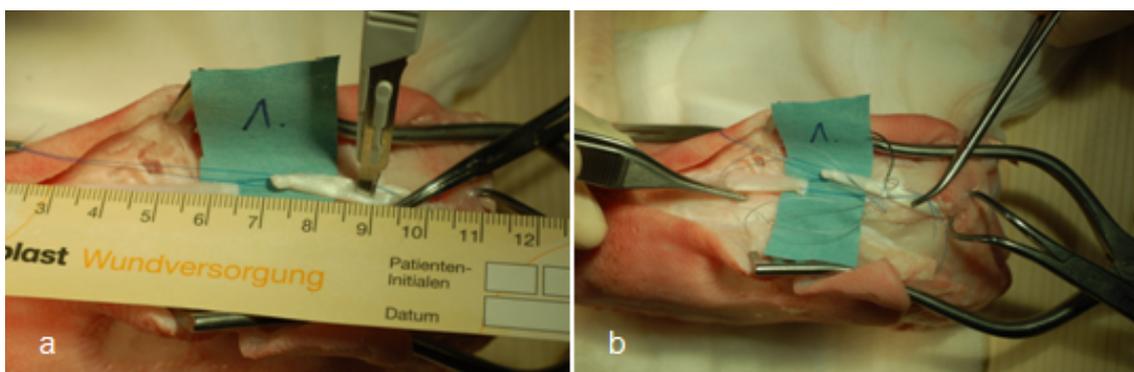


Abbildung 28: (a und b) Ausführung der modifizierten Kreuzstichnaht. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Zwei Zentimeter proximal des Sehnenstumpfes wird eine circa 0,5 cm lange, in Längsrichtung verlaufende Inzision der Sehne durchgeführt, um dort den Schlingenknoten zu platzieren (a). Die Nadel wird senkrecht durch die Inzision hindurch von medial nach lateral geführt und tritt an der Sehnenaußenseite aus. Hierbei wird darauf geachtet, eine circa 1 cm große Fadenschleife außerhalb der Inzision zu belassen, um eine Schlinge zu bilden (b).

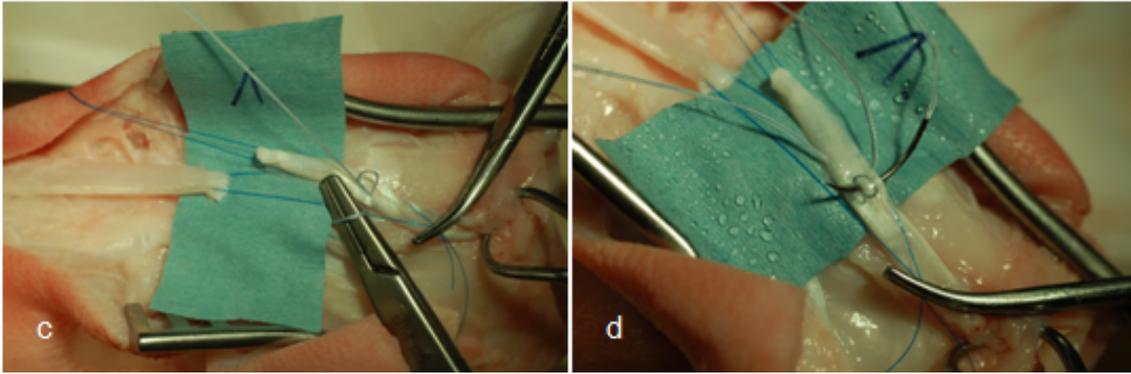


Abbildung 28: (c und d) Ausführung der modifizierten Kreuzstichnaht. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Einige Millimeter proximal des Nadelausstiches, aber in gleicher Höhe und einige Sehnenfasern fassend, erfolgt der Rückstich der Nadel in die Sehne durch die bestehende Fadenschlinge. Hierdurch entsteht ein sogenannter Schlingenknoten, der festgezogen wird (c). Die Nadel wird erneut in die Inzision eingestochen und 0,5 cm weiter diagonal und nach lateral gerichtet ausgestochen. Mit einem zweiten Faden wird nach dem gleichen Prinzip ein zweiter, weiter lateral gelegener Schlingenknoten neben dem ersten Schlingenknoten platziert (d).

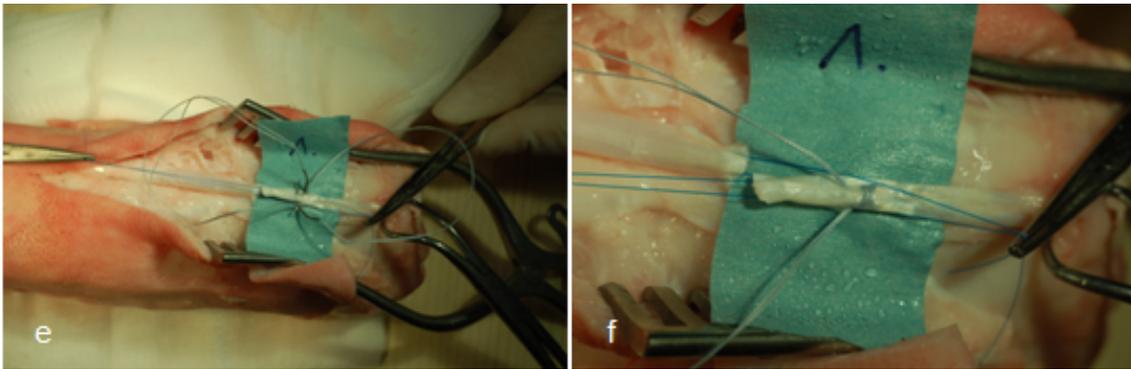


Abbildung 28: (e und f) Ausführung der modifizierten Kreuzstichnaht. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Zur besseren Verständlichkeit wird im Folgenden der Verlauf nur eines Fadens fokussiert. Der lateral aus der Sehne austretende Faden wird diagonal über die Sehnenoberfläche geführt. Die Nadel sticht von lateral ein und wird nach 0,5 cm diagonal und in Richtung Sehnenstumpfe ausgestochen (e). Bei der folgenden 0,5 cm langen und diagonalen Fadenführung verläuft das Nahtmaterial im Sehneninneren (f).

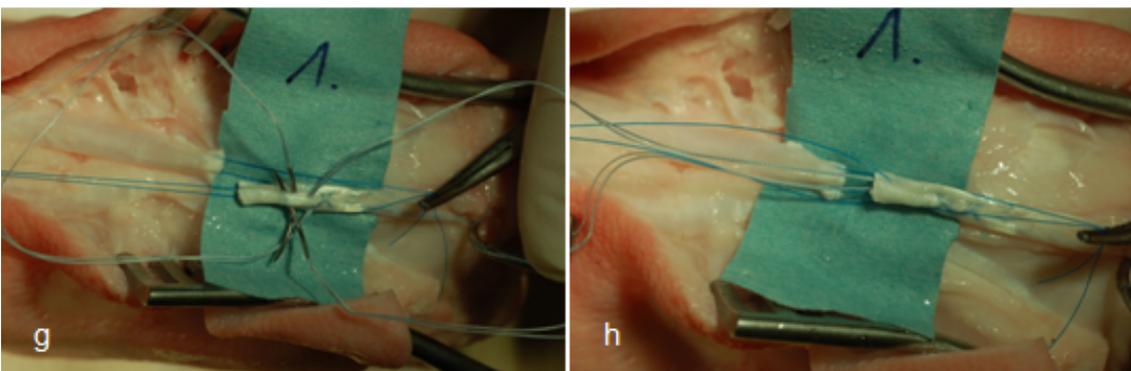


Abbildung 28: (g und h) Ausführung der modifizierten Kreuzstichnaht. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Erneut wird die Nadel von lateral mit einem Abstand von 0,5 cm diagonal zum Sehnenstumpfe gerichtet geführt, wobei der Faden auf der Sehnenoberfläche verläuft (g). Die weitere Fadenführung erfolgt in gleicher Weise, wobei der Faden innerhalb des Sehnenstumpfes und parallel zum Sehnenfaserverlauf im Sehneninneren verläuft (h).

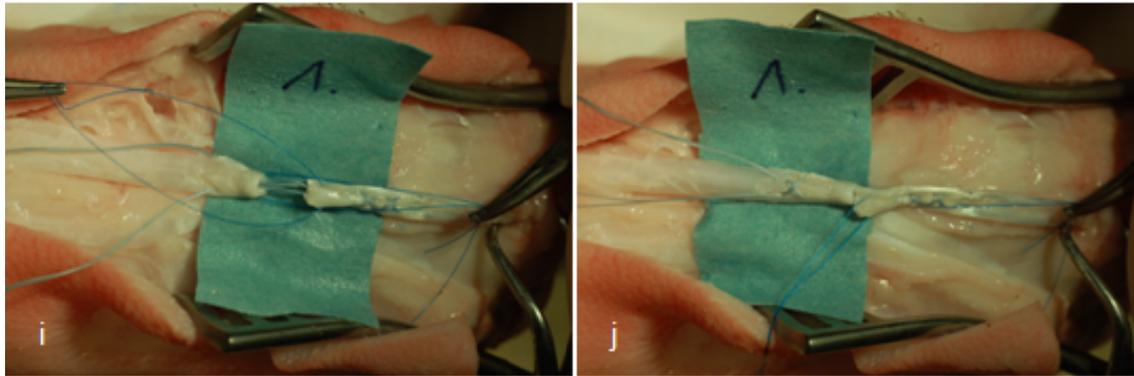


Abbildung 28: (i und j) Ausführung der modifizierten Kreuzstichnaht. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Die Nadel wird aus dem Sehnenstumpfe herausgeführt, sticht in selber Fadenrichtung in den gegenüberliegenden Sehnenstumpf ein und nach 1 cm leicht lateralwärts aus dem Sehnenstumpf aus (i). Mit diagonaler Fadenführung und nach 0,5 cm in proximale Richtung des Sehnenstumpfes verlaufend, wird der Faden erneut in die Sehne eingestochen, wobei der Faden auf der Sehnenoberfläche verläuft. Erneut wird der Faden diagonal innerhalb der Sehne in proximaler Richtung des Sehnenstumpfes geführt (j). Die beiden letztgenannten Schritte werden wiederholt.

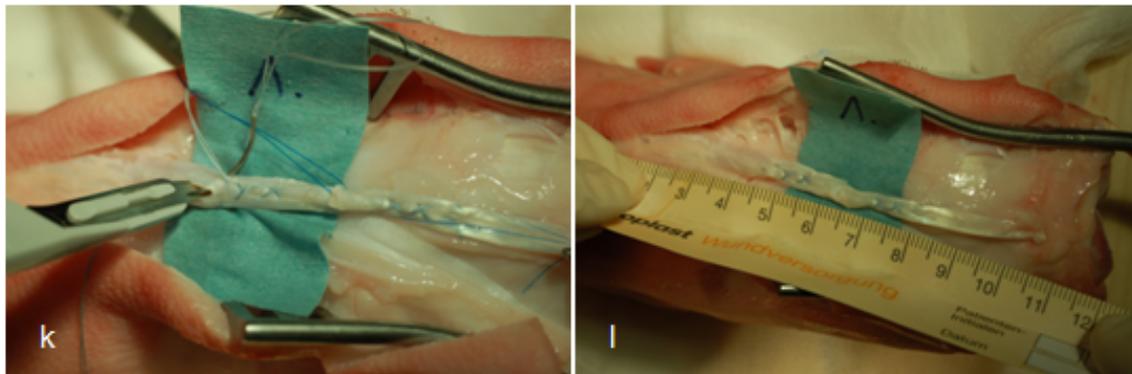


Abbildung 28: (k und l) Ausführung der modifizierten Kreuzstichnaht. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Die lateral aus der Sehne austretende Nadel wird in Verlängerung der Fadenrichtung und nach Fassen einiger Sehnenfasern senkrecht zur Sehne eingestochen. Der Austritt der Nadel erfolgt in einer zuvor 2 cm proximal des Sehnenstumpfes gesetzten Inzision (k). In dieser Inzision tritt auch der zweite Faden aus, dessen Fadenverlauf dem des ersten Fadens entspricht, jedoch beginnend von der benachbarten Seite der Sehne. Beide Fäden werden miteinander verknüpft und der entstehende Knoten in der Inzision versenkt (l).

3.2.2.4 Die primäre Beugesehnnah mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten

Die primäre Beugesehnnah mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten ist eine 4-strängige Naht. Ihre Besonderheit liegt in der Kombination aus Schlingenknoten, Stichknoten und verbindendem Knüpfknoten. Diese Kombination soll der Naht die gewünschte Stabilität geben und die Gleitfähigkeit, durch minimierten Nahtmaterialauftrag auf der Sehne selbst, in der Sehnenscheide erhalten. Insbesondere die Stichknoten erhöhen durch ihre blockierende Fadenführung, vergleichbar mit der durch Pennington bekannt gewordene „locking loop suture“ [Pennington, 1979], die Zugkraft der Sehnnah, vermindern die Spaltbildung

[Hotokezaka und Manske, 1997; Hatanaka und Manske, 2000] und verhindern eine „Raffung“ des Sehnenstumpfes unter Zug. Bei dieser blockierenden Fadenführung umschlingt der Faden ein Sehnenfaserbündel, zieht sich unter Zug zusammen und fixiert sich hierdurch am Sehnenfaserbündel. Im Gegensatz hierzu wird bei einer greifenden Fadenführung, „grasping loop“, das Nahtmaterial um ein Sehnenfaserbündel geschlungen, wodurch die Spannung umgelenkt wird, der Faden aber nicht „blockiert“ [Pennington, 1979; Hotokezaka und Manske, 1997; Hatanaka und Manske, 2000; Wada et al., 2000; Betz et al., 2013].

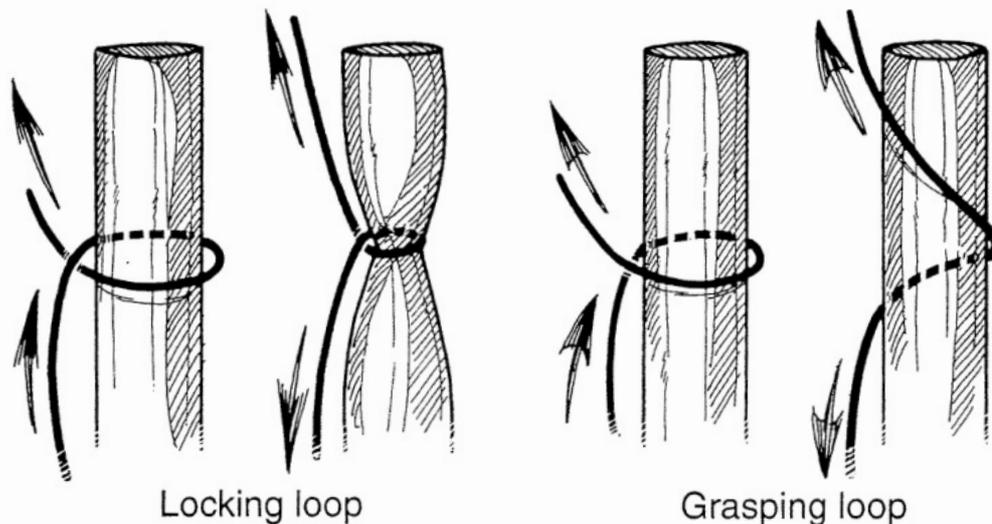


Abbildung 29: Locking loop und Grasping loop aus Green DP: Green's operative hand surgery, Fifth Edition Vol. I, 2005 © Elsevier Churchill Livingstone, Philadelphia Pennsylvania. Dargestellt ist das Funktionsschema einer blockierenden (Locking loop) und einer greifenden (Grasping loop) Fadenführung. Bei einer blockierenden Naht umschlingt der Faden ein Sehnenfaserbündel und fixiert dieses durch Zusammenziehen. Bei einer greifenden Naht umschlingt der Faden das Sehnenfaserbündel und lenkt die Kraft um, ohne zu blockieren.

Die primäre Beugeschnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten wurde von Herrn Dr. med. Reiner Winkel, ehemaliger Chefarzt der Abteilung für Hand- und Plastische Chirurgie, Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt am Main entwickelt.

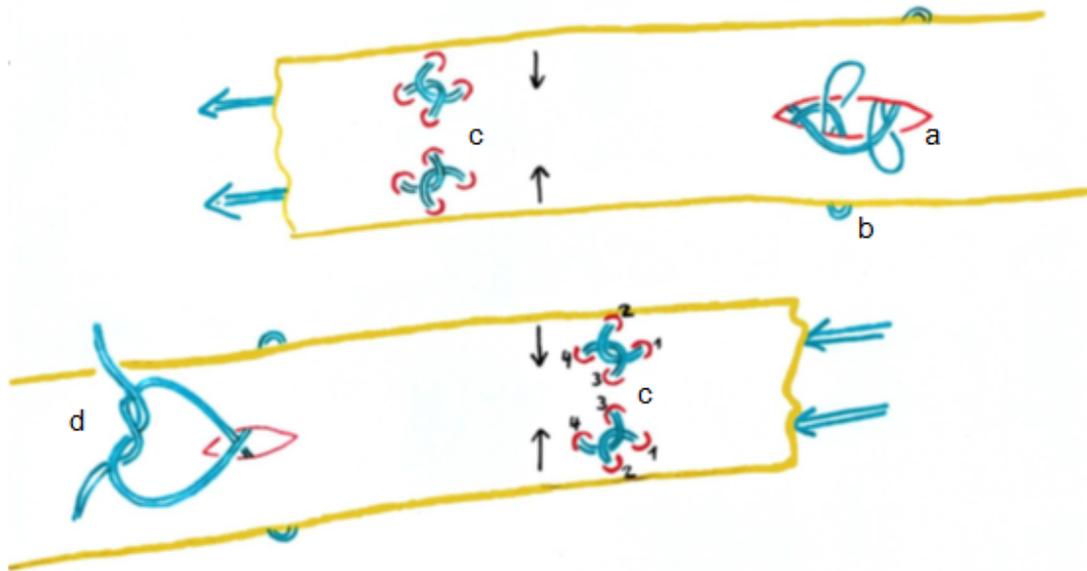


Abbildung 30: Schematische Darstellung der primären Beugesehnnah mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten. Die Besonderheit der Naht besteht in der Fadenführung, die 2 Schlingenknoten (a), 4 Stichschlingen (b), 4 Stichknoten (c) und einen Knüpfknoten (d) beinhaltet. [Winkel, 2009]

Ausführung der primären Beugesehnnah mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten

Die primäre Beugesehnnah mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten wird mit zwei Fäden und damit verbundenen Nadeln ausgeführt. Zur Verdeutlichung werden diese Fäden und Nadeln im Folgenden als A und B bezeichnet.

Eine 0,5 cm lange Inzision wird 2 cm proximal des Sehnenstumpfes in die Sehne geschnitten (Abb. 31 a). Durch diese Inzision wird die Nadel A von medial nach lateral durch die Sehne gestochen. Hierbei muss der Austritt der Nadel mittig am lateralen Sehnenrand erfolgen, wobei der Faden A nicht vollständig durch die Sehne gezogen werden darf, um eine ca. 1 cm große Schlinge oberhalb der Inzision zu bilden. Die Nadel wird auf gleicher Höhe des Ausstiches, jedoch 1-2 mm nach distal versetzt, von lateral nach medial durch die Sehne und die gebildete Schlinge hindurch geführt (Abb. 31 b). Der Faden wird durch die Schlaufe gezogen, wobei wieder eine ca. 1 cm große Schlinge entstehen soll (Abb. 31 c). Eine Klemme wird in die lateral entstehende Schlinge gesteckt und gespreizt, während ein mäßiger Zug auf den Faden ausgeübt wird (Abb. 31 d). Hierdurch kommt es zum Festziehen des in der Inzision befindlichen Schlingenknotens. Während wiederholten Spreizens und Festziehens des Knotens wird die Klemme langsam aus der Schlinge entfernt. Die Nadel wird parallel zum

Sehnenfaserverlauf und in Richtung Rupturstelle in die Inzision eingestochen (Abb. 31 e), verläuft ca. 1 cm innerhalb der Sehne, um mit diskreter Abweichung nach lateral aus der Sehne auszutreten (Abb. 31 f). Der Faden wird fest angezogen, die Nadel einige Millimeter weiter medial, senkrecht zur Sehne wieder eingestochen (Abb. 31 g), nach lateral geführt und in einer Ebene mit dem Einstich wieder ausgestochen. Hierbei muss erneut darauf geachtet werden, eine Schlinge von ca. 1 cm zu erhalten, durch die die Nadel geführt wird (Abb. 31 h). Der so entstandene erste Stichknoten wird, wie oben beschrieben, mithilfe einer sich spreizenden Klemme unter mäßigem Zug am Faden festgezogen (Abb. 31 i-l). In Sehnenfaserrichtung und mit der Spitze zur Rupturstelle gerichtet, wird die Nadel in die Sehne eingestochen und in Längsrichtung bis zum Ende des Sehnenstumpfes geführt.

Ein Faden B wird analog dieser Beschreibung ca. 3-4 mm neben Faden A in die Sehne eingebracht und verläuft parallel zu diesem (Abb. 31 m-n).

Die Nadel A wird, wie erwähnt, innerhalb der Sehne bis zur Rupturstelle vorgeschoben, überbrückt diese und sticht zentral in den gegenüberliegenden Sehnenstumpf ein, um 1 cm weiter proximal mit diskreter Abweichung nach lateral auszustechen (Abb. 31 o). Durch den folgenden Einstich der Nadel medial des Ausstichs, jedoch auf gleicher Höhe mit anschließendem lateralen Ausstich, kommt es zur erneuten Schlingenbildung des Fadens. Die Nadel wird durch die Schlinge hindurch und wieder in die Sehne geführt (Abb. 31 p), was zur Entstehung des zweiten Stichknotens führt. Dieser wird wie beschrieben festgezogen.

Eine 0,5 cm lange Inzision wird 2 cm proximal der Rupturstelle am Sehnenstumpf vorgenommen. Nach 1 cm Verlauf in der Sehne tritt die Nadel in der Inzision wieder aus der Sehne aus (Abb. 31 q). Hier tritt auch die Nadel des zweiten Fadens B aus, der parallel und in gleicher Richtung zum ersten Faden A verläuft. Beide Fäden werden durch einen Knüpfknoten verbunden und dieser in der Inzision versenkt (Abb. 31 r).

Die primäre Beugesehnnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten wird zur Vereinfachung im Folgenden auch als „neue Beugesehnnennaht“ bezeichnet.

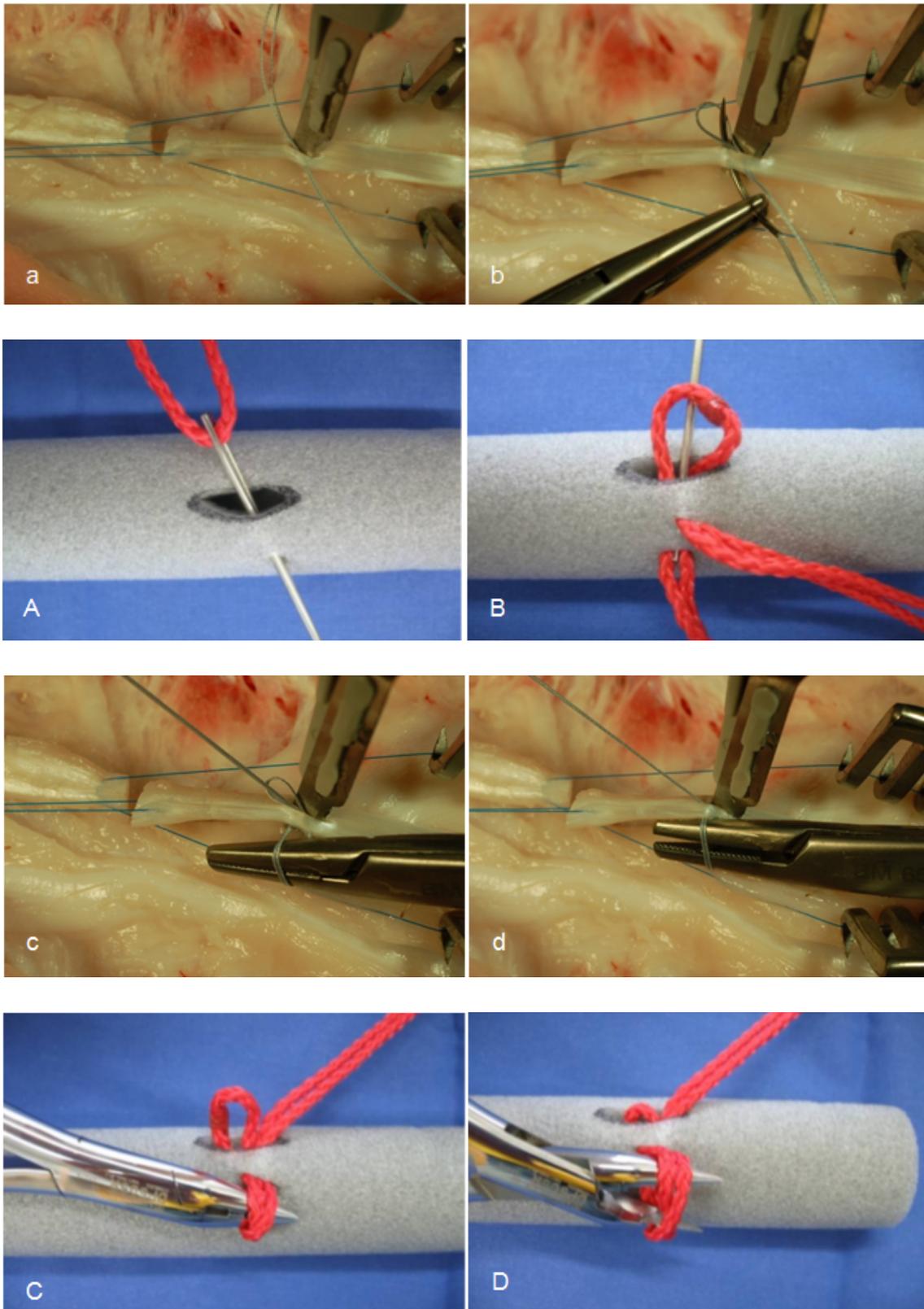


Abbildung 31: (a-d und A-D) Ausführung der primäre Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten: a-d: Ausführung der Naht am porcinen Tiermodell, A-D: Ausführung am Plastikmodell [Winkel, 2009]. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Der Faden wird durch die Schlaufe gezogen. Zwei Zentimeter proximal des Sehnenstumpfes wird eine 0,5 cm lange Inzision in die Sehne geschnitten (a, A). Durch diese Inzision wird die Nadel A von medial nach lateral geführt. Der Austritt der Nadel muss mittig am lateralen Sehnenrand erfolgen. Der Faden A darf hierbei nicht vollständig durch die Sehne gezogen werden, damit eine 1 cm große Schlaufe oberhalb der Inzision entsteht. Die Nadel wird

auf gleicher Höhe des Ausstiches, jedoch 1-2 mm weiter distal, von lateral nach medial in die Sehne eingestochen und durch die Schlinge hindurch geführt (b, B). Hierbei entsteht erneut eine Schlinge, in die eine Klemme eingebracht (c, C) und gespreizt wird, während ein mäßiger Zug auf den Faden ausgeübt wird (d, D). Hierdurch wird der in der Inzision befindlichen Schlingenknoten festgezogen.

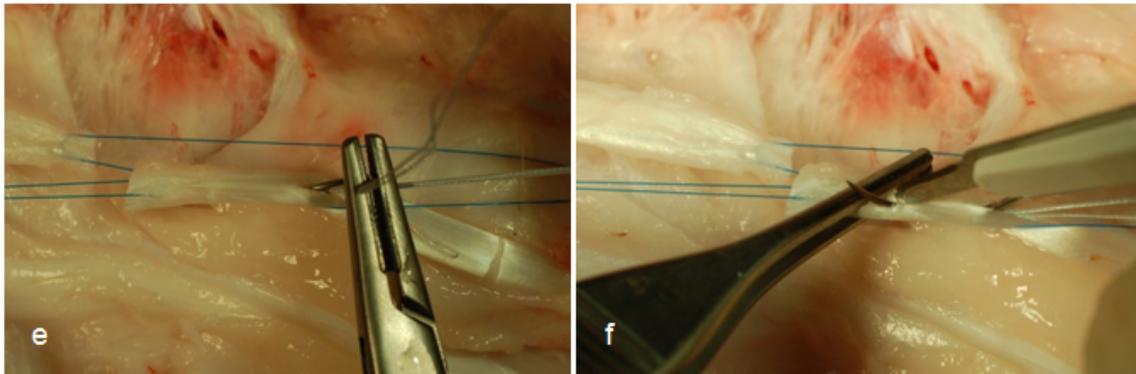


Abbildung 31: (e und f) Ausführung der primäre Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten: Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Die Nadel wird in Richtung des Sehnenfaserverlaufes in die Inzision eingestochen (e) und nach einem Verlauf von 1 cm innerhalb der Sehne mit diskreter Abweichung nach lateral ausgestochen (f).

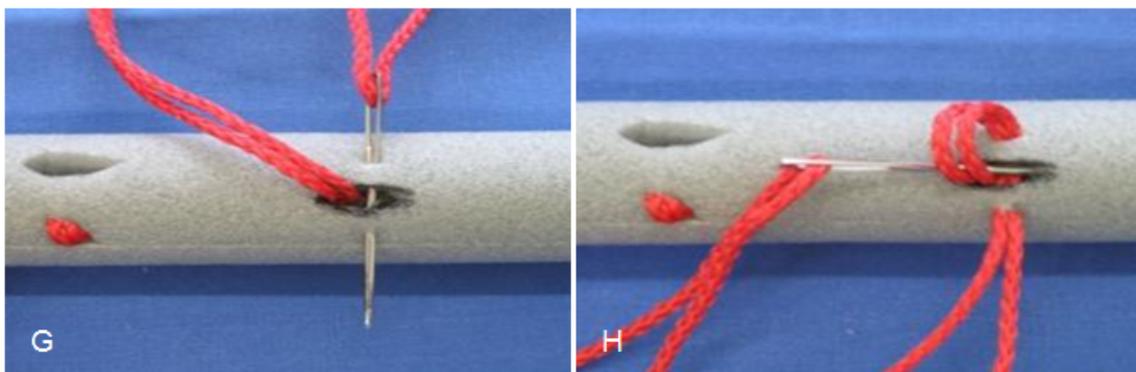
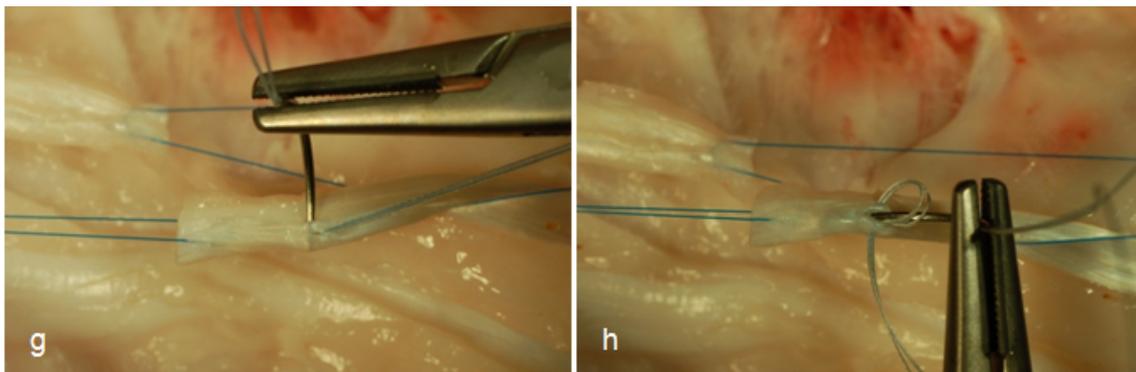


Abbildung 31: (g, h und G, H) Ausführung der primäre Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten: g und h: Ausführung der Naht am porcinen Tiermodell, G und H: Ausführung am Plastikmodell [Winkel, 2009]. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Der Faden wird festgezogen, die Nadel einige Millimeter weiter medial senkrecht zur Sehne eingestochen (g, G) und lateralwärts in einer Ebene mit dem Einstich wieder ausgestochen. Die Nadel wird durch die entstehende Schlinge geführt (h, H).

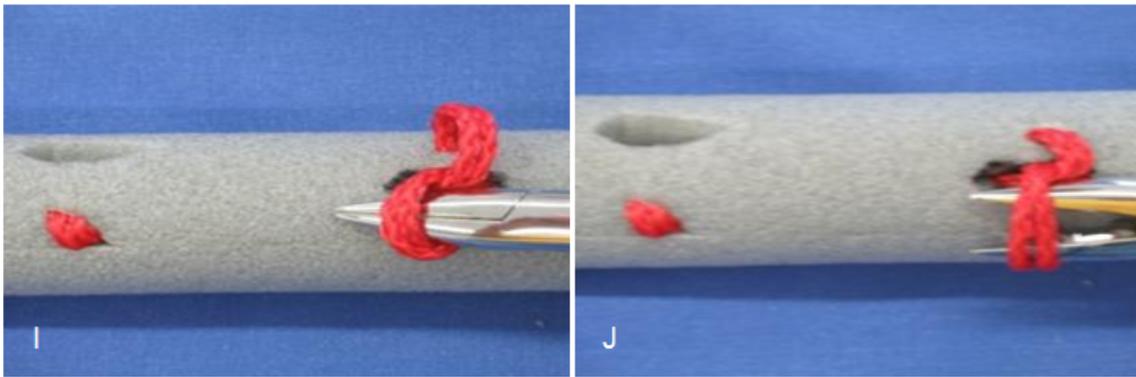
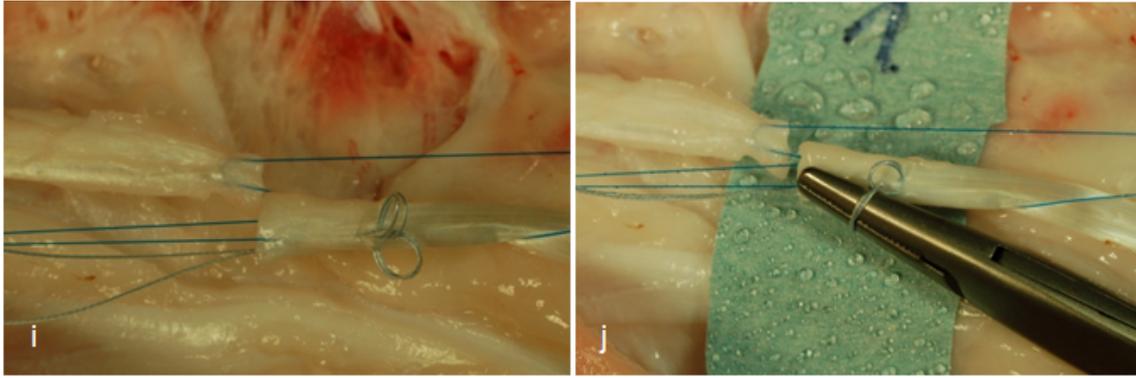


Abbildung 31: (i, j und l, J) Ausführung der primäre Beugesehnnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten: i und j: Ausführung der Naht am porcinen Tiermodell, l und J: Ausführung am Plastikmodell [Winkel, 2009]. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Der entstehende Stichknoten wird mit Hilfe einer Klemme (i, l) unter Spreizen (j, J) und mäßigem Zug am Faden festgezogen.

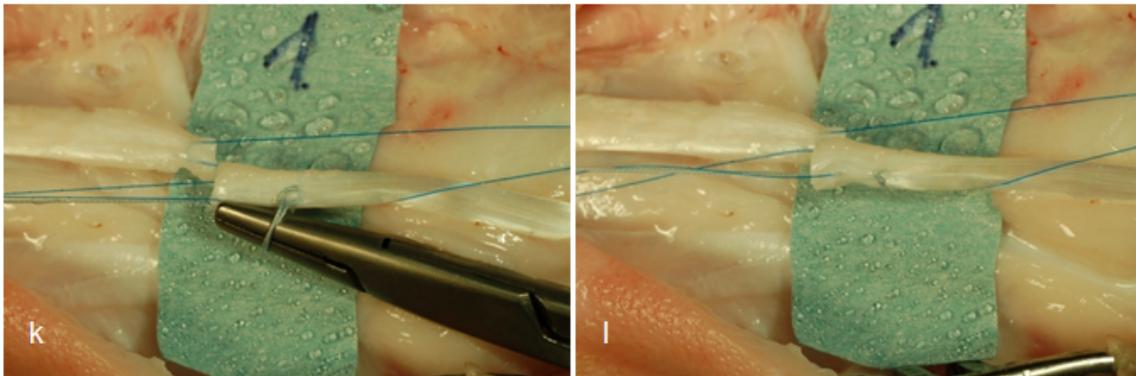


Abbildung 31: (k und l) Ausführung der primäre Beugesehnnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten: k und l: Ausführung der Naht am porcinen Tiermodell. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Die in Abbildung 31 (i, j und l, J) beschriebenen Schritte werden wiederholt.

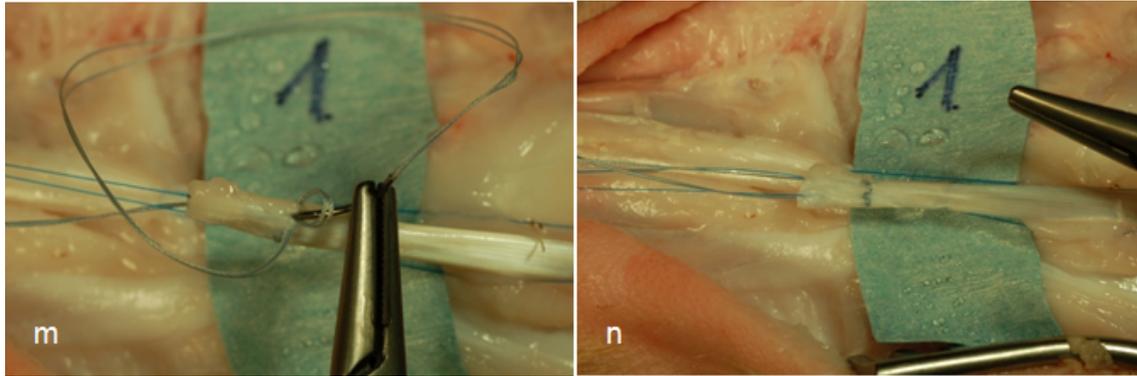


Abbildung 31: (m und n) Ausführung der primäre Beugesehnnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten: m und n: Ausführung der Naht am porcinen Tiermodell. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Der Faden B wird analog der oben genannten Beschreibung ca. 3-4 mm neben Faden A in die Sehne eingebracht (m) und verläuft parallel zu diesem (n).

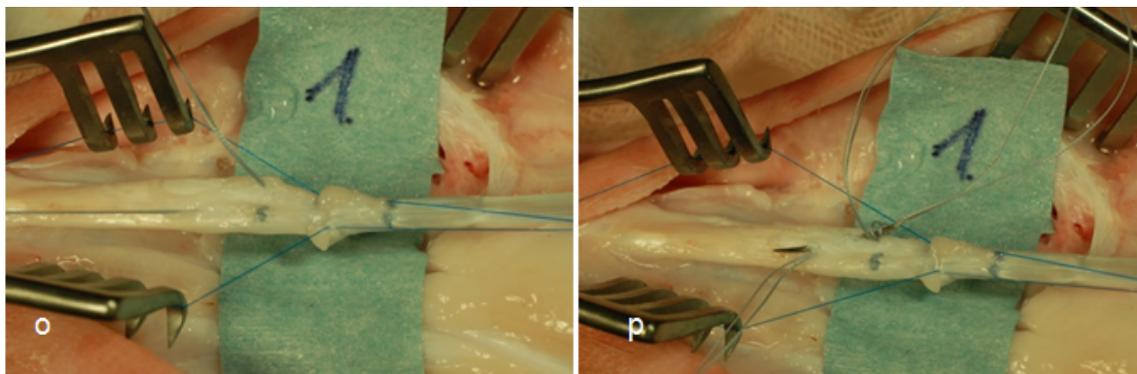


Abbildung 31: (o und p) Ausführung der primäre Beugesehnnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten: o und p: Ausführung der Naht am porcinen Tiermodell. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Nadel A wird nach dem Austritt aus der Rupturstelle der Sehne in den gegenüberüberliegenden Sehnenstumpf eingestochen und sticht 1 cm proximal mit diskreter Abweichung nach lateral wieder aus der Sehne aus (o). Medial der Ausstichsstelle wird die Nadel erneut auf gleicher Höhe eingestochen und tritt lateral der Sehne wieder aus, wodurch es zur Schlingenbildung des Fadens kommt. Die Nadel wird durch die Schlinge hindurch wieder in die Sehne eingestochen (p). Es entsteht der zweite Stichknoten.

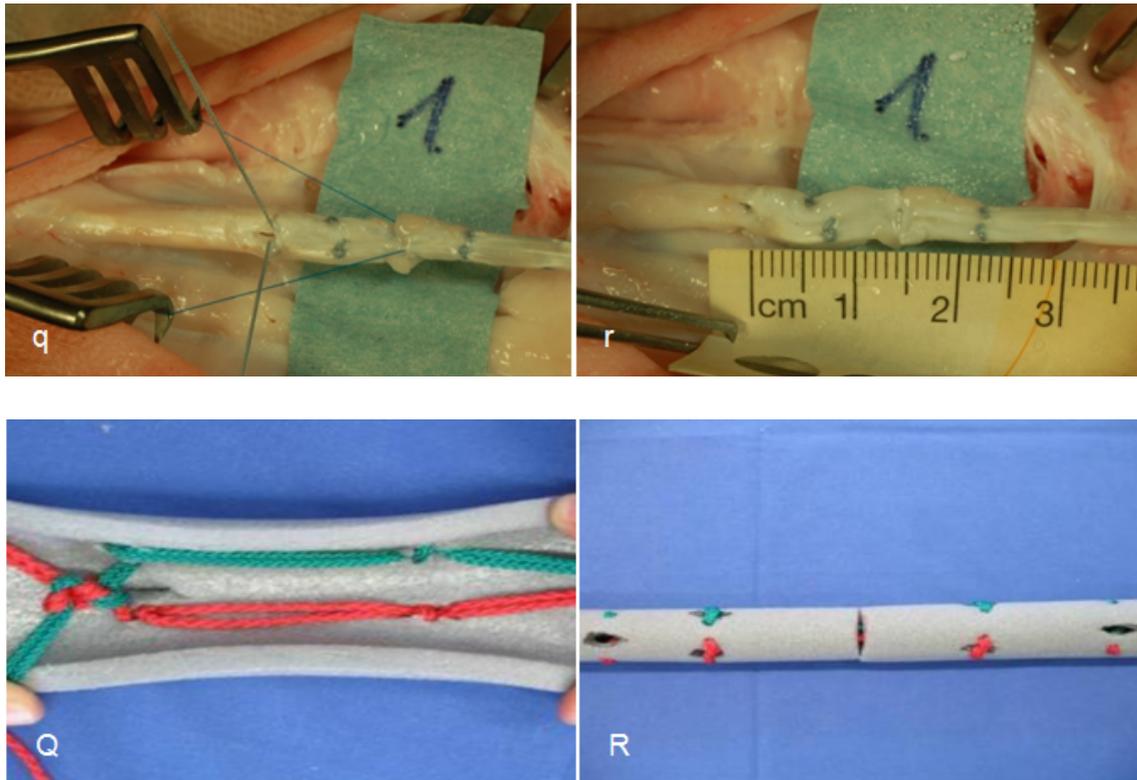


Abbildung 31: (q, r und Q, R) Ausführung der primäre Beugesehennahmt mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten: q und r: Ausführung der Naht am porcinen Tiermodell, Q und R: Ausführung am Plastikmodell [Winkel, 2009]. Dargestellt ist die Art der Stichführung sowie der Verlauf des Fadens. Proximal der Rupturstelle der Sehne wird eine 0,5 cm lange Inzision vorgenommen. Nach einem Fadenverlauf von 1 cm innerhalb der Sehne wird die Nadel in der Inzision wieder aus der Sehne herausgeführt. Ebenso tritt der Faden B nach parallelem Verlauf innerhalb der Sehne in der Inzision aus der Sehne aus (q, Q). Beide Fäden werden durch einen Knüpfknoten verbunden und dieser in der Inzision versenkt (r, R).

3.2.3 Transport und der Aufbewahrung der Sehnen

Während des circa einstündigen Transportes vom Ort der Sehnennahmt (Frankfurt) zum Ort der Sehnentestung (Siegen) betrug die Aufbewahrungstemperatur in der Thermobox 4° Celsius.

Im Institut für Werkstofftechnik der Universität Siegen wurden die Sehnen komplett aus den Pfoten heraus präpariert, auf eine Länge von 7 cm gekürzt und auf ihre biomechanischen Eigenschaften untersucht. Die Zugversuche fanden bei einer Raumtemperatur von 23° Celsius statt.

3.2.4 Durchführung der Zugversuche

Die Messung der definierten biomechanischen Eigenschaften „Kraft (N) bei Versagen der Naht, Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen, Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 1 cm Spaltbildung, Versagensmechanismus der Naht“ der drei technisch unterschiedlich vernähten Sehnen erfolgte durch Maximallastversuche, bei denen die Sehnen auf Zug beansprucht wurden. Die Messwerte Zeit, Weg und Kraft wurden EDV-gestützt aufgezeichnet und die Versuchsdurchführung anhand digitaler Videoaufnahmen und Fotos dokumentiert.

Wie beschrieben (vgl. 3.1.3.1.) wurden die gemessenen Daten mit den Videoaufzeichnungen im Hinblick auf Zeit- und Kraftverlauf verglichen. Der Vergleich der Daten erfolgte zur Fehlervermeidung jeweils dreifach. Aus diesen Messdaten wurde ein Mittelwert gebildet, der für die vorliegenden Daten verwendet wurde. Die Messungen der Maximallastversuche erfolgten während des Versuches mit konstanter Zuggeschwindigkeit von 0,1 mm/s.

Um identische Bedingungen zu schaffen, wurde zu Versuchsbeginn eine Nullposition der Sehne festgelegt. Nach dem Einspannen jeder Sehne erfolgte eine erneute Nullmessung. Eine Markierung erfolgte am Übergang der Sehne zur Halterung mittels eines farblichen Striches, um ein eventuelles Herausgleiten aus den Klemmen während der Versuche erfassen zu können.

Der Klemmenabstand betrug bei Versuchsbeginn 50 mm, da die Sehnen jeweils mit einer Länge von 10 mm in die Klemmen eingespannt wurden. Um ein Herausgleiten der frischen Schweinesehnen zu verhindern, bewährte sich eine Auskleidung der Innenseiten der Klemmen mit Sandpapier. Diese Vorgehensweise stellte sich in zwei Probeversuchen, bei denen unvernähte Sehnen maximal belastet wurden, als sicherste Haltevorrichtung heraus.

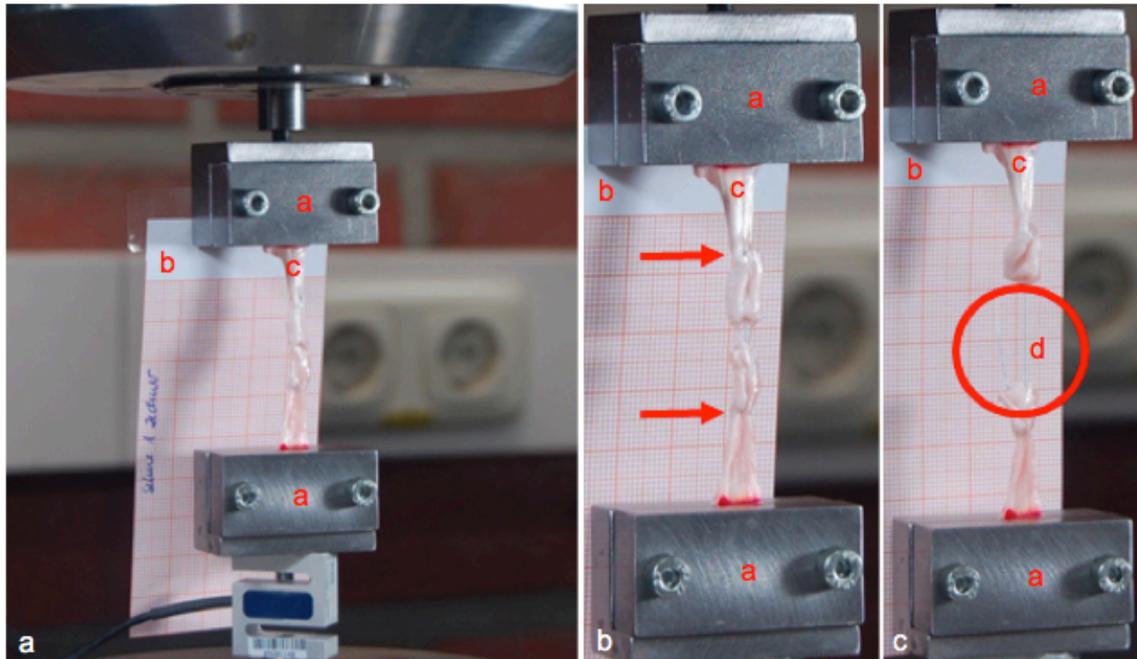


Abbildung 32: (a - c) Darstellung der Zugversuche. Abgebildet ist die in die Metallklammern (rotes a) eingespannte Sehne (rotes c) sowie das an der oberen Metallklemme befestigte Millimeterpapier (rotes b) zur Messung der Spaltbildung. Mit auf die Sehne ansteigender Kraft, kommt es zur Spaltbildung mit Sichtbarwerden des Nahtmaterials (d) bis hin zum Nahtversagen. Besonders deutlich zu erkennen ist hier die Abschnürung der Sehne (rote Pfeile) sowie der Nahttriss (roter Kreis).

3.2.5 Statistische Auswertung

Die beobachteten Messwerte wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel™ (Firma Microsoft, Seattle, USA, 2007) erfasst. Die statistische Auswertung sowie Unterstützung bei der Formulierung der statistischen Methoden erfolgte durch die Arbeitsgruppe Medizinische Statistik, Institut für Medizinische Informatik der Justus-Liebig-Universität Gießen (Stellvertretende Institutsleitung: Dr. R.-H. Bödeker/ statistische Auswertung Christine Scheibelhut, Heinrich-Buff-Ring 44, D-35392 Gießen) anhand der Statistiksoftware SAS V9.2 (SAS Institute, Cary, North Carolina, USA).

3.2.5.1 Deskriptive Statistik

Alle erhobenen Variablen wurden getrennt nach den drei Nahttechniken sowie der nativen Kontrollgruppe deskriptiv ausgewertet. Da von der Annahme der Normalverteilung nicht ausgegangen werden konnte, wurden für die stetigen Variablen jeweils das Minimum (Min) und Maximum (Max), das erste und dritte Quartil sowie der Median angegeben. Um die Vergleichbarkeit mit der Literatur zu ermöglichen, wurden zusätzlich der arithmetische Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (S) angegeben. Für die Ausprägung des Parameters Versagensmechanismus wurden die

absoluten und relativen Häufigkeiten, bezogen auf den Stichprobenumfang der jeweiligen Gruppe, angegeben.

Die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgte durch Boxplots, die Streuungsmaße wie Spannweite der Messwerte und Lagemaße wie Mittelwert, Median, Quartil, Minimum und Maximum zusammen abbilden. Hierbei verdeutlicht die Box den Wertebereich, in dem die mittleren 50 % der Daten liegen. Das 1. Quartil, indem 25 % der Werte kleiner oder gleich dem 1. Quartil sind, wird durch die untere Begrenzung der Box abgebildet. Das 3. Quartil, indem 75 % der Werte maximal so groß wie das 3. Quartil sind, wird durch die obere Boxbegrenzung abgebildet. Der Median wird als durchgehende Linie in der Box gezeigt. Die außerhalb der Box liegenden Antennen, auch „Whisker“ genannt, zeigen den kleinsten, also das Minimum und größten, das Maximum, Wert der Messungen auf. Der Mittelwert der Messwerte wird als „+“ gekennzeichnet, Datenausreißer als „*“ [Weiss, 2010].

3.2.5.2 Inferenzstatistik

Die Analyse der Daten und die Interpretation der Ergebnisse erfolgte im explorativen Sinne. Bei der Darstellung der Ergebnisse wurde daher immer die errechnete Wahrscheinlichkeit für das beobachtete oder ein extremeres Ereignis unter der Nullhypothese angegeben. Die errechnete Wahrscheinlichkeit ist damit ein Maß für die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse unter der Nullhypothese.

Da nicht von einer Normalverteilung der gemessenen Kraft bzw. Spaltbildung, des Gewichts und der Zeitdifferenz ausgegangen werden konnte, wurden zur Überprüfung der Fragestellungen nichtparametrische Methoden angewandt. Die Überprüfung eines möglichen globalen Unterschiedes zwischen den drei Nahttechniken und der nativen Kontrollgruppe bezüglich der Kraft bei Versagen bzw. der drei Nahttechniken bezüglich der Spaltbildung erfolgte jeweils mittels Kruskal-Wallis-H-Test. Der Mediantest wurde zusätzlich berechnet, da von der Voraussetzung „gleiche Verteilungsformen in den Gruppen“, wie sie für die Anwendung des Kruskal-Wallis-H-Tests notwendig ist, nicht unbedingt ausgegangen werden konnte.

Für das diskrete Merkmal „Versagensmechanismus“ erfolgte die Überprüfung eines möglichen Unterschiedes zwischen den drei Techniken mit Hilfe des exakten Tests von Fisher.

Als Nullhypothese bzw. Alternativhypothese wurde formuliert:

- Nullhypothese (H_0): Zwischen den unterschiedlichen Nahttechniken besteht hinsichtlich deren zu untersuchenden biomechanischen Eigenschaften (Kraft (N) bei Versagen der Naht, Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen, Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 1 cm Spaltbildung) kein Unterschied.
- Alternativhypothese (H_1): Zwischen den unterschiedlichen Nahttechniken besteht hinsichtlich deren zu untersuchenden biomechanischen Eigenschaften (Kraft (N) bei Versagen der Naht, Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen, Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung, Kraft (N) bei 1 cm Spaltbildung) ein Unterschied.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Maximallastversuche

In der vorliegenden Dissertationsschrift werden zuerst die Maximallastversuche, das heißt die Kraft beim Versagen der Naht und die dabei entstehende Spaltbildung betrachtet. Hierbei wird die deskriptive Statistik der einzelnen Nahtverfahren mit genauer Auflistung von Minimum, Maximum, Median, 1. Quartil und 3. Quartil, Mittelwert und Standardabweichung die Untersuchungsergebnisse verdeutlichen.

Die Inferenzstatistik soll die vergleichende Gegenüberstellung der einzelnen Nahttechniken bezüglich der Kraft (N) bei Nahtversagen sowie der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen ermöglichen.

Es wird darauf verzichtet die Maximallastversuche der nativen Sehnen aufzuführen, da diese Werte die maximale Reißfestigkeit der vernähten Sehnen deutlich übersteigen und nur durchgeführt wurden, um einen Eindruck der Belastbarkeit einer intakten Sehne zu erhalten.

4.1.1 Kraft (N) bei Nahtversagen

Deskriptive Statistik

Nahttechnik	Anzahl	Minimum	1.Quartil	Median	3.Quartil	Maximum	Mittelwert ±Standard- abweichung
Zecher- naht	16	19,85	26,96	32,29	39,62	47,35	34,00±8,37
Kreuzstich- naht	16	40,90	54,35	75,30	84,25	117,70	71,08±20,88
Neue Beuge- sehnen- naht	16	29,54	53,60	64,26	80,63	99,52	67,21±19,51
Unvernähte Sehnen	16	80,57	157,19	163,87	193,89	240,65	173,41±38,36

Tabelle 2: Verteilung der Kraft (N) bei Nahtversagen getrennt nach den drei Nahttechniken und der nativen Kontrollgruppe. Dargestellt sind der Median, das erste und das dritte Quartil, das Minimum und Maximum sowie der Mittelwert mit Standardabweichung der Verteilung der Kraft (N) für die jeweiligen Sehnennähte.

Die oben dargestellte Tabelle sowie die unten aufgeführte Abbildung zeigen die Verteilung der Kraft (N) bei Nahtversagen mit Median, dem ersten und dritten Quartil sowie dem Minimum und Maximum und dem Mittelwert mit Standardabweichung getrennt nach den drei Nahttechniken und der nativen Kontrollgruppe.

Bei 16 durchgeführten Zechernähten beträgt der Median 32,29 N. Das 1. Quartil beträgt 26,96 N, das 3. Quartil 39,62 N. Die minimale Kraft bei Nahtversagen beträgt 19,85 N, die maximale Kraft beträgt 47,35 N. Somit ergibt sich ein Mittelwert von 34,00 N sowie eine Standardabweichung von ± 8,37 N.

Bei 16 durchgeführten Kreuzstichnähten beträgt der Median 75,30 N. Das 1. Quartil beträgt 54,35 N, das 3. Quartil 84,25 N. Das Minimum der Kraft bei Nahtversagen beträgt 40,90 N, das Maximum der Kraft beträgt 117,70 N. Hiermit ergibt sich ein Mittelwert von 71,08 N sowie eine Standardabweichung von ± 20,88 N.

Bei 16 durchgeführten neuen Beugeschnennähten beträgt der Median 64,26 N. Das 1. Quartil beträgt 53,60 N, das 3. Quartil 80,63 N. Die minimale Kraft bei Nahtversagen beträgt 29,54 N, die maximale Kraft beträgt 99,52 N. Somit ergibt sich ein Mittelwert von 67,21 N sowie eine Standardabweichung von $\pm 19,51$ N.

Bei der nativen Kontrollgruppe mit 16 unvernähten Sehnen beträgt der Median 163,87 N. Das 1. Quartil beträgt 157,19 N, das 3. Quartil 193,89 N. Die minimale Kraft, die zum Ausreißen der intakten Sehne aus den Halteklammern führt, beträgt 80,57 N, die maximale Kraft beträgt 240,65 N. Es ergibt sich ein Mittelwert von 173,41 N sowie eine Standardabweichung von $\pm 38,36$ N.

Die folgende Abbildung veranschaulicht anhand von Boxplots die oben beschriebene Verteilung der Kraft (N) bei Nahtversagen getrennt nach den drei Nahttechniken und der nativen Kontrollgruppe.

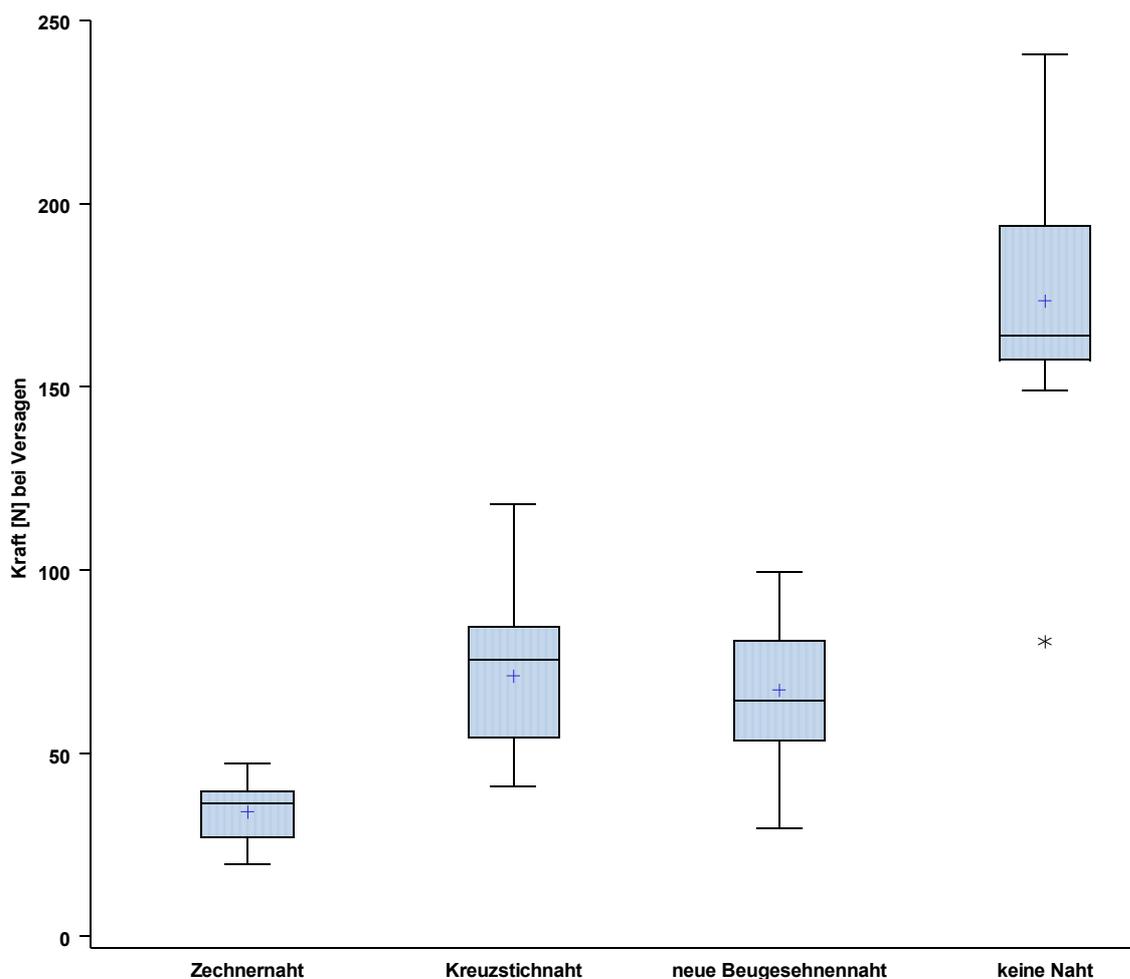


Abbildung 33: Verteilung der Kraft (N) bei Nahtversagen getrennt nach den drei Nahttechniken und der nativen Kontrollgruppe. Deutlich sichtbar wird hier die hohe Nahtfestigkeit der neuen Beugeschnennaht, die der modifizierten Kreuzstichnaht im Hinblick auf die Nahtfestigkeit ebenbürtig ist.

Wie aus der oben aufgeführten Tabelle und der dargestellten Abbildung ersichtlich, reißt die Zehnernaht bei einer mittleren Kraft von $34,00 \text{ N} \pm 8,37 \text{ N}$ (Min: $19,85 \text{ N}$, Max: $47,35 \text{ N}$, Median: $32,29 \text{ N}$, 1. Quartil: $26,96 \text{ N}$, 3. Quartil: $39,62 \text{ N}$). Im Vergleich hierzu versagt die modifizierte Kreuzstichnaht bei einem größeren Mittelwert von $71,08 \text{ N} \pm 20,88 \text{ N}$ (Min: $40,90 \text{ N}$, Max: $117,70 \text{ N}$, Median: $75,30 \text{ N}$, 1. Quartil: $54,35 \text{ N}$, 3. Quartil: $84,25 \text{ N}$).

Die neue Beugeschnennaht hält im Vergleich zur Zehnernaht ebenfalls größeren Kräften stand (Mittelwert $67,21 \text{ N} \pm 19,51 \text{ N}$, Min: $29,54 \text{ N}$, Max: $99,52 \text{ N}$, Median: $64,26 \text{ N}$, 1. Quartil: $53,60 \text{ N}$, 3. Quartil: $80,63 \text{ N}$).

Auch im Vergleich mit den nativen Sehnen (Mittelwert $173,41 \text{ N} \pm 38,36 \text{ N}$, Min: $80,57 \text{ N}$, Max: $240,65 \text{ N}$, Median: $163,87 \text{ N}$, 1. Quartil: $157,19 \text{ N}$, 3. Quartil: $193,89 \text{ N}$) versagt die Zehnernaht bei vielfach geringeren Kräften

Die modifizierte Kreuzstichnaht (Mittelwert $71,08 \text{ N} \pm 20,88 \text{ N}$), sowie die neue Beugeschnennaht (Mittelwert $67,21 \text{ N} \pm 19,51 \text{ N}$) weisen eine große Nahtfestigkeit auf, die die Belastbarkeit der Zehnernaht (Mittelwert $34,00 \text{ N} \pm 8,37 \text{ N}$) teilweise um das Doppelte übersteigt. Beide Nahttechniken sind bezüglich ihrer Belastbarkeit vergleichbar.

Die unvernähten Sehnen halten vielfach größeren Kräften stand (Mittelwert $173,41 \text{ N} \pm 38,36 \text{ N}$).

Inferenzstatistik

Da bei den vorliegenden Ergebnissen nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden konnte, wurde mit Hilfe des Kruskal-Wallis-H-Tests sowie eines Anschlussstests aufgezeigt, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den unterschiedlichen Nahttechniken besteht.

Zwischen den drei Nahttechniken und der nativen Kontrollgruppe konnte somit ein deutlicher Hinweis auf einen Unterschied bezüglich der Kraft bei Nahtversagen zwischen den vier zu vergleichenden Gruppen gefunden werden (p Kruskal-Wallis-H-Test < 0.001).

Eine Gegenüberstellung der Zechernnaht (MW: 34,00 N, Min: 19,85 N; Max: 47,35 N; Median: 32,29 N; 1. Quartil: 29,96 N; 3. Quartil: 39,62 N) und der modifizierten Kreuzstichnaht (MW: 71,08 N, Min: 40,90 N; Max: 117,70 N; Median: 75,30 N; 1. Quartil: 54,35 N; 3. Quartil: 84,25 N) konnte im Anschlussstest einen Unterschied in Bezug auf die Kraft bei Nahtversagen zeigen.

Ebenso wies der Anschlussstest einen Unterschied zwischen der Zechernnaht (MW: 34,00 N, Min: 19,85 N; Max: 47,35 N; Median: 32,29 N; 1. Quartil: 29,96 N; 3. Quartil: 39,62 N) und der neuen Beugesehnnnaht (MW: 67,21 N, Min: 29,54 N; Max: 99,52 N; Median: 64,26 N; 1. Quartil: 53,60 N; 3. Quartil: 80,63 N) bezüglich der Kraft bei Versagen der Naht nach.

Kein Unterschied hinsichtlich der Kraft bei Nahtversagen konnte allerdings bei der Gegenüberstellung der modifizierten Kreuzstichnaht (MW: 71,08 N, Min: 40,90 N; Max: 117,70 N; Median: 75,30 N; 1. Quartil: 54,35 N; 3. Quartil: 84,25 N) und der neuen Beugesehnnnaht (MW: 67,21 N, Min: 29,54 N; Max: 99,52 N; Median: 64,26 N; 1. Quartil: 53,60 N; 3. Quartil: 80,63 N) im Anschlussstest aufgezeigt werden.

Ein Unterschied in Bezug auf die Kraft bei Nahtversagen konnte im Anschlussstest bei der Gegenüberstellung der nativen Sehnen (MW: 173,41 N, Min: 80,57 N; Max: 240,65 N; Median: 163,87 N; 1. Quartil: 157,19 N; 3. Quartil: 193,89 N) mit allen zu untersuchenden Nahttechniken nachgewiesen werden.

4.1.2 Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen

Deskriptive Statistik

Nahttechnik	Anzahl	Minimum	1.Quartil	Median	3.Quartil	Maximum	Mittelwert ± Standardabweichung
Zechernaht	16	2,00	4,50	7,00	8,50	12,00	6,56 ± 2,69
Kreuzstichnaht	16	5,00	11,00	12,00	15,50	18,00	12,56 ± 3,60
Neue Beuge-sehennaht	16	4,00	6,50	8,00	10,50	13,00	8,38 ± 2,87

Tabelle 3: Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen getrennt nach den drei Nahttechniken. Dargestellt sind der Median, das erste und das dritte Quartil, das Minimum und Maximum sowie der Mittelwert mit Standardabweichung

Die oben dargestellte Tabelle sowie die unten aufgeführte Abbildung zeigen die Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen mit Median, dem ersten und dritten Quartil sowie dem Minimum und Maximum und dem Mittelwert mit Standardabweichung getrennt nach den drei Nahttechniken.

Bei 16 durchgeführten Zechernnähten beträgt der Median der Spaltbildung bei Nahtversagen 7,00 mm. Das 1. Quartil beträgt 4,50 mm, das 3. Quartil 8,50 mm. Die minimale Spaltbildung bei Nahtversagen beträgt 2,00 mm, die maximale Spaltbildung beträgt 12,00 mm. Hieraus ergibt sich ein Mittelwert von 6,56 mm sowie eine Standardabweichung von $\pm 2,69$ mm.

Bei 16 durchgeführten Kreuzstichnähten beträgt der Median der Spaltbildung bei Nahtversagen 12,00 mm. Das 1. Quartil beträgt 11,00 mm, das 3. Quartil 15,50 mm. Die minimale Spaltbildung bei Nahtversagen beträgt 5,00 mm, die maximale Spaltbildung beträgt 18,00 mm. Somit ergibt sich ein Mittelwert von 12,56 mm sowie eine Standardabweichung von $\pm 3,60$ mm.

Bei 16 durchgeführten neuen Beugesehennähten beträgt der Median der Spaltbildung bei Nahtversagen 8,00 mm. Das 1. Quartil beträgt 6,50 mm, das 3. Quartil 10,50 mm. Die minimale Spaltbildung bei Nahtversagen beträgt 4,00 mm, die maximale

Spaltbildung beträgt 13,00 mm. Es ergibt sich ein Mittelwert von 8,38 mm sowie eine Standardabweichung von $\pm 2,87$ mm.

Die folgende Abbildung veranschaulicht anhand von Boxplots die oben beschriebene Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen getrennt nach den drei Nahttechniken.

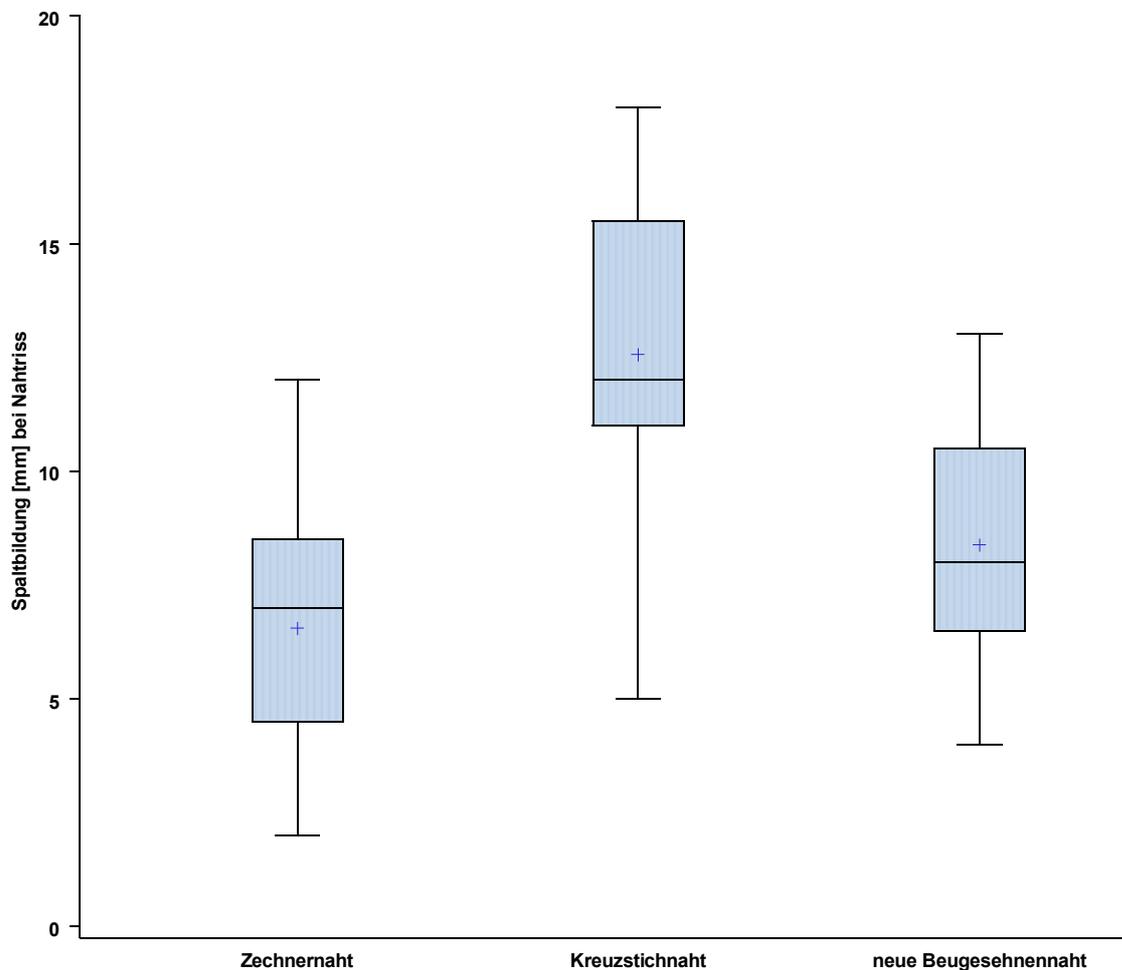


Abbildung 34: Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen getrennt nach den drei Nahttechniken. Dargestellt ist hier die deutlich größere Spaltbildung bei Nahtversagen der modifizierten Kreuzstichnaht. Die Zechernaht weist bei Nahtversagen die geringste Spaltbildung auf. Die Spaltbildung der neuen Beugesehennaht bei Nahtversagen ist geringer als bei der modifizierten Kreuzstichnaht, jedoch größer als bei der Zechernaht.

Wie in der oben gezeigten Abbildung ersichtlich, zeigt die Zechernaht bei Nahtversagen die geringste Spaltbildung (Mittelwert 6,56 mm \pm 2,69 mm, Min: 2,00 mm, Max: 12,00 mm, Median: 7,00 mm, 1. Quartil: 4,50 mm, 3. Quartil: 8,50 mm), während es bei Versagen der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 12,56 mm \pm 3,60 mm, Min: 5,00 mm, Max: 18,00 mm, Median: 12,00 mm, 1. Quartil: 11,00 mm, 3. Quartil: 15,50 mm) zu einer doppelt so großen Spaltbildung kommt.

Die neue Beugesehennaht zeigt bei Nahtversagen zwar eine geringere Spaltbildung (Mittelwert 8,38 mm \pm 2,87 mm, Min: 4,00 mm, Max: 13,00 mm, Median: 8,00 mm, 1. Quartil: 6,50 mm, 3. Quartil: 10,50 mm) als die modifizierte Kreuzstichnaht (Mittelwert 12,56 mm \pm 3,60 mm) allerdings eine größere Spaltbildung als die Zechernaht (Mittelwert 6,56 mm \pm 2,69 mm).

Inferenzstatistik

Zwischen den drei Nahttechniken konnte mit Hilfe des Kruskal-Wallis-H-Tests ein deutlicher Hinweis auf einen Unterschied bezüglich der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen aufgezeigt werden (p Kruskal-Wallis-H-Test < 0.001).

Eine Gegenüberstellung der Zechernaht (Mittelwert 6,56 mm \pm 2,69 mm, Min: 2,00 mm, Max: 12,00 mm, Median: 7,00 mm, 1. Quartil: 4,50 mm, 3. Quartil: 8,50 mm) und der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 12,56 mm \pm 3,60 mm, Min: 5,00 mm, Max: 18,00 mm, Median: 12,00 mm, 1. Quartil: 11,00 mm, 3. Quartil: 15,50 mm) ergab im Anschlussstest einen Unterschied in Bezug auf die Spaltbildung bei Nahtversagen.

Auch die modifizierte Kreuzstichnaht (Mittelwert 12,56 mm \pm 3,60 mm, Min: 5,00 mm, Max: 18,00 mm, Median: 12,00 mm, 1. Quartil: 11,00 mm, 3. Quartil: 15,50 mm) und die neue Beugesehennaht (Mittelwert 8,38 mm \pm 2,87 mm, Min: 4,00 mm, Max: 13,00 mm, Median: 8,00 mm, 1. Quartil: 6,50 mm, 3. Quartil: 10,50 mm) unterscheiden sich im Anschlussstest bezüglich der Spaltbildung bei Nahtversagen.

Allerdings zeigte der Anschlussstest bei der Gegenüberstellung der Zechernaht (Mittelwert 6,56 mm \pm 2,69 mm, Min: 2,00 mm, Max: 12,00 mm, Median: 7,00 mm, 1. Quartil: 4,50 mm, 3. Quartil: 8,50 mm) und der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 8,38 mm \pm 2,87 mm, Min: 4,00 mm, Max: 13,00 mm, Median: 8,00 mm, 1. Quartil: 6,50 mm, 3. Quartil: 10,50 mm) keinen Unterschied in Bezug auf die Spaltbildung bei Nahtversagen.

4.1.3 Versagensmechanismus

Zwischen den drei Nahttechniken und der nativen Kontrollgruppe konnte ein deutlicher Hinweis auf einen Unterschied bezüglich des Versagensmechanismus gefunden werden (p Fisher's exact < 0.001).

Nahttechnik	Riss des Nahtmaterials	Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne	Versagen des Knotens	Ausriss der Sehne aus der Klemme	Total
Zechernaht	9 (56,25 %)	1 (6,25 %)	5 (31,25 %)	1 (6,25 %)	16
Kreuzstichnaht	4 (25,00 %)	6 (37,50 %)	6 (37,50 %)	0 (0,00 %)	16
Neue Beugesehnennaht	5 (31,25 %)	4 (25,00 %)	6 (37,50 %)	1 (6,25 %)	16
Native Sehnen	0 (0,00 %)	0 (0,00 %)	0 (0,00 %)	16 (100 %)	16
Total	18	11	17	18	64

Tabelle 4: Verteilung des Versagensmechanismus getrennt nach den drei Nahttechniken und der nativen Kontrollgruppe.

Die oben aufgeführte Tabelle zeigt die Verteilung des Versagensmechanismus getrennt nach den drei Nahttechniken und der nativen Kontrollgruppe.

In 9 von 16 Nahtversuchen stellte sich als Versagensmechanismus der Zechernaht der Riss des Nahtmaterials heraus (56,25 %). In 5 von 16 Untersuchungen der Zechernaht zeigte sich ein Versagen des Knotens (31,25 %). Eine Sehne mit Zechernaht rutschte nach erfolgter Spaltbildung und Nahtversagen aus der Klemmvorrichtung (6,25 %). In einem von 16 Nahtversuchen kam es zum Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne (6,25 %).

Bei der Untersuchung des Versagensmechanismus der modifizierten Kreuzstichnaht war in 6 von 16 Versuchen ein Ausriss des Nahtmaterials (37,50 %) aus der Sehne zu beobachten. In weiteren 6 von 16 Nahtversuchen kam es zum Versagen des Knotens (37,50 %). In 4 von 16 Versuchen (25,00 %) war der Riss des Nahtmaterials die

Ursache für den Versagensmechanismus. Ein Ausriss der Sehne aus der Klemmvorrichtung war bei der modifizierten Kreuzstichnaht nicht zu beobachten.

In 6 von 16 Untersuchungen der neuen Beugesehnnahht zeigte sich das Versagen des Knotens als Versagensmechanismus (37,50 %). In 5 von 16 Nahtversuchen mit angewendeter neuer Beugesehnnahht kam es zum Riss des Nahtmaterials (31,25 %). In weiteren 4 von 16 Untersuchungen kam es zum Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne (25,00 %). In einem Versuch (6,25 %) riss die Sehne aus der Klemme, jedoch erst nachdem es zur Spaltbildung und Nahtversagen gekommen war.

Der Ausriss der Sehne aus der Klemme stellte bei 16 von 16 nativen Sehnen (100%) den Versagensmechanismus dar.

4.2 Ergebnisse der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung

Die Auswertung der durchgeführten Versuche erfolgte mittels digitaler Videoaufzeichnung, Fotos und der aufgezeichneten Messwerte der Universalprüfmaschine.

Als Spaltbildung wurde ein durchgängiger sichtbarer Abstand von 1 mm (bzw. 2 mm, 3 mm, 1 cm) mittels Millimeterpapier definiert. Der Zeitpunkt der Spaltbildung wurde mit den durch die Universalprüfmaschine gemessenen Daten der Kraft/ Zeit Kurve verglichen.

Da der Versagensmechanismus der nativen Sehnen in 16 von 16 Versuchen den Ausriss der Sehne aus der Klemme darstellte, kam es zu keiner Zeit zu einer Spaltbildung.

4.2.1 Zechnernaht

Deskriptive Statistik

Zechnernaht	Kraft (N) bei 1 mm Spalt	Kraft (N) bei 2 mm Spalt	Kraft (N) bei 3 mm Spalt	Kraft (N) bei 1 cm Spalt
Mittelwert	14,59	18,26	20,69	15,31
Standardabweichung	8,56	10,52	8,80	13,39
MW - 2S	-2,54	-2,78	3,08	-11,46
MW + 2S	31,71	39,30	38,29	42,08
1. Quartil	6,29	9,02	14,62	3,82
Median	15,20	18,97	20,23	13,40
3. Quartil	18,95	22,44	26,09	29,95
Minimum	2,01	3,77	5,74	0,18
Maximum	33,16	43,82	36,73	38,37

Tabelle 5: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1 cm Spalt für die Zechnernaht. Dargestellt sind der Mittelwert, die Standardabweichungen, der Mittelwert \pm 2 Standardabweichungen, der Median, das 1. und 3. Quartil sowie das Minimum und das Maximum der Kraft (N) bei unterschiedlicher Spaltbildung.

Die oben aufgeführte Tabelle zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1 cm Spalt für die Zechnernaht.

Der Median bei einer Spaltbildung von 1 mm beträgt 15,20 N. Die untere Quartilsgrenze beträgt 6,29 N (1. Quartil) und das obere Quartil 18,95 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft bei 1 mm Spaltbildung beträgt 2,01 N, das Maximum 33,16 N und der Mittelwert beträgt 14,59 N \pm 8,56 N (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei -2,54 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 31,71 mm.

Der Median bei aufgetretener Spaltbildung von 2 mm beträgt 18,97 N. Die untere Quartilsgrenze (1. Quartil) beträgt 9,02 N, die obere Quartilsgrenze (3. Quartil) 22,44 N. Die minimalste Kraft bei Spaltbildung von 2 mm beträgt 3,77 N, die maximalste Kraft bei einem 2 mm Spalt beträgt 43,82 N und der Mittelwert der Kraft $18,26 \text{ N} \pm 10,52 \text{ N}$ (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei -2,78 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 39,30 mm.

Der Median bei einer Spaltbildung von 3 mm beträgt 20,23 N. Das 1. Quartil beträgt 14,62 N, das 3. Quartil 26,09 N. Die minimalste Kraft beträgt 5,74 N, die maximalste Kraft 36,73 N. Der Mittelwert der Kraft beträgt $20,69 \text{ N} \pm 8,80 \text{ N}$ (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei 3,08 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 38,29 mm.

Bei einer 1 cm Spaltbildung beträgt der Median 13,40 N. Die untere Quartilsgrenze (1. Quartil) beträgt 3,82 N, die obere Quartilsgrenze (3. Quartil) 29,95 N. Die minimalste Kraft bei einer Spaltbildung von 1 cm beträgt 0,18 N, die maximalste Kraft 38,37 N. Der Mittelwert der Kraft beträgt $15,31 \text{ N} \pm 13,39 \text{ N}$ (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei -11,46 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 42,08 mm.

4.2.2 Modifizierte Kreuzstichnaht

Deskriptive Statistik

Kreuzstichnaht	Kraft (N) bei 1 mm Spalt	Kraft (N) bei 2 mm Spalt	Kraft (N) bei 3 mm Spalt	Kraft (N) bei 1 cm Spalt
Mittelwert	10,39	15,94	25,35	54,98
Standardabweichung	8,78	10,87	12,05	17,60
MW - 2S	-7,17	-5,78	1,25	19,78
MW + 2S	27,95	37,67	49,45	90,17
1. Quartil	2,63	6,20	12,15	46,40
Median	9,02	16,79	27,11	62,30
3. Quartil	15,03	23,49	33,98	67,73
Minimum	0,44	1,80	7,06	10,94
Maximum	27,63	35,73	44,53	76,39

Tabelle 6: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1 cm Spalt für die modifizierte Kreuzstichnaht. Dargestellt sind der Mittelwert, die Standardabweichungen, der Mittelwert \pm 2 Standardabweichungen, der Median, das 1. und 3. Quartil sowie das Minimum und das Maximum der Kraft (N) bei unterschiedlicher Spaltbildung.

Die oben aufgeführte Tabelle zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1 cm Spalt für die modifizierte Kreuzstichnaht.

Bei einer Spaltbildung von 1 mm beträgt der Median 9,02 N. Die untere Quartilsgrenze (1. Quartil) beträgt 2,63 N und die obere Quartilsgrenze 15,03 N (3.Quartil). Das Minimum der Kraft bei 1 mm Spaltbildung beträgt 0,44 N und das Maximum 27,63 N. Der Mittelwert der Kraft bei 1 mm Spaltbildung beträgt 10,39 N \pm 8,78 N (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen beträgt - 7,17 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 27,95 mm.

Bei einem 2 mm Spalt beträgt der Median 16,79 N. Das untere Quartil (1. Quartil) beträgt 6,20 N, das obere Quartil (3. Quartil) 23,49 N. Die minimalste Kraft bei Spaltbildung von 2 mm beträgt 1,80 N, die maximalste Kraft bei einem 2 mm Spalt 35,73 N und der Mittelwert der Kraft beträgt $15,94 \text{ N} \pm 10,87 \text{ N}$ (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei -5,78 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 37,67 mm.

Der Median bei einer Spaltbildung von 3 mm beträgt 27,11 N. Das 1. Quartil beträgt 12,15 N, das 3. Quartil 33,98 N. Die minimalste Kraft beträgt 7,06 N, die maximalste Kraft 44,53 N. Bei einer Spaltbildung von 3 mm beträgt der Mittelwert der Kraft $25,35 \text{ N} \pm 12,05 \text{ N}$ (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei 1,25 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 49,45 mm.

Der Median bei einem 1 cm breiten Spalt beträgt 62,30 N. Die untere Quartilsgrenze (1. Quartil) beträgt 46,40 N, die obere Quartilsgrenze (3. Quartil) 67,73 N. Die minimalste Kraft bei einer Spaltbildung von 1 cm beträgt 10,94 N, die maximalste Kraft 76,39 N. Der Mittelwert der Kraft bei einer 1 cm Spaltbildung beträgt $54,98 \text{ N} \pm 17,60 \text{ N}$ (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei 19,78 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 90,17 mm.

4.2.3 Die primäre Beugeschnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten

Deskriptive Statistik

Neue Beugeschnennaht	Kraft (N) bei 1 mm Spalt	Kraft (N) bei 2 mm Spalt	Kraft (N) bei 3 mm Spalt	Kraft (N) bei 1 cm Spalt
Mittelwert	10,08	18,92	32,05	54,43
Standardabweichung	6,71	10,23	11,45	22,20
MW - 2S	-3,34	-1,54	9,14	10,03
MW + 2S	23,49	39,37	54,95	98,82
1. Quartil	3,59	11,53	21,54	32,69
Median	10,79	17,35	32,83	58,41
3. Quartil	14,86	24,71	40,95	71,74
Minimum	1,31	6,18	16,48	24,02
Maximum	22,34	39,56	52,52	98,19

Tabelle 7: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1 cm Spalt für die primäre Beugeschnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten. Dargestellt sind der Mittelwert, die Standardabweichungen, der Mittelwert ± 2 Standardabweichungen, der Median, das 1. und 3. Quartil sowie das Minimum und das Maximum der Kraft (N) bei unterschiedlicher Spaltbildung.

Die oben aufgeführte Tabelle zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1 cm Spalt für die primäre Beugeschnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten.

Der Median bei einer Spaltbildung von 1 mm beträgt 10,79 N. Die untere Quartilsgrenze (1. Quartil) beträgt 3,59 N und die obere Quartilsgrenze 14,86 N (3. Quartil). Das Minimum der Kraft bei 1 mm Spaltbildung beträgt 1,31 N und das Maximum 22,34 N. Der Mittelwert der Kraft bei 1 mm Spaltbildung beträgt 10,08 N $\pm 6,71$ N (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei -3,34 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 23,49 mm.

Der Median bei einem Spalt von 2 mm Abstand beträgt 17,35 N. Das untere Quartil (1. Quartil) beträgt 11,53 N, das obere Quartil (3. Quartil) 24,71 N. Die minimalste Kraft bei Spaltbildung von 2 mm beträgt 6,18 N, die maximalste Kraft bei einem 2 mm Spalt 39,56 N. Der Mittelwert der Kraft bei aufgetretener Spaltbildung von 2 mm beträgt $18,92 \text{ N} \pm 10,23 \text{ N}$ (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei -1,54 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 39,37 mm.

Bei einer Spaltbildung von 3 mm beträgt der Median 32,83 N. Das 1. Quartil beträgt 21,54 N, das 3. Quartil 40,95 N. Die minimalste Kraft beträgt 16,48 N, die maximalste Kraft 52,52 N. Der Mittelwert der Kraft bei einer 3 mm Spaltbildung beträgt $32,05 \text{ N} \pm 11,45 \text{ N}$ (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei 9,14 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 54,95 mm.

Der Median bei einer Spaltbildung von 1 cm beträgt 58,41 N. Die untere Quartilsgrenze (1. Quartil) beträgt 32,69 N, die obere Quartilsgrenze (3. Quartil) 71,74 N. Die minimalste Kraft bei einer Spaltbildung von 1 cm beträgt 24,02 N, die maximalste Kraft 98,19 N. Der Mittelwert der Kraft bei einer 1 cm Spaltbildung beträgt $54,43 \text{ N} \pm 22,20 \text{ N}$ (Standardabweichung). Der Mittelwert minus zwei Standardabweichungen liegt bei 10,03 mm, der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen beträgt 98,82 mm.

4.2.4 Zusammenfassende Darstellung der Versuche zur Kraft bei Spaltbildung

Deskriptive Statistik

Nahhtechnik		Kraft (N) bei 1 mm Spalt	Kraft (N) bei 2 mm Spalt	Kraft (N) bei 3 mm Spalt	Kraft (N) bei 1cm Spalt
Zechner- naht	Median	15,20	18,97	20,23	13,40
	1. Quartil	6,28	9,02	14,62	3,82
	3. Quartil	18,95	22,44	26,09	29,95
Kreuzstich- naht	Median	9,02	16,79	27,11	62,30
	1. Quartil	2,61	6,20	12,15	46,40
	3. Quartil	15,03	23,49	33,98	67,73
Neue Beuge- sehnennaht	Median	10,79	17,35	32,83	58,41
	1. Quartil	3,59	11,53	21,54	32,69
	3. Quartil	14,86	24,71	40,95	71,74

Tabelle 8: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1 cm Spalt getrennt nach den drei Nahhtechniken. Dargestellt sind der Median, das 1. und 3. Quartil.

Die oben aufgeführte Tabelle zeigt zusammenfassend die Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1 cm Spalt getrennt nach den drei Nahhtechniken.

Der Median bei einer Spaltbildung von 1 mm beträgt bei der Zechernahht 15,20 N, das 1. Quartil beträgt 6,28 N und das 3. Quartil 18,95 N.

Bei der modifizierte Kreuzstichnaht beträgt der Median bei der Bildung eines 1 mm Spaltes 9,02 N, das erste Quartil liegt bei 2,61 N, das 3. Quartil bei 15,03 N.

Bei einer 1 mm Spaltbildung beträgt der Median der neuen Beugesehnennaht 10,79 N, das 1. Quartil 3,59 N und das 3. Quartil 14,86 N.

Der Median bei einer Spaltbildung von 2 mm beträgt bei der Zechernahht 18,97 N, das 1. Quartil 9,02 N, das 3. Quartil 22,44 N.

Bei der modifizierten Kreuzstichnaht sowie einer Spaltbildung von 2 mm beträgt der Median 16,79 N, das 1. Quartil 6,20 N und das 3. Quartil 23,49 N.

Der Median der neuen Beugesehennaht beträgt bei einem 2 mm Spalt 17,35 N, das 1. Quartil beträgt 11,53 N, das 3. Quartil 24,71 N.

Der Median bei einer Spaltbildung von 3 mm beträgt bei der Zechnernaht 20,23 N, das 1. Quartil beträgt 14,62 N und das 3. Quartil 26,09 N.

Bei einer Spaltbildung von 3 mm beträgt der Median der modifizierten Kreuzstichnaht 27,11 N, das 1. Quartil 12,15 N und das 3. Quartil 33,98 N.

Bei der neuen Beugesehennaht beträgt der Median bei einer Spaltbildung von 3 mm 32,83 N, das 1. Quartil 21,54 N und das 3. Quartil 40,95 N.

Der Median bei einem Sehnenspalt von 1 cm beträgt bei der Zechnernaht 13,40 N, das 1. Quartil beträgt 3,82 N, das 3. Quartil 29,95 N.

Bei der modifizierten Kreuzstichnaht beträgt der Median bei einem 1 cm Spalt 62,30 N, das 1. Quartil beträgt 46,40 N, das 3. Quartil 67,73 N.

Bei einer Spaltbildung von 1 cm beträgt der Median der neuen Beugesehennaht 58,41 N, das 1. Quartil beträgt 32,69 N, das 3. Quartil 71,74 N.

4.2.4.1 Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistik

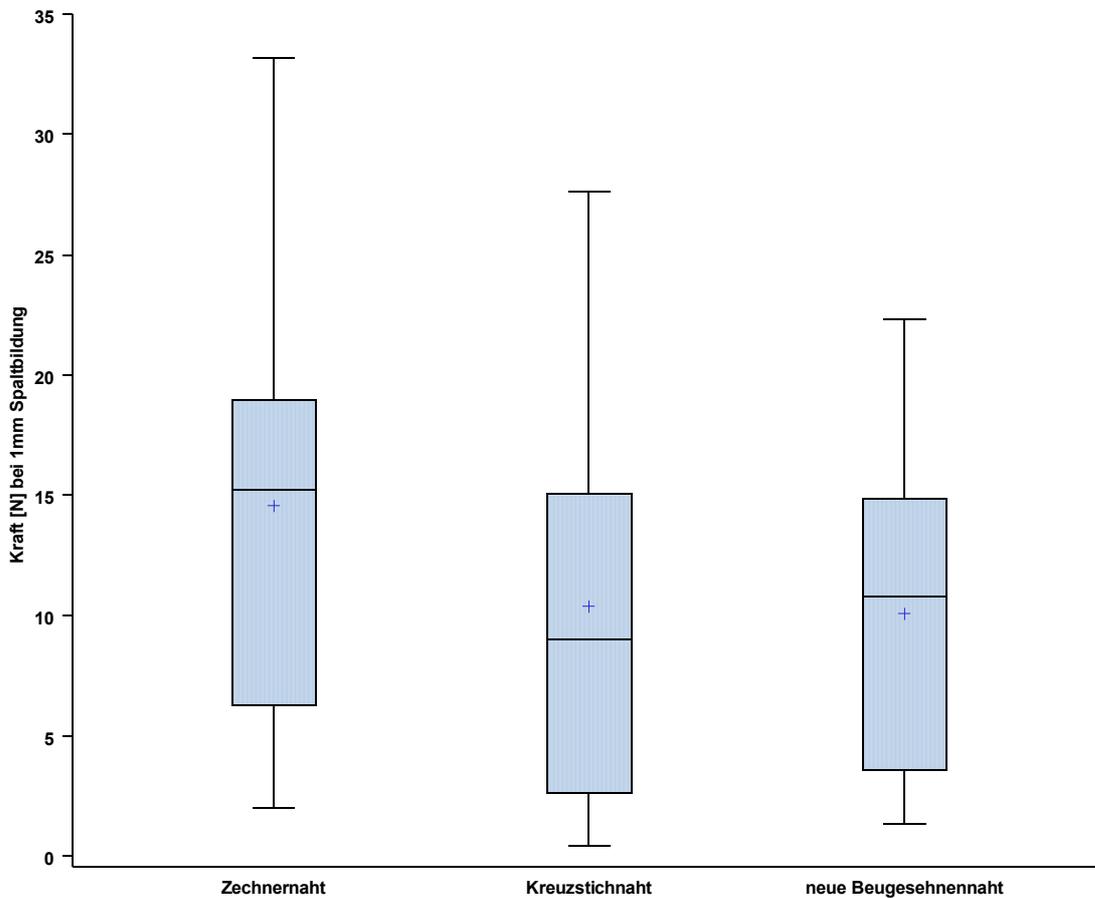


Abbildung 35: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken. Deutlich erkennbar ist eine nötige größere Kraftereinwirkung bis zur Spaltbildung von 1 mm bei der Zechernaht im Vergleich zur modifizierten Kreuzstichnaht und der neuen Beugesehennaht. Bei diesen Nähten bedarf es einer ca. gleich großen Kraftereinwirkung bis zur Bildung eines 1 mm Spaltes.

Die oben aufgeführte Abbildung zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken.

Wie aus den oben beschriebenen Messwerten und der aufgeführten Abbildung ersichtlich, ist die auf die Sehnen einwirkende Kraft bei einer Spaltbildung von 1 mm bei der Zechernaht (Mittelwert 14,59 N \pm 8,56 N, Min: 2,01 N, Max: 33,16 N, Median: 15,20 N, 1. Quartil: 6,29 N, 3. Quartil: 18,95 N) am größten. Um einen 1 mm breiten Spalt zu erzeugen, ist bei der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 10,39 N \pm 8,78 N, Min: 0,44 N, Max: 27,63 N, Median: 9,02 N, 1. Quartil: 2,63 N, 3. Quartil: 15,03) sowie bei der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 10,08 N \pm 6,71 N,

Min: 1,31 N, Max: 22,34 N, Median: 10,79 N, 1. Quartil: 3,59 N, 3. Quartil: 14,86 N) ein geringerer, fast identischer Kraftaufwand nötig.

Inferenzstatistik

Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-H-Tests sowie eines Anschluss-tests konnte aufgezeigt werden, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den unterschiedlichen Nahttechniken in Hinsicht auf die Kraft bei 1 mm Spalt besteht (p Kruskal-Wallis-H-Test = 0.184).

Eine Gegenüberstellung der Zechernnaht (Mittelwert 14,59 N \pm 8,56 N, Min: 2,01 N, Max: 33,16 N, Median: 15,20 N, 1. Quartil: 6,29 N, 3. Quartil: 18,95 N) und der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 10,39 N \pm 8,78 N, Min: 0,44 N, Max: 27,63 N, Median: 9,02 N, 1. Quartil: 2,63 N, 3. Quartil: 15,03 N) konnte im Anschluss-test keinen Unterschied in Bezug auf die Kraft bei 1 mm Spaltbildung zeigen.

Im Anschluss-test ergab sich ebenfalls kein Unterschied bezüglich der Kraft bei 1 mm Spaltbildung in der Gegenüberstellung der Zechernnaht (Mittelwert 14,59 N \pm 8,56 N, Min: 2,01 N, Max: 33,16 N, Median: 15,20 N, 1. Quartil: 6,29 N, 3. Quartil: 18,95 N) und der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 10,08 N \pm 6,71 N, Min: 1,31 N, Max: 22,34 N, Median: 10,79 N, 1. Quartil: 3,59 N, 3. Quartil: 14,86 N).

Auch die Gegenüberstellung der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 10,39 N \pm 8,78 N, Min: 0,44 N, Max: 27,63 N, Median: 9,02 N, 1. Quartil: 2,63 N, 3. Quartil: 15,03) und der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 10,08 N \pm 6,71 N, Min: 1,31 N, Max: 22,34 N, Median: 10,79 N, 1. Quartil: 3,59 N, 3. Quartil: 14,86 N) erbrachte in Bezug auf die Spaltbildung von 1 mm keinen Unterschied im Anschluss-test.

4.2.4.2 Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistik

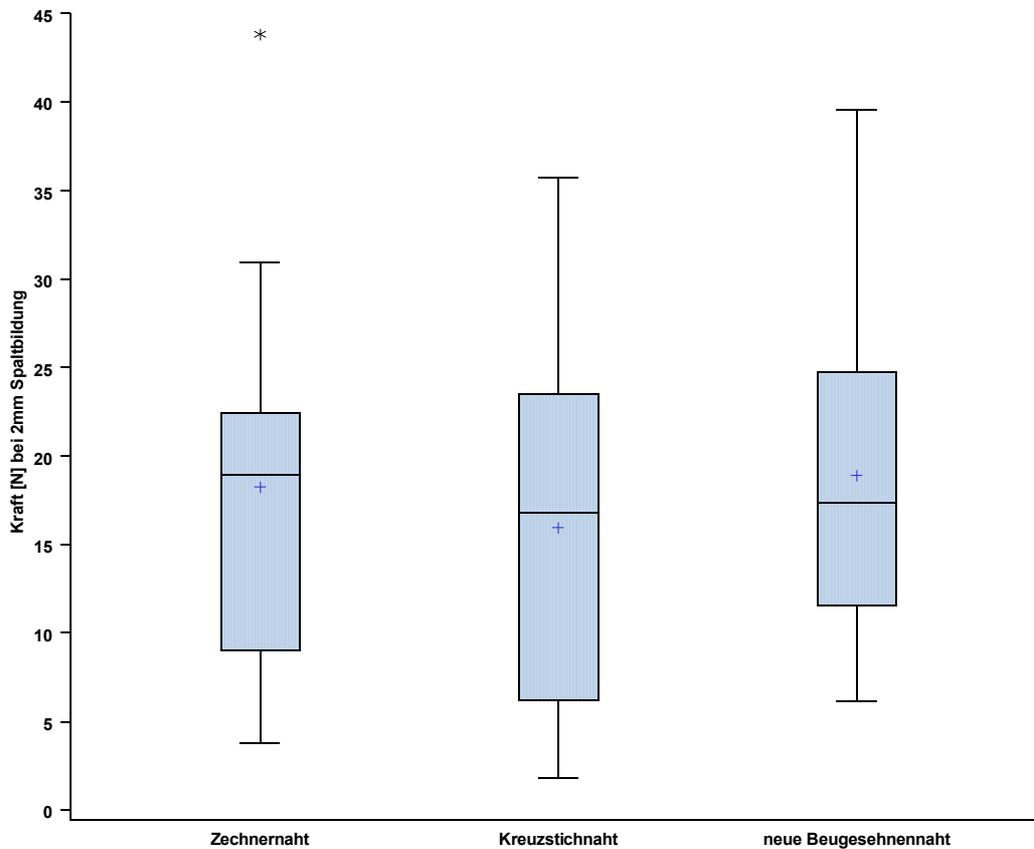


Abbildung 36: Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken. Erkennbar ist ein relativ ähnliches Krafniveau bis zum Auftreten eines 2 mm Spaltes der drei Nahttechniken.

Die oben aufgeführte Abbildung zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken.

Um einen 2 mm weiten Spalt hervorzurufen bedarf es bei der Zechernaht (Mittelwert 18,26 N \pm 10,52 N, Min: 3,77 N, Max: 43,82 N, Median: 18,97 N, 1. Quartil: 9,02 N, 3. Quartil: 22,44 N) sowie der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 18,92 N \pm 10,23 N, Min: 6,18 N, Max: 39,56 N, Median: 17,35 N, 1. Quartil: 11,53 N, 3. Quartil: 24,71 N) geringfügig größerer Kräfte als bei der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 15,94 N \pm 10,87 N, Min: 1,80 N, Max: 35,73 N, Median: 16,79 N, 1. Quartil: 6,20 N, 3. Quartil: 23,49 N).

Inferenzstatistik

Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-H-Tests sowie eines Anschluss-tests konnte aufgezeigt werden, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Nahttechniken in Hinsicht auf die Kraft bei 2 mm Spalt besteht (p Kruskal-Wallis-H-Test = 0.6196).

Eine Gegenüberstellung der Zechernnaht (Mittelwert 18,26 N \pm 10,52 N, Min: 3,77 N, Max: 43,82 N, Median: 18,97 N, 1. Quartil: 9,02 N, 3. Quartil: 22,44 N) und der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 15,94 N \pm 10,87 N, Min: 1,80 N, Max: 35,73 N, Median: 16,79 N, 1. Quartil: 6,20 N, 3. Quartil: 23,49 N) konnte im Anschluss-test keinen Unterschied in Bezug auf die Kraft bei 2 mm Spaltbildung zeigen.

Auch die Gegenüberstellung der Zechernnaht (Mittelwert 18,26 N \pm 10,52 N, Min: 3,77 N, Max: 43,82 N, Median: 18,97 N, 1. Quartil: 9,02 N, 3. Quartil: 22,44 N) und der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 18,92 N \pm 10,23 N, Min: 6,18 N, Max: 39,56 N, Median: 17,35 N, 1. Quartil: 11,53 N, 3. Quartil: 24,71 N) in Bezug auf die Kraft bei einer 2 mm Spaltbildung zeigte im Anschluss-test keinen Unterschied.

Ebenso ergab der Anschluss-test hinsichtlich der Kraft bei 2 mm Spaltbildung keinen Unterschied zwischen der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 15,94 N \pm 10,87 N, Min: 1,80 N, Max: 35,73 N, Median: 16,79 N, 1. Quartil: 6,20 N, 3. Quartil: 23,49 N) und der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 18,92 N \pm 10,23 N, Min: 6,18 N, Max: 39,56 N, Median: 17,35 N, 1. Quartil: 11,53 N, 3. Quartil: 24,71 N).

4.2.4.3 Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung

Deskriptive Statistik

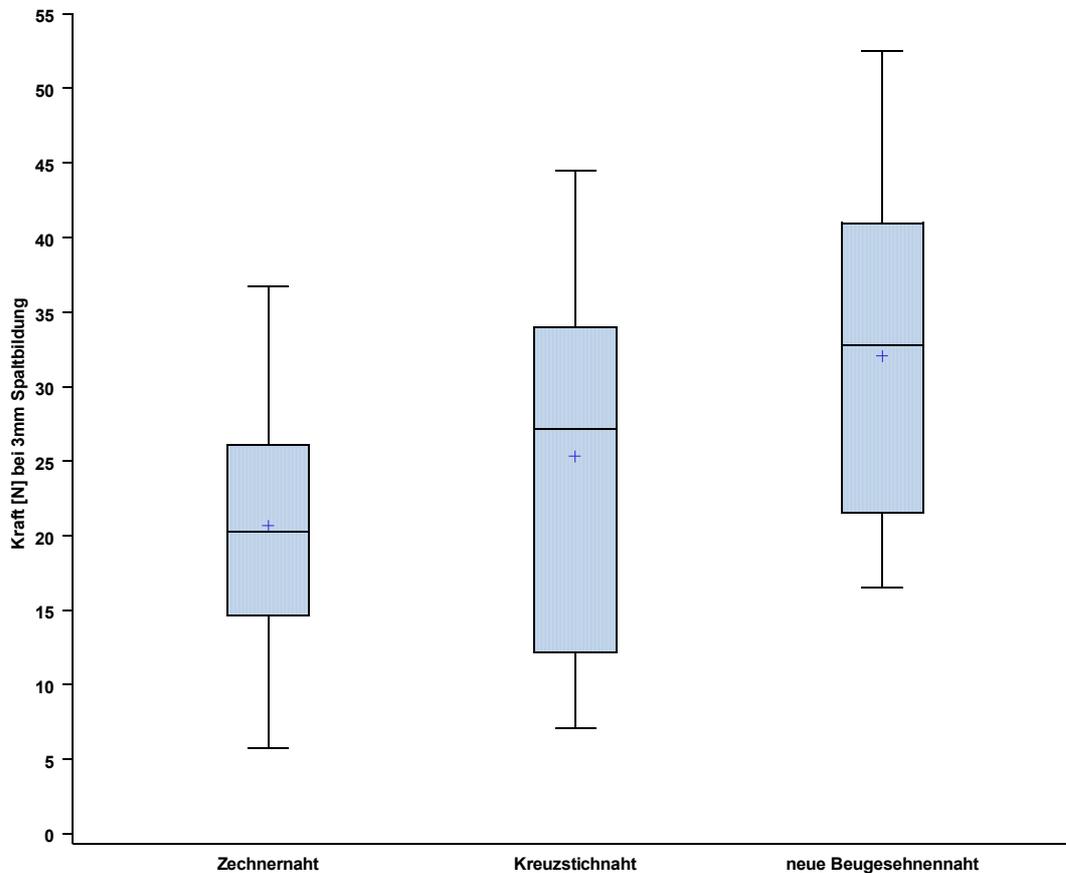


Abbildung 37: Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken. Deutlich sichtbar ist ein größerer Kraftaufwand um bei der neuen Beugesehennaht einen 3 mm Spalt zwischen den Sehnenstümpfen zu erzielen. Dieser wird bei der Zechernaht bereits bei geringen Kräften sichtbar.

Die oben aufgeführte Abbildung zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken.

Um einen Abstand der Sehnenstümpfe von 3 mm zu erzielen, ist bei der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 32,05 N \pm 11,45 N, Min: 16,48 N, Max: 52,52 N, Median: 32,83 N, 1. Quartil: 21,54 N, 3. Quartil: 40,95 N) der größte Kraftaufwand erforderlich. Bei dieser Spaltbildung von 3 mm wirken sowohl bei der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 25,35 N \pm 12,05 N, Min: 7,06 N, Max: 44,53 N, Median: 27,11 N, 1. Quartil: 12,15 N, 3. Quartil: 33,98 N) als auch bei der Zechernaht (Mittelwert 20,69 N \pm 8,80 N, Min: 5,74 N, Max: 36,73 N, Median: 20,23 N, 1. Quartil: 14,62 N, 3. Quartil: 26,09 N) absteigend geringere Kräfte.

Inferenzstatistik

Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-H-Tests konnte aufgezeigt werden, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den unterschiedlichen Nahttechniken in Hinsicht auf die Kraft bei einem 3 mm Spalt besteht (p Kruskal-Wallis-H-Test = 0.0307).

Eine Gegenüberstellung der Zechnernaht (Mittelwert 20,69 N \pm 8,80 N, Min: 5,74 N, Max: 36,73 N, Median: 20,23 N, 1. Quartil: 14,62 N, 3. Quartil: 26,09 N) und der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 32,05 N \pm 11,45 N, Min: 16,48 N, Max: 52,52 N, Median: 32,83 N, 1. Quartil: 21,54 N, 3. Quartil: 40,95 N) in Bezug auf die Kraft bei einer Spaltbildung von 3 mm zeigte im Anschlussstest einen Unterschied.

Allerdings konnte eine Gegenüberstellung der Zechnernaht (Mittelwert 20,69 N \pm 8,80 N, Min: 5,74 N, Max: 36,73 N, Median: 20,23 N, 1. Quartil: 14,62 N, 3. Quartil: 26,09 N) und der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 25,35 N \pm 12,05 N, Min: 7,06 N, Max: 44,53 N, Median: 27,11 N, 1. Quartil: 12,15 N, 3. Quartil: 33,98 N) im Anschlussstest keinen Unterschied in Bezug auf die Kraft bei 3 mm Spaltbildung zeigen.

Auch ergab der Anschlussstest in der Gegenüberstellung der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 25,35 N \pm 12,05 N, Min: 7,06 N, Max: 44,53 N, Median: 27,11 N, 1. Quartil: 12,15 N, 3. Quartil: 33,98 N) und der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 32,05 N \pm 11,45 N, Min: 16,48 N, Max: 52,52 N, Median: 32,83 N, 1. Quartil: 21,54 N, 3. Quartil: 40,95 N) keinen Unterschied bezüglich der Kraft bei 3 mm Spaltbildung.

4.2.4.4 Kraft (N) bei 1 cm Spaltbildung

Deskriptive Statistik

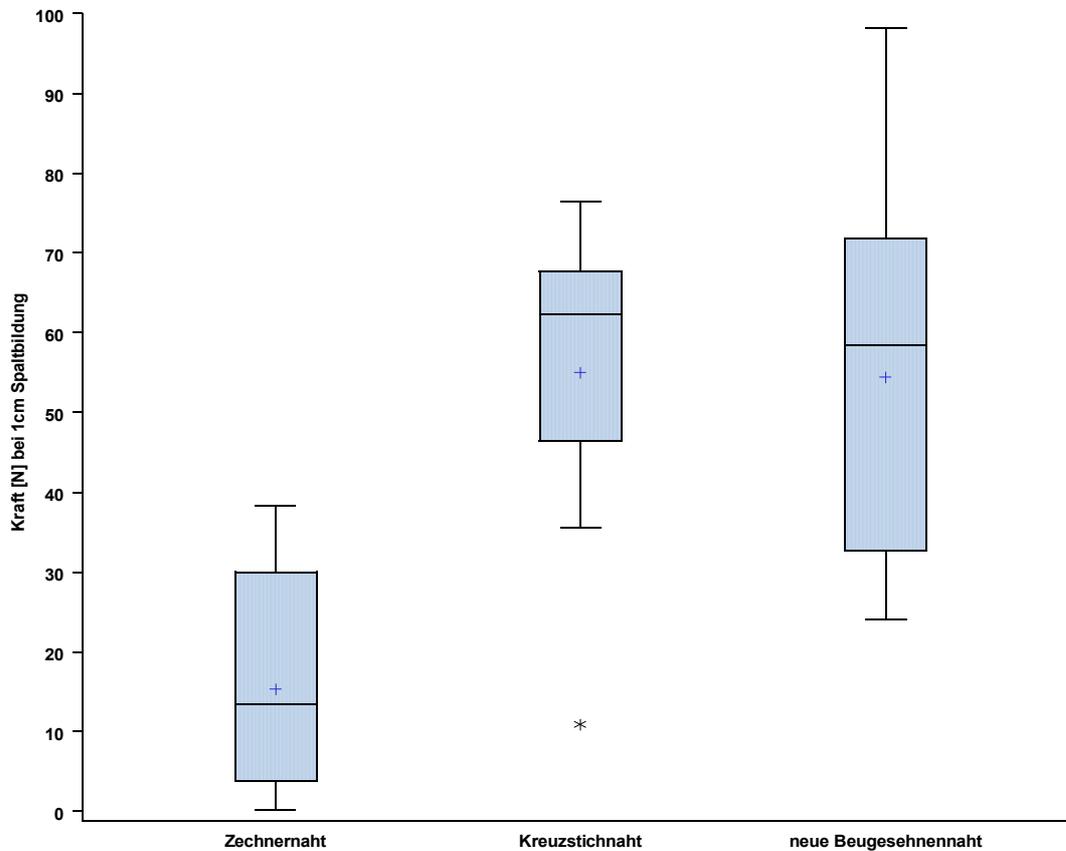


Abbildung 38: Verteilung der Kraft (N) bei 1 cm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken. Deutlich erkennbar ist ein bereits geringer Kraftaufwand zur Erzielung eines 1 cm breiten Spaltes bei der Zechernaht. Um eine solche Spaltbildung zu erreichen, bedarf es bei der modifizierten Kreuzstichnaht und der neuen Beugesehennaht vielfach höherer Kräfte.

Die oben aufgeführte Abbildung zeigt die Verteilung der Kraft (N) bei 1 cm Spaltbildung getrennt nach den drei Nahttechniken.

Bereits bei geringen Kräften kommt es bei der Zechernaht (Mittelwert 15,31 N \pm 13,39 N, Min: 0,18 N, Max: 38,37 N, Median: 13,40 N, 1. Quartil: 3,82 N, 3. Quartil: 29,95 N) zu einer Spaltbildung von 1 cm. Diese Spaltbildung lässt sich bei der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 54,98 N \pm 17,60 N, Min: 10,94 N, Max: 76,39 N, Median: 62,30 N, 1. Quartil: 46,40 N, 3. Quartil: 67,73 N) sowie der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 54,43 N \pm 22,20 N, Min: 24,02 N, Max: 98,19 N, Median: 58,41 N, 1. Quartil: 32,69 N, 3. Quartil: 71,74 N) erst bei sehr viel größeren Kräften erzielen.

Inferenzstatistik

Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-H-Tests konnte aufgezeigt werden, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Nahttechniken in Hinsicht auf die Kraft bei einem 1 cm Spalt besteht (p Kruskal-Wallis-H-Test < 0.001).

Auch im Anschlussstest konnte bei der Gegenüberstellung der Zechnernaht (Mittelwert 15,31 N \pm 13,39 N, Min: 0,18 N, Max: 38,37 N, Median: 13,40 N, 1. Quartil: 3,82 N, 3. Quartil: 29,95 N) und der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 54,98 N \pm 17,60 N, Min: 10,94 N, Max: 76,39 N, Median: 62,30 N, 1. Quartil: 46,40 N, 3. Quartil: 67,73 N) in Bezug auf die Kraft bei einer Spaltbildung von 1 cm ein Unterschied aufgezeigt werden.

Ebenso ergab sich in der Gegenüberstellung der Zechnernaht (Mittelwert 15,31 N \pm 13,39 N, Min: 0,18 N, Max: 38,37 N, Median: 13,40 N, 1. Quartil: 3,82 N, 3. Quartil: 29,95 N) und der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 54,43 N \pm 22,20 N, Min: 24,02 N, Max: 98,19 N, Median: 58,41 N, 1. Quartil: 32,69 N, 3. Quartil: 71,74 N) bezüglich der Kraft bei einer Spaltbildung von 1 cm ein Unterschied.

Allerdings konnte dieser Unterschied im Anschlussstest bei der Gegenüberstellung der modifizierten Kreuzstichnaht (Mittelwert 54,98 N \pm 17,60 N, Min: 10,94 N, Max: 76,39 N, Median: 62,30 N, 1. Quartil: 46,40 N, 3. Quartil: 67,73 N) und der neuen Beugesehennaht (Mittelwert 54,43 N \pm 22,20 N, Min: 24,02 N, Max: 98,19 N, Median: 58,41 N, 1. Quartil: 32,69 N, 3. Quartil: 71,74 N) nicht reproduziert werden.

5 Diskussion

Die Durchtrennung der Beugesehnen der Hand ist eine oft mit Komplikationen verbundene Verletzung. Die Therapie der Wahl besteht in der operativen Adaption der Sehnenstümpfe.

Epidemiologie

Die Recherchen zur Häufigkeit von Beugesehnenverletzungen gestalteten sich allerdings schwierig: Basierend auf den ICD-10 Codes der Beugesehnenverletzungen, M 66.33: Spontanruptur von Beugesehnen des Unterarmes, M 66.34: Spontanruptur von Beugesehnen der Hand, S 56.0: Verletzungen von Beugemuskeln und –sehnen des Daumens in Höhe des Unterarmes, S 56.1: Verletzungen von Beugemuskeln und –sehnen eines oder mehrerer sonstiger Finger in Höhe des Unterarmes sowie S 65.7: Verletzungen mehrerer Muskeln und Sehnen in Höhe des Unterarmes, wurden die Kassenärztlichen Vereinigungen Deutschlands, die Berufsgenossenschaften, die Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, der GKV Spitzenverband sowie die großen Gesetzlichen Krankenkassen Deutschlands (AOK, IKK, BKK, LKK, Knappschaft) angefragt. Die übermittelten Daten halten einer repräsentativen Bewertung nicht stand. Um jedoch einen Einblick zu vermitteln, sollen beispielhaft die Daten des Wissenschaftlichen Instituts der AOK (WiDO) erwähnt werden: Im Jahr 2012 wurden demnach unter allen AOK-Versicherten Deutschlands 823 Fälle der genannten Hauptdiagnosen (ICD-10 Codes s. u.) im stationären Bereich registriert, was über alle Kassenarten, inklusive der Privaten Krankenkassen, geschätzte Kosten von rund 2,3 Millionen Euro verursachte. Im ambulanten Bereich wurden 625 Patienten mit den erwähnten Diagnosen erfasst. Hochgerechnet auf die „Wohnbevölkerung“ Deutschlands wurden 2056 Patienten mit den genannten Diagnosen im ambulanten Bereich geschätzt [Göpner-Reinecke, 2014].

Für das Jahr 2012 ermittelte der GKV Spitzenverband, der Zugriff auf die Daten aller Gesetzlichen Krankenkassen hat, 1300 Patienten mit den gesuchten Diagnosen [Krause, 2014].

Diese beispielhaft gezeigten Daten verdeutlichen, dass keine verifizierbare Aussage zur Häufigkeit der Beugesehnenverletzungen der Hand getroffen werden kann, die eine annähernde Verwertbarkeit zulässt.

Schöffl und Winkelmann konnten nachweisen, dass bei durchschnittlich 14-30 % der unfallchirurgischen Notfallpatienten Verletzungen der Hand Grund der ärztlichen

Konsultation waren, wobei 29 % der Handverletzungen den Sehnenverletzungen zuzuordnen waren und somit die zweithäufigste Verletzung der Hand darstellten [Schöffl und Winkelmann, 2010].

Rosberg und Mitarbeiter illustrierten, dass bei 41 % der von ihnen untersuchten Patienten die dominante Hand betroffen und hierbei am häufigsten die Flexor digitorum profundus Sehne (28 %) verletzt war [Rosberg et al, 2003]. Ursachen der Sehnenverletzungen stellten Schnittverletzungen durch Messer (46 %), Glas (26 %) sowie metallische Gegenstände (19 %) dar, die sich zu 30 % während der beruflichen Tätigkeit sowie zu 40 % im häuslichen Umfeld ereigneten [Rosberg et al., 2003]. Ergänzend dazu geht aus einer polnischen Studie von Trybus und Mitarbeitern hervor, dass 26,7 % aller Handverletzungen unter Alkoholeinfluss geschahen [Trybus et al., 2006].

Probleme und Anspruch an die Beugesehnennaht

Im Ergebnis der Durchtrennung der Beugesehnen der Hand ist die operative Adaption der Sehnenstümpfe der primäre Schritt der Therapie.

Extrinsische und intrinsische Heilungsvorgänge sowie die postoperative Nachbehandlung bestimmen den weiteren Verlauf. Hierbei können, neben dem immer vorhandenen Infektionsrisiko, Komplikationen wie Nahtdehiszenz und Adhäsionen auftreten [Schöffl und Winkelmann, 2010]. Ebenso stellen die anatomischen Gegebenheiten, insbesondere die verminderte Vaskularisation der Sehnen, ein Problem bei der Sehnenheilung dar. Der Anspruch an die Sehnennaht ist also hoch. Es muss eine übungsstabile Nahttechnik gefunden werden, die kräftig genug ist, den Zugbelastungen einer Sehne, vor allem bei frühfunktioneller Mobilisation, standzuhalten. Diese kontrollierte Mobilisation ist nötig, um Adhäsionen und Narbenbildung sowie extrinsische Heilung zu verhindern, die Ernährung der Sehne zu verbessern und die intrinsische Heilung zu fördern [Rust und Eckersley, 2008]. Ebenfalls muss die Naht eine mögliche Spaltbildung verhindern, da es während der inflammatorischen Sehnenheilungsphase zu einer Verminderung der Sehnenstärke um 10-60 % kommen kann und in dieser Phase die Sehnenstümpfe nur durch Fibrin und Blutgerinnsel verbunden sind [Rust und Eckersley, 2008]. Gleichzeitig sollte das Nahtmaterial innerhalb und auf der Sehne weder die Vaskularisation derselben, noch den Gleitmechanismus innerhalb der Sehnenscheide beeinträchtigen.

Das Ziel dieser Arbeit war es, etablierte Nahttechniken wie die Zechernaht, und die modifizierte Kreuzstichnaht mit der primäre Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfnoten in Bezug auf ihre biomechanischen Eigenschaften wie Belastbarkeit, Spaltbildung bei 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1 cm sowie den Versagensmechanismus der Naht zu vergleichen. Weiterhin galt es zu untersuchen, ob die neue Beugesehennaht den hohen Anforderungen einer übungsstabilen Beugesehennaht gerecht werden, den Kräften bei frühfunktioneller Mobilisation standhalten und im klinischen Alltag Anwendung finden kann.

Biomechanische Untersuchungen an Beugesehnen zur Testung neuer Nahttechniken sind in der Literatur ein weit verbreitetes Thema. So existieren zahlreiche Studien, die sich in vielerlei Hinsicht voneinander unterscheiden. Da aktuell keine allgemein gültigen, definierten Standards für experimentelle Untersuchungen an Beugesehennähten vorliegen, ist ein objektiver Vergleich sowie die Bewertung der vorliegenden Studienergebnisse schwierig. Savage sprach sich für standardisierte Ausgangsbedingungen mit beispielsweise definiertem Tiermodell oder standardisierten Zugversuchen aus, um eine bessere Vergleichbarkeit der verschiedenen Untersuchungsergebnisse zu ermöglichen [Savage, 2014].

Ein Aspekt der Diskussion um standardisierte Ausgangsbedingungen für die experimentelle Untersuchung verschiedener Nahttechniken an Beugesehnen sollte die Wahl des Tiermodells sein.

Beispielsweise führten Ketchum sowie Gelberman und Mitarbeiter ihre Untersuchungen an Hundesehnen durch, während Al-Qattan und Mitarbeiter Schafsehnen benutzten [Ketchum et al., 1977; Gelberman et al., 1999; Al-Qattan et al., 2011].

In den hier vorliegenden Untersuchungen wurde das Schwein als Tiermodell definiert. Die morphologischen und biomechanischen Ähnlichkeiten humaner und porciner Sehnen sind in der Literatur mehrfach belegt [Viinikainen et al., 2004; Cao und Tang, 2005; Smith et al., 2005; Brockardt et al., 2009; Hausmann et al., 2009; Havulinna et al., 2011; Zetlitz et al., 2012].

Die eigens für die vorliegenden Untersuchungen angefertigten histologischen Vergleiche humaner und porciner Sehnen bestätigen die Wahl des Tiermodells.

Obgleich in Studien von Smith, Hausmann, Zetlitz und deren Mitarbeitern porcine Flexoresehnen als Vergleichsmodell zu humanen Sehnen herangezogen wurden [Smith et al., 2005; Hausmann et al., 2009; Zetlitz et al., 2012], fiel die Auswahl bei den

vorliegenden Untersuchungen auf die porcinen Extensorensehnen. Diese entsprechen in ihrem Durchmesser den humanen Beugesehnen und bieten daher eine bessere Übertragbarkeit der Ergebnisse auf den Menschen [Viinikainen et al., 2004; Havulinna et al., 2011].

Ein weiterer Aspekt der oben genannten Standardisierung kann die Entscheidung für ein Nahtmaterialmodell sein. Hierbei gilt es unter anderem zwischen der Verwendung von monofilen und polyfilen Nahtmaterialien zu unterscheiden. Becker verwand zur Adaption seiner Naht das monofile Nahtmaterial Prolene® der Stärke 6-0 oder 7-0 und auch Cao und Tang sowie Hausmann entschieden sich für monofiles Nahtmaterial. Sie benutzten Ethilon® der Stärke 4-0 [Becker, 1978; Cao und Tang, 2005; Hausmann et al., 2009]. Der Vorteil des monofilen Nahtmaterials liegt vor allem in der glatten Oberfläche und der damit reibungsarmen Fadenführung innerhalb der Sehne während des Nähens [Ethicon, 2014]. In anderen Studien kommt jedoch polyfiles Nahtmaterial zur Anwendung. So beispielsweise bei Aoki und Mitarbeitern, die Ethibond® der Stärke 4-0 verwanden sowie bei Havulinna und Mitarbeitern, die mit beschichtetem, geflochtenen Polyester der Stärke 4-0 arbeiteten. Durch die geflochtene Oberflächenstruktur des Fadens gleitet dieser zwar nicht reibungsfrei durch die Sehne, doch die rauere und damit vermehrte Oberflächenstruktur bietet einen besserer Knotensitz innerhalb der Sehne [Aoki et al., 1995; Ethicon, 2014; Havulinna et al., 2011].

Um eine hohe Zugfestigkeit und geringe Spaltbildung der Nähte zu erreichen, bedarf es eines Nahtmaterials, das kräftig genug ist den Zugbelastungen standzuhalten und gleichzeitig durch eine relativ glatte Oberfläche eine reibungsarme Fadenführung innerhalb der Sehne sowie einen sicheren Knotensitz ermöglicht. In den vorliegenden Untersuchungen fiel die Entscheidung auf den polyfilen, schlingenförmigen FiberLoop®, einen Faden aus der FiberWire® Reihe der Firma Arthrex (Naples, Florida, USA), da dieser, wie im Folgenden demonstriert, den genannten Kriterien entsprechen kann.

Aus nachfolgenden Studien geht hervor, dass der FiberLoop® der Nahtstärke 4-0 die Wiederherstellung der Kontinuität der Sehne optimal unterstützt [Cash et al., 2011]. Weiterhin ist die stärkere Zugfestigkeit des FiberLoop® Fadens im Vergleich zu anderen Nahtmaterialien wie Prolene®, Ethibond®, Nylon, geflochtenem Polyester, Vicryl® oder Supramid®, vielfach in der Literatur belegt [Lawrence und Davis, 2005; Najibi et al., 2010; Cash et al., 2011; Gan et al., 2012].

Scherman und Mitarbeiter konnten nachweisen, dass der FiberWire® Faden einen größeren Querschnitt als andere Nahtmaterialien der gleichen Größenkategorie aufwies [Scherman et al., 2010]. Dies wurde von Savage und Mitarbeitern jedoch als Vorteil verstanden, da dickeres Nahtmaterial auch stärker und weniger elastisch, somit belastbarer, sei [Savage, 2014]. Die ansonsten im biomechanischen Zusammenhang favorisierte Elastizität ist hier also kontraproduktiv und in Form der mangelnden Elastizität beim FiberWire® als vorteilhaft zu betrachten.

Ein weiteres Argument für die Wahl des FiberLoop® stellt der niedrige Reibungskoeffizient des Nahtmaterials dar [Silva et al., 2009]. Ein hoher Reibungskoeffizient bedingt einen erhöhten Gleitwiderstand der Sehne in der Sehnenscheide, was sich negativ auf den Heilungsprozess auswirkt. Silva und Mitarbeiter konnten bei der Gegenüberstellung der Nahtmaterialien FiberWire®, Ethibond® und Supramid® nachweisen, dass der FiberWire®, obwohl es sich um einen polyfilen Faden handelt, den geringsten Reibungskoeffizienten aufwies [Silva et al., 2009]. Der niedrige Reibungskoeffizient, vermutlich durch die feine Flechtung der Polyethylenhülle bedingt, kann möglicherweise auch die Ursache für die verminderte Knotenfestigkeit des FiberWire® darstellen [Silva et al., 2009].

So beklagten auch Waitayawinyu und Mitarbeiter die unbefriedigende knotenhaltende Eigenschaft des FiberWire® Fadens. In ihrer Studie stellte sich das Entwinden des Knotens als häufigster Versagensmechanismus der Naht dar. Die Zugstärke des FiberWire® Fadens sei nur durch eine erhöhte Anzahl von Knoten zu erreichen [Waitayawinyu et al., 2008]. Diese These wurde auch von Le und Mitarbeitern unterstützt, die mindestens sechs Knoten zur Verhinderung des Entwinden des Knotens empfahlen [Le et al, 2012]. Komatsu und Mitarbeiter konnten nachweisen, dass die Zugstärke des FiberWire® Fadens mit der Anzahl der Umschlingungen des Fadens anstieg. Dies bewirke allerdings einen voluminöseren Knoten, weshalb sie von der Verwendung dieses Nahtmaterials in der Nähe von Ringbändern abrieten [Komatsu et al., 2006].

Auch in den vorliegenden Untersuchungen wurde das Versagen des Knotens durch Entwinden des Fadens beobachtet. Durch diesen Mechanismus versagten 31,25 % der Zechernähte und jeweils 37,5 % der modifizierten Kreuzstichnähte sowie 37,5 % der neuen Beugesehennähte. Da der Knoten die schwächste Stelle der Naht darstellt [Komatsu et al, 2006], ist das Entwinden des Knotens eine Möglichkeit zur Entlastung der auf die Naht einwirkenden Zugkräfte. Bei dem sehr zugfesten FiberLoop® bzw.

FiberWire® und dessen geringen Reibungskoeffizienten ist das Versagen der Naht durch Entwinden des Knotens ein zu erwartendes Resultat.

Dieses Problem lässt sich durch die Erhöhung der Knotenanzahl oder die Anzahl der Umschlingungen des Fadens verbessern [Komatsu et al., 2006; Waitayawinyu et al., 2008; Le et al., 2012], wovon in den vorliegenden Untersuchungen allerdings Abstand genommen wurde, um nicht noch weitere beeinflussende Bedingungen zu schaffen.

Trotz seiner schwächeren knotenhaltenden Eigenschaften wurde der FiberLoop® als Nahtmaterial für die vorliegenden Untersuchungen definiert, da die in vitro nur auf die Kernnaht wirkenden Kräfte, die in den durchgeführten Untersuchungen zum Entwinden des Knotens führten, in der Realität kaum auftreten. Dies begründet sich in der Tatsache, dass eine in vivo durchgeführte Beugesehennaht aus einer Kern- und einer Ringnaht besteht [Geldmacher und Köckerling, 1991; Green, 2005], wodurch sich die Zugkräfte auf beide Nähte verteilen können und sich die auf die Kernnaht wirkende Kraft verringert.

Die Ringnaht feinadaptiert die Sehnenstümpfe. Diese, auch epitendinöse Naht genannt, soll nicht nur die Nahtstelle glätten und somit mögliche Adhäsionen verhindern, sondern auch die Spaltbildung minimieren und die Zugfestigkeit der Naht erhöhen [Wade et al., 1986; Greenwald et al., 1994; Diao et al., 1996; Kubota et al., 1996; Lotz et al., 1998; Moriya et al., 2010; Takeuchi et al., 2010; Savage, 2014]. Dy und Mitarbeiter konnten nachweisen, dass eine epitendinöse Naht das Risiko einer erneuten Operation um 84 % senkt [Dy et al., 2012]. Moriya und Mitarbeiter konnten in ihren Untersuchungen sogar zeigen, dass durch die Verwendung einer Ringnaht keine Spaltbildung zustande kam [Moriya et al., 2010].

Im Hinblick auf standardisierte Rahmenbedingungen für experimentelle Untersuchungen wäre daher eine Entscheidung bezüglich der Verwendung von Ringnähten zu diskutieren.

In den vorliegenden Untersuchungen wurde auf die zusätzliche Anwendung einer epitendinösen Ringnaht verzichtet, da die Untersuchung der Kernnähte, also der Zechernaht, der modifizierten Kreuzstichnaht sowie der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten, im Fokus stand.

Um die definierten biomechanischen Eigenschaften der neuen Beugesehennaht mit etablierten Kernnähten zu vergleichen, wurde die Entscheidung für die Zechernaht sowie die modifizierte Kreuzstichnaht getroffen.

Obgleich die Zechernaht eine 2-strängige Naht ist, die Beugesehnennaht mit Stichknoten allerdings 4-strängig ist, wurde die Zechernaht als Vergleichsnaht ausgewählt, da sie als eine der am häufigsten in Deutschland angewendeten Nahttechniken für Kernnähte gilt [Betz et al., 2013]. In der englischsprachigen Literatur wird die Kesslernaht, die in ihrer Fadenführung der Zechernaht entspricht und sich lediglich durch die Platzierung des Knotens zwischen den Sehnenstümpfen unterscheidet, als analoge Nahttechnik verwandt [Kessler, 1973; Rigó et al., 2012].

Die Vorteile der Zechernaht sind durch die Fadenführung des Nahtmaterials bedingt. Durch die geringe Menge an Nahtmaterial auf der Sehnenoberfläche werden erhöhte Reibung, Adhäsion und damit verbundene Heilungsstörungen verhindert. Des Weiteren wird die Sehne durch die 2-strängige Nahttechnik sowie die geringe Anzahl der Einstiche in die Sehne und die minimale Schlaufenbildung weniger stark traumatisiert als bei komplexen mehrsträngigen Nahttechniken [Al-Qattan et al., 2011].

Die 2-strängige Nahttechnik sowie die relativ einfache Fadenführung können jedoch ebenso als nachteilig betrachtet werden. In diversen Studien wurde die Erhöhung der Zugkraft durch die Anwendung 4- oder mehrsträngiger Nahttechniken belegt [Savage, 1985; Barrie et al., 2000; Brockardt et al., 2009]. Auch die vorliegenden Untersuchungsergebnisse stützen diese These. So versagt die Zechernaht schon bei geringeren Kräften (Median 36,29 N), während die 4-strängige Kreuzstichnaht (Median 75,30 N) und die Beugesehnennaht mit Stichknoten (Median 64,26 N) erst bei größeren Kräften reißen.

Die Videoaufnahmen der Zugversuche belegen wie das Experiment selbst, dass es bei der Zechernaht zu einem Rafften der Sehne bzw. Abschnüren derselben kam. Durch die einwirkenden Zugkräfte und die von der Rupturstelle entfernte, greifende Verankerung des Fadens werden die Sehnenstümpfe gerafft, was sich negativ auf die Versorgung und Ernährung der Sehne auswirken kann.

Zur Untersuchung einer 4-strängigen Vergleichsnaht wurde die modifizierte Kreuzstichnaht ausgewählt. Diese gilt als von Green favorisierte und seiner Auffassung nach anderen mehrsträngigen Nähten überlegene Nahttechnik. Sie hat sich in modifizierter Form als „Augmented Becker“ oder MGH-Naht (Massachusetts General Hospital) im angloamerikanischen Raum durchgesetzt [Green, 2005].

Da die Fadenführung der modifizierten Kreuzstichnaht der modifizierten Beckernaht entspricht, lassen sich Untersuchungsergebnisse der Literatur auch auf die modifizierte Kreuzstichnaht übertragen.

Ein Vorteil der modifizierten Kreuzstichnaht ist sicherlich die größere Zugfestigkeit im Vergleich zur Kesslernahht bzw. Zechernahht [Wassermann et al., 1997; Choueka et al., 2000; Miller und Mass, 2000]. Diese These wird auch durch die vorliegenden Ergebnisse unterstützt und beruht unter anderem auf der Anzahl der verwendeten Nahtstränge [Savage, 1985; Barrie et al., 2000; Brockardt et al., 2009].

Beachtet man die Studienergebnisse von Haimovici und Mitarbeitern, die belegen, dass die Anordnung bzw. die Art und Weise der Nahtstränge in der Sehne über die Zugstärke der Naht entscheidet [Haimovici et al., 2012], so kann man daraus folgern, dass auch die Komplexität der Nahttechnik die Zugstärke der Sehnennaht erhöht. Auf die vorliegenden Untersuchungen übertragen, würde dies die größere Zugfestigkeit der modifizierten Kreuzstichnaht (Median 75,30 N) im Vergleich zur Zechernahht (Median 36,62 N) erklären.

Die komplexe Fadenführung der modifizierten Kreuzstichnaht sowie deren große Zugfestigkeit verringern darüber hinaus die Spaltbildung. Auch Becker und Davidoff sowie Howard und Mitarbeiter wiesen auf die Verminderung der Spaltbildung unter Anwendung der modifizierten Beckernahht hin [Becker und Davidoff, 1977; Becker, 1978; Howard et al., 1997].

Ein Nachteil der modifizierten Kreuzstichnaht stellt jedoch der große Anteil des Nahtmaterials auf der Sehnenoberfläche dar. Hierdurch erhöht sich der Gleitwiderstand innerhalb der Sehnenscheide, was zu vermehrter Adhäsion führen kann [Momose et al., 2001; Zhao et al., 2001; Angeles et al., 2002; Moriya et al., 2012].

Die primäre Beugesehnnahht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten ist ebenso wie die modifizierte Kreuzstichnaht eine 4-strängige Naht die sich jedoch im Gegensatz zu den gewählten Vergleichsnähten durch blockierende Fadenführung mittels Stichknoten unterscheidet.

Bei einer blockierenden Naht zieht sich das Nahtmaterial um ein Sehnenfaserbündel zusammen, während der Faden einer greifenden Naht das Sehnenfaserbündel lediglich umschlingt und die Kraft umlenkt. Eine blockierende Fadenkonfiguration pro Nahtstrang bewirkt eine Steigerung der Zugstärke und Reduzierung der Spaltbildung [Hotokezaka und Manske, 1997; Hatanaka und Manske, 2000; Wada et al., 2000; Betz et al., 2013].

Die durch blockierende und greifende Fadenführung bedingten Unterschiede zwischen den Nahttechniken wurden auch im Hinblick auf die Spaltbildung bei Nahtriss in den vorliegenden Untersuchungen deutlich. Die Nahttechnik mit der geringsten

Spaltbildung bei Nahtriss war die Zechernaht (Median 7 mm). Dies lässt sich einerseits auf die geringe Belastbarkeit der Naht zurückführen, hervorgerufen durch die nur 2-strängige Naht, andererseits bieten die greifenden Schlaufen des Nahtmaterials auf der Sehnenoberfläche nur wenig zur Verfügung stehendes Material, das sich um Sehnenfaserbündel komprimieren und somit zusätzlichen Faden bereitstellen kann. Kommt es zur Zugbelastung der Sehne, ziehen sich die greifenden Schlaufen zusammen und der Faden kann sich, entsprechend der gewonnenen Distanz der zusammengezogenen Schlaufen, zwischen den Sehnenstümpfen verlängern und der Zugbelastung nachgeben. Da der FiberLoop® nur eine minimale Elastizität zulässt, kommt es bereits bei geringeren Kräften sowie einer geringen Spaltbildung zum Nahtversagen.

Die modifizierte Kreuzstichnaht lässt hingegen eine größere Spaltbildung (Median 12 mm) zu, bevor es zum Nahtriss kommt. Dies lässt sich durch die 4-strängige Nahttechnik erklären, ist jedoch auch im Zusammenhang mit der Fadenführung zu betrachten. Die auf die Sehne einwirkenden Zugkräfte werden auf den Faden und den kreuzförmigen Verlauf des Nahtmaterials in und auf der Sehne übertragen. Da auch hier kein elastisches Nahtmaterial zum Einsatz kommt, kann der Faden den Zugkräften nur standhalten, indem sich die genähten Kreuze zusammenziehen und es somit zur Verlängerung des Fadens zwischen den Sehnenstümpfen kommt.

Mit der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten wurde, neben der 4-strängigen Nahttechnik, eine blockierende Fadenführung gewählt. Unter Zugbelastung blockieren die Stichknoten, wodurch der Faden zwischen den Sehnenstümpfen fixiert bleibt und die Spaltbildung reduziert werden kann.

Die blockierenden Knoten sollen weiterhin verhindern, dass es, wie bei der Zechernaht zu beobachten, zu einer Raffung im Bereich der Sehnenstümpfe und wie bei der Kreuzstichnaht zu einer Abschnürung des Sehnengewebes kommt. Somit wird auch die Ernährung und Blutversorgung der Sehne unter Verwendung der neuen Beugesehennaht geringer beeinträchtigt.

Weiterhin wurde bei der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten großer Wert darauf gelegt, möglichst wenig Nahtmaterial auf der Sehnenoberfläche zu platzieren sowie den Knoten zu versenken, um Reibung und Adhäsion zu minimieren.

Um eine ausreichend starke Beugeschnennaht zu entwickeln, die frühe Mobilisation zulässt und Spaltbildung minimiert, müssen die Kräfte, die unter anderem bei frühfunktioneller Mobilisation auftreten und denen die Sehne ausgesetzt ist, berücksichtigt werden.

Pring und Mitarbeiter beobachteten eine Reißfestigkeit der intakten M. flexor digitorum profundus Sehne am Sehnen-Knochenansatz von ca. 560 N, der M. flexor digitorum superficialis Sehne am Sehnen-Knochenansatz von ca. 660 N sowie eine Belastbarkeit der Sehnen vor Rupturierung von 490-1182 N [Pring et al., 1985].

Wirth und Carls konnten in ihrer Arbeit ebenfalls aufzeigen, dass Kräfte von 1200 N nötig sind, um eine intakte Fingerbeugesehne zu zerreißen. Bei stärksten Belastungen im Alltag würden allerdings nur 10-20 % dieser Kraft eingesetzt [Wirth und Carls, 2000].

Der Anspruch an die Schnennaht besteht jedoch nicht im Erreichen dieser immensen Kräfte. Allerdings soll die Beugeschnennaht den Kräften standhalten, die bei frühfunktioneller Mobilisation auftreten und erforderlich sind.

So konnten Sántha und Répásy aufzeigen, dass die Beugeschnennaht Kräften von 20 N standhalten müsse, um eine „sofortige aktive postoperative Bewegungstherapie“ zu ermöglichen [Sántha und Répásy, 1990].

Powell und Trail illustrierten bei aktiver und passiver Beugung sowie Beugung gegen einen Widerstand von 500 g auftretende Kräfte von 0,2- 50 N [Powell und Trail, 2004].

Schuind und Mitarbeiter konnten bei passiver Bewegung der Finger Kräfte von 9 N beobachten, bei aktiver ungehinderter Bewegung der Finger wurden Kräfte bis 35 N erfasst [Schuind et al. 1992].

Die formulierte Bandbreite der Kräfte wurde von Tanaka und Mitarbeitern als „safe zone“ bezeichnet. Darunter kann auch der therapeutisch erforderlichen Bereich der Kräfte verstanden werden. Dieser umfasst den Bereich von der geringsten Kraft, die nötig ist, um den natürlichen Gleitwiderstand der Sehne in der Sehnenscheide zu überwinden und Adhäsionen zu verhindern, bis zur größtmöglichen Kraft, der die Naht gerade noch standhalten kann [Tanaka et al., 2005]. Betz und Mitarbeiter veranschaulichten diese Aussage. Die Kraft, die zur passiven Bewegung erforderlich sei, stelle die minimale Kraft dar, die Kraft bei der es weder zur Spaltbildung über 2 mm noch zur Nahtraktur komme, demonstriere die maximale Kraft [Betz et al., 2013].

Auf die bereits erwähnten Kräfte bezogen, würde sich die „safe zone“ somit über einen Bereich von 0,2 bis 50 N erstrecken. Verglichen mit den hier vorliegenden Untersuchungsergebnissen der Nahttechniken liegen die Zechnernaht, die modifizierte Kreuzstichnaht und die primäre Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten in der „safe zone“. So lässt sich bei der Zechnernaht zum Erreichen eines 2 mm Spaltes eine Kraft von 18,97 N (Median) nachweisen. Bei der modifizierten Kreuzstichnaht wirkt eine Kraft von 16,79 N (Median) und bei der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten benötigt man eine Kraft von 17,35 N (Median) zur 2 mm Spaltbildung. Somit können alle drei Nahttechniken den Kräften, die bei frühfunktioneller Mobilisation auftreten, standhalten.

Die Spaltbildung stellt in der Sehnenchirurgie trotz optimierter Operationsverfahren, stärker belastbarer Nahtmaterialien und immer neuer Nahttechniken weiterhin eine kaum zu verhindernde Problematik dar. Wie bereits oben erwähnt, soll hier noch einmal daraufhin gewiesen werden, dass die notwendige frühfunktionelle Mobilisation sowie die physiologischen Abläufe der inflammatorischen Sehnenheilungsphase, die zu einer Verminderung der Sehnenstärke um 10-60 % führen, ein Auseinanderweichen der adaptierten Sehnenstümpfe bewirken. Da in dieser Phase die Sehnenstümpfe nur durch Fibrin und Blutgerinnsel verbunden sind [Rust und Eckersley, 2008], sollte ein idealer Spalt daher einen Abstand von weniger als 1 mm aufweisen, um eine schnelle Heilung zu ermöglichen. Mit Vergrößerung des Spaltes steigt auch das Rupturrisiko der Sehennaht [Ketchum et al., 1977, Zhao et al., 2004]. Auch Greulich und Mitarbeiter diskutierten die Zusammenhänge zwischen Spaltbildung und Sehnenheilung und kamen zu dem Schluss, dass ein Sehenspalt von weniger als 2,5 mm durch intrinsische Heilungsprozesse noch überbrückt werden könne [Greulich et al., 1979].

Eine größere Spaltbildung erschwert die Heilungsvorgänge und es kann weiterhin zur Erhöhung des Gleitwiderstandes kommen. Bei einer Spaltbildung von 1 mm konnten Zhao und Mitarbeiter noch keinen Einfluss auf den Gleitwiderstand nachweisen. Dieser erhöhte sich jedoch kontinuierlich ab einer Spaltbildung von 2 mm, sodass ein 3 mm Spalt bereits eine Gefahr für das Verhaken der Sehnenstümpfe an den Ringbändern darstellt. Ein gesteigerter Gleitwiderstand kann somit zu Adhäsionen und limitierter Beweglichkeit, bis hin zur Sehnenruptur führen [Zhao et al., 2004].

Auch Gelbermann und Mitarbeiter stellten fest, dass ein Spalt zwischen den Sehnenstümpfen von mehr als 3 mm zwar nicht das Ausmaß der Adhäsion provoziert sowie die Beweglichkeit der Finger weiter verschlechtert, allerdings die Zunahme der

Kraft und Festigkeit der Sehne verhindert und das Rupturrisiko erhöht [Gelberman et al., 1999].

Mit diesen Erkenntnissen schwer vereinbar ist die Arbeit von Silfverskiöld und Mitarbeitern, die postulierten, dass sogar ein Spalt von 1 cm Abstand zwischen den Sehnenenden mit einer guten Funktion der Finger vereinbar sei [Silfverskiöld et al., 1992]. Zwar wiesen bereits Ejeskär und Irstam 1981 eine maximal mögliche Spaltbildung von 1 cm nach, jedoch rieten sie von einem solchen Abstand der Sehnenstümpfe ab, da das Risiko für Adhäsion und Ruptur zu groß sei [Ejeskär und Irstam, 1981].

Von Bedeutung für die Entstehung des Spaltes zwischen den Sehnenstümpfen sind die Nahttechnik sowie die Anzahl der Nahtstränge innerhalb der Sehne. So zeigten Thurmann und Mitarbeiter, dass 2-strängige Nähte eine größere Spaltbildung zulassen als 4- bzw. 6-strängige Nähte [Thurman et al., 1998].

Diese Erkenntnisse konnten unter anderem auch anhand der vorliegenden Ergebnisse belegt werden.

In den vorliegenden Untersuchungen konnte bezüglich der Kraft, die nötig war, um einen 1 mm Spalt bzw. 2 mm Spalt zwischen den Sehnenstümpfen zu erzeugen, kein Unterschied zwischen den drei Nahttechniken festgestellt werden. Zum Erzeugen eines 1 mm Spaltes bedurfte es einer Kraft zwischen 9 N bis 15 N, um die Sehnenstümpfe 2 mm weit auseinander zu ziehen, waren Kräfte von 16,79 N bis 18,97 N nötig.

Erst bezüglich der Kraft, die es bedurfte, einen 3 mm Spalt herbeizuführen, unterschieden sich die drei Nahttechniken voneinander. Ein statistisch signifikanter Unterschied konnte allerdings nur zwischen der Zechernnaht und der primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten nachgewiesen werden. Dieser Unterschied ist auf die 4-strängige, blockierende Fadenführung der neuen Beugesehnennaht im Gegensatz zur 2-strängigen, greifenden Fadenführung der Zechernnaht zurückzuführen. Die 4-strängige sowie blockierende Fadenführung der primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten hält größeren Kräften stand (Median 32,83 N) als die 2-strängige Zechernnaht mit greifender Fadenführung (Median 20,23 N) bevor es zur Spaltbildung kommt.

Ein Unterschied im Hinblick auf die Medianwerte der Kraft bei einem 3 mm Spalt sowie die Anzahl der Nahtstränge lässt sich zwar auch zwischen der Zechernnaht (2-strängig, Median 20,23 N) im Vergleich zur modifizierten Kreuzstichnaht (4-strängig,

Median 27,11 N) finden, dies konnte jedoch in einem statistischen Anslusstest nicht verifiziert werden. Auch die Differenz zwischen den beiden Medianen der 4-strängigen Nahttechniken, der modifizierten Kreuzstichnaht (Median 27,11 N) und der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten (Median 32,83 N), zeigten im statistischen Anslusstest keinen Unterschied.

In den vorliegenden Untersuchungen wurde auf die Arbeiten von Silfverskiöld und Mitarbeiter sowie Ejeskär und Irstam Bezug genommen und die Kraft, die zur Entstehung eines 1 cm breiten Spaltes nötig ist, gemessen [Silfverskiöld et al., 1992; Ejeskär und Irstam., 1981], obgleich ein Abstand zwischen den adaptierten Sehnenstümpfen von 1 cm die zu erwartende Spaltbildung um ein Vielfaches übersteigt. Hierbei ergab sich ein statistischer Unterschied zwischen der Zechernaht und den beiden 4-strängigen Nahttechniken. Bei einer Spaltbildung von 1 cm betrug der Median bei der Zechernaht 13,40 N, bei der modifizierten Kreuzstichnaht 62,30 N und bei der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten 58,41 N. Dieser Unterschied liegt im frühen Versagen der Zechernaht begründet. Diese versagt bereits bei einer Spaltbildung von 7 mm (Median), sodass ihre Kraft nicht ausreicht, um einen 1 cm breiten Spalt zu überbrücken und die Messwerte nur den Abfall der Kraft verdeutlichen können. Dieses frühe Versagen des Nahtmaterials lässt sich zu 56,25 % auf den Riss des Fadens zurückführen. Es ist zu vermuten, dass dieser reißt, weil die Kraft, die auf einen Fadenstrang wirkt, zu groß wird. Bei den 4-strängigen, komplexeren Nahttechniken kann sich die Kraft auf vier Fadenstränge verteilen, der Riss des Nahtmaterials kommt hier seltener vor. So zeigte sich bei der modifizierten Kreuzstichnaht in 25% der untersuchten Nähte ein Riss des Nahtmaterials, bei der primäre Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten kam es bei 31,25 % der Nähte zum Nahtmaterialriss. Weiterhin werden bei den 4-strängigen Nahttechniken mehr Sehnenfasern erfasst, auf die die Kraft übertragen werden kann, wodurch weniger Kraft auf dem einzelnen Nahtstrang lastet.

Die modifizierte Kreuzstichnaht (Median 62,30 N) und die primäre Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten (Median 58,41 N) sind der Zechernaht (Median 13,40 N) in Bezug auf die Kraft bei 1 cm Spaltbildung überlegen, was sich auf die 4-strängigen, komplexeren Nahttechniken und die damit verbundene höhere Zugfestigkeit zurückführen lässt.

Weiterhin wurde beobachtet, dass es bei der Zechernaht nur einmal (6,25 %) zum Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne kam, während bei den beiden 4-strängigen Nahttechniken das Ausreißen des Nahtmaterials aus der Sehne häufiger zu erkennen

war. Bei der modifizierten Kreuzstichnaht konnte sechsmal (37,50 %) ein Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne beobachtet werden, bei der primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten kam es viermal (25 %) zum Ausreißen des Nahtmaterials aus der Sehne. Es ist wahrscheinlich, dass diese Ergebnisse auf der durch die Nahttechnik bedingten zusätzlichen Traumatisierung der Sehne beruhen. Die Zechernnaht ist aufgrund ihrer einfachen Fadenführung und den wenigen Einstichen in die Sehne materialschonender. Die beiden 4-strängigen Nahttechniken hingegen bedingen durch die komplexere Fadenführung sowie die dazu nötigen, häufigeren Einstiche in die Sehne eine stärkere Traumatisierung dieser, wodurch das Sehngewebe anfälliger für weitere Verletzungen ist und es durch Zugbelastung zum Ausriss des Nahtmaterials kommen kann. Es erscheint paradox, dass die mehrsträngigen und komplexeren Nahttechniken zwar größeren Zugkräften standhalten, jedoch die komplexe Fadenführung gleichzeitig eine größere Traumatisierung für die Sehne darstellt und diese damit anfälliger für einen Ausriss des Nahtmaterials wird. Es muss allerdings bedacht werden, dass die Zugkräfte, die in den vorliegenden Versuchen zum Ausriss des Nahtmaterials führten, in vivo kaum vorkommen. Einerseits wirken durch die zusätzlich obligate Ringnaht geringere Kräfte auf die Kernnaht, andererseits treten, wie gezeigt, während der frühfunktionellen Mobilisation kleinere Kräfte auf (0,2-50 N).

In den hier vorliegenden vergleichenden Untersuchungen zwischen der Zechernnaht, der modifizierten Kreuzstichnaht und der primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten wurde deutlich, dass die beiden 4-strängigen Nahttechniken einander hinsichtlich ihrer Kraft und den Spaltbildungseigenschaften ebenbürtig und der Zechernnaht in beiden Aspekten überlegen sind. Da sich darüber hinaus weniger Nahtmaterial auf der Sehnenoberfläche befindet, soll die primäre Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten im Vergleich zur modifizierten Kreuzstichnaht einen geringeren Gleitwiderstand in der Sehnenscheide verursachen. Aufgrund ihrer großen Belastbarkeit, der verminderten Spaltbildung und ihrer reibungsminimierenden Fadenführung sollte die primäre Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten trotz ihrer deutlich komplexeren und zeitintensiveren Fadenführung im Vergleich zur in Deutschland weit verbreiteten Zechernnaht im klinischen Alltag Anwendung finden können. Allerdings sollte die Weiterentwicklung der primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten noch nicht abgeschlossen sein. So interessiert beispielsweise die Untersuchung des Gleitwiderstandes.

In der hier vorliegenden Arbeit wurden die Schweinepfoten zufällig auf die Nahttechniken verteilt, jedoch die Sehnen immer in der gleichen Reihenfolge der

Nahttechniken vernäht. Dieses Procedere sollte einen „Gewöhnungseffekt“ des Operateurs an eine bestimmte Naht verhindern, kann aber auch die Durchführung der Nahttechniken beeinflussen.

Es bleibt die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf den Menschen durch die nur in vitro durchführbaren Untersuchungen zu hinterfragen. An Untersuchungen humaner Sehnen in vivo unter Beachtung der Heilungsvorgänge kann selbstverständlich nicht gedacht werden. Wie bereits oben diskutiert, ist es für zukünftige Studien sinnvoll standardisierte Ausgangsbedingungen, wie von Savage vorgeschlagen, zu schaffen, die beispielsweise gleiche Tiermodelle und definierte Zugversuche beinhalten, um eine bessere Vergleichbarkeit der Untersuchungsergebnisse zu ermöglichen [Savage, 2014].

Damit wäre das Beurteilungsmodell zu definieren, um Fehlerquellen wesentlich auszuschließen. Rigó und Mitarbeiter stellen die visuelle Beurteilung der Spaltbildung in den Fokus. Da die adaptierten Sehnenstümpfe nicht parallel zueinander einen Spalt bilden, sondern eher ungleich auseinander weichen, kann dies zu Problemen bei der Spaltbeurteilung führen [Rigó et al., 2012]. Insofern sollte der Versagensmechanismus der Naht differenzierter betrachtet werden.

Normierte Versuchsbedingungen sollten wesentlich ein definiertes Tiermodell, ein definiertes Zugversuchsmodell, Ansprüche an das Nahtmaterial, Ansprüche an die Nahttechnik, wie auch an Ring- und Kernnaht, und ein definiertes Beurteilungsmodell bezüglich der Spaltbildung sowie des Versagensmechanismus beinhalten.

Während des Literaturstudiums wurde deutlich, dass in zahlreichen Studien Modifizierungen bereits bekannter Nahttechniken diskutiert werden [Ejeskär und Irstam, 1981; Böhler, 1983; Wade et al., 1986; Geldmacher und Köckerling, 1991; Greenwald et al., 1994; Howard et al., 1997; Wassermann et al., 1997; Miller und Mass, 2000; Wada et al., 2000; Momose et al., 2001; Zhao et al., 2001, 2002, 2003; Tanaka et al., 2003; Viinikainen et al., 2004; Cao und Tang, 2005; Green, 2005; Waitayawinyu et al., 2008; Moriya et al., 2010; Saini et al., 2010; Havulinna et al., 2011; Rigó et al., 2012; Winkel et al., 2012; Zetlitz et al., 2012; Betz et al., 2013].

Diese Vielzahl der Modifizierungen lässt den Wunsch nach Optimierung der Nahttechniken deutlich werden, die letztlich im Goldstandard ihren Ausdruck finden sollten.

Auch die aktuelle Recherche zu handchirurgischen Leitlinien für die Versorgung von Beugesehnenverletzungen erbrachte, dass keine Leitlinien existieren. Zwar bestehen

Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Handchirurgie, doch diese beschränken sich auf Kubital- und Karpaltunnelsyndrome und erfassen nicht die Beugesehnenverletzungen (Stand 03/2016). Auch Lohmeyer und Mitarbeiter beklagen den fehlenden einheitlichen Therapiestandard im Hinblick auf Beugesehnen- und Nervenverletzungen der Hand in Deutschland [Lohmeyer et al., 2010].

Leitlinien haben sich in der Medizin etabliert und sind zu einer „Hilfe für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen“ basierend auf „aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren“ geworden [Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Fachgesellschaften (AWMF), e.V., 2014]. So sollte auch die Entwicklung weiterer handchirurgischer Leitlinien, insbesondere eine Leitlinie zur Behandlung von Beugesehnenverletzungen der Hand vorangetrieben werden. Nachbehandlungsstrategien, für die bisher ebenfalls kein Goldstandard existiert, könnten von Leitlinien zur Behandlung der Beugesehnenverletzungen profitieren.

6 Zusammenfassung

Die Durchtrennung der Beugesehnen der Hand ist eine häufig zu sehende und oft mit Komplikationen verbundene Verletzung, deren primäre Therapie der Wahl in der operativen Adaption der Sehnenstümpfe besteht.

Die Ansprüche an die Beugesehnennaht sind hoch und beinhalten eine ausreichend kräftige Naht, die den Zugbelastungen einer frühfunktionellen Mobilisation standhalten kann, nur geringe Spaltbildung zulässt und Reibung und somit Adhäsion verhindert.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung definierter biomechanischer Eigenschaften der primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten im Vergleich zur Zechernnaht und zur modifizierten Kreuzstichnaht am Tiermodell. Weiterhin war zu überprüfen, ob die primäre Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten den Anforderungen einer übungstabilen Beugesehnennaht gerecht werden und im klinischen Alltag Anwendung finden kann.

Den Untersuchungen gingen makroskopische und histologische Vergleiche humaner und porciner Sehnen voraus, die die Wahl des porcinen Tiermodells bestätigten.

Im Rahmen der experimentellen Untersuchungen wurde die Kraft (N) bei Versagen der Naht, die Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen, die Kraft (N) bei 1 mm, 2 mm, 3 mm sowie 1 cm Spaltbildung und der Versagensmechanismus der Nähte überprüft. Hierzu wurden die porcinen Sehnen freipräpariert und in situ adaptiert. Es wurden jeweils 16 Sehnen mittels der 2-strängigen Zechernnaht, der 4-strängigen modifizierten Kreuzstichnaht und der ebenfalls 4-strängigen primären Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten verbunden.

Während der anschließenden Zugversuche wurden die mit unterschiedlichen Nahttechniken vernähten Sehnen sowie 16 als Kontrollgruppe geltende native Sehnen mit einer Zuggeschwindigkeit von 0,1 mm/s maximalbelastet. Während dieser Zugversuche wurden Zeit, Weg und Kraft gemessen und anhand digitaler Videoaufzeichnungen und Fotos begutachtet. Die statistische Auswertung erfolgte im explorativen Sinn anhand des Kruskal-Wallis-H Tests sowie des Mediantests.

Es wurde deutlich, dass die beiden 4-strängigen Nahttechniken, die modifizierte Kreuzstichnaht sowie die primäre Beugesehnennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten, einander hinsichtlich der Kraft und des Spaltbildungsverhaltens ebenbürtig und in beiden Aspekten der 2-strängigen Zechernnaht überlegen sind.

Die primäre Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten weist darüber hinaus im Vergleich zur modifizierten Kreuzstichnaht deutlich weniger Nahtmaterial auf der Sehnenoberfläche auf, was einen geringeren Gleitwiderstand und damit ein geringeres Risiko für Adhäsionen bietet.

Aufgrund ihrer großen Belastbarkeit, der verminderten Spaltbildung und ihrer reibungsminimierenden Fadenführung sollte die primäre Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten, trotz der komplexeren und damit zeitintensiveren Fadenführung, im klinischen Alltag Anwendung finden.

Die Literaturrecherche zeigte besonders deutlich, dass die Vergleichbarkeit von Untersuchungen und Arbeiten mit ähnlichem Kontext, hier biomechanische Eigenschaften unterschiedlicher Nahttechniken, durch den Mangel an standardisierenden Definitionen der zu berücksichtigenden Bedingungen erschwert ist. Die Vielzahl der Modifikationen bestehender Nahttechniken demonstriert die fehlende Entscheidung zur Einigung auf einen Goldstandard.

Neben der Optimierung und Weiterentwicklung der Nahttechniken wäre daher auch die Entwicklung von Leitlinien zu Beugesehnenverletzungen der Hand wünschenswert.

Summary

The severing of the flexor tendons of the hand is a prevalent injury, which is often associated with complications. The primary treatment of choice is the operational adaptation of the tendon stumps.

The demands on the flexor tendon suture are high and include a sufficiently strong suture that can withstand the tensile loads of an early functional mobilization, permitting only small gap formation and friction, thus preventing adhesion.

The aim of the present study was to analyze predefined biomechanical properties of the primary flexor tendon suture including „Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten“, compared to the Zechnernaht and a modified cross-stitching suture on an animal model. Furthermore, it was examined, whether the primary flexor tendon suture including „Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten“ can withstand the requirements of a mobilization-stable flexor tendon suture and if clinical practice may be applied.

The investigations were preceded by macroscopic and histological comparisons of human and porcine tendons. Those confirmed the choice of the porcine animal model.

Within the experimental studies the force (N) upon malfunction of the suture, the formation of gaps (mm) at suture malfunction, the force (N) at 1 mm, 2 mm, 3 mm and 1 cm gap formation as well as the malfunction mechanism of the sutures were examined. For this purpose, the porcine tendons were dissected and adapted in situ. In each case 16 tendons were connected with the help of the 2-string Zechnernaht, the 4-stranded modified cross-stitching and the 4-strand primary flexor tendon suture including the „Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten“.

During the subsequent tensile tests the sewn tendons of the different suture techniques as well as 16 native tendons of the control group were maximally strained with a pulling rate of 0.1 mm / s. During these tensile tests time, path and force were measured and evaluated based on digital video recordings and photos. The statistical analysis was performed in exploratory sense using the Kruskal-Wallis H test and the median test.

The results showed that the two 4-string suture techniques, the modified cross-stitching and the primary flexor tendon suture including „Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten“, are on a par with each other regarding the force and the formation of gaps, while being superior in both aspects to the 2-string Zechnernaht.

Furthermore, the primary flexor tendon suture including „Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten“ evinces, in comparison to the modified cross-stitching suture, significantly less suture material on the tendon surface, which leads to a lower sliding resistance and therefore a lower risk of adhesions.

Due to its strong resilience, the reduced gap formation and the friction-minimizing thread guiding, the primary flexor tendon suture including „Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten“ should be used in clinical practice, in spite of the more complex and therefore more time-consuming thread guide.

During the literature review it became obvious that the comparability of studies and experiments within a similar field, in this context the biomechanical properties of different suturing techniques, is difficult, due to the lack of standardized definitions of the relevant properties. Furthermore, the variety of modifications of existing suture techniques demonstrates the lack of decision on the agreement on a gold standard.

In addition to the optimization and development of suture techniques, the development of guidelines for flexor tendon injuries of the hand would hence be desirable.

7 Literaturverzeichnis

- Abel RF, Cotta H, Ewerbeck V, Parsch D (2007) Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie: 12 Tabellen. 3. Auflage. Stuttgart: Thieme-Verlag.
- Adams D (2001) Catgut sutures-possible BSE risk. *Aust Vet J* 79 (4): 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. *J Hand Surg Br* 21 (1): 67–71.
- Al-Qattan MM, Al-Rakan MA, Al-Hassan TS (2011) A biomechanical study of flexor tendon repair in zone II: Comparing a combined grasping and locking core suture technique to its grasping and locking components. *Injury* 42: 1300-1302.
- An KN, Berglund L, Uchiyama S, Coert JH (1993) Measurement of friction between pulley and flexor tendon. *Biomed Sci Instrum* 29: 1–7.
- Angeles JG, Heminger H, Mass DP (2002) Comparative biomechanical performances of 4-strand core suture repairs for zone II flexor tendon lacerations. *J Hand Surg Am* 27 (3): 508–517.
- Aoki M, Manske PR, Pruitt DL, Kubota H, Larson BJ (1995) Work of flexion after flexor tendon repair according to the placement of sutures. *Clin. Orthop. Relat. Res* (320): 205–210.
- Arkudas A, Kneser U, Polykandriotis E, Horch R, (2005) Die primäre Versorgung von Beugesehnenverletzungen an der Hand [zitiert am 16.02.2014] URL: http://www.plastische-chirurgie.uk-erlangen.de/e730/e731/inhalt819/Beugesehnenchirurgie_CHAZ-5.pdf
- Arthrex - FiberLoop®. [zitiert am 16.02.2014]. URL: <http://www.arthrex.com/de/hand-wrist/FiberLoop®>
- Arthrex - FiberWire®. [zitiert am 16.02.2014]. URL: <https://www.arthrex.com/FiberWire®>
- AWMF: Leitlinien. [zitiert am 16.02.2014]. URL: <http://www.awmf.org/leitlinien.html>
- Barrie KA, Wolfe SW, Shean C, Shenbagamurthi D, Slade JF, Panjabi MM (2000) A biomechanical comparison of multistrand flexor tendon repairs using an in situ testing model. *J Hand Surg Am* 25 (3): 499–506.
- Becker H (1978) Primary repair of flexor tendons in the hand without immobilisation-preliminary report. *Hand* 10 (1): 37–47
- Becker H, Davidoff M (1977) Eliminating the gap in flexor tendon surgery. A new method of suture. *Hand* 9 (3): 306–311.
- Becker H, Graham MF, Cohen IK, Diegelmann RF (1981) Intrinsic tendon cell proliferation in tissue culture. *J Hand Surg Am* 6 (6): 616–619.
- Benninghoff A, Drenckhahn D (2003) Anatomie. 16. Auflage. München, Jena: Urban und Fischer.
- Betz C, Schleicher P, Winkel R, Hoffmann R (2013) Biomechanical investigation of the tensile strength of tendon sutures - locking sutures increase stability. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 45 (1): 20–25.
- Bishop AT, Cooney WP, Wood MB (1986) Treatment of partial flexor tendon lacerations: the effect of tenorrhaphy and early protected mobilization. *J Trauma* 26 (4): S. 301–312.
- Böhler J (1983) Handchirurgie. Band II. Frische Verletzungen und Rekonstruktion sekundärer Eingriffe, Begutachtung. Stuttgart: Thieme: 28.14–28.33
- Breier S, Diday-Nolle AP, Reiter Eigenheer A, Saur I, Waldner-Nilsson, B. (2013) Handrehabilitation. Für Ergotherapeuten und Physiotherapeuten. Band 2: Verletzungen.
- Brockardt CJ, Sullivan LG, Watkins BE, Wongworawat MD (2009) Evaluation of simple and looped suture and new material for flexor tendon repair. *J Hand Surg Eur Vol* 34 (3): 329–332.
- Brug E (1997) Primary repair of flexor tendons of the hand. *Der Unfallchirurg* 100 (8): 602–612.
- Buck RC (1953) Regeneration of tendon. *J. Path. Bacteriol.* (66): 1–18.

- Cao Y, Tang JB (2005) Biomechanical evaluation of a four-strand modification of the Tang method of tendon repair. *J Hand Surg Br* 30 (4): 374–378.
- Cash MP, Sherrill JM, Waitayawinyu T, Hunt TR 3rd, Shack RB, Thayer WP (2011) Evaluation of FiberLoop® sutures in locking and nonlocking tendon repair. *Ann Plast Surg* 68 (6): 583–587.
- Chesney A, Chauhan A, Kattan A, Farrokhyar F, Thoma A (2011) Systematic review of flexor tendon rehabilitation protocols in zone II of the hand. *Plast Reconstr Surg* 127 (4): 1583–1592.
- Choueka J, Heminger H, Mass DP (2000) Cyclical testing of zone II flexor tendon repairs. *J Hand Surg Am* 25 (6): 1127–1134.
- Chow JA, Thomes LJ, Dovel S, Monsivais J, Milnor WH, Jackson JP (1988) Controlled motion rehabilitation after flexor tendon repair and grafting. A multi-centre study. *J Bone Joint Surg Br* 70 (4): 591–595.
- Diao E, Hariharan JS, Soejima O, Lotz JC (1996) Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs. *J Hand Surg Am* 21 (2): 234–239.
- Duran R, Houser R (1975) Controlled passive motion following flexor tendon repair in zone 2 and 3. American Academy of Orthopedic Surgeons (AA-OS): Symposium on tendon surgery in the hand. CV Mosby, St. Louis: 105–114.
- Dy CJ, Hernandez-Soria A, Ma Y, Roberts TR, Daluiski A (2012) Complications after flexor tendon repair: a systematic review and meta-analysis. *J Hand Surg Am* 37 (3): 543-551.e1.
- Ejeskar A, Irstam L (1981) Elongation in profundus tendon repair. A clinical and radiological study. *Scand J Plast Reconstr Surg* 15 (1): 61–68.
- Ethicon. SCHON GEWUSST...[zitiert am 16.02.2014]. URL: <https://www.yumpu.com/de/document/view/6046790/schon-gewusst-ethicon>
- Faller L, Wagner I, Hagen M, Brodbeck R, Ludolph I, Stemmler J, Horch RE (2013) Postoperative Nachbehandlung zur Rehabilitation von Sehnenverletzungen an der oberen Extremität. Teil 1: Chirurgische Versorgung und Physiotherapie der Hand. *Chirurgische Allgemeine* (14, 6) [zitiert am 16.02.2014]. URL: <http://bibnet.org/vufind/Record/ccmed952346833/Description#tabnav>
- Gan AW, Neo PY, He M, Yam AK, Chong AK, Tay SC (2012) A biomechanical comparison of 3 loop suture materials in a 6-strand flexor tendon repair technique. *J Hand Surg Am* 37 (9): 1830–1834.
- 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. An experimental study on the early stages of tendon-healing in dogs. *J Bone Joint Surg Am* 81 (7): 975–982.
- Gelberman RH, Manske PR, Akeson WH, Woo SLY, Lundborg G, Amiel D (1986) Flexor tendon repair. *J. Orthop. Res.* 4 (1): 119–128.
- Geldmacher J, Köckerling F (1992) *Sehnenchirurgie*. München, Baltimore: Urban & Schwarzenberg: 3–151.
- Gérard F, Garbuio P, Obert L, Tropet Y (1998) Immediate active mobilisation after flexor tendon repairs in Verdant's zones I and II. A prospective study of 20 cases. *Chir Main* 17 (2): 127–132.
- Göpner-Reinecke, C. (2014): Häufigkeit Beugesehnenverletzungen. Referentin Presse, Presse & Kommunikation, GE Politik & Unternehmensentwicklung, AOK- Bundesverband, 10.02.2014. E-mail an Liane Langnickel.
- Green DP (2005) *Green's operative hand surgery*. 5. Aufl. Philadelphia, Pa: Elsevier/Churchill Livingstone: 221–239.
- Greenwald DP, Hong HZ, May JW JR (1994) Mechanical analysis of tendon suture techniques. *J Hand Surg Am* 19 (4): 641–647.
- Greulich M, Lanz U, Kron W (1979) Argumente für die Naht der Beugesehnen der Finger im Niemandsland. *Chir Forum Exp Klin Forsch*: 225–228.
- Griffin M, Hindocha S, Jordan D, Saleh M, Khan W (2012) An Overview of the Management of Flexor Tendon Injuries. *TOORTHJ* 6 (1): 28–35.

- Haimovici L, Papafragkou S, Lee W, Dagum A, Hurst LC (2012) The impact of FiberWire®, FiberLoop®, and locking suture configuration on flexor tendon repairs. *Ann Plast Surg* 69 (4): 468–470.
- Hatanaka H, Manske PR (2000) Effect of suture size on locking and grasping flexor tendon repair techniques. *Clin. Orthop. Relat. Res* (375): 267–274.
- Hausmann JT, Vekszler G, Bijak M, Benesch T, Vécsei V, Gäbler C (2009) Biomechanical comparison of modified Kessler and running suture repair in 3 different animal tendons and in human flexor tendons. *J Hand Surg Am* 34 (1): 93–101.
- Havulinna J, Leppänen OV, Järvinen TLN, Göransson 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. *The Journal of hand surgery, European volume*: 1–7.
- Hotokezaka S, Manske PR (1997) Differences between locking loops and grasping loops: effects on 2-strand core suture. *J Hand Surg Am* 22 (6): 995–1003.
- Howard RF, Ondrovic L, Greenwald DP (1997) Biomechanical analysis of four-strand extensor tendon repair techniques. *J Hand Surg Am* 22 (5): 838–842.
- Kessler I (1973) The "grasping" technique for tendon repair. *Hand* 5 (3): 253–255.
- Ketchum LD, Martin NL, Kappel DA (1977) Experimental evaluation of factors affecting the strength of tendon repairs. *Plast. Reconstr. Surg.* 59 (5): 708–719.
- 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.
- Kleinert HE, Kutz JE, Ashbell TS, Martinez E (1967) Primary repair of lacerated flexor tendons in "no man's land". *J Bone Joint Surg AM* 49A:577.
- Kleinert HE, Spokevicius S, Papas NH (1995) History of flexor tendon repair. *J Hand Surg Am* 20 (3 Pt 2): 46-52.
- Klimczak A, Miroslawska-Kempinska B, Bieganska-Plonka M, Mik M, Dziki A (2011) Manual stitching: the past and the present. *Pol Przegl Chir* 83 (9): 527–530.
- Koesling C, Bollinger Herzka T (2008) *Ergotherapie in Orthopädie, Traumatologie und Rheumatologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- 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. *J Orthop Sci* 11 (1): 70–74.
- Koob TJ (2002) Biomimetic approaches to tendon repair. *Comp. Biochem. Physiol., Part A Mol. Integr. Physiol.* 133 (4): 1171–1192.
- Krause, F. (2014): Häufigkeit von Beugesehnenverletzungen. Stabsbereich Vetragsanalyse, GKV- Spitzenverband, 10.02.2014. E-mail an Liane Langnickel.
- Kubota H, Aoki M, Pruitt DL, Manske PR (1996) Mechanical properties of various circumferential tendon suture techniques. *J Hand Surg Br* 21 (4): 474–480.
- Lawrence TM, Davis TR (2005) A biomechanical analysis of suture materials and their influence on a four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg Am* 30 (4): 836–841.
- Le SV, Chiu S, Meineke RC, Williams P, Wongworawat MD (2012) Number of suture throws and its impact on the biomechanical properties of the four-strand cruciate locked flexor tendon repair with FiberWire®. *J Hand Surg Eur Vol* 37 (9): 826–831.
- Lohmeyer JA, Siemers F, Mailander P (2010) Therapy standards after flexor tendon and nerve injuries of the hand: results from a survey of German centres for hand surgery. *Unfallchirurg* 113 (3): 203–209.
- Lotter O, Vogel D, Stahl S, Pfau M, Schaller HE (2011) Primärversorgung komplizierter Beugesehnenverletzungen an der Hand. *Unfallchirurg* 114 (6): 517–527.

- Lotz JC, Hariharan JS, Diao E (1998) Analytic model to predict the strength of tendon repairs. *J. Orthop. Res.* 16 (4): 399–405.
- Lüllmann-Rauch R (2006) Taschenlehrbuch Histologie. 10 Tabellen. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme: 129–132.
- Lundborg G, Rank F (1980) Experimental studies on cellular mechanisms involved in healing of animal and human flexor tendon in synovial environment. *Hand* 12 (1): 3–11.
- Manske PR, Gelberman RH, Lesker PA (1985) Flexor tendon healing. *Hand Clin* 1 (1): 25–34.
- Manske PR (2005) History of flexor tendon repair. *Hand Clin* 21 (2): 123–127.
- McCarthy JG (1990) Plastic surgery. Philadelphia: Saunders: 4262–4269.
- Michael R (2002) Untersuchungen von Beugesehennähten mittels Bildsequenzanalyse im Experiment. Marburg [zitiert am 16.02.2014]. URL: http://archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2003/0110/pdf/Dissertation_Reyhaneh_Michael.pdf
- Miller L, Mass DP (2000) A comparison of four repair techniques for Camper's chiasma flexor digitorum superficialis lacerations: tested in an in vitro model. *J Hand Surg Am* 25 (6): 1122–1126.
- Möller HD, Evans CH, Maffulli N (2000) Aktuelle Aspekte der Sehnenheilung. *Orthopäde* 29: 182–187.
- Momose T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, Couvreur PJ, An KN (2001) Suture techniques with high breaking strength and low gliding resistance: experiments in the dog flexor digitorum profundus tendon. *Acta Orthop Scand* 72 (6): 635–641.
- Moriya T, Larson MC, Zhao C, An KN, Amadio PC (2012) The effect of core suture flexor tendon repair techniques on gliding resistance during static cycle motion and load to failure: a human cadaver study. *J Hand Surg Eur Vol* 37 (4): 316–322.
- Moriya T, Zhao C, An KN, Amadio PC (2010) The effect of epitendinous suture technique on gliding resistance during cyclic motion after flexor tendon repair: a cadaveric study. *J Hand Surg Am* 35 (4): 552–558.
- Moriya T, Zhao C, Yamashita T, An KN, Amadio PC (2010) Effect of core suture technique and type on the gliding resistance during cyclic motion following flexor tendon repair: a cadaveric study. *J. Orthop. Res* 28 (11): 1475–1481.
- Najibi S, Banglmeier R, Matta J, Tannast M (2010) Material properties of common suture materials in orthopaedic surgery. *Iowa Orthop J* 30: 84–88.
- Nigst H (1976) 1. Basler Handchirurgische Arbeitstagung. *Handchirurgie* 8: 225–236.
- Nigst H, Buck-Gramcko D, Millesi H (1981) Handchirurgie Band I. Allgemeines, Wahloperationen. Stuttgart: Thieme: 1.1–2.15.
- Ohrndorf A (2010) Die Funktionsweise der Universalprüfmaschine. Institut für Werkstofftechnik, Universität Siegen, 22.11.2010. E-Mail an Liane Langnickel.
- Pennington DG (1979) The locking loop tendon suture. *Plast Reconstr Surg* 63 (5): 648–652.
- Pierce G, Mustoe T, Lingelbach J, Masakowski V, Griffin G, Senior R, Deuel T (1989) Platelet-derived Growth Factor and Transforming Growth Factor- β Enhance Tissue Repair Activities by Unique Mechanism. *The Journal of Cell Biology* [zitiert am 16.02.2014]. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2115493/pdf/jc1091429.pdf>
- Powell ES, Trail IA (2004) Forces transmitted along human flexor tendons during passive and active movements of the fingers. *Journal of Hand Surgery.* 29 B (4): 386–389.
- Pribaz JJ, Morrison WA, Macleod AM (1989) Primary repair of flexor tendons in no-man's land using the Becker repair. *J Hand Surg Br* 14 (4): 400–405.
- Pring DJ, Amis AA, Coombs RR (1985) The mechanical properties of human flexor tendons in relation to artificial tendons. *J Hand Surg Br* 10 (3): 331–336.
- Pruitt DL, Manske PR, Fink B (1991) Cyclic stress analysis of flexor tendon repair. *J Hand Surg Am* 16 (4): 701–707.

- Rigo IZ, Haugstvedt JR, Ludvigsen P, Rokkum M (2012) Comparison of modified Kessler and Yotsumoto-Dona suture: a biomechanical study on porcine tendons. *J Plast Surg Hand Surg* 46 (5): 313–317.
- Rosberg HE, Carlsson KS, Hojgard S, Lindgren B, Lundborg G, Dahlin LB (2003) What determines the costs of repair and rehabilitation of flexor tendon injuries in zone II? A multiple regression analysis of data from southern Sweden. *J Hand Surg Br* 28 (2): 106–112.
- 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) Twenty questions on tendon injuries in the hand. *Current Orthopaedics* 22 (1): 17–24.
- Saini N, Kundnani V, Patni P, Gupta S (2010) Outcome of early active mobilization after flexor tendons repair in zones II-V in hand. *Indian J Orthop* 44 (3): 314–321.
- Santha E, Repasy G (1990) Primary tensile strength of newer and modified tendon sutures. A comparative in-vitro study. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 22 (5): 240–246.
- Savage R (1985) In vitro studies of a new method of flexor tendon repair. *J Hand Surg Br* 10 (2): 135–141.
- Savage R (2014) The search for the ideal tendon repair in zone 2: strand number, anchor points and suture thickness. *J Hand Surg Eur Vol* 39 (1): 20–29.
- Scherman P, Haddad R, Scougall P, Walsh WR (2010) Cross-sectional area and strength differences of FiberWire®, prolene, and ticron sutures. *J Hand Surg Am* 35 (5): 780–784.
- Schmidt HM, Zhang SX, Zieseniss K (1994) Clinical anatomy of the chiasma tendinum (camper) in the fingers *Clinical Anatomy*. Wiley Online Library [zitiert am 16.02.2014]. URL: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ca.980070202/abstract>
- Schöffl V, Winkelmann HP (2010) Traumatic and degenerative tendon lesions of the hand. *Orthopade* 39 (12): 1108–1116.
- Schröder B, Hartmann F (2008) *Handtherapie*. 19 Tabellen. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme.
- Schuind F, Garcia-Elias M, Cooney WP, An KN (1992) Flexor tendon forces: in vivo measurements. *J Hand Surg Am* 17 (2): 291–298.
- Schünke M, Schulte E, Schumacher U (2005) *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 100 Tabellen. Stuttgart: Thieme.
- Sharma P, Maffulli N (2005) Basic biology of tendon injury and healing. *Surgeon* 3 (5): 309–316.
- Sharma P, Maffulli N (2005) Tendon injury and tendinopathy: healing and repair. *J Bone Joint Surg Am* 87 (1): 187–202
- Sharma P, Maffulli N (2006) Biology of tendon injury: healing, modeling and remodeling. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 6 (2): 181–190.
- Silfverskiöld 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.
- Silfverskiöld KL, May EJ, Tornvall AH (1992) Gap formation during controlled motion after flexor tendon repair in zone II: a prospective clinical study. *J Hand Surg Am* 17 (3): 539–546.
- Silva JM, Zhao C, An KN, Zobitz ME, Amadio PC (2009) Gliding resistance and strength of composite sutures in human flexor digitorum profundus tendon repair: an in vitro biomechanical study. *J Hand Surg Am* 34 (1): 87–92.
- Small JO, Brennen MD, Colville J (1989) Early active mobilisation following flexor tendon repair in zone 2. *J Hand Surg Br* 14 (4): 383–391.
- Smith A M, Forder JA, Annapureddy SR, Reddy KSK, Amis AA (2005) The porcine forelimb as a model for human flexor tendon surgery. *J Hand Surg Br* 30 (3): 307–309.

- Stewart J (1929) Lorenz Heister: Surgeon (1683-1758). American Medical Association [zitiert am 16.02.2014]. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1710654/pdf/canmedaj00487-0132.pdf>
- Takeuchi N, Mitsuyasu H, Hotokezaka S, Miura H, Higaki H, Iwamoto Y (2010) Strength enhancement of the interlocking mechanism in cross-stitch peripheral sutures for flexor tendon repair: biomechanical comparisons by cyclic loading. *J Hand Surg Eur Vol* 35 (1): 46–50.
- Tanaka T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, An KN (2003) Gliding resistance versus work of flexion—two methods to assess flexor tendon repair. *J. Orthop. Res.* 21 (5): 813–818.
- Tanaka T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, An KN (2005) Flexor digitorum profundus tendon tension during finger manipulation. *J Hand Ther* 18 (3): 330-8.
- Thien TB, Becker JH, Theis JC (2004) Rehabilitation after surgery for flexor tendon injuries in the hand. *Cochrane Database Syst Rev* 18 (4): 1-25.
- Thurman RT, Trumble TE, Hanel DP, Tencer AF, Kiser PK (1998) Two-, four-, and six-strand zone II flexor tendon repairs: an in situ biomechanical comparison using a cadaver model. *J Hand Surg Am* 23 (2): 261–265.
- Towfigh H (2011) *Handchirurgie*. Berlin: Springer: 4–137.
- Trybus M, Lorkowski J, Brongel L, Hladki W (2006) Causes and consequences of hand injuries. *The American Journal of Surgery* 192 (1): 52–57.
- 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 (1981) Historical development of surgery of the flexor tendons. *Handchirurgie* 13 (3-4): 181–185.
- Viinikainen A, Göransson H, Huovinen K, Kellomäki M, Rokkanen P (2004) A comparative analysis of the biomechanical behaviour of five flexor tendon core sutures. *J Hand Surg Br* 29 (6): 536–543.
- Viinikainen A, Göransson H, Ryhänen J (2008) Primary flexor tendon repair techniques. *Scand J Surg* 97 (4): 333–340.
- Wada A, Kubota H, Hatanaka H, Hotokezaka S, Miura H, Iwamoto Y (2000) The mechanical properties of locking and grasping suture loop configurations in four-strand core suture techniques. *J Hand Surg Br* 25 (6): 548–551.
- Wade PJ, Muir IF, Hutcheon LL (1986) Primary flexor tendon repair: the mechanical limitations of the modified Kessler technique. *J Hand Surg Br* 11 (1): 71–76.
- Waitayawinyu T, Martineau PA, Luria S, Hanel DP, Trumble TE (2008) Comparative biomechanic study of flexor tendon repair using FiberWire®. *J Hand Surg Am* 33 (5): 701–708.
- Wassermann RJ, Howard R, Markee B, Payne W, Ondrovic L, Lee W, Greenwald DP (1997) Optimization of the MGH repair using an algorithm for tenorrhaphy evaluation. *Plast. Reconstr. Surg* 99 (6): 1688–1694.
- Weiss C (2010) *Basiswissen Medizinische Statistik*. 5. Aufl. Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Werber KD (2005) *Beugesehnenverletzungen der Hand*. Springer Medizin Verlag. *Der Unfallchirurg* 108: 873–882.
- Winkel R (2009) *Sehnenverletzungen*. Vortrag „Sehnenverletzungen“ für den 22. Handchirurgischen Operationskurs – „Die traumatisierte Hand“. Universitätsklinikum Gießen, 18.09.2009.
- Winkel R, Kalbhenn O, Hoffmann R (2012) Ergebnisse von Nähten der Beugesehnen der Finger mit Kernnähten aus 2-Strängen (40 Sehnen) und Kernnähten aus 4-Strängen (64 Sehnen). *Handchir Mikrochir Plast Chir* 44: 129–134.
- Wirth CJ, Carls J (2000) Pathologie der akuten und chronischen Sehnenverletzung. *Orthopade* 29 (3): 174–181.

- Witte mann M, Blumenthal K, Hornung RW, Germann G (1996) Washington regime after-care of flexor tendon injuries in zone 2. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 28 (4): 191–197.
- Woo SL, Gelberman RH, Cobb NG, Amiel D, Lothringer K, Akeson WH (1981) The importance of controlled passive mobilization on flexor tendon healing. A biomechanical study. *Acta Orthop Scand* 52 (6): 615–622.
- Zechner W, Buck-Gramcko D, Lohmann H, Goth D, Stock W (1985) Überlegungen zur Verbesserung der Nahttechnik bei Beugesehnenverletzungen. Klinische und experimentelle Studie. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 17 (1): 8–13.
- Zetlitz E, Wearing SC, Nicol A, Hart AM (2012) Objective assessment of surgical training in flexor tendon repair: the utility of a low-cost porcine model as demonstrated by a single-subject research design. *J Surg Educ* 69 (4): 504–510.
- Zhao C, Amadio PC, Momose T, Couvreur P, Zobitz ME, An KN (2001) The effect of suture technique on adhesion formation after flexor tendon repair for partial lacerations in a canine model. *J Trauma* 51 (5): 917–921.
- Zhao C, Amadio PC, Zobitz ME, An KN (2001) Gliding characteristics of tendon repair in canine flexor digitorum profundus tendons. *J. Orthop. Res* 19 (4): 580–586.
- 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. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16 (8): 696–701.
- Zhao C, Amadio PC, Berglund L, Zobitz ME, An KN (2003) A new testing device for measuring gliding resistance and work of flexion in a digit. *J Biomech* 36 (2): 295–299.
- Zhao C, Amadio PC, Momose T, Zobitz ME, Couvreur P, An KN (2002) Remodeling of the gliding surface after flexor tendon repair in a canine model in vivo. *J. Orthop. Res* 20 (4): 857–862.
- Zhao C, Amadio PC, Tanaka T, Kutsumi K, Tsubone T, Zobitz ME, An KN (2004) Effect of gap size on gliding resistance after flexor tendon repair. *J Bone Joint Surg Am* 86 (11): 2482–2488.

8 Anhang

8.1 Abkürzungsverzeichnis

A.	-	Arterie
Abb.	-	Abbildung
AOK	-	Allgemeine Ortskrankenkasse
BKK	-	Betriebskrankenkasse
bzw.	-	beziehungsweise
ca.		circa
cm		Zentimeter
DIP	-	Distales Interphalangealgelenk
FDP	-	Flexor digitorum profundus
FDS	-	Flexor digitorum superficialis
GKV	-	Gesetzliche Krankenversicherung
ICD	-	International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems
IKK	-	Innungskrankenkasse
Lig.	-	Ligamentum
Ligg.	-	Ligamenta
LKK	-	Landwirtschaftliche Krankenkassen
M.	-	Musculus
Max.		Maximum
MCP	-	Metocarpophalangealgelenk
MGH	-	Massachusetts General Hospital
Min.		Minimum

mm		Millimeter
Mm.	-	Musculi
MW		Mittelwert
N.	-	Nervus
N		Newton
NaCl	-	Natriumchlorid
PDGF	-	Platelet Derived Growth Factor
PIP	-	Proximales Interphalangealgelenk
R.	-	Ramus
S		Standardabweichung
s. u.	-	siehe unten
TGF	-	Transforming Growth Factor
u. a.	-	unter anderem
UHMWPE	-	Ultra High Molecular Weight Polyethylene
WIdO	-	Wissenschaftliches Institut der AOK
z. B.	-	zum Beispiel

8.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: (a+b) Muskeln des rechten Unterarms in der Ansicht von ventral	6
Abbildung 2: Darstellung des Camper's Chiasma	7
Abbildung 3: Anordnung der Beugesehnen am distalen Unterarmende	8
Abbildung 4: Darstellung der palmaren Sehnenscheiden	9
Abbildung 5: Verstärkungsbänder der digitalen Sehnenscheide	10
Abbildung 6: Einteilung der Verletzungszonen von Beugesehnen	12
Abbildung 7: Struktur einer Sehne	15
Abbildung 8: (a+b) Schematischer Aufbau der Sehnenscheide	18
Abbildung 9: Extrinsische Sehnenheilung	20
Abbildung 10: Intrinsische Sehnenheilung	21
Abbildung 11: Kleinert- Schiene	25
Abbildung 12: Histologischer Vergleich	33
Abbildung 13: (a+b) Der FiberLoop®	35
Abbildung 14: Funktionsschema eines servohydraulischen Prüfsystems	37
Abbildung 15: Der Versuchsaufbau im Institut für Werkstofftechnik	38
Abbildung 16: Die Spannvorrichtung der Universalprüfmaschine	38
Abbildung 17: Darstellung der EDV-gestützten Aufzeichnungen der Messwerte	40
Abbildung 18: Darstellung der Spaltbildung	41
Abbildung 19: Riss des Nahtmaterials	42
Abbildung 20: Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne	43
Abbildung 21: Versagen des Knotens	43
Abbildung 22: Ausriss der Sehne aus den haltenden Klemmen	44
Abbildung 23: Die frei präparierte porcine M. extensor digitorum III Sehne	45
Abbildung 24: Schematische Darstellung der Zechnernaht	47
Abbildung 25: (a-d) Ausführung der Zechnernaht	48

Abbildung 25: (e-f) Ausführung der Zechernaht	49
Abbildung 26: Schematische Darstellung der Beckernaht	50
Abbildung 27: Schematische Darstellung der MGH-Naht	50
Abbildung 28: (a+b) Ausführung der modifizierten Kreuzstichnaht	52
Abbildung 28: (c-h) Ausführung der modifizierten Kreuzstichnaht	53
Abbildung 28: (i-l) Ausführung der modifizierten Kreuzstichnaht	54
Abbildung 29: Locking Loop und Grasping Loop	55
Abbildung 30: Schematische Darstellung der neu entwickelten primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten	56
Abbildung 31: (a-D) Ausführung der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten	58
Abbildung 31: (e-H) Ausführung der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten	59
Abbildung 31: (i-l) Ausführung der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten	60
Abbildung 31: (m-p) Ausführung der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten	61
Abbildung 31: (q-R) Ausführung der primären Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten	62
Abbildung 32: Darstellung der Zugversuche	64
Abbildung 33: Verteilung der Kraft (N) bei Nahtversagen	68
Abbildung 34: Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen	72
Abbildung 35: Verteilung der Kraft (N) bei 1 mm Spaltbildung	84
Abbildung 36: Verteilung der Kraft (N) bei 2 mm Spaltbildung	86
Abbildung 37: Verteilung der Kraft (N) bei 3 mm Spaltbildung	88
Abbildung 38: Verteilung der Kraft (N) bei 1 cm Spaltbildung	90

8.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1a:	Exemplarische Übersicht unterschiedlicher Nahttechniken	29
Tabelle 1b:	Exemplarische Übersicht unterschiedlicher Nahttechniken	30
Tabelle 2:	Verteilung der Kraft (N) bei Nahtversagen	67
Tabelle 3:	Verteilung der Spaltbildung (mm) bei Nahtversagen	71
Tabelle 4:	Verteilung des Versagensmechanismus	74
Tabelle 5:	Verteilung der Kraft (N) für die Zechernaht	76
Tabelle 6:	Verteilung der Kraft (N) für die modifizierte Kreuzstichnaht	78
Tabelle 7:	Verteilung der Kraft (N) für die primäre Beugesehennaht mit Schlingen-, Stich- und Knüpfknoten	80
Tabelle 8:	Verteilung der Kraft (N) getrennt nach den drei Nahttechniken	82

9 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, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. 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

10 Danksagung

"Leider läßt sich eine wahrhafte Dankbarkeit mit Worten nicht ausdrücken"

(Johann Wolfgang von Goethe)

Im Rahmen dieser Arbeit lernte ich viele Menschen kennen, denen mein großer Dank gilt und ohne deren Hilfe, Ratschläge, Unterstützung und Wissen diese Arbeit nie zustande gekommen wäre.

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Gabor Szalay, der mir diese wissenschaftliche Arbeit durch einen großen Vertrauensvorschuss erst ermöglichte, mir jederzeit mit Rat und Tat zur Seite stand und auf alle meine panischen Hilferufe unverzüglich, ohne Rücksicht auf seine Arbeitszeit, eventuellen Urlaub und Freizeit reagierte.

Lieber Gabor, DANKESCHÖN!

Herrn Dr. med. Reiner Winkel, ehemaliger Chefarzt der Abteilung für Hand- und Plastische Chirurgie der Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt am Main, möchte ich für seinen Einsatz und seine geopfert Zeit danken, die er dieser Arbeit im Rahmen der Adaption der Sehnenstümpfe mittels der unterschiedlichen Nahttechniken sowie dem Lesen der Rohversion widmete.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Dr.-Ing. Arne Ohrndorf, der im Namen des Instituts für Werkstofftechnik der Universität Siegen die Nutzung der Universalprüfmaschine ermöglichte, die Zugversuche betreute und zu einem „Blick über den Tellerrand“ in die Werkstofftechnik anspornte.

Ein großer Dank gilt auch der Arbeitsgruppe Medizinische Statistik der Universität Gießen, insbesondere Frau Christine Scheibelhut, die die statistische Auswertung der Messergebnisse der vorliegenden Arbeit vornahm und mit unendlicher Geduld „Licht in meine statistische Dunkelheit“ brachte.

Weiterhin danken möchte ich auch dem Team des Labors für experimentelle Unfallchirurgie der Universität Gießen, vor allem Frau Prof. Dr. rer. nat. Katrin Lips, für die Unterstützung bei der Anfertigung der histologischen Schnitte.

Auch herzlich danken möchte ich Frau Dr. med. Sabine Reh-Plass und Herrn Dr. med. Willem Plass für die Unterstützung und Anleitung meiner ersten, noch sehr zögerlichen Nahtversuche an Schweinepfoten sowie den jahrelangen Verzicht auf eure Fachliteratur. Jetzt bekommt ihr die Bücher endlich zurück.

Mein besonderer Dank gilt meinen Freunden:

Sabine Pacholke, ohne die ich diese Dissertation nie bekommen hätte. Danke, dass du die E-Mail weitergeleitet hast.

Christiane Opitz für die Unterstützung und Begleitung auf den Fahrten zwischen Frankfurt und Siegen.

Heike Hildenbrand, Marius Merz, Johannes Oester-Barkey, Sabine Pacholke und Thomas Schaaf: Vielen Dank für das Lesen der Rohversion und so manchen freundschaftlichen Rat.

Von ganzem Herzen danke ich meinem Schatz! Danke für deine Unterstützung und das Anspornen zum Durchhalten.

Mein größter Dank gilt meiner Familie! Ihr habt immer an mich geglaubt, mich ermutigt, mich unterstützt, mir diesen Lebensweg ermöglicht und seid immer für mich da, weit über das normale Maß hinaus.

DANKE!