

Aus der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und
Wiederherstellungschirurgie der Universität Würzburg
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Rainer H. Meffert

**Biomechanische Analyse der augmentierten und nicht-augmentierten
Beugesehennaht**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
Vanessa Schmitt
aus Würzburg

Würzburg, Dezember 2017



Referentin: Priv.-Doz. Dr. med. Stefanie Hölscher-Doht

Korreferent: Prof. Dr. rer. nat. Uwe Gbureck

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 23.10.2018

Die Promovendin ist Ärztin.

MEINEN ELTERN IN DANKBARKEIT GEWIDMET

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG	1
1.1	Anatomie und Physiologie der Beugesehne	1
1.2	Biomechanik der Sehne	3
1.3	Epidemiologie, Ätiologie und Pathogenese von Sehnenläsionen	5
1.4	Therapie und Behandlungsmethoden von Sehnenläsionen	7
1.4.1	Sehnenheilung	8
1.4.2	Operative und konservative Versorgung	9
1.4.3	Sehnennahttechniken	10
1.5	Nachbehandlung von Sehnenläsionen	13
1.6	Biomechanische Untersuchungen und Methoden	16
1.7	Chirurgische Klebstoffe und ihre Verwendung	18
1.8	Klebstoffe in der Sehnenchirurgie	19
1.8.1	Funktionsweise von BioGlue®	20
1.8.2	Bisherige Anwendungsbereiche von BioGlue®	21
1.9	Fragestellung	22
2	MATERIALIEN UND METHODEN	23
2.1	Sehnenmaterial	23
2.2	Naht- und Augmentationsmaterial	23
2.3	Nahttechnik	24
2.3.1	4-Strang Kirchmayr-Kessler-Naht modifiziert nach Zechner	24
2.3.2	Ringnaht nach Kleinert	25
2.3.3	Versorgung mit BioGlue®	26
2.4	Biomechanischer Versuchsaufbau	27
2.5	Statische und zyklische Parameter	29
2.5.1	2-mm-Spalt bei statischer Testung	30
2.5.2	Maximalkraft bei statischer Testung	30
2.5.3	Steifigkeit bei statischer Testung	30
2.5.4	BioGlue®-Riss bei statischer Testung	31
2.5.5	Sehnenelongation bei 10 N, 20 N und 30 N	32
2.5.6	Maximalkraft bei zyklischer Testung	32
2.5.7	Zunahme der Sehnenquerschnittsfläche	33
2.6	Statistik	33

3	ERGEBNISSE	35
3.1	2-mm-Spalt bei statischer Testung.....	36
3.2	Maximalkraft bei statischer Testung.....	36
3.3	Steifigkeit bei statischer Testung.....	37
3.4	BioGlue®-Riss bei statischer Testung.....	37
3.5	Sehnenelongation bei 10 N, 20 N und 30 N.....	38
3.6	Maximalkraft bei zyklischer Testung.....	38
3.7	Zunahme der Sehnenquerschnittsfläche.....	39
3.8	Art des Nahtversagens.....	40
4	DISKUSSION	41
4.1	Biomechanischer Versuchsaufbau und -durchführung.....	41
4.2	Nahtmaterial und Nahttechnik.....	42
4.3	Bedeutung der Ringnaht.....	44
4.4	Einfluss von BioGlue® auf die Stabilität der Sehnennaht.....	45
4.5	Biokompatibilität von BioGlue®.....	46
4.6	Applikationstechnik des Klebstoffes.....	48
4.7	Beeinflussung der Biomechanik durch Verwendung von BioGlue®.....	49
4.8	Porcine Sehnen im Vergleich zu humanen Sehnen.....	51
4.9	Ausblick.....	51
5	ZUSAMMENFASSUNG	53
6	LITERATURVERZEICHNIS	54
7	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	62

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Aa.	Arteriae
Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
DIP-Gelenk	distales Interphalangeal-Gelenk
FDS	Musculus flexor digitorum superficialis
FDP	Musculus flexor digitorum profundus
M.	Musculus
MCP-Gelenk	Metacarpophalangeal-Gelenk
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
n	Anzahl
p	p-Wert
PDS	Polydioxanon
PIP-Gelenk	proximales Interphalangeal-Gelenk
SD	Standardabweichung
sog.	sogenannt
Tab.	Tabelle
u.a.	unter anderem
v.a.	vor allem
z.B.	zum Beispiel

1 EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG

1.1 Anatomie und Physiologie der Beugesehne

Die Beugung der Hand und ihrer Finger erfordert ein komplexes Zusammenspiel der verschiedenen Muskel- und Sehnggruppen. Die volaren Muskeln des Unterarms und der Hand sind in eine oberflächliche und eine tiefe Muskelgruppe unterteilt. Zu den Finger- und Handgelenksbeugern der oberflächlichen Schicht gehören M. flexor carpi radialis, M. flexor carpi ulnaris, M. flexor digitorum superficialis und M. palmaris longus, der in seiner Lage und dem Ausbildungsgrad sehr variabel sein kann [1]. Zur tiefen Schicht der volaren Beugemuskeln zählen M. flexor digitorum profundus und M. flexor pollicis longus. Dem M. flexor digitorum superficialis (FDS) und dem M. flexor digitorum profundus (FDP) entspringen je vier Sehnen, die an den Mittelphalangen (FDS) und Endphalangen (FDP) des zweiten bis fünften Fingers ansetzen. Die restlichen Muskeln besitzen dagegen jeweils nur eine Beugesehne. Durch Kontraktion des M. flexor carpi radialis, des M. palmaris longus und des M. flexor carpi ulnaris erfolgt die Beugung im Handgelenk, die Radialabduktion sowie die Ulnarabduktion. Die restlichen Flexoren beugen nicht nur das Handgelenk, sondern auch alle Fingergelenke. Dabei ist der FDP der einzige Muskel, der aktiv die Endgelenke von Zeige- bis Kleinfinger beugen kann. Das Endgelenk des Daumens wird dagegen vom M. flexor pollicis longus gebeugt, dessen Sehne bis zur Endphalanx des Daumens zieht.

Da die Sehnen des FDP meist einem gemeinsamen Muskelbauch entspringen und zudem untereinander verbunden sind, zeigen die Finger eine gewisse Abhängigkeit voneinander, das sog. Quadriga-Phänomen nach Verdan [2]. Dieses Phänomen beschreibt die Einschränkung der Beugefunktion eines nicht betroffenen Fingers bei Verletzung, Adhäsion, Verkürzung oder Versteifung der FDP-Sehne eines benachbarten Fingers und resultiert u.a. in einem Kraftverlust bei Faustschluss [3]. Unter physiologischen Bedingungen verhindert es bei voller Extension eines Fingers die aktive Beugung im distalen Interphalangeal-

Gelenk (DIP) benachbarter Finger. Die Sehnen des FDS besitzen dagegen eine größere Eigenbeweglichkeit und Unabhängigkeit voneinander.

Auch im weiteren anatomischen Verlauf unterscheiden sich die Sehnen des FDP und des FDS. So setzen die oberflächlichen Beugesehnen nach Teilung auf Höhe des Grundgliedes in der Bifurcatio tendinis und nach Abgabe von Faserzügen an das Chiasma tendinum Camperi bereits am Mittelglied an, während die Beugesehnen des FDP durch die Bifurcatio tendinis treten und oberflächlich bis zum jeweiligen Fingerendglied ziehen [4-6].

Die Beugesehne besteht hauptsächlich aus Kollagen, das in Primär-, Sekundär- und Tertiärbündeln angeordnet ist [7]. Die Kollagenfaserbündel sind parallel zum Verlauf der Sehne ausgerichtet, um eine möglichst hohe Zugfestigkeit zu erlangen [8]. Ein Kollagenmolekül setzt sich aus einer Triplehelix, die aus drei α -Polypeptidketten besteht, zusammen. In den Kollagenfaserbündeln befindet sich v.a. das Kollagen I. Weitere in der Beugesehne vorhandene Kollagentypen sind das Kollagen II, III, IV und V [9]. Die Kollagenfaserbündel werden von einer gelartigen Substanz, die u.a. Proteoglykane, Glukosaminoglykane und Strukturglykoproteine enthält, umgeben.

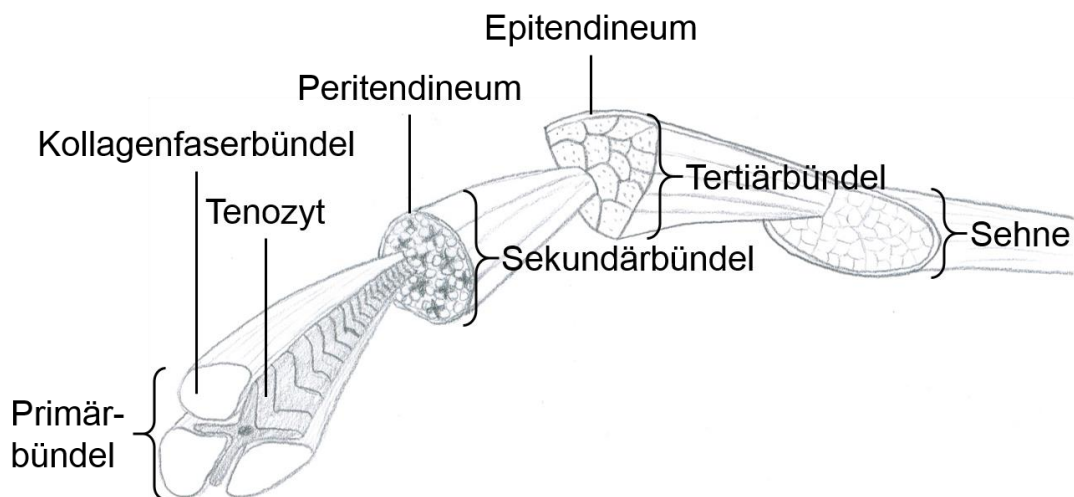


Abb. 1: Schematische Darstellung des Beugesehnenaufbaus. Modifiziert nach Langer [6].

Wie in Abb. 1 skizziert, besteht ein Primärbündel aus mehreren Kollagenfaserbündeln, die von Tenozyten, den Fibrozyten der Sehne, zusammengehalten werden. Die Sekundärbündel, die mehrere Primärbündel

umfassen, werden von lockerem Bindegewebe, dem Peritendineum, umgeben, welches als Verschiebeschicht dient und Nerven und Gefäße enthält. Mehrere Sekundärbündel bilden wiederum ein Tertiärbündel. Die Einheit aller Tertiärbündel wird vom Epitendineum umhüllt und bildet letztlich die Sehne [10]. Die Beugesehnen werden zusätzlich von einer Beugesehnenscheide, der Synovialis, umhüllt [5]. Sie dient als Gleitlager und Verletzungsbarriere und wird zur Ernährung und Erhaltung der Beugesehne benötigt. Die Versorgung der Hand- und Fingerbeugesehnen erfolgt über Blutgefäße, die mit der Synovialis verlaufen. Allerdings reduziert sich die Synovialis im Fingerbereich wegen des engen osteofibrösen Verlaufs der Beugesehne auf ein Minimum [6]. Hier erfolgt die Versorgung der Sehnen hauptsächlich über Diffusion sowie über die Vincula longa und Vincula brevia [11]. Sowohl die oberflächlichen als auch die tiefen Beugesehnen werden von Vincula, die den Aa. digitales palmares entspringen und im Mesotendineum zur Sehne verlaufen, versorgt [5]. Da die Druckbelastung auf der palmaren Seite der Sehne höher ist, ziehen sie von der Knochenseite zu den Sehnen [6]. Ihre Schonung und Erhaltung bei der operativen Beugesehnenversorgung ist maßgebend für ein gutes postoperatives Ergebnis [12].

1.2 Biomechanik der Sehne

Die Hauptfunktion der Beugesehnen stellt die Übertragung und Umlenkung von Zugkräften aus dem Muskel in eine Drehbewegung der Finger- und Handgelenke dar. Durch den langen Beugesehnenverlauf sind die Muskelbäuche zudem im Unterarm, einer anatomisch günstigeren Region, gelegen und stören somit nicht bei der Flexion. Außerdem können die Sehnen durch Bänder und Retinacula besser am Knochen fixiert werden als die Muskelfasern, was für ihre biomechanische Eigenschaft von großer Bedeutung ist. Je weiter die Sehne von der Bewegungsachse des Gelenks entfernt ist, desto größer ist das Moment und desto kleiner die Gelenkbewegung, die durch die Muskelkontraktion ausgelöst wird [13]. Im Langfingerbereich halten die Ring- und Kreuzbänder die Sehne nahe am Knochen und optimieren somit die Kraftübertragung auf die Gelenke bei

der Fingerbeugung [14]. Diese wichtige Aufgabe wird im Mittelhandbereich von den Verbindungen der Palmaraponeurose mit den tiefen Septen (1892 von Legueu und Juvara erstmals beschrieben [15]) und im Handgelenksbereich durch das Retinaculum flexorum übernommen. Im Fingerbereich wird die Kraftübertragung durch die in Abb. 2 dargestellten Ringbänder, A1 bis A5, und Kreuzbänder, C1 bis C3, bewirkt [16]. Das A2- und A4-Ringband gelten als die biomechanisch wichtigsten Ringbänder und sollten bei der operativen Behandlung erhalten bzw. rekonstruiert werden, um den sog. Bogensehneneffekt und den damit verbundenen Kraftverlust zu vermeiden [17, 18].

Die Ringbänder verlaufen transversal bzw. anular um die Sehne und setzen am jeweiligen Fingerknochen an. Das A1-Ringband befindet sich über dem Metacarpophalangeal-Gelenk (MCP), das A3-Ringband über dem proximalen Interphalangeal-Gelenk (PIP) und das A5-Ringband über dem distalen Interphalangeal-Gelenk (DIP). Durch das A2-Ringband wird die Sehne am Grundglied und durch das A4-Ringband am Mittelglied fixiert. Zwischen den Ringbändern A2 bis A5 liegen die drei Kreuzbänder, die schräg verlaufen und sich überkreuzen [5, 16].

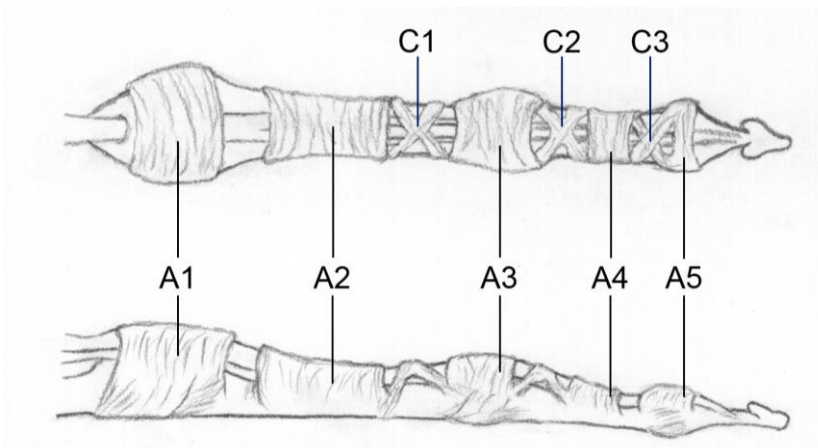


Abb. 2: *Palmare (oben) und laterale (unten) Ansicht der Ringbänder A1 bis A5 und der Kreuzbänder C1 bis C3. Modifiziert nach Martini und Daecke [19].*

Am Daumen findet sich dagegen eine andere Aufteilung der Bänder verglichen mit dem zweiten bis fünften Finger. Hier unterscheidet man zwischen A1-Ringband am Daumengrundgelenk und einem A2-Ringband am Daumenendgelenk. Dazwischen liegt ein schräges Ringband und proximal davon

ein weiteres transversales Ringband, das sehr variabel ausgeprägt sein kann [6, 20].

Biomechanische Untersuchungen ergaben eine Kraftentwicklung von 2 bis 4 N bei passiver Flexion, etwa 10 N bei aktiver Flexion gegen leichten Widerstand, 19 N bei Flexion gegen mäßigen Widerstand und eine Kraft von 70 N bei festem Faustschluss [13, 21, 22]. Der Pinzettengriff von Zeigefinger und Daumen kann eine Kraft von bis zu 120 N entwickeln [22]. Diese Kraft wird unterschiedlich auf die Ringbänder verteilt. Bei geringer Beugung lastet der Großteil der Zugkraft auf dem A2- und A4-Ringband, bei stärkerer Beugung werden auch die anderen Ring- und Kreuzbänder zunehmend belastet [6].

1.3 Epidemiologie, Ätiologie und Pathogenese von Sehnenläsionen

Traumata der Hand sind mit etwa 20% ein häufiges Verletzungsbild in der Notaufnahme [23, 24]. Obwohl die Beugesehne nur bei weniger als 1% aller Handverletzungen betroffen ist, stellt sie bei der Vielzahl der Handverletzungen einen nicht zu unterschätzenden Anteil dar [6, 25]. Meist sind dabei junge Männer betroffen [24, 25]. Durch die exponierte Lage der Beugesehne direkt unter der Haut des Fingers kann diese bereits bei äußerlich kleinen Hautläsionen verletzt sein, weshalb eine gründliche klinische Untersuchung zur sicheren Erkennung einer Beugesehnenverletzung erforderlich ist [6, 24, 26].

Beugesehnenläsionen lassen sich sowohl in offene als auch in geschlossene Läsionen einteilen. Zu den klassischen Verletzungsgegenständen zählen neben Glasscherben und Messern auch Sägen und Fräsen [24]. Die geschlossenen Läsionen treten seltener und oft im Zusammenhang mit Sportunfällen auf. Meist reißt die Sehne wegen einer ruckartigen Extension des gebeugten Fingers aus, sog. Jersey- oder Rugby-Finger [27]. Aber auch sich wiederholende Bewegungen bzw. Belastungen können zu einer geschlossenen Ruptur der Sehne führen. Bei knöchernem Sehnenauriss wird die Läsion auch Avulsionsfraktur genannt. Zu den Ursachen, die eine spontane Sehnenruptur bedingen können, zählen u.a. infektiöse Erkrankungen, Schwächung der Sehnenkontinuität durch frühere Verletzungen, Tumore, rheumatoide

Synovialitis, Degeneration durch Steroidbehandlung sowie Aufreißen der Sehne an Knochenanbauten und zu weit distal liegendem Osteosynthesematerial [27]. Wie in Abb. 3 dargestellt, wurde der Beugesehnenbereich von Verdan und Nigst in Zonen eingeteilt und nach Langer, Tang und Moiemien modifiziert, um eine bessere Versorgung der Beugesehnenverletzungen zu gewährleisten [6, 28-30].

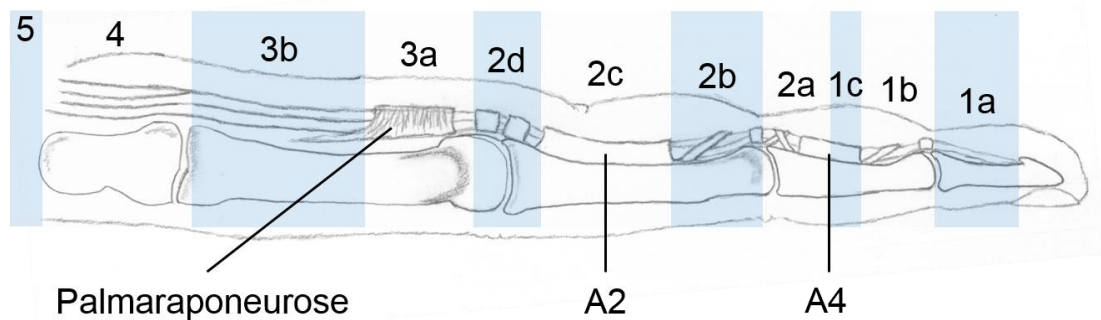


Abb. 3: Zoneneinteilung der Beugesehne nach Verdan und Nigst, modifiziert nach Langer, Tang und Moiemien [6, 28-30]. Zeichnung modifiziert nach Towfigh et al. [6].

In Abb. 4 ist zusätzlich zur Zoneneinteilung der Langfinger die Unterteilung des Daumens in die Zonen Th1 bis Th3 dargestellt. Dabei entspricht der Abschnitt vom Ansatzbereich der Sehne des M. flexor pollicis longus bis zum proximalen Rand des A2-Ringbandes der Th1-Zone. Daran schließt die Zone Th2 an, die von Th3 durch den proximalen Rand des A1-Ringbandes getrennt wird. Th3 bezeichnet die Zone über der Thenarmuskulatur.

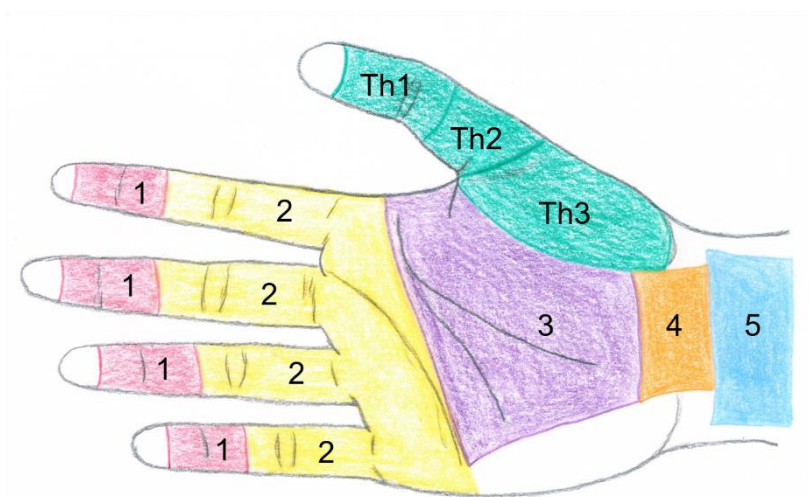


Abb. 4: Vereinfachte Darstellung der Zoneneinteilung nach Verdan an der Hand. Modifiziert nach Martini und Daecke [19].

1.4 Therapie und Behandlungsmethoden von Sehnenläsionen

In den frühen 1920er Jahren prägte Bunnell den Begriff „no man's land“. Damit bezeichnete er den Bereich, heute Zone 2 zwischen A4- und A1-Ringband, in dem Chirurgen keine guten Ergebnisse mit einer Sehnennaht erzielen konnten. Er empfahl rupturierte Sehnen im Finger nicht zu nähen, sondern durch Transplantate zu ersetzen [31]. Ausgelöst durch Artikel von Autoren wie Verdant und Kleinert, welche die primäre Beugesehnennaht gegenüber der sekundären Sehnen transplantation präferierten, änderte sich die Meinung über die Versorgung von Beugesehnenrupturen ab 1960 zunehmend [13, 29, 32]. Bis heute stellt die primäre Beugesehnennaht die erste Wahl zur Versorgung von Rupturen dar. In den letzten Jahren gab es allerdings weitere Diskussionen, Fortschritte und Bemühungen auf der Suche nach der idealen Beugesehnennaht. Die ideale Naht ist von mehreren Faktoren abhängig. Dazu zählen nicht nur die verschiedenen Stadien der Sehnenheilung, die die Stabilität der Sehnennaht beeinflussen, sondern auch Bedingungen wie [13, 33, 34]:

- Fadenstärke und -beschaffenheit des Nahtmaterials
- Dicke und Beschaffenheit der Nadel
- Anzahl der Fäden, die die Sehnenläsion überbrücken
- Verankerung der Naht in der Sehne
- Art und Design der Naht
- Sichere und feste Knotenplatzierung
- Glatte Verbindung der Sehnenenden miteinander
- Möglichst keine Spaltbildung an der Läsionsstelle
- Minimales Eingreifen in die vaskuläre Versorgung der Sehne

Biomechanische Untersuchungen haben gezeigt, dass die Stärke der Sehnennaht von der Anzahl der Fäden, die die Läsion überbrücken, sowie von der Anbringung einer Ringnaht abhängt [26, 35-38]. Je mehr Fäden die Läsion überbrücken, desto stärker ist die Naht. Zur Vermeidung weiterer Nekrosezonen und ein damit verbundenes sekundäres Versagen der Naht darf die Integrität der Sehne durch die Anzahl der Fäden aber nicht zu sehr beeinträchtigt werden [34]. Darüber hinaus sollte der Umfang der Sehne durch die Naht nicht übermäßig

zunehmen, um ein weiterhin reibungsloses Gleiten in der Beugesehnenscheide, dem osteofibrösen Kanal sowie unter den Ring- und Kreuzbändern hindurch zu ermöglichen. Der Operateur muss diese Faktoren bei der Wahl der richtigen Beugesehnennaht berücksichtigen.

1.4.1 Sehnenheilung

Die physiologische Sehnenheilung ist neben der chirurgischen Wiederherstellung der Sehnenkontinuität ein weiterer wichtiger Bestandteil der Sehnenregeneration nach einer Ruptur. Die Sehnenheilung lässt sich in drei verschiedene Phasen, in eine Entzündungs-, eine Proliferations- bzw. Reparationsphase sowie eine Umbauphase, einteilen [13, 39]. In der Entzündungsphase erfolgt eine Migration von Entzündungszellen, darunter Makrophagen und Leukozyten, in den Defektbereich, die das nekrotische Gewebe entfernen [40]. In den ersten beiden Wochen ist die Stabilität der Sehnennaht am niedrigsten, da das Hämatom aus Fibrin und Kollagen nicht ausreicht, um die Sehnenenden zusammenzuhalten [26, 39]. Durch diese geringe Eigenstabilität muss die gesamte Kraft von der Naht getragen werden. Zudem nekrotisiert das Gewebe um die Einstichstelle und den Nahtfaden, und die Sehnenenden weichen zunehmend auf, was einen weiteren Stabilitätsverlust bedingt [34]. In der Reparationsphase erreicht die Proliferation der eingewanderten Fibroblasten ihren Höhepunkt [41]. Die Fibroblasten synthetisieren eine noch ungeordnete, extrazelluläre Matrix aus Kollagenen und Nichtkollagenen [42]. Das anfänglich synthetisierte Kollagen III nimmt ab und wird nach und nach durch eine gesteigerte Produktion von Kollagen I ersetzt [43]. Durch die gesteigerte Kollagenproduktion nimmt die Stabilität der Sehnennaht wieder zu. Erst in der Umbauphase erfolgt die typische, parallele Ausrichtung der Kollagenfibrillen zur Längsachse der Sehne hin [7].

Bei der Sehnenheilung wird außerdem zwischen der intrinsischen und extrinsischen Form der Heilung unterschieden. Bei der intrinsischen Heilung regeneriert sich die Sehne über die Fibroblasten aus dem umgebenden lockeren Bindegewebe selbst, während bei der extrinsischen Form die Regeneration von außen über die Fibroblasten der Synovialis und des Umgebungsgewebes

erfolgt [8, 44]. Die Ernährung der Sehne während des Heilungsvorganges erfolgt einerseits über Diffusion aus der Synovialflüssigkeit (intrinsisch) und andererseits über Perfusion aus neu gebildeten Gefäßen (extrinsisch) [45, 46]. In vivo besteht die Heilung aus einem komplexen Zusammenspiel dieser beiden Heilungsarten. Überwiegt dabei die extrinsische Heilung, kommt es zu Adhäsionen und Vernarbungen der Sehne mit der Umgebung. Das wiederum führt zu einer verminderten Beweglichkeit der Beugesehne [44]. Durch frühzeitige Bewegung der Beugesehne wird das extrinsische System gehemmt und die bereits entstandenen Gefäß- und Gewebseinsprossungen reißen aus. Die Sehnennaht muss also genügend Zugkraft aushalten können, um eine Mobilisation kurz nach der operativen Versorgung zu ermöglichen. Eine Spaltbildung von mehr als 2 mm zwischen den Sehnenenden sollte dabei möglichst verhindert werden, um eine gute intrinsische Heilung der Sehnenläsion zu ermöglichen und eine erneute Ruptur zu vermeiden [34, 47].

Außerdem spielen verschiedene Zytokine und Wachstumsfaktoren eine Rolle bei der Heilung [8, 48]. In den letzten Jahren wurden zunehmend verschiedene Wachstumsfaktoren untersucht, die durch vermehrte Gensuppression oder Genexpression die Heilung beschleunigen und im Idealfall die Bildung von Adhäsionen vermeiden sollen [8, 49-51]. Bisher haben sich diese Techniken in der Klinik aber nicht etabliert.

1.4.2 Operative und konservative Versorgung

Die klinische Diagnostik der Beugesehnenverletzung ist von großer Bedeutung für die weitere Behandlung. Durch verschiedene Tests wie z.B. den Unterarmkompressionstest, den Apley-Test, die aktive Testung der FDP oder den Schaukeltest, kann häufig schon ohne Zuhilfenahme weiterer apparativer Diagnostik ein differenziertes Untersuchungsergebnis erstellt werden. Apparativ kann je nach Art der Verletzung zusätzlich ein Ultraschall, Röntgen oder MRT veranlasst werden.

Bei der darauffolgenden Behandlung von Beugesehnenverletzungen wird zwischen konservativer und operativer Versorgung unterschieden. Prinzipiell stellt jede Beugesehnenverletzung wegen des erheblichen Funktionsausfalls und

des damit verbundenen Verlusts an Lebensqualität eine Indikation zur Beugesehnnennaht dar. Bei der konservativen Versorgung wird dagegen bewusst auf eine Sehnnennaht verzichtet. Dieses Vorgehen wird auf Grund der oben genannten Einschränkung der Fingerfunktion kaum angewendet und bleibt meist geschlossenen Beugesehnenrupturen vorbehalten.

Weiterhin spielen Faktoren wie Alter des Patienten, Alter der Verletzung, Bewegungsausmaß und Begleitverletzungen eine Rolle bei der Therapiewahl. Jede offene Beugesehnenverletzung wird gespült und gesäubert, um Infektionen zu verhindern. Bei der Beugesehnnennaht wird zwischen der primären und sekundären Sehnnennaht unterschieden. Von einer primären Sehnnennaht spricht man bei einer frischen Beugesehnenläsion, die innerhalb der ersten 14 Tage mit einer Naht versorgt wird. Allgemein gilt es, eine Beugesehnenverletzung so schnell wie möglich zu behandeln. Zu den Kontraindikationen zur primären Nahtversorgung zählen Infektionen und ausgeprägte Weichteildefekte. Bei der sekundären Beugesehnnennaht liegt die Verletzung schon weiter als 14 Tage zurück. Bei Erwachsenen kann eine Beugesehne noch bis zu sechs Wochen nach Verletzung mit einer sekundären Beugesehnnennaht versorgt werden. Die definitive Entscheidung fällt aber meist erst intraoperativ bei qualitativer Untersuchung der Sehnenenden. Kann die Sehne nicht mehr genäht werden, kommt gegebenenfalls eine sekundäre Sehnentransplantation in Frage [6]. Bei allen Sehnnähten ist eine atraumatische Nahttechnik von höchster Bedeutung [52].

1.4.3 Sehnnennahttechniken

Für die weitere operative Versorgung ist die Einteilung der Beugesehnenverletzung in die Zonen nach Verdán und Nigst essentiell, da je nach Zonenzuordnung unterschiedliche Nahttechniken empfohlen und verwendet werden [53]. Der Hautschnitt sollte so gewählt werden, dass die spätere Sehnnennaht außerhalb des narbigen Abheilungsbereiches des Hautschnittes liegt. Hierfür eignet sich u.a. der Zickzack-Schnitt nach Bruner [54]. Bereits bestehende Wunden sollten in die Planung der Schnittführung miteinbezogen werden.

Die Wahl des richtigen Nahtmaterials ist von großer Bedeutung. Der Faden darf die Stabilität und Integrität der Sehne nicht zu stark beeinträchtigen, muss aber eine gewisse Zugkraft bei frühzeitiger Mobilisation aushalten können [55, 56]. So ist die Wahl der adäquaten Fadenstärke zunächst von der Dicke der zu versorgenden Sehne, der Nahttechnik und der Funktion – Kern- oder Ringnaht – abhängig. Die am häufigsten für die Kernnaht verwendeten Stärken sind 4/0 und 3/0 [55]. Bei der Ringnaht wird dagegen eine Stärke von 5/0 bis 7/0 empfohlen [53]. Zusätzlich bieten Oberflächen- und Materialeigenschaften wie geflochten, monofil, pseudomonofil, mit Widerhaken, metallhaltig, resorbierbar oder nicht-resorbierbar beinahe unbegrenzte Auswahlmöglichkeiten. Es gibt in der Literatur keine endgültige Empfehlung, sodass die Materialwahl meist von den Erfahrungswerten des Operateurs abhängig ist [55].

Zudem muss ein möglichst reibungsloses Gleiten der Sehne ermöglicht werden. Hierfür wird empfohlen, Nahtmaterial möglichst innerhalb der Sehne zu platzieren, die Sehnenscheide zu rekonstruieren und die Sehnenenden glatt und ohne große Umfangszunahme zu adaptieren. In einigen Fällen muss ein Ringband gespalten werden, um das hindernisfreie Gleiten der genähten Sehne zu ermöglichen [55, 57, 58]. Die biomechanisch sehr wichtigen A2- und A4-Ringbänder sollten dabei nach Möglichkeit erhalten bleiben. Falls dies nicht umgesetzt werden kann, ist eine partielle Spaltung oder eine Ringbandplastik der kompletten Spaltung vorzuziehen [17, 18, 55, 57, 59, 60]. Unter Umständen ist auch eine Rekonstruktion der A2- und A4-Ringbänder notwendig, um dem sog. Bogensehneneffekt vorzubeugen und die Beugefunktion der Sehne zu erhalten oder wiederherzustellen [61, 62].

Bei der Kernnaht steht die Adaptation der Sehnenenden im Vordergrund. Die Kernnähte unterscheiden sich in Fadenführung, Knotenanzahl, Knotenplatzierung und Fadenstranganzahl, die die Läsion longitudinal überbrücken. Außerdem wird zwischen „grasping“ (nicht unterschlungenen) und „locking“ (unterschlungenen) Nahtschlaufen unterschieden, wie in Abb. 5 dargestellt [63]. Die den „locking“ Schlaufen gegenüber den „grasping“ Schlaufen zugeschriebene Kraft- und Sicherheitszunahme wird allerdings sehr kontrovers

diskutiert [55, 64]. Wichtiger für die Nahtstabilität ist der Sehnenquerschnitt, der von der Schlaufe erfasst wird [65, 66].

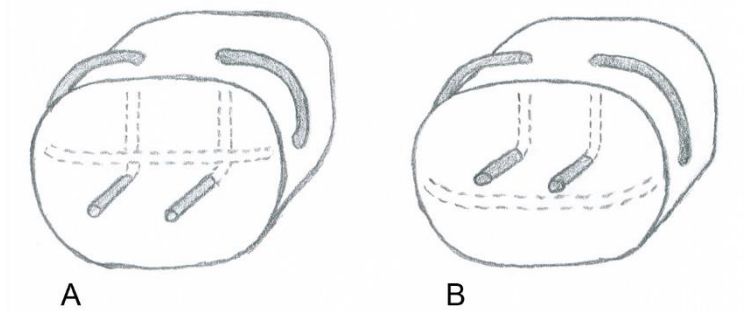


Abb. 5: A: „locking“ Nahtschlaufe, B: „grasping“ Nahtschlaufe.

Des Weiteren wird eine Platzierung der Schlaufen, Einstiche und Knoten in einer Entfernung von 7 bis 10 mm von der Sehnenläsion empfohlen [67, 68]. In Abb. 6 sind einige der geläufigsten Kernnähte abgebildet [26, 69]. Die Kernnaht muss bei Belastung den größten Teil der Zugkraft aushalten.

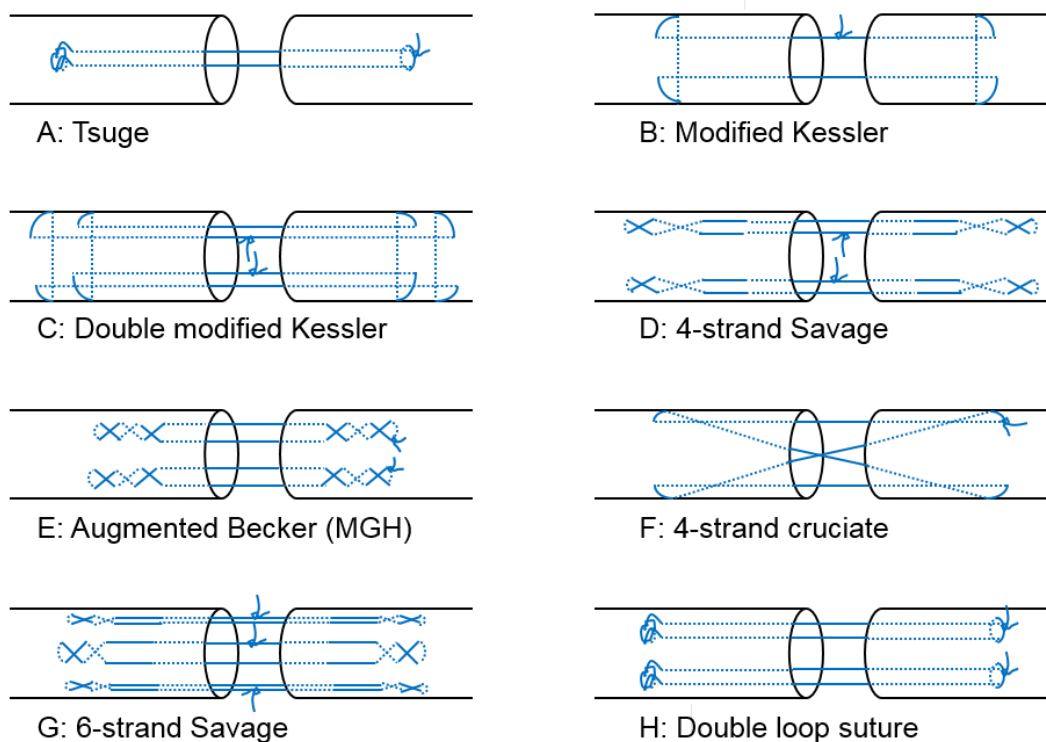


Abb. 6: Schematische Darstellung verschiedener Kernnähte. A: Tsuge, B: Modified Kessler, C: Double modified Kessler, D: 4-strand Savage, E: Augmented Becker (oder MGH repair), F: 4-strand cruciate, G: 6-strand Savage, H: Double loop suture. Nach Viinikainen et al. und Griffin et al. [26, 69].

Die Funktion der Ringnaht liegt in der Feinadaptation und der Glättung der Sehnenenden für eine verbesserte Gleitfunktion sowie in der zusätzlichen Stabilitätsgewinnung der Sehnennaht [38, 70]. Derzeit werden komplexe Nahttechniken bei der Ringnaht nicht empfohlen, da sie schwieriger anzubringen sind und eine große Sehnenoberfläche bedecken [55]. Die Stabilität der Ringnaht wird durch eine zunehmende Einstichtiefe und eine Erhöhung der Anzahl der Fäden, die die Läsion überbrücken, gesteigert [37, 55, 69, 70]. Außerdem ist sie vom Abstand zwischen der Einstichstelle und der Läsion abhängig [55]. Die Ringnaht stellt somit einen sehr wichtigen Bestandteil in der Versorgung von Beugesehnenähten dar, da sie nicht nur die Zugstärke der Sehnennaht erhöht, sondern auch die Wahrscheinlichkeit einer Spaltbildung vermindert [55]. In Abb. 7 sind verschiedene, häufig verwendete Ringnähte dargestellt.

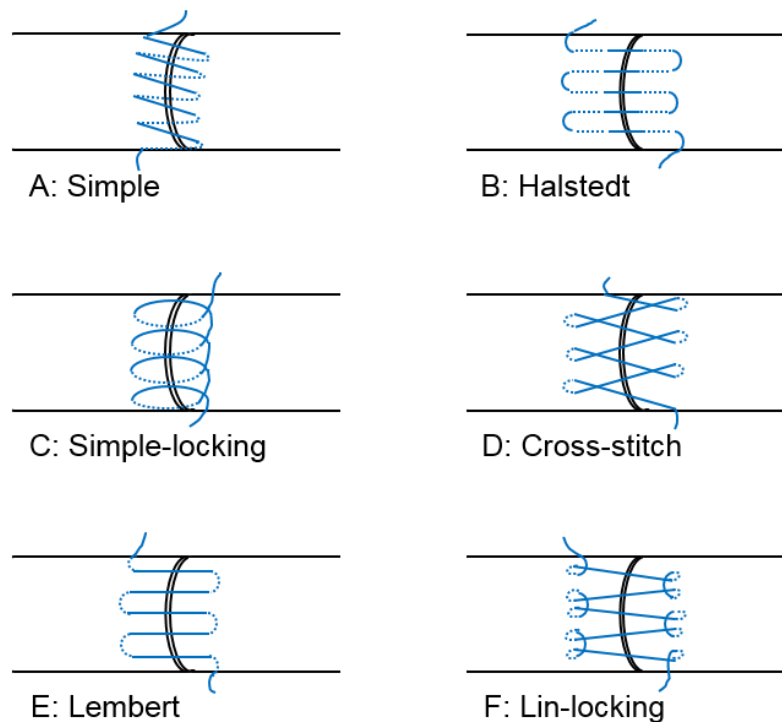


Abb. 7: Sechs verschiedene Nahttechniken einer zirkumferenten, epitendinösen Naht. A: Simple, B: Halsted, C: Simple-locking, D: Cross-stitch, E: Lembert, F: Lin-locking. Nach Kubota et al. [70].

1.5 Nachbehandlung von Sehnenläsionen

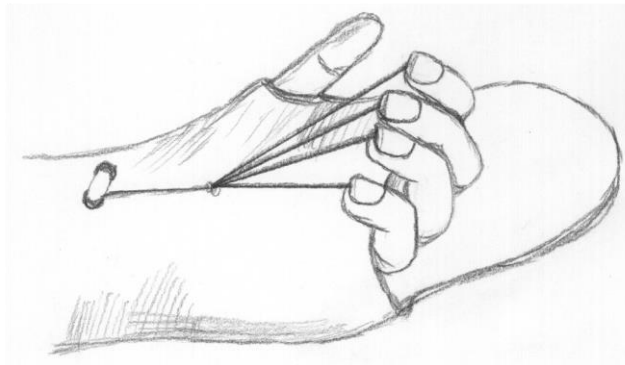
Die funktionelle Nachbehandlung stellt nach der chirurgischen Versorgung der Beugesehnenläsion eine weitere wichtige Säule in der Behandlung von Beugesehnenverletzungen dar, um einen bleibenden Funktionsverlust des

Fingers zu verhindern. Hierbei sind eine gute Kooperation und Kommunikation von Arzt, Patient und Therapeut sowie die Compliance des Patienten wichtige Voraussetzungen für eine erfolgreiche Behandlung. Im Jahr 1941 dokumentierten Mason und Allen einen deutlichen Kraftverlust der Sehnennaht innerhalb der ersten Woche [71]. Erst nach drei Wochen war die Stabilität der Sehnennaht wieder vergleichbar mit der Stabilität direkt nach Versorgung. Daraus folgerten sie, dass die Sehnennaht in den ersten drei Wochen eines besonderen Schutzes bedarf und am besten immobilisiert werden sollte. Allerdings wurde von dieser Empfehlung in den folgenden Jahren Abstand genommen. Weitere biomechanische Untersuchungen und die Entwicklung neuer Behandlungsprotokolle zur Vermeidung von Adhäsionen zeigten v.a. die positiven Effekte von früher postoperativer Bewegung der Sehne auf die Heilung, die Stabilität und den Behandlungserfolg auf [72, 73]. Aktuell wird zwischen drei verschiedenen Behandlungsprinzipien, der Immobilisation, dem passiven Bewegungsprotokoll sowie dem aktiven Bewegungsprotokoll, unterschieden [74, 75].

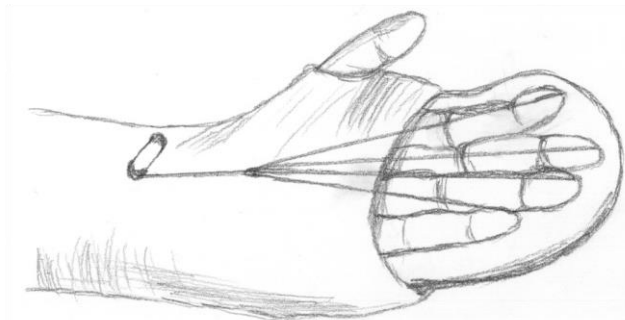
Die Immobilisation der Beugesehne nach Versorgung der Ruptur führt zu unerwünschten Adhäsionen und Beugekontrakturen. Deshalb wird dieses Vorgehen nur noch in Ausnahmefällen wie bei der Behandlung von Kleinkindern oder kognitiv eingeschränkten Personen, die den spezifischen Übungs- und Verhaltensanweisungen der anderen Protokolle nicht Folge leisten können, verwendet [74].

Das 1967 von Kleinert erstellte passive Bewegungsprotokoll, das sowohl eine passive als auch aktive Komponente beinhaltet, wurde vielfach modifiziert und findet bis heute Anwendung in der Klinik [32, 76, 77]. Diesem Protokoll folgend wird nach der Beugesehnenversorgung eine Schiene in Kleinert-Stellung am distalen Unterarm und an der Hand angelegt. Dabei wird das Handgelenk in 30° bis 45° Beugestellung und das MCP-Gelenk in 45° bis 60° Flexion fixiert, während das PIP- und DIP-Gelenk bei dorsaler Fortführung der Schiene bis zum Endglied frei beweglich bleiben [77]. Je nach verwendetem Protokoll können die genauen Gradzahlen variieren. Die Finger werden ein bis zwei Tage postoperativ über eine Zügelung in Beugestellung gebracht. Wie in Abb. 8 dargestellt, erfolgt

die Befestigung der Zügel distal am Fingernagel und proximal an der Schiene, sodass die Fingerspitzen auf das Skaphoid ausgerichtet sind. Der Patient kann nun mit der Mobilisation der Finger beginnen und das PIP- und DIP-Gelenk aktiv strecken und in dieser Position kurz verweilen. Anschließend bedingt die Zügelung die Rückkehr des Fingers in Beugestellung.



A



B

Abb. 8: Skizze einer Nachbehandlung mit Kleinert-Schiene. A: Grundstellung der Finger in Flexion, B: Aktive Extension der Finger.

Der Patient sollte die Übung nach Möglichkeit mehrmals am Tag ausführen. Bei Anlegen der Zügelung muss darauf geachtet werden, die Finger mit minimaler Kraft voll zu beugen, da sonst wegen der zu starken Beanspruchung der Strecksehnen durch die Zügelung eine ungewollte Mitinnervation der Beugesehnen auftreten kann [78]. In den folgenden Wochen werden Schiene und Zügelung nach und nach abgebaut und die Finger zunehmend passiv, dann aktiv und schließlich mit Belastung bewegt. Ab der zwölften postoperativen Woche sollte der Großteil der ursprünglichen Sehnenstabilität wiederhergestellt sein und die Finger dürfen voll belastet werden [6]. Je nach Modifikation werden verschiedene Schienen, Zügelungsmaterialien, Anzahl der gezügelten Finger

(nur der betroffene Finger oder alle Finger) und Lagerungspositionen der Finger (in Flexion oder Extension) zur Nacht empfohlen [76, 79].

Eine weitere passive Nachbehandlung wurde von Duran und Hauser im Jahr 1975 beschrieben [80]. Auch hier wird eine Schiene in Kleinert-Stellung mit Zügelung angelegt. Allerdings werden die Finger nicht aktiv gestreckt, sondern mit Hilfe der anderen Hand passiv gestreckt und gebeugt. Mit den Jahren entwickelten sich weitere Modifikationen sowie Kombinationen der beiden vorgestellten passiven Behandlungsverfahren für die Anwendung in der Klinik [81, 82].

Weitere Studien zeigten, dass die frühe postoperative aktive Mobilisation ebenfalls Adhäsionen verhindert und verglichen mit passiver Bewegung Kontrakturen vermindert sowie die Patientenzufriedenheit und den Bewegungsumfang der Sehne erhöht [83]. Die Gefahr bei aktiver Mobilisation besteht in der erneuten Ruptur bei insuffizienten Sehnennähten, weshalb dieses Behandlungsregime nur bei kräftigen und belastungsfähigen Nahttechniken angewendet werden sollte [35, 84, 85]. Durch die ständige Weiterentwicklung der Sehnennähte und die stetige Zunahme der Stabilität gewinnen die aktiven Bewegungsprotokolle jedoch zunehmend an Popularität [77, 84].

Bisher gibt es keine allgemeingültige Empfehlung in der Nachbehandlung von Beugesehnenverletzungen, da sich bei jedem Patienten das Verletzungsausmaß, die Art der Beugesehnenversorgung sowie die Patientenmitarbeit unterscheiden. Die Nachbehandlung sollte deshalb möglichst individuell zugeschnitten und auf den Patienten abgestimmt werden [74, 75].

Durch verschiedene Bewertungsschemata, darunter auch die Schemata von Buck-Gramcko [86] und Strickland und Glogovac [82], kann der Behandlungserfolg objektiv gemessen und angegeben werden [74].

1.6 Biomechanische Untersuchungen und Methoden

Die biomechanischen Bedingungen im Finger- und Handbereich bestimmen die Art der Beugesehnenversorgung maßgeblich. Wie in den vorhergehenden Kapiteln bereits erwähnt, sollte die ideale Sehnennaht einerseits den bei

postoperativer Mobilisation entstehenden Kräften standhalten und andererseits eine unnötige Zunahme der Gleitreibung im osteofibrösen Kanal durch Umfangszunahme der Sehne oder von auf der Sehne liegendem Naht- und Knotenmaterial vermeiden [21, 70, 73, 87].

Mit Hilfe von biomechanischen Untersuchungen an ex vivo Sehnenmodellen können zwar sehr genaue Aussagen über die Zug- und Reißfestigkeit sowie die Stabilität einer Beugesehnnennahttechnik getroffen werden, die Auswirkungen auf die biomechanischen Verhältnisse in vivo bleiben dabei aber unberücksichtigt. Da es sich in der vorliegenden Arbeit um einen biomechanischen Versuchsaufbau an einem ex vivo Sehnenmodell handelt, werden nachfolgend hauptsächlich die hierfür relevanten biomechanischen Versuchsparameter näher behandelt.

Durch statische Belastungstests an ex vivo Sehnenmodellen können die Zug- und die Reißfestigkeit einer Sehnennaht evaluiert werden. Verschiedene biomechanische Studien zeigten hierdurch bereits, dass durch Variation der Fadenstärke, Verwendung von „locking“ oder „grasping“ Schlaufen, die Art der Verankerungstiche sowie über Veränderung der Einstichtiefe und -weite die Zug- und Reißfestigkeit beeinflusst und optimiert werden kann, siehe dazu auch Kapitel 1.4.3 [36, 37, 55, 66-69]. Außerdem hat eine Erhöhung der Fäden, die die Läsionsstelle überbrücken, eine Steigerung der Zugfestigkeit sowie eine Verringerung der Spaltbildung zwischen den Sehnenenden zur Folge, sodass zunehmend Mehrstrangnähte entwickelt und hinsichtlich ihrer Stabilität untersucht werden [21, 35, 69, 88-90]. Weitere biomechanische Studien zeigten, dass das zusätzliche Anbringen einer Ringnaht das Auftreten einer Spaltbildung vermindert und die Zug- und Reißfestigkeit der Sehnennaht steigert [38, 70, 91]. Daneben betonen verschiedene Autoren die Wichtigkeit der Durchführung zyklischer Belastungstests an ex vivo Sehnenmodellen, um eventuelle Schwachstellen einer Sehnennaht, die bei statischen Belastungstests nicht auffallen, beurteilen zu können [36, 91, 92]. Die zyklische Belastung simuliert dabei die bei postoperativer Mobilisation auf die Sehne wirkenden Kräfte und

lässt u.a. über die Beurteilung der Spaltbildung, der Sehnenelongation und der Maximalkraft Rückschlüsse auf die Stabilität einer Sehnennaht zu.

Sowohl bei zyklischer als auch bei statischer Belastung wird der 2-mm-Spalt häufig als Parameter zur Beurteilung einer Nahtstabilität verwendet, da die Heilung einer Sehnenläsion bei einer Spaltbildung von mehr als 2 mm nicht mehr gewährleistet ist und dies als Versagen der Sehnennaht gewertet wird [38, 47, 65, 67, 68, 93].

Daneben beschäftigen sich einige biomechanische Studien mit der Optimierung der biomechanischen Eigenschaften von bereits bewährten aber auch von neuen Nahttechniken, ohne dabei deren Zug- und Reißfestigkeit zu beeinträchtigen. So gibt es Ansätze Beugesehnenrupturen unter Verwendung von Fäden mit Widerhaken zu versorgen. Durch den Einsatz solcher Fäden kann auf Knoten, die eine zusätzliche Schwachstelle der Sehnennaht darstellen, verzichtet und so unter Umständen auch das Gleiten der Sehne im osteofibrösen Kanal verbessert werden [55, 93, 94].

Im klinischen Gebrauch sollten neue, an ex vivo Modellen entwickelten Nahttechniken aber nur nach sorgfältiger Beurteilung ihrer biomechanischen Auswirkungen in vivo Verwendung finden. So muss eine Nahttechnik, die ex vivo eine Steigerung der Zug- und Reißfestigkeit nachweist, in vivo nicht zwangsweise bessere Endergebnisse erzielen.

1.7 Chirurgische Klebstoffe und ihre Verwendung

Bisher stellt die Sehnennaht die einzige bewährte Methode zur Versorgung einer Beugesehnenruptur dar. Da die Anforderungen an die Naht hoch sind, gestalten sich aber viele der geläufigen Beugesehnennähte als technisch kompliziert und damit als sehr zeitaufwendig. Deshalb wird intensiv nach alternativen Möglichkeiten zur Behandlung von Beugesehnenrupturen gesucht. So wurden chirurgische Klebstoffe auf Grund ihrer einfachen Anbringung und leichten Handhabung bereits mehrfach für die Verwendung in der Beugesehnenchirurgie geprüft. Dies blieb bislang aber ohne Erfolg.

Üblicherweise dient der Einsatz chirurgischer Klebstoffe der Erwirkung einer Hämostase bei Operationen und Verletzungen, der Versiegelung von Leckagen, dem Wundverschluss, der Verstärkung chirurgischer Nähte sowie dem Verkleben von Gewebe mit Prothesen [95]. Die empfohlenen Anwendungsbereiche basieren auf den unterschiedlichen Eigenschaften der Klebstoffe, welche bei klinischer Benutzung beachtet werden sollten.

Die Unterteilung der verschiedenen Klebstoffe und Versiegelungsmittel erfolgt nach ihrer Beschaffenheit in Protein-, Polysaccharid-, Polyethylen-Glykol- und Polyurethanklebstoffe. Es gibt sowohl biologisch gewonnene als auch biomimetisch und synthetisch hergestellte Klebstoffe [95, 96].

Der Vorteil in der Verwendung von Klebstoffen liegt in der einfachen und schnellen Anbringung, auch an schwer zugänglichen Regionen. Damit kann unter Umständen eine weniger invasive bzw. sogar nahtfreie Operationstechnik ermöglicht werden.

Weitere wichtige Aspekte, die bei Klebstoffen beachtet werden sollten, sind Biokompatibilität, Resorbierbarkeit im Gewebe und Vermeidung von allergischen, entzündlichen oder immunologischen Abwehrreaktionen auf das Klebemittel.

In der Chirurgie zählen die Fibrinkleber, die zur Gruppe der Proteinkleber gehören, zu den am häufigsten verwendeten Klebstoffen [95, 97]. Bislang gibt es aber keinen idealen Klebstoff, der alle geforderten Eigenschaften und Bedingungen erfüllt und universell eingesetzt werden kann [98].

1.8 Klebstoffe in der Sehnenchirurgie

Klinische Studien zu Adhäsiven in der Sehnenchirurgie wurden bisher nur bei Achillessehnenrupturen durchgeführt und ausgewertet [99, 100]. Trotz vergleichbarer Ergebnisse bei Verwendung von Fibrinkleber wird die Versorgung von Achillessehnenrupturen mit Klebstoffen gegenüber der konventionellen Naht nicht einheitlich befürwortet. Eine aktuellere ex vivo Studie an Schafsehnen von Schneppendahl et al. zeigte wiederum eine klare Überlegenheit der Achillessehnennaht gegenüber der Klebetechnik mit Fibrinkleber [101].

Des Weiteren wurden Fibrinkleber als Transfermaterial für Stammzellen und Wachstumsfaktoren verwendet, um damit die Sehnenheilung beeinflussen zu können [102, 103].

Die Publikationen zu Adhäsiven bei Beugesehnenrupturen beschränken sich hauptsächlich auf Tier- und ex vivo Studien. Durch zusätzliche Anbringung von Klebstoff zur Beugesehnennaht konnte eine verminderte peritendinöse Adhäsion in der frühen Phase der Sehnenheilung erreicht werden [104-106]. Biomechanische Testungen zeigten jedoch keine verbesserte Bewegungsfunktion während der Heilung [107]. Bei Ersatz der epitendinösen, zirkumferenten Naht mit N-butyl-2-cyanoacrylate (Histoacryl) konnte ein biomechanischer Vorteil im Vergleich zu den Sehnen mit einer zirkumferenten Naht nachgewiesen werden [108]. Ein ähnlicher Versuchsaufbau mit Fibrinkleber zeigte allerdings eine erhöhte Reibung in der Sehnenscheide und keinen biomechanischen Vorteil verglichen mit den Sehnen ohne Kleber [109].

1.8.1 Funktionsweise von BioGlue®

BioGlue® zählt zu den Proteinklebstoffen und besteht aus Rinderserumalbumin (45% in Lösung) und Glutaraldehyd (10% in Lösung) [110, 111]. Die beiden Bestandteile werden bis zur Anwendung in getrennten Spritzenkammern aufbewahrt. Bei Vermischung der beiden Stoffe kommt es zu einer Kondensationsreaktion. Durch die Polymerisation der Aldehyd-Gruppen des Glutaraldehyds mit den Aminogruppen des Rinderserumalbumins entstehen kräftige Verbindungen [98]. Durch Reaktion der Klebstoffkomponenten mit Reparatur-Proteinen des Gewebes und der starken Anhaftung an synthetische Materialien wird die Adhäsionskraft und Vernetzung zusätzlich erhöht [95, 97, 98]. Die Polymerisation beginnt nach 20-30 Sekunden und erreichte ihre maximale Adhäsionskraft nach etwa zwei Minuten [98, 101]. Die Halbwertszeit von BioGlue® beträgt ungefähr 30 Tage [112]. Narbengewebe ersetzt schließlich den durch enzymatische Reaktion zersetzten und von Makrophagen abgebauten Klebstoff [110].

1.8.2 Bisherige Anwendungsbereiche von BioGlue®

Während BioGlue® in den USA nur bei akuter thorakaler Aortendissektion und als Versiegelungs- und Hämostasemittel in der Herz- und Gefäßchirurgie zugelassen ist, finden sich in der Literatur zahlreiche weitere Anwendungsgebiete von BioGlue® [96, 97, 112]. So kann BioGlue® als Verklebungs-, Versiegelungs- und Verstärkungsmittel bei kardialen, vaskulären, pulmonalen, gastrointestinalen, duralen, urogenitalen und abdominellen Eingriffen fungieren [98, 113]. Der restriktive Einsatz von BioGlue® in den USA erklärt sich durch die potenziell toxische Wirkung von Glutaraldehyd auf das umliegende Gewebe durch die Entwicklung hochgradiger Entzündungen, Ödeme und toxischer Nekrosen [111, 114].

In einer im Jahr 2011 veröffentlichten Studie von Schnependahl et al. fand BioGlue® erstmalig in der Sehnenchirurgie Anwendung [101]. Hierbei zeigte BioGlue® bessere biomechanische Eigenschaften bei der Versorgung von Achillessehnenrupturen als Fibrinkleber. Allerdings empfahlen Schnependahl et al. wegen der signifikant schlechteren Ergebnisse der geklebten Sehnen weiterhin die Sehnennaht zur operativen Versorgung von Achillessehnenrupturen.

Daneben beschäftigte sich eine in 2015 von Linderman et al. veröffentlichte Studie mit der Versorgung von Sehnenrupturen durch Klebstoff-überzogenes Nahtmaterial, bei der u.a. auch BioGlue® verwendet wurde [115].

1.9 Fragestellung

Trotz intensiver Forschung und Weiterentwicklung stellt die operative Versorgung von Beugesehnen auch weiterhin eine Herausforderung dar. Die bisher klare Empfehlung zur Sehnennaht könnte allerdings durch alternative Methoden, wie die Verwendung von Klebstoffen, abgelöst oder ergänzt werden. Auf Grund der bisherigen Datenlage ist aber das reine Verkleben der Sehnenenden nicht zielführend. Ein positiver Effekt bei zusätzlicher Verwendung eines chirurgischen Klebstoffes bei primärer Sehnennaht ist aber nicht ausgeschlossen und erscheint als vielversprechender Ansatz. BioGlue® verspricht auf Grund seiner Eigenschaften und bisherigen Anwendungsbereiche eine gute Verklebung des Sehnenmaterials sowie eine ausreichende Stabilität für die postoperative Belastung.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der biomechanischen Auswertung und Gegenüberstellung von augmentierten und nicht-augmentierten bereits mit Sehnennähten versorgten Beugesehnenrupturen, um einen möglichen positiven Effekt bei zusätzlicher Verwendung von BioGlue® zu evaluieren.

Als Nullhypothese wurde angenommen, dass die biomechanische Stabilität der zusätzlich mit BioGlue® versorgten Sehnen, gemessen an Zugfestigkeit, Auftreten der Spaltbildung und Grad der Sehnenausdehnung, signifikant höher ist als die Stabilität der genähten Sehnen ohne BioGlue®.

2 MATERIALIEN UND METHODEN

2.1 Sehnenmaterial

Für die Versuche wurden aus 20 frischen Schweinehinterfüßen insgesamt 80 M. flexor digitorum profundus Sehnen präpariert. Die Sehnen wurden mit Skalpell und Schere von störendem Bindegewebe und Fett befreit und schließlich auf eine Länge von 6 cm zugeschnitten. Dabei wurden Sehnen, die bei Präparation beschädigt wurden oder vom durchschnittlichen Sehnenumfang abgewichen sind, aussortiert. Die ausgewählten Sehnen wurden randomisiert in drei Gruppen mit je 20 Sehnen eingeteilt. In jeder Gruppe wurden je 10 Sehnen statisch und 10 Sehnen zyklisch getestet. Die Sehnen wurden anschließend gruppiert in Kochsalzlösung-getränkte Papiertücher gewickelt und im Tiefkühlschrank bei -20°C bis zur Verwendung gelagert [93, 116].

2.2 Naht- und Augmentationsmaterial

Als Nahtmaterial wurden für die Kernnaht monofile, resorbierbare PDS II (Polydioxanon) Fäden (Ethicon Z3110, Johnson&Johnson, USA) der Stärke 3/0 und für die Ringnaht monofile, resorbierbare PDS II Fäden (Ethicon Z3030, Johnson&Johnson, USA) der Stärke 5/0 benutzt.



Abb. 9: Abbildung einer BioGlue®-Spritze mit Applikator-Spitze.

Bei Gruppe 2 und Gruppe 3 wurde zusätzlich zur Naht der Fibrinkleber BioGlue® der Firma CryoLife (Kennesaw, Georgia, USA) um die Läsionsstelle herum angebracht. Wie in Abb. 9 zu sehen, wurden das gereinigte Rinderserumalbumin

und das Glutaraldehyd, die beiden Bestandteile von BioGlue®, bis zur Verwendung in zwei getrennten Kammern in der Spritze aufbewahrt. Erst bei Applikation vermischten sich die Komponenten in der Spitze der Spritze und verhärteten an der Auftragsstelle.

2.3 Nahttechnik

Vor dem Beginn der biomechanischen Versuche wurde jeweils eine Sehnen-Gruppe bei Raumtemperatur für 12 Stunden aufgetaut.

Um eine glatte Sehnenruptur zu simulieren, wurden die Sehnen möglichst mittig mit einem Skalpell der Größe 15 durchtrennt.

Alle Sehnen wurden mit einer 4-Strang-Kernnaht nach Kirchmayr-Kessler modifiziert nach Zechner versehen. Gruppe 1, die Kontrollgruppe, und Gruppe 3 wurden weiterhin mit einer zusätzlichen zirkumferenten Ringnaht versorgt. Alle Nähte wurden streng von nur einem Operateur durchgeführt, um eine Vergleichbarkeit der einzelnen Sehnennähte zu gewährleisten.

2.3.1 4-Strang Kirchmayr-Kessler-Naht modifiziert nach Zechner

Zunächst wurden alle Sehnen mit einer nach Zechner modifizierten 4-Strang Kirchmayr-Kessler-Naht, wie in Abb. 10 veranschaulicht, versorgt.

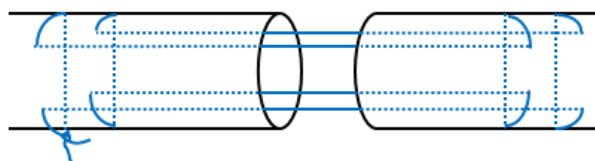


Abb. 10: Schematische Darstellung der nach Zechner modifizierten 4-Strang Kirchmayr-Kessler-Kernnaht mit Knoten.

Der erste Einstich erfolgte auf der Vorderseite der Sehne in transversale Richtung zur Sehne und in einem etwa 7 mm großen Abstand zur Läsionsstelle. Nach dem Ausstich auf der gegenüberliegenden Seite erfolgte der nächste Einstich in einem Abstand von ca. 1,5 mm zum Ausstich. Dabei musste diesmal longitudinal, auf die Schnittfläche der Sehne zu, eingestochen werden. Um eine „locking“ Nahtschlaufe nach Pennington zu erreichen, musste bei der Nadelführung darauf geachtet werden, unter den Fäden des transversalen Stiches zu gelangen, siehe

auch Abb. 5 in Kapitel 1.4.3. Nun wurden die beiden Sehnenenden verbunden, indem der eben durchgeführte Nahtablauf in gegenläufiger Reihenfolge mit dem zweiten Sehnenende wiederholt wurde. Der Einstich erfolgte longitudinal in die Schnittfläche hinein und der Ausstich erfolgte etwa in einem Abstand von 7 mm zur Läsion. Dann wurde wieder transversal in einem Abstand von ca. 1,5 mm vom Ausstich in die Sehne eingestochen. Auch hier galt darauf zu achten, dass der longitudinale Stich den transversalen Stich unterkreuzt. Auf der Gegenseite erfolgte nun wieder der longitudinale Stich zur Schnittfläche hin. Die Ruptur wurde ein zweites Mal mit einem longitudinalen Stich in das erste Sehnenende hinein überbrückt.

Nach dem Ausstich wurde der erste transversale Stich für die Rückseite der Sehne gesetzt. Danach erfolgte die Naht in der oben beschriebenen Reihenfolge. Bei richtiger Durchführung aller Schritte lagen die beiden Fadenenden nun nebeneinander. Die Fadenenden wurden mit einem chirurgischen Knoten und vier einfachen, gegenläufigen Knoten verschlossen. Durch die Kürzung der Sehne um 10% im Bereich der Kernnaht wurde eine gleichmäßige Verteilung der Spannung innerhalb der Sehne sichergestellt [66, 117].

2.3.2 Ringnaht nach Kleinert

Die Sehnen der Gruppe 1 und Gruppe 3 wurden zusätzlich zur Kernnaht mit einer Ringnaht („simple running suture“) nach Kleinert, wie in Abb. 11 vereinfacht dargestellt, versorgt.



Abb. 11: Schematische Darstellung einer einfachen („simple“) Ringnaht nach Kleinert.

Die Ringnaht wurde zirkumferent fortlaufend angebracht und benötigt ein intaktes Epitendineum. Durch die Ringnaht wurden die Schnittländer der beiden Sehnenenden vollständig adaptiert und zusätzlich geglättet. In einem Abstand von etwa 1 mm zur Ruptur wurde am ersten Sehnenende eingestochen, die Läsionsstelle überbrückt und schließlich am zweiten Sehnenende wieder

ausgestochen. Der nächste Einstich erfolgte wieder am ersten Sehnenende in einem Abstand von 1 mm zum vorherigen Einstich. Die Fadenenden wurden schließlich nach einmaligem Umnähen der Sehne mit einem chirurgischen Knoten und vier einfachen gegenläufigen Knoten gesichert.

2.3.3 Versorgung mit BioGlue®

Nach der Naht wurden die Läsionsstellen der Gruppe 2 bzw. die Ringnaht der Gruppe 3 zirkumferent mit BioGlue® versorgt. Da BioGlue® schnell aushärtet, musste das Kleben zügig erfolgen.

Während des gesamten Näh- und Klebevorgangs wurden die Sehnen feucht gehalten und bis zum Versuchsbeginn in Kochsalzlösung getränkte Tücher eingewickelt. BioGlue® wurde bis zum Klebevorgang in der Originalverpackung bei Raumtemperatur gelagert.

In Abb. 12 ist aus jeder Versuchsgruppe beispielhaft eine Sehne nach abgeschlossener Versorgung und noch vor Beginn des Zugversuches abgebildet.

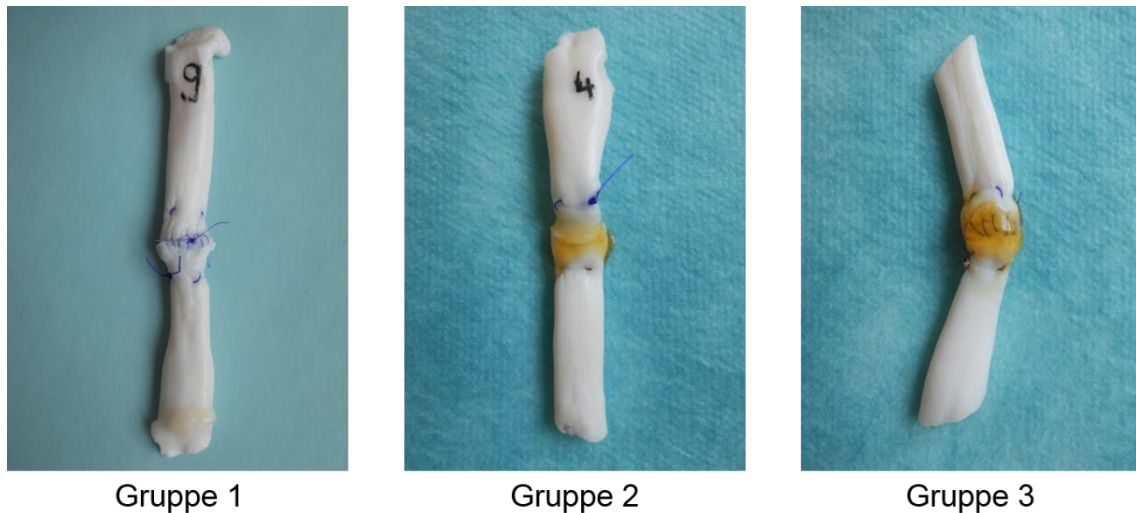


Abb. 12: Sehnen-Beispiele aus den verschiedenen Versuchsgruppen nach Versorgung. Gruppe 1: 4-Strang Kernnaht und Ringnaht, Gruppe 2: 4-Strang Kernnaht und BioGlue®, Gruppe 3: 4-Strang Kernnaht, Ringnaht und BioGlue®.

2.4 Biomechanischer Versuchsaufbau

Alle biomechanischen Versuche wurden mit einer mechanischen Zugmaschine der Firma Zwick/Roell GmbH (Z202, Ulm, Germany) und dem Testprogramm testXpert® II (Version 3.0, Zwick) durchgeführt.

Die Kraft wirkte während des Zugversuches uniaxial auf die Sehnen und wurde von einem 100 N Kraftaufnehmer und zwei rostfreien Klemmbacken kontrolliert. Die beiden Klemmbacken, die sich in einem Abstand von 3,0 cm zueinander befanden, hielten während des Testdurchlaufes die Sehne an ihren Sehnenden fest. Die Sehne wurde so eingespannt, dass sich die Sehnen auf beiden Seiten zu 1,5 cm in den Klemmbacken befanden, wie in Abb. 13 beispielhaft dargestellt. Die Nahtstelle der Sehne war damit mittig zwischen den beiden Klemmbacken platziert. In der Literatur sind zwei Methoden zur Sehnenbefestigung in den Klemmbacken verbreitet. So kann die Befestigung durch alleinige starke Kompression der Sehne zwischen den Klemmbacken erfolgen oder durch Vereisung der Sehne mit der Klemmbacke mittels einer sog. Kryoklemme [118]. Eigene Vortestungen haben ergeben, dass auch bei einer Kraft von bis zu 300 N ein Herausrutschen der Sehnen durch alleinige Kompression der Sehne in den Klemmbacken erfolgreich vermieden werden kann [93]. Somit war die Benutzung einer Kryoklemme nicht erforderlich, um eine sichere Befestigung der Sehne in der Klemmbacke zu gewährleisten.

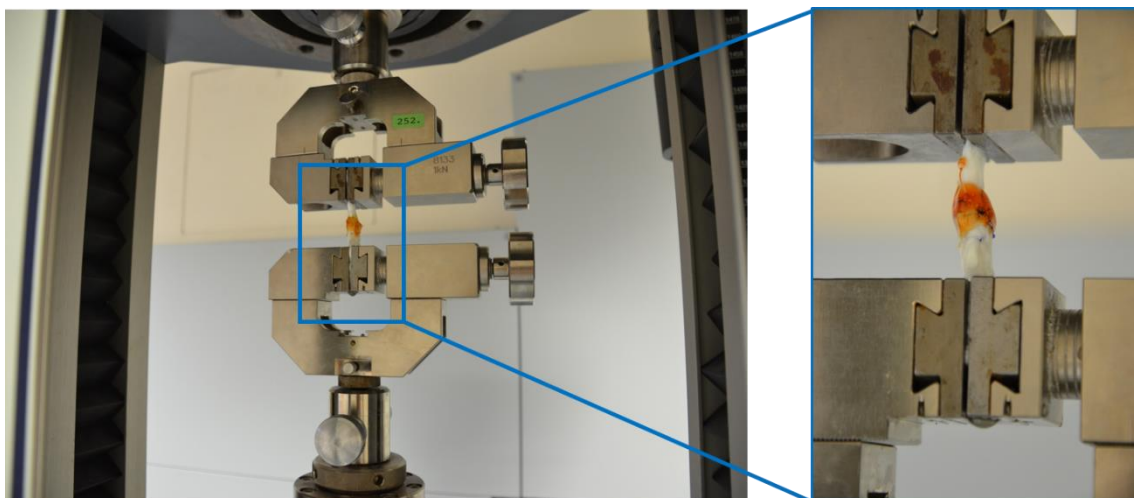


Abb. 13: Versuchsaufbau vor Zugbelastung mit einer Sehne aus Gruppe 3.

Die anschließenden Zugversuche wurden von zwei verschiedenen Testprogrammen, einem statischen und einem zyklischen, gesteuert. In jeder Gruppe wurden sowohl 10 Sehnen ($n=10$) statisch als auch 10 Sehnen ($n=10$) zyklisch getestet. Bei einer durch eine Teststärke-Analyse berechneten Mindestgruppengröße von 7 Sehnen waren die Gruppengrößen damit ausreichend groß gewählt, siehe dazu auch Kapitel 2.6. Während des Zugversuchs wurde die Dehnung der Sehne in Bezug auf die Änderung der Zugkraft kontinuierlich gemessen und von testXpert® II graphisch in einer Kraft-Dehnungs-Kurve, wie in Abb. 14 exemplarisch dargestellt, festgehalten.

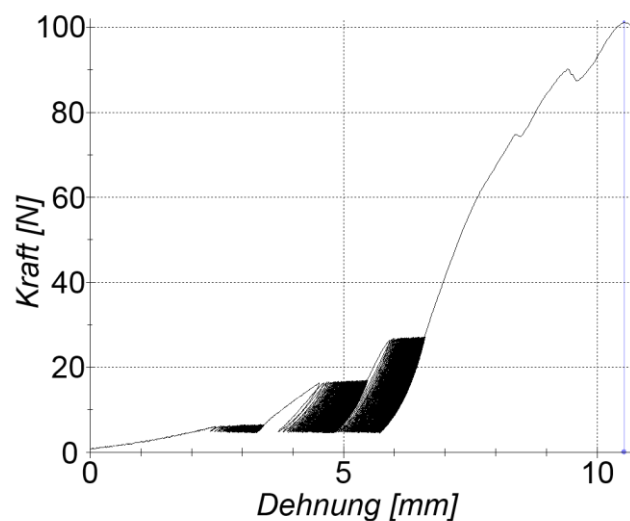


Abb. 14: Exemplarische Darstellung einer Kraft-Dehnungs-Kurve aus testXpert® II.

Das statische Programm hatte eine Vorlast von 3 N und eine Zuggeschwindigkeit von 20 mm/min [38, 93]. Es erfolgte ein kontinuierlicher Kraftaufbau bis zum Versagen der Sehnennaht durch Fadenriss oder Fadenausriss.

In der zyklischen Testung hingegen wurden die Sehnen, nach einer kurzen Vorlast von 3 N und einer zusätzlichen Einstellungsphase von 10 Zyklen mit 10 N, mit einer zyklisch aufsteigenden Kraft von 10 N, 20 N und 30 N belastet. Die Zuggeschwindigkeit betrug auch hier 20 mm/min [93]. Jede Kraftstufe wurde über 400 Zyklen beibehalten. Die bei postoperativer Mobilisation auf die Sehne wirkenden Kräfte bei passiver und aktiver Flexion des Fingers entsprechen in etwa den gewählten Kraftstufen [22, 69]. Durch die zyklische Belastung wird eine solche Mobilisation simuliert, um das Verhalten der Sehnennaht unter einer postoperativen Nachbehandlung abschätzen zu können.

2.5 Statische und zyklische Parameter

Bei der statischen Belastung standen v.a. die Bestimmung des Kraftaufwandes bei Entstehung des 2-mm-Spalt und die Maximalkraft bis zum Versagen der Sehnennaht im Vordergrund [38, 47, 64, 68, 93]. Außerdem wurde die Kraftentwicklung bei BioGlue®-Riss in Gruppe 2 und Gruppe 3 erfasst. Bei allen Sehnen der statischen Versuchsreihe wurde die Steifigkeit berechnet.

Mit Hilfe der zyklischen Versuche wurden Elongation der Sehne bei 10 N, 20 N und 30 N, und Maximalkraft der Sehne festgehalten. Bei allen Sehnen wurde außerdem die Sehnenquerschnittsfläche vor und nach Versorgung berechnet.

Tab. 1 zeigt eine Übersicht der einzelnen Versuchsgruppen und ihrer jeweils untersuchten Parameter.

Versuchsgruppe	Versorgungsart	n	Testung	untersuchte Parameter
1	4-Strang-Kernnaht und Ringnaht	10	statisch	Kraft bei Entstehung 2-mm-Spalt, Maximalkraft, Steifigkeit, BioGlue®-Riss, Sehnenquerschnittsfläche vor Versorgung vs. Sehnenquerschnittsfläche nach Versorgung
		10	zyklisch	Sehnenelongation bei 10 N, 20 N und 30 N Maximalkraft
2	4-Strang-Kernnaht und BioGlue®	10	statisch	Kraft bei Entstehung 2-mm-Spalt, Maximalkraft, Steifigkeit, BioGlue®-Riss, Sehnenquerschnittsfläche vor Versorgung vs. Sehnenquerschnittsfläche nach Versorgung
		10	zyklisch	Sehnenelongation bei 10 N, 20 N und 30 N Maximalkraft
3	4-Strang-Kernnaht und Ringnaht und BioGlue®	10	statisch	Kraft bei Entstehung 2-mm-Spalt, Maximalkraft, Steifigkeit, BioGlue®-Riss, Sehnenquerschnittsfläche vor Versorgung vs. Sehnenquerschnittsfläche nach Versorgung
		10	zyklisch	Sehnenelongation bei 10 N, 20 N und 30 N Maximalkraft

Tab. 1: Übersicht über die einzelnen Versuchsgruppen und der untersuchten Parameter.

2.5.1 2-mm-Spalt bei statischer Testung

Der 2-mm-Spalt zwischen den Sehnenenden wurde mittels manuellem Mikrometer durch den Untersucher festgestellt und der entsprechende Kraftwert in einer Tabelle festgehalten. Eine Rundumsicht auf die Sehnennaht war dabei zu jeder Zeit gewährleistet, da eine Spaltbildung häufig erst eine Seite betraf und sich nicht gleichmäßig ausbildete. Zur Ablesung der Spaltgröße wurde das Mikrometer parallel zur Sehne gehalten und an der Seite bestimmt, die als erstes eine Spaltbildung aufwies [38]. Alle Ablesungen wurden streng von nur einem Beobachter durchgeführt, um eine Vergleichbarkeit der Werte zu gewährleisten.

2.5.2 Maximalkraft bei statischer Testung

Die Maximalkraft wurde, wie in Abb. 15 gezeigt, anhand der Kraft-Dehnungs-Kurve als das Maximum der Kurve bestimmt. Der darauffolgende Kurvenabfall kennzeichnet das Versagen der Naht.

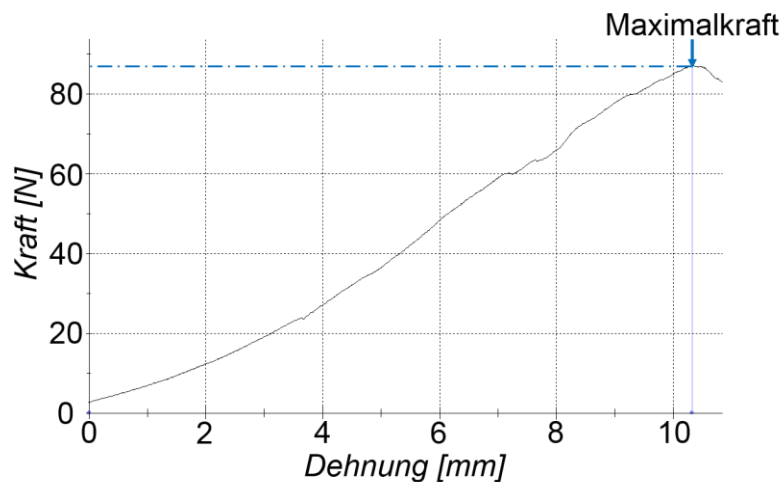


Abb. 15: Maximalkraft bei statischer Belastung.

2.5.3 Steifigkeit bei statischer Testung

Die Steifigkeit einer Sehne bezeichnet die Kraftsteigerung zur Längenänderung [119]. Bei Sehnen beschreibt sie die Kraftzunahme (in N), die benötigt wird, um eine Längenänderung von 1 mm zu bewirken. Mit zunehmender Steifigkeit nimmt die Elastizität der Sehne ab bis sie letztendlich reißt. In der Kraft-Dehnungs-Kurve wird die Steifigkeit durch die Steigung des Graphen im Bereich

der elastischen Verformung definiert. Sie kann näherungsweise durch den Quotienten aus Kraftdifferenz und Längendifferenz zweier verschiedener Punkte (P_1 und P_2) der Kurve berechnet werden und lautet somit

$$\text{Steifigkeit} = \frac{\text{Kraftdifferenz [N]}}{\text{Längendifferenz [mm]}}$$

Durch die Eigenschaften der Sehne ist die Steifigkeit nicht in jedem Abschnitt der Kurve gleich, weshalb die Steigung immer im mittleren Teil der Kurve berechnet wurde. Exemplarisch ist in Abb. 16 die Berechnung der Steifigkeit bei statischer Testung dargestellt.

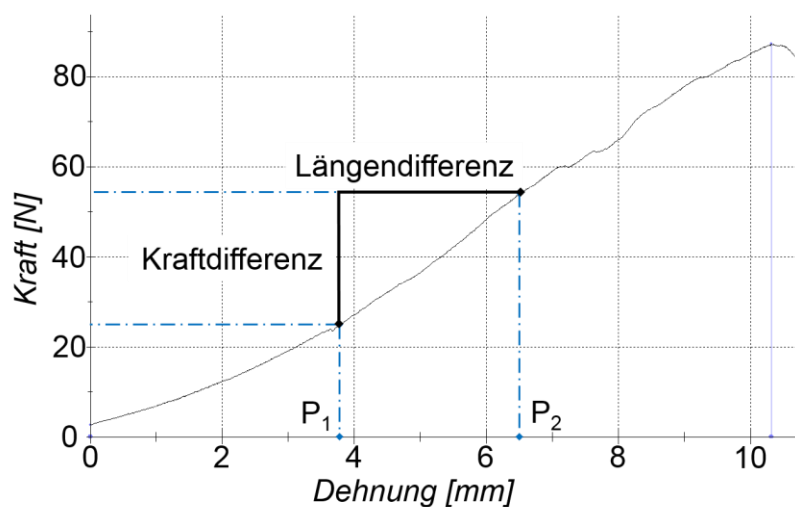


Abb. 16: Berechnung der Steifigkeit bei statischer Testung mit Hilfe der beiden Punkte P_1 und P_2 .

2.5.4 BioGlue®-Riss bei statischer Testung

Die einwirkende Kraft bei BioGlue®-Riss wurde unter Sichtkontrolle bestimmt und konnte teilweise durch eine kleine Einsenkung im Graphen der Kraft-Dehnungs-Kurve objektiviert werden, wie in Abb. 17 beispielhaft dargestellt.

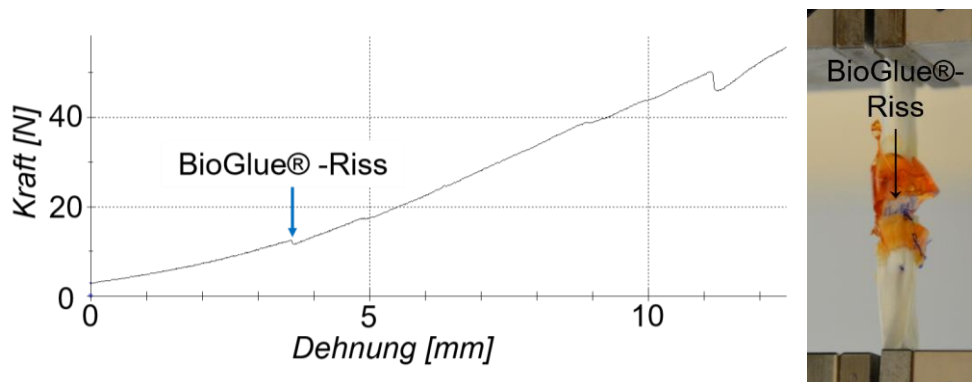


Abb. 17: BioGlue®-Riss als kleine Einsenkung in der Kurvenkontinuität einer Testung der Gruppe 2 erkennbar. Daneben eine Aufnahme aus der Testung von Gruppe 3 kurz nach dem Einreißen.

2.5.5 Sehnenselongation bei 10 N, 20 N und 30 N

Die Sehnendehnung wurde anhand der Kraft-Dehnungs-Kurve berechnet. Dabei entspricht die Elongation bei 10 N dem Abstand des Tiefpunktes des ersten Zyklus bei 10 N von dem des letzten Zyklus mit 10 N, wie in Abb. 18 veranschaulicht. Dasselbe Prinzip gilt für die Elongationsbestimmung bei 20 N und 30 N.

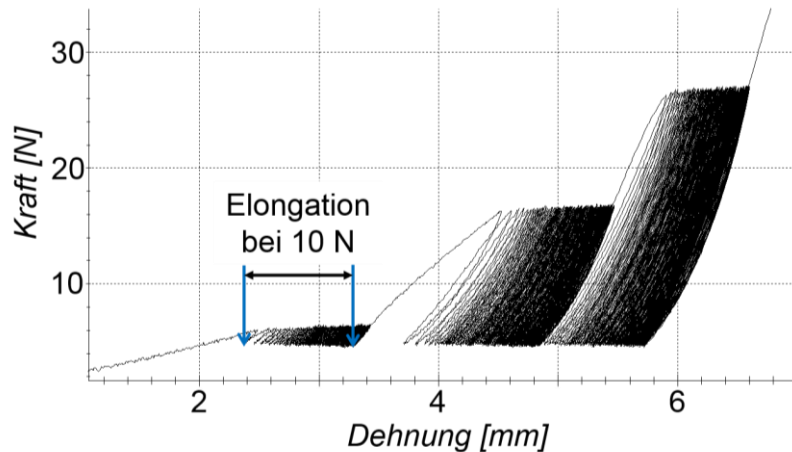


Abb. 18: Schematische Darstellung der Elongation bei 10 N.

2.5.6 Maximalkraft bei zyklischer Testung

Die Maximalkraft wurde ähnlich der Maximalkraft bei statischer Testung anhand der Kraft-Dehnungs-Kurve als der höchste Punkt des Graphen bestimmt, wie in Abb. 19 gezeigt.

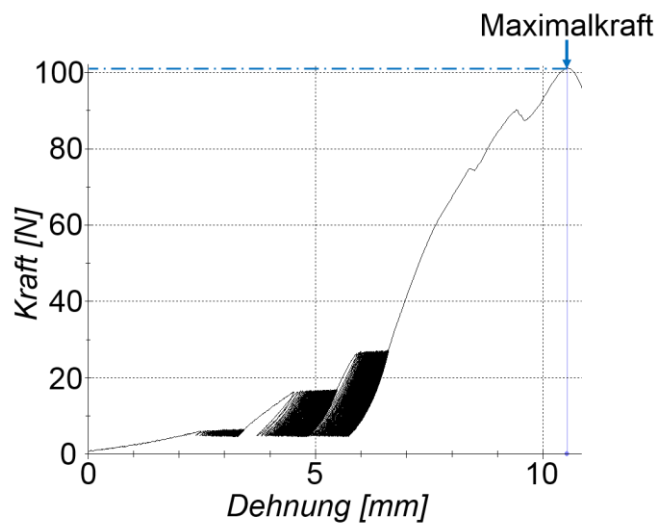


Abb. 19: Maximalkraft bei zyklischer Testung.

2.5.7 Zunahme der Sehnenquerschnittsfläche

Nach dem Auftauen wurden die Sehnen in der Länge und im Durchmesser mit einem manuellen Mikrometer gemessen. Die Berechnung der Sehnenquerschnittsfläche erfolgte nach der Ellipsen-Gleichung $A = \pi \cdot a \cdot b$. Dabei bezeichnet A die Sehnenquerschnittsfläche, a die Hälfte der Sehnenhöhe im Querschnitt und b die Hälfte der Sehnenbreite im Querschnitt (Abb. 20).

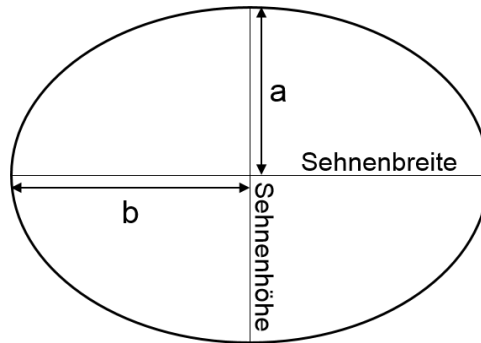


Abb. 20: Darstellung eines Sehnenquerschnitts mit Angabe der nötigen Größen zur Querschnittsflächenberechnung.

Nach Versorgung der Sehnen gemäß dem Versuchsprotokoll, wurde bei allen Sehnen erneut die Länge und der Durchmesser mit einem manuellen Mikrometer vermessen, um die Sehnenquerschnittsfläche nach Versorgung zu bestimmen. Dabei wurde einerseits ein Vorher-Nachher-Vergleich der Querschnittsfläche der statischen Versuchsgruppen durchgeführt und andererseits die relative Querschnittsflächenzunahme berechnet. Für die Auswertung der relativen Sehnenquerschnittsflächenzunahme (Querschnittsflächenzunahme in Relation zur Querschnittsfläche vor Versorgung) wurden die einzelnen Versuchsgruppen nicht in die zyklische und statische Subgruppe unterteilt.

2.6 Statistik

Vor Versuchsbeginn wurde die Gruppengröße durch eine Teststärke-Analyse bestimmt. Bei einem Signifikanzlevel von 5% und einer Teststärke von 80% ergab sich eine Gruppengröße von mindestens 7 Sehnen (G*Power 3.0.4, Statistical Power Analysis, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Deutschland). Die primären Endpunkte der Zugversuche entsprechen den schon

beschriebenen Parametern. Alle Daten wurden in Excel (Microsoft Corporation, USA) festgehalten und mit SPSS (SPSS Inc., Chicago, USA) analysiert.

Für die Testung auf Normalverteilung wurde der Shapiro-Wilk Test angewendet. Für den Vergleich von mehr als zwei Gruppen wurde bei Normalverteilung eine einfaktorielle ANOVA mit Hilfe des Tukey b post hoc Test durchgeführt. Bei Vergleich von normalverteilten Parametern vor dem Zugversuch mit normalverteilten Parametern nach dem Zugversuch wurde ein T-Test bei abhängiger Stichprobe durchgeführt.

Bei allen nicht normalverteilten Parametern wurde bei mehr als zwei verschiedenen Gruppen mit dem Kruskal-Wallis-Test geprüft, ob sich der untersuchte Parameter zwischen den Gruppen unterscheidet. Anschließend wurde der Mann-Whitney-U-Test verwendet, um genaue signifikante Ergebnisse zwischen zwei sich unterscheidenden Gruppen zu erhalten.

Ein im Folgenden als p-Wert bezeichneter Signifikanzwert von kleiner als 0,05 wurde bei allen statistischen Auswertungen als statistisch signifikant angesehen [120].

3 ERGEBNISSE

Die Übersicht in Tab. 2 zeigt neben den untersuchten Parametern auch die Ergebnisse der deskriptiven Statistik und die verwendeten statistischen Tests.

Bio-mechanik	untersuchter Parameter	Versuchsgruppe	Mittelwert	SD	statistischer Test	
statisch	Kraft bei Entstehung 2-mm-Spalt [N]	1	112,90	15,88	Tukey b post hoc Test	
		2	34,60	13,71		
		3	106,60	17,91		
	Maximalkraft [N]	1	117,40	16,21	Tukey b post hoc Test	
		2	84,30	10,85		
		3	111,10	18,69		
	Steifigkeit [N/mm]	1	8,77	1,30	Tukey b post hoc Test	
		2	5,15	0,91		
		3	9,18	0,82		
	BioGlue®-Riss [N]	2	27,10	12,11	Mann-Whitney-U-Test	
		3	79,00	16,18		
	Sehnenquerschnittsfläche vor Versorgung vs. Sehnenquerschnittsfläche nach Versorgung					T-Test bei abhängiger Stichprobe
	zyklisch	Sehnenelongation bei 10 N [mm]	1	1,10	0,14	Kruskal-Wallis/Mann-Whitney-U-Test
2			1,81	0,45		
3			1,25	0,46		
Sehnenelongation bei 20 N [mm]		1	1,13	0,13	Tukey b post hoc Test	
		2	2,31	0,45		
		3	1,23	0,17		
Sehnenelongation bei 30 N [mm]		1	1,06	0,38	Kruskal-Wallis/Mann-Whitney-U-Test	
		2	1,88	0,24		
		3	0,84	0,13		
Maximalkraft [N]		1	95,50	14,89	Tukey b post hoc Test	
		2	79,66	11,49		
		3	103,20	14,16		
statisch und zyklisch	relative Zunahme Sehnenquerschnittsfläche [mm ²]	1	1,57	0,50	Tukey b post hoc Test	
		2	2,42	1,28		
		3	3,08	1,31		

Tab. 2: Übersicht der Ergebnisse der statischen und zyklischen Testung.

Die Ergebnisse der in Tab. 2 dargestellten statistischen Tests werden im Folgenden ausführlicher erläutert. Signifikante Ergebnisse sind in den Grafiken durch Sternchen hervorgehoben.

3.1 2-mm-Spalt bei statischer Testung

Wie der Tab. 2 und Abb. 21 zu entnehmen, reicht bei den Sehnen der Gruppe 2, die nur mit einer Kernnaht und BioGlue® repariert wurden, eine signifikant niedrigere Kraft von durchschnittlich 34,6 N zur Bildung des 2-mm-Spalt aus ($p < 0,001$). Durch die zirkumferente Feinadaptionsnaht steigt die Stabilität der Naht unter Zugbelastung signifikant an. Das zusätzliche Anbringen von BioGlue® in Gruppe 3 (106,6 N) bewirkt keinen Vorteil zur Kontrollgruppe (112,9 N).

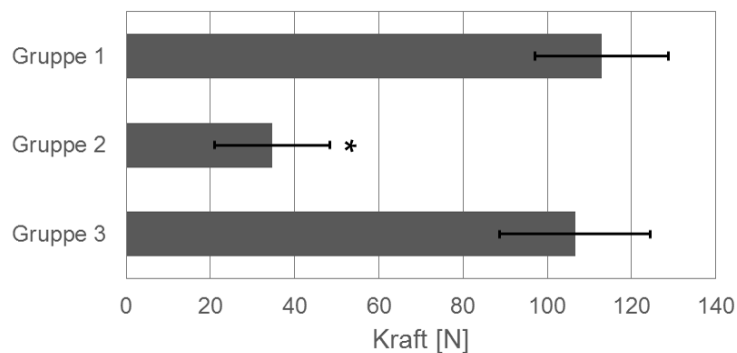


Abb. 21: Durchschnittliche Kraft bei Bildung des 2-mm-Spalt.

3.2 Maximalkraft bei statischer Testung

Die Kraft, die bis zum Versagen der Naht auf die Läsionsstelle ausgeübt werden kann, ist mit durchschnittlich 84,3 N in Gruppe 2 signifikant geringer als in den beiden anderen Versuchsgruppen, siehe zum Vergleich die in Tab. 2 und Abb. 22 dargestellten Ergebnisse ($p < 0,001$). Das Anbringen einer zusätzlichen Ringnaht zeigt einen deutlichen Anstieg der Maximalkraft in Gruppe 1 (117,4 N) und Gruppe 3 (111,1 N). Gruppe 3, die neben der Ringnaht auch mit BioGlue® versorgt wurde, unterscheidet sich nicht signifikant von den Ergebnissen der Kontrollgruppe.

Somit erhöht sich die Reißfestigkeit durch die Anbringung einer Ringnaht in Gruppe 1 um 39% und in Gruppe 3 um 32% verglichen mit der Reißfestigkeit in Gruppe 2.

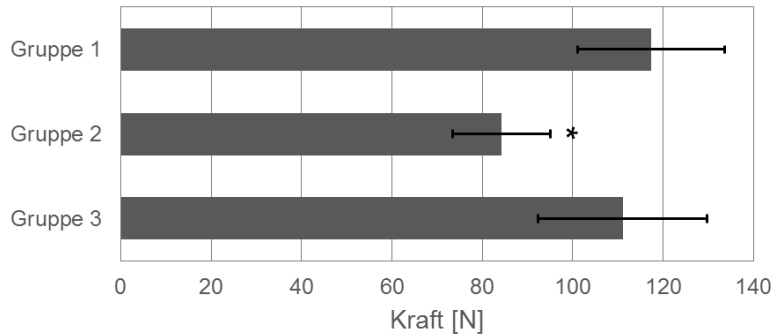


Abb. 22: Durchschnittliche Maximalkraft bei statischer Testung.

3.3 Steifigkeit bei statischer Testung

Die mit einer zirkumferenten Naht versorgten Sehnen der Gruppe 1 und 3 zeigen in Abb. 23 eine signifikant höhere Steifigkeit als die nur mit Kernnaht und BioGlue® reparierten Sehnen ($p < 0,001$). Die darüber hinaus applizierte BioGlue®-Schicht in Gruppe 3 hat keine weitere signifikante Erhöhung der Steifigkeit zur Folge.

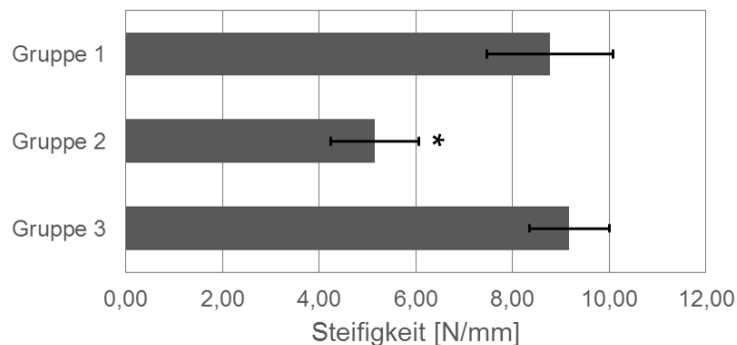


Abb. 23: Darstellung der durchschnittlichen Steifigkeit bei statischer Testung.

3.4 BioGlue®-Riss bei statischer Testung

Wie schon in Tab. 2 erwähnt, tritt der BioGlue®-Riss in Gruppe 2 bereits bei 27,1 N (SD 12,1) auf. Dagegen wirkt bei Gruppe 3 mit 79 N (SD 16,2) eine signifikant höhere Kraft auf die Reparaturstelle bis ein BioGlue®-Riss erfolgt ($p < 0,001$).

3.5 Sehnenelongation bei 10 N, 20 N und 30 N

Versuchsgruppe 2, die mit einer Kernnaht und BioGlue® versorgt wurde, zeigt im Vergleich mit den beiden anderen Gruppen, die eine zusätzliche zirkumferente Feinadapptionsnaht besitzen, eine signifikante Erhöhung der Sehnenelongation bei 10 N ($p < 0,05$), 20 N ($p < 0,001$) und 30 N ($p < 0,05$). Zwischen Gruppe 1 und Gruppe 3 sind keine relevanten Unterschiede zu erkennen, wie in Abb. 24 dargestellt.

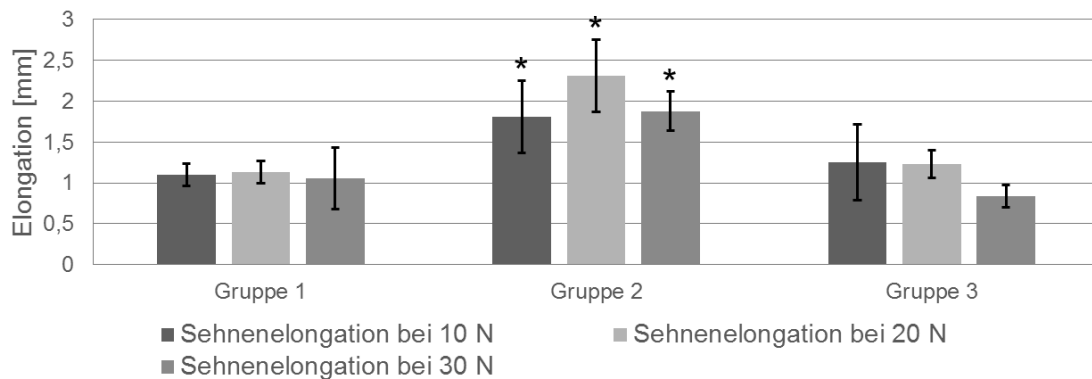


Abb. 24: Darstellung der durchschnittlichen Sehnenelongation in den verschiedenen Versuchsgruppen.

3.6 Maximalkraft bei zyklischer Testung

Auch bei zyklischer Testung ist die Kraft, die bis zum Versagen der Naht auf die Läsionsstelle ausgeübt wird, in Gruppe 2 signifikant geringer ($p < 0,05$). Analog zur statischen Testung in Kapitel 3.2 zeigt das Anbringen einer zusätzlichen Ringnaht einen deutlichen Anstieg der Maximalkraft in Gruppe 1 und Gruppe 3. Gruppe 3 (103,2 N), die mit Ringnaht und BioGlue® versorgt wurde, unterscheidet sich nicht relevant von den Ergebnissen der Kontrollgruppe (95,5 N), wie auch den Darstellungen in Abb. 25 und Tab. 2 zu entnehmen.

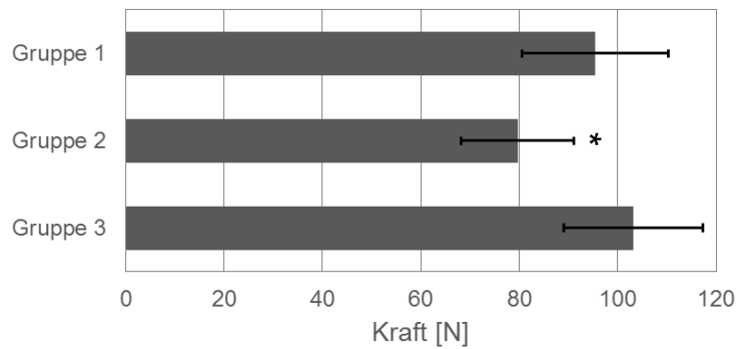


Abb. 25: Durchschnittliche Maximalkraft bis zum Versagen der Naht bei zyklischer Testung.

3.7 Zunahme der Sehnenquerschnittsfläche

Im Vorher-Nachher-Vergleich nimmt die Sehnenquerschnittsfläche in allen statischen Versuchsgruppen signifikant zu ($p < 0,001$).

Die Auswertung der relativen Sehnenquerschnittsflächenzunahme ergab für Gruppe 1 bei Vergleich der verschiedenen Versuchsgruppen eine signifikant geringere relative Zunahme der Sehnenquerschnittsfläche ($p = 0,001$). Durch die zusätzliche Applikation von BioGlue® erhöht sich die relative Sehnenquerschnittsfläche in Gruppe 2 und Gruppe 3 signifikant. Gruppe 1 zeigt in Abb. 26 eine durchschnittliche relative Zunahme der Sehnenquerschnittsfläche von 157%, Gruppe 2 von 242% und Gruppe 3 von 308%. Zwischen Gruppe 2 und Gruppe 3 besteht ein nicht-signifikanter Unterschied.

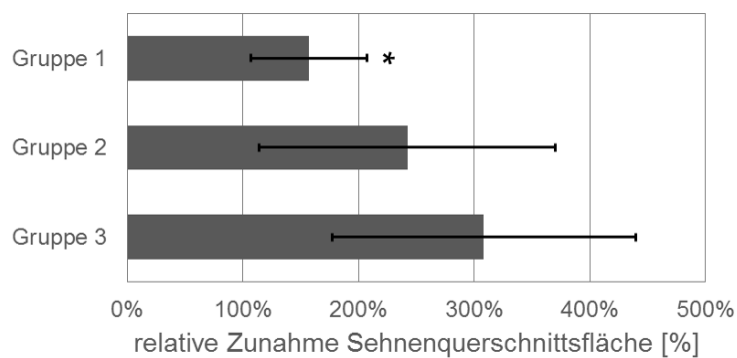


Abb. 26: Relative Zunahme der durchschnittlichen Sehnenquerschnittsfläche.

3.8 Art des Nahtversagens

Ausnahmslos alle Versuche endeten mit einem Fadenriss der Kernnaht und damit durch Versagen des Nahtmaterials, wie beispielhaft in Abb. 27 illustriert.

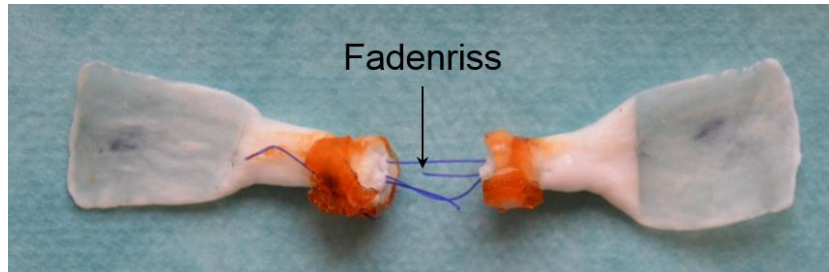


Abb. 27: Sehne aus Gruppe 2 nach Beendigung der statischen Testung durch Fadenriss.

4 DISKUSSION

4.1 Biomechanischer Versuchsaufbau und -durchführung

In der vorliegenden Arbeit handelt es sich um einen ex vivo Versuch an isolierten porcinen Beugesehnen. Im ex vivo Sehnenmodell ist neben den statischen Belastungstests auch eine zyklische Belastungsreihe zur Beurteilung der Stabilität einer Sehnennaht von großer Bedeutung. So muss die Beugesehne bei postoperativer Belastung v.a. auch repetitiven Bewegungen standhalten können. Haddad et al. konnten bei zyklischer Belastung einen linearen Zusammenhang zwischen der Spaltbildung und der Sehnenelongation nachweisen und zeigten, dass der Großteil der Spaltbildung in den ersten 200 bis 500 Zyklen auftrat [91]. Schuind et al. wiesen bei aktiver Flexion eine auf die tiefe Beugesehne wirkende Kraft von durchschnittlich 19 N nach [22]. Bei zyklischer Belastung im ex vivo Sehnenmodell muss die Sehne also mit mindestens 19 N und mit einer ausreichenden Anzahl an Zyklen belastet werden, um eine zulässige Aussage über die Stabilität der verwendeten Sehnennaht treffen zu können. In der Literatur gibt es bisher keine allgemeingültige Empfehlung zur Durchführung zyklischer Belastungstests, sodass die Anzahl der durchgeführten Zyklen und die verwendeten Kraftniveaus je nach Studie stark variieren [66, 88, 91-94].

Die Ergebnisse von ex vivo Versuchen an isolierten Beugesehnen müssen jedoch kritisch betrachtet werden. Eine zyklische Belastungsreihe simuliert zwar die postoperative Mobilisation der Sehne, lässt aber keine Aussage bezüglich ihres Gleitverhaltens im osteofibrösen Kanal und unter physiologischen Bedingungen zu.

In der vorliegenden Arbeit konnten durch Bestimmung der Maximalkraft in der statischen Testreihe Rückschlüsse auf die Zug- und Reißfestigkeit bei linearer Belastung der Beugesehne getroffen werden. Da dies aber nicht der realen Belastung unter postoperativer Mobilisation entspricht, wurde eine zusätzliche zyklische Testreihe auf unterschiedlichen Kraftniveaus durchgeführt, um die repetitiven Bewegungen bei Mobilisation zu simulieren. Die Kraftniveaus wurden

mit 10 N, 20 N und 30 N so gewählt, dass sie möglichst den bei postoperativer Mobilisation entstehenden Kräften entsprechen [22]. Die einzelnen Kraftstufen wurden daraufhin mit je 400 Zyklen ausgeführt, sodass die Naht insgesamt 1200 Zyklen durchlief, womit eine ausreichende Zyklusanzahl gegeben war. Über die Bestimmung der Sehnenelongation konnten die Versuchsgruppen dann bezüglich ihrer Stabilität miteinander verglichen werden.

Da es sich um ein ex vivo Modell handelt, ist die Beurteilung des Verhaltens der verschiedenen Versuchsgruppen in Hinsicht auf die biomechanischen Besonderheiten des osteofibrösen Kanals nicht möglich. Daher ist es fraglich, inwieweit die Gleiteigenschaften und die Reißfestigkeit der Sehnennaht durch die repetitive Belastung und die ständige Gleitreibung im osteofibrösen Kanal beeinträchtigt werden. Außerdem wird die Stabilität der Sehnennaht in vivo durch physiologische Heilungsvorgänge mit Veränderung der biomechanischen Sehnenstrukturen und durch Resorption des Naht- und Klebstoffmaterials beeinflusst [34]. Auch diese Faktoren konnten in der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt werden.

Außerdem wurde die Sehnenquerschnittsfläche vor und nach Versorgung der Sehnenläsion bestimmt. Aussagen über mögliche Auswirkungen dieser Volumenzunahme auf die Gleiteigenschaften sind aber nur im Vergleich mit früheren biomechanischen Studien möglich. Da derartige Studien zeigten, dass eine übermäßige Volumenzunahme die Gleitreibung im osteofibrösen Kanal erhöht und das Gleiten der Sehne unter den Ring- und Kreuzbändern hindurch erschwert, kann davon ausgegangen werden, dass eine Volumenzunahme im hier vorliegenden ex vivo Versuch ebenfalls eine Erhöhung der Gleitreibung bewirkt [70, 87].

4.2 Nahtmaterial und Nahttechnik

Das ideale Nahtmaterial sollte sich durch hohe Zugfestigkeit, leichtes Knoten, hohe Resistenz gegenüber der Spaltbildung, minimale Bindegewebsreaktion und einfache Handhabung auszeichnen [121]. Außerdem ist bei anfänglich gewünschter hoher Zug- und Reißfestigkeit eine vollständige Resorption des Nahtmaterials mit

Abschluss der Sehnenheilung erstrebenswert. Hierdurch wird im Vergleich mit nicht-resorbierbaren Materialien eine geringere Fremdkörperreaktion, die durch Fibrose der Sehne zu Bewegungseinschränkungen der Hand führen kann, erwartet [121, 122]. Allerdings bedingt die Resorption des Nahtmaterials häufig eine lokale Entzündungsreaktion [123].

PDS-Fäden sind durch ihre monofile Oberfläche und Flexibilität einfach anzuwenden und scheinen die geforderten Eigenschaften zu erfüllen [124]. Trotz vielfacher Befürchtung, dass resorbierbares Nahtmaterial durch den kontinuierlichen Abbau keine ausreichende Sicherheit gegenüber erneuter Sehnenruptur bietet, bewiesen experimentelle und klinische Studien das Gegenteil [122-124]. Nach vier Wochen zeigten Nähte mit einem PDS 4/0 Faden zwar nur noch 50% ihrer anfänglichen Zugkraft, doch sie trugen in diesem Stadium kaum noch zur allgemeinen Zugfestigkeit der Sehne bei [122]. Nach sechs Monaten ist das Nahtmaterial schließlich vollständig resorbiert und damit nach Ausheilung der Sehnenläsion nicht mehr nachweisbar [125, 126]. In Deutschland ist die Versorgung von Sehnennähten mit PDS-Nahtmaterial weit verbreitet [21].

Die Wahl der Nahttechnik ist nach wie vor die Aufgabe des Operateurs. Obwohl in der gängigen Literatur eine klare Empfehlung zur Benutzung von Mehrstrang-Nähten bei Versorgung von Beugesehnenrupturen besteht, wird keine der vorgestellten Nahttechniken als Goldstandard empfohlen [36, 53, 55]. Bei der Wahl der Sehnennaht muss also ein sorgfältiges Abwägen zwischen den Vorteilen und Nachteilen einer Mehrstrangnaht erfolgen. So steigt mit zunehmender Strangzahl zwar die Zugkraft, beeinträchtigt damit aber auch die Integrität und Heilung der Sehne [34, 35, 88]. 2-Strang-Nähte werden im klinischen Alltag zugunsten der biomechanisch stabileren 4- und 6-Strang-Nähte nicht mehr empfohlen, weshalb für die vorliegende Arbeit die häufig verwendete 4-Strang Kirchmayr-Kessler-Naht modifiziert nach Zechner gewählt wurde [36].

In der vorliegenden Arbeit wurden alle Sehnennähte mit resorbierbarem PDS II-Nahtmaterial durchgeführt. Da die Sehnen direkt nach Versorgung getestet wurden und kein Vergleich zwischen verschiedenen Nahtmaterialien

erfolgte, kann der Kraftverlust durch Resorption und Abbau des Nahtmaterials vernachlässigt werden. Jede Testung endete mit Fadenriss der Kernnaht bei Überschreiten der maximalen Reißfestigkeit und damit durch Versagen des Nahtmaterials.

4.3 Bedeutung der Ringnaht

Die zusätzliche Anbringung einer zirkumferenten Naht dient nicht nur zur Glättung der Sehnenstümpfe, sondern steigert auch die nötige Kraft bis zum totalen Versagen der Sehnennaht [38, 70]. Außerdem vermindert sie die Wahrscheinlichkeit einer Spaltbildung unter postoperativer Mobilisation [55]. Die ideale Ringnaht sollte aber nicht nur die Stabilität der Sehnennaht erhöhen, sondern auch den Gleitwiderstand im Sehnenscheidenlager reduzieren und eine übermäßige Umfangszunahme der Läsionsstelle vermeiden. So zeigt beispielsweise die komplexere Lin-locking Ringnaht im Zugversuch zwar eine bessere Stabilität als einfachere Ringnähte, aber auch eine erhöhte Gleitreibung der Sehne [70].

Die Testergebnisse decken sich mit den bereits anerkannten Erkenntnissen, dass eine zusätzliche Ringnaht die Kraft bis zum totalen Versagen der Sehnennaht signifikant steigern kann. Zwar wurde kein direkter Vergleich zwischen nur mit Kernnaht versorgten Sehnenrupturen und mit Kernnaht und Ringnaht versorgten Sehnenrupturen durchgeführt, aber die signifikant niedrigere Kraft der nur mit BioGlue® und Kernnaht versorgten Sehnen lässt eine solche Schlussfolgerung zu. Die stabilisierende Wirkung der zirkumferenten Naht zeigt sich auch im weniger steilen Anstieg des Kraft-Dehnungs-Diagramms, da mehr Kraft benötigt wird, um eine Dehnung der Sehne zu erwirken. Allerdings wurde mit dem PDS II Faden der Stärke 5/0 ein vergleichsweise starker Faden gewählt, sodass von einer überdurchschnittlich stabilen Ringnaht ausgegangen werden kann. Das vermehrte Nahtmaterial und die Knoten auf der Sehnenoberfläche stellen potenzielle Faktoren für Entzündungen und

Adhäsionen dar. Da es sich hierbei jedoch um eine rein biomechanische Studie handelte, wurden physiologische Faktoren nicht berücksichtigt.

4.4 Einfluss von BioGlue® auf die Stabilität der Sehnennaht

Im Allgemeinen weisen Klebstoffe ein breites chirurgisches Anwendungsspektrum auf. Idealerweise sollte der verwendete Klebstoff das geklebte Gewebe hinreichend zusammenhalten, bis dieses auf Grund der Regeneration die unterstützende Klebmaßnahme nicht mehr benötigt [112].

In der Sehnenchirurgie wurden Klebstoffe v.a. im Zusammenhang mit Achillessehnenrupturen untersucht [99, 100]. Die wenigen Studien zu Klebstoffen in der Beugesehnenchirurgie beschäftigten sich hauptsächlich mit Fibrinkleber als Transfermedium für Wachstumsfaktoren sowie der Wirkung von Fibrinkleber auf die Ausbildung von Adhäsionen [103, 105-107]. Die vereinzelt biomechanischen Studien zeigten keine Verbesserung, aber auch keine Verschlechterung der Stabilität der Sehnennaht bei Ersatz der epitendinösen Ringnaht mit Fibrinkleber [107, 109]. Oztuna et al. und Linderman et al. konnten bei Verwendung von Cyanoacrylat als Klebemittel sogar eine signifikante Steigerung der Zugfestigkeit nachweisen [108, 115].

BioGlue® hat bereits in verschiedenen Versuchsansätzen eine größere Stabilität als der häufig in der Chirurgie benutzte Fibrinkleber bewiesen. So zeigte Schnependahl et al. bei der Behandlung von Achillessehnenrupturen eine größere initiale Stabilität für BioGlue® als für Fibrinkleber. Auch Schug-Pass et al. dokumentierte bei einem experimentellen Modell zur Versorgung von inguinalen Hernien eine höhere Adhäsionskraft für BioGlue® als für Fibrinkleber [127]. Daher erschien die Benutzung von BioGlue® für den hier vorliegenden Versuchsaufbau zur Testung einer potenziellen Steigerung der Sehnennahtstabilität als sinnvoll [101, 127].

Grundsätzlich sollte der gewählte Klebstoff nach Applikation ähnliche Eigenschaften wie die in Kapitel 4.3 beschriebene ideale Ringnaht aufweisen. Da die Anbringung einer Ringnaht bereits eine signifikante Stabilitätssteigerung der Sehnennaht bewirkt, lässt sich der Ersatz der Ringnaht durch BioGlue® nur

befürworten, wenn zusätzliche Vorteile bei Verwendung von BioGlue® entstehen.

Die hier präsentierten Ergebnisse zeigen allerdings, dass BioGlue® eine zirkumferente Ringnaht weder ersetzen noch verstärken kann. So ist bei alleiniger Verwendung von BioGlue® eine deutlich schlechtere Stabilität der Sehne im Zugversuch zu sehen. Ebenso wird durch den zusätzlich zur Ringnaht angebrachten BioGlue® die Reißfestigkeit und die nötige Zugkraft bis zur Spaltbildung nicht wesentlich erhöht. Auch die erniedrigte Steifigkeit bei alleiniger Versorgung mit BioGlue® deutet auf eine geringere Stabilität von BioGlue® gegenüber einer Ringnaht hin. Damit ergibt sich in Bezug auf die Sehnenstabilität kein Vorteil bei Verwendung von BioGlue®.

4.5 Biokompatibilität von BioGlue®

Neben der oben genannten adhäsiven Eigenschaft sollten Klebstoffe zudem biologisch abbaubar sein, im bestmöglichen Fall die natürliche Heilung unterstützen und nur eine lokale Wirkung aufweisen [112]. Klebe- und Versiegelungsmitteln aus natürlicher Quelle werden eine günstigere Biokompatibilität, eine bessere biologische Abbaubarkeit und eine reduzierte Auslösung von Immunantworten als bei synthetisch hergestellten Adhäsiven nachgesagt [96].

Die Biokompatibilität von BioGlue®, einem semisynthetischen Klebstoff, wird kontrovers diskutiert [98, 111, 128, 129]. Während dem Rinderserumalbumin und den daraus entstehenden Abbauprodukten meist nur immunologische Reaktionen zugeschrieben werden, wird Glutaraldehyd als weiterer Bestandteil von BioGlue® kritisch betrachtet [110, 111, 114, 130]. Fürst und Banerjee wiesen eine Freisetzung von Glutaraldehyd aus bereits polymerisiertem BioGlue®-Material nach und betonten die daraus resultierende potenzielle Toxizität auf das umliegende Gewebe [111]. So zeigten sie, dass Glutaraldehyd zytotoxisch auf Zellkulturen wirkt und in lebendem tierischem Gewebe zu hochgradigen Entzündungen, Ödemen und toxischer Nekrose führt [111]. Diese Ergebnisse

decken sich mit weiteren Studien, die bei Verwendung von BioGlue® ebenfalls ausgeprägte Entzündungsvorgänge sowie lokale toxische und neurotoxische Effekte nachwiesen [114, 131]. Huang-Lee et al. beschrieben bereits 1990 den zytotoxischen und Fibroblasten-inhibierenden Effekt von Glutaraldehyd auf Rindersehnen [130]. Dem gegenüber bezeugten Untersuchungen von Gundry et al. und Hewitt et al. bei Tierversuchen nur eine minimale Entzündung sowie ein gutes postoperatives Ergebnis bei der Verwendung von BioGlue® [128, 129]. Generell wird in der Literatur auf die richtige Benutzung von BioGlue® hingewiesen, um die toxischen und entzündlichen Reaktionen auf das Gewebe zu minimieren [132]. Laut Herstellerinformationen ist vor Auftragung von BioGlue® am Gewebe ein schmaler 3 cm langer Streifen des Klebstoffes zu werfen und bei Applikation je nach Gewebe eine Schichtdicke von 0,5 bis 3,0 mm zu wählen, um den Gehalt des als toxisch befundenen Glutaraldehyds nicht unnötig zu erhöhen [111, 113, 132].

Dagegen wirkt das Rinderserumalbumin als zweiter Bestandteil von BioGlue® nicht primär toxisch. Allerdings kann es als tierisches Allergen Autoimmunreaktionen auslösen und zur dauerhaften Sensibilisierung gegenüber Rinderprodukten führen [110, 112]. Darüber hinaus stellt die Verwendung von tierischen Bestandteilen ein potenzielles Risiko für die Übertragung von viralen Infektionen und Prionen dar [97]. Die Patienten müssen auf dieses Risiko hingewiesen und über die Verwendung von BioGlue® aufgeklärt werden.

Die möglichen Auswirkungen von BioGlue® auf Sehnen und die unmittelbare Sehenumgebung sowie auf das Immunsystem sind mit den bisher veröffentlichten Studien nicht ausreichend geklärt und bedürfen weiterer Untersuchungen. Der Einsatz von BioGlue® zur Augmentation von Sehnen ist somit als kritisch zu erachten.

Da es sich in der vorliegenden Arbeit um einen ex vivo Versuchsaufbau mit rein biomechanischer Testung handelt, konnte die lokale Toxizität von BioGlue® auf die Sehne, ihre physiologische Umgebung und das Nahtmaterial nicht untersucht werden. Weiterhin können keine Aussagen über die allgemeine Biokompatibilität von BioGlue® getroffen werden. Durch die möglichen zytotoxischen Effekte und

die zusätzliche Abschirmung der Läsionsstelle von der Sehnencheidenflüssigkeit, die einen wichtigen Bestandteil für die Ernährung der Sehne darstellt, ist unklar, welche Auswirkung die Benutzung von BioGlue® auf den Heilungsvorgang der Sehne hat.

Hierfür sind nachfolgende in vivo Versuche erforderlich, die diese Fragestellung aufgreifen und klären. Mit den derzeitigen Ergebnissen sind weitere in vivo Versuche jedoch nicht vertretbar, da mit der Verwendung von BioGlue® kein Vorteil gegenüber der konventionellen Naht erreicht werden konnte.

4.6 Applikationstechnik des Klebstoffes

Eine in der Literatur häufig verwendete Methode beschreibt zunächst die Versorgung der Läsion mit einer Kernnaht. Die Anbringung des Klebstoffes auf die Rupturstelle erfolgt dann in einem zweiten Schritt [104, 105, 107, 109]. Dabei ist unklar, inwieweit der Klebstoff auch zwischen die Sehnenstümpfe eingedrungen ist. Abhängig vom Versuchstyp und der verwendeten Materialien mussten zusätzliche Maßnahmen getroffen werden, um die Verklebung der Sehne mit ihrer Umgebung bei Anbringen des Klebstoffes zu vermeiden [104-106, 109]. Bei ex vivo Versuchen an isolierten Sehnen können diese Maßnahmen vernachlässigt werden.

Eine weitere von Oztuna et al. angewendete Technik beschreibt die Auftragung des Adhäsives direkt zwischen die Sehnenstümpfe noch vor Anbringung der Kernnaht [108]. Ein durch die nachträgliche Anbringung der Naht ausgeübter Druck auf die Klebestelle soll bei Verwendung von BioGlue® laut Herstellerinformationen jedoch möglichst vermieden werden [113].

Linderman et al. untersuchten die Auswirkung des direkt auf das Nahtmaterial aufgetragenen Klebstoffes auf die Stabilität der Sehnennaht [115]. Nach Einstich und Durchzug des Fadens wurde das überstehende Klebematerial entfernt, um die Ergebnisse nicht zu verfälschen.

Die vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass eine zirkumferente Klebetechnik keine nennenswerte Steigerung der Zugfestigkeit zur Folge hat. Des Weiteren kann sie

eine Spaltbildung nicht suffizient verhindern. Diese Technik ist demnach für weitere Versuche mit BioGlue® nicht zu empfehlen, jedoch ist eine Steigerung der Stabilität durch Änderung der Applikationstechnik durchaus denkbar.

4.7 Beeinflussung der Biomechanik durch Verwendung von BioGlue®

Die Beugesehnen und das dazugehörige enge Ring- und Kreuzbandsystem erfüllen eine komplexe biomechanische Funktion [62]. Eine starke Volumenzunahme nach Sehnennaht stellt ein Risiko für die Erhöhung der Gleitreibung innerhalb dieses Systems dar [133]. Dies bringt die Gefahr eines Versagens der Sehnennaht durch erneute Sehnenruptur oder Spaltbildung mit sich [58, 133]. In manchen Fällen erfolgt daher die Spaltung einiger Ring- und Kreuzbänder, um ein reibungsfreieres Gleiten der Sehne nach Versorgung zu gewährleisten [55, 57, 58]. Allerdings beeinträchtigt ein Verlust von Ring- und Kreuzbändern die Umlenkung der Zugbewegung in eine Beugebewegung des Fingers und kann zu einem eingeschränkten Bewegungsumfang mit zusätzlichem Kraftverlust führen [18, 59, 62]. Um die Gleitreibung möglichst gering zu halten, sollte daher bei Versorgung einer Beugesehnenruptur eine übermäßige Umfangs- und Volumenzunahme verhindert werden.

Darüber hinaus zeigten Xu et al. in einer Studie an menschlichen Leichenhänden eine deutliche Zunahme der Gleitreibung durch das Anbringen von Fibrinkleber im Vergleich zu Sehnen mit konventioneller Ringnaht [109].

Die erhöhte Gleitreibung nach Sehnenversorgung stellt außerdem eine potenzielle Gefahr für die Entwicklung von Adhäsionen dar, die im weiteren Verlauf ebenfalls zu Bewegungseinschränkungen des Fingers führen können [134]. Wie bereits in Kapitel 1.4.1 erwähnt, können Adhäsionen auch durch überschießende extrinsische Heilung entstehen. Einige in vivo Studien untersuchten an Tiermodellen die Wirkung von Klebstoffen auf die Ausbildung von Adhäsionen [104-107]. So wurde bei Verwendung von Hydrogelen und Fibrinkleber bereits ein adhäsionsverhindernder Effekt v.a. in den Anfangsphasen der Heilung nachgewiesen und damit eine verminderte Gleitresistenz bei Mobilisierung der Sehne [104-107]. Da zudem die

Reißfestigkeit durch die Verwendung eines Klebstoffes nicht abnahm, äußerten sie die Annahme, dass der verwendete Klebstoff die Sehnenheilung und die daraus resultierende biomechanische Zugkraft der Sehne nicht beeinträchtigte [104, 107]. Diese Ergebnisse stehen im Widerspruch zu den Ergebnissen von Xu et al. und können durch die unterschiedlichen Versuchsmodelle (ex vivo vs. in vivo) bedingt sein.

Nach Aushärtung präsentiert sich BioGlue® als ein steifes und starres Material [111]. Da die postoperative Mobilisation eine wichtige Säule für die Nachbehandlung nach Beugesehnenrupturen darstellt, sollte das verwendete Material genügend Flexibilität aufweisen, um hindernisfrei gleiten und sich der Beugebewegung des Fingers anpassen zu können, ohne dabei an Stabilität zu verlieren. So zeigten mit Fibrinkleber versorgte Sehnen bei physiologischer Bewegung einen deutlichen Abrieb des Klebstoffes an den Ringbändern [109]. Erstrebenswert ist im Hinblick auf die biomechanische Eigenschaft demnach ein Klebstoff, der bei Applikation möglichst keine Dickenzunahme bewirkt, die Gleitreibung im Sehngleitlager nicht erhöht, den Heilungsvorgang durch die Unterdrückung von Adhäsionen fördert und trotzdem noch genügend Flexibilität besitzt, um eine postoperative Mobilisation zu ermöglichen.

Die vorliegende Arbeit weist eine deutliche Sehnenquerschnittsflächen-Zunahme durch Applikation von BioGlue® nach. Da die Sehnen außerhalb ihrer physiologischen Umgebung getestet wurden, lässt sich keine direkte Aussage über die tatsächliche Auswirkung der Zunahme auf die Gleiteigenschaften der Sehne treffen. Bei Vergleich mit den Erkenntnissen von Xu et al., die allerdings Fibrinkleber verwendeten, ist aber von einer deutlichen Erhöhung der Reibung und einer damit verbundenen erheblichen Einschränkung der Gleiteigenschaften auszugehen [109]. Jedoch konnte im vorliegenden Versuchsaufbau die Wirkung von BioGlue® auf die Ausbildung von Adhäsionen und eine damit verbundene potenzielle Verringerung der Gleitreibung nicht untersucht werden. Ebenso ist unklar, ob BioGlue® auf Grund seiner unflexiblen Materialeigenschaften die Bedingungen für eine postoperative Mobilisation erfüllt. Die vergleichsweise

übermäßige Elongation in der zyklischen Versuchsreihe lässt aber einen frühen Stabilitätsverlust bei alleiniger Verwendung von BioGlue® vermuten.

4.8 Porcine Sehnen im Vergleich zu humanen Sehnen

Porcine Beugesehnen zeigen im Vergleich zu humanen Beugesehnen eine ähnliche anatomische Struktur [135, 136]. Sowohl beim Schwein als auch beim Menschen liegen die Beugesehnen in einem osteofibrösen Tunnel aus Ring- und Kreuzbändern. Zudem ergaben mikroskopische Untersuchungen keinen klar erkennbaren strukturellen Unterschied zwischen den Sehnen [89]. Allerdings verzeichnen porcine Beugesehnen im Durchschnitt einen größeren Durchmesser als humane Beugesehnen und weisen in biomechanischen Testungen eine vergleichsweise geringere Neigung zur Spaltbildung auf [92]. Bei annähernd gleichem Durchmesser können diese Befunde aber vernachlässigt werden und ein ähnliches biomechanisches Verhalten angenommen werden [137]. Durch ihre Größe und Konsistenz eignen sich porcine Sehnen zudem gut zur Sehnennaht und zur Fixierung in Zugmaschinen [89].

Weiterhin zeigten Hirpara et al., dass das Einfrieren von porcinen Beugesehnen zur Aufbewahrung keine signifikanten Auswirkungen auf die biomechanischen Testergebnisse hat [116].

In der vorliegenden Arbeit wurden ausschließlich porcine Beugesehnen von gleicher Herkunft und Größe verwendet, um vergleichbare Werte zu erhalten. In welchem Ausmaß die Verwendung nicht-humaner, gefrorener und wieder aufgetauter Sehnen die biomechanischen Eigenschaften des getesteten Klebstoffes beeinflusst hat, ist unklar.

4.9 Ausblick

Trotz einiger Vorteile, die eine Versorgung von Sehnenrupturen mit BioGlue® mit sich bringen könnte, sind weiterführende in vivo Versuche zum jetzigen Zeitpunkt mit den derzeitigen Testergebnissen nicht sinnvoll.

BioGlue® zeigt keine biomechanischen Vorteile in der Sehnenchirurgie, sodass weitere Studien nicht zu empfehlen sind. Gleiches gilt für alle anderen hier vorgestellten und zur Versorgung von Sehnenrupturen verwendeten chirurgischen Adhäsiven. Gegenwärtig existiert kein adäquater Gewebekleber, der einen Vorteil gegenüber der konventionellen Sehnennaht zeigt. In der Klinik sollte von der Applikation eines solchen Klebstoffes zur Versorgung von Beugesehnenrupturen abgesehen werden.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Die ex vivo Testergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass die Applikation von BioGlue® zusätzlich zu Kern- und Ringnaht keine Steigerung der Stabilität der Sehnennaht, gemessen an Maximalkraft und Kraft bei Spaltbildung, bewirkt. Darüber hinaus reicht die Versorgung der Sehnen mit BioGlue® und Kernnaht nicht aus, um eine vergleichbare Stabilität mit Sehnen zu erzielen, die mit Kern- und Ringnaht versorgt wurden. Somit scheint die zirkumferente Ringnaht die Zugfestigkeit der Sehnennaht zu bedingen und kann durch die bloße Applikation von BioGlue® nicht ersetzt werden.

Weiterhin kann die beträchtliche Umfangszunahme den Durchtritt der Sehne durch die engen Ring- und Kreuzbänder behindern und durch Erhöhung der Reibung die Gleiteigenschaften der Sehne bedeutend vermindern.

Die vorliegenden Testergebnisse deuten darauf hin, dass der Gebrauch von BioGlue® keinen Vorteil zur konventionellen Versorgung von Beugesehnen erzielt. Damit stellt die Benutzung von BioGlue® zunächst keine Möglichkeit für den Ersatz oder die Ergänzung von Beugesehennähten dar.

6 LITERATURVERZEICHNIS

1. Jakubietz, M.G., et al., *Adequacy of palmaris longus and plantaris tendons for tendon grafting*. J Hand Surg Am, 2011. **36**(4): p. 695-8.
2. Verdant, C., *Syndrome of the quadriga*. Surg Clin North Am, 1960. **40**: p. 425-6.
3. Schreuders, T.A., *The quadriga phenomenon: a review and clinical relevance*. J Hand Surg Eur Vol, 2012. **37**(6): p. 513-22.
4. Benninghoff, A. and D. Drenckhahn, *Taschenbuch Anatomie*. 2008, Elsevier, Urban & Fischer. p. 17, 46-8.
5. Schünke, M., et al., *Prometheus - LernAtlas der Anatomie: allgemeine Anatomie und Bewegungssystem ; 182 Tabellen*. 2007, Thieme. p. 58-9, 284-5, 308-9, 338, 392-5.
6. Towfigh, H., et al., *Handchirurgie*. 2011, Springer Berlin Heidelberg. p. 102-38.
7. Sharma, P. and N. Maffulli, *Biology of tendon injury: healing, modeling and remodeling*. J Musculoskelet Neuronal Interact, 2006. **6**(2): p. 181-90.
8. James, R., et al., *Tendon: biology, biomechanics, repair, growth factors, and evolving treatment options*. J Hand Surg Am, 2008. **33**(1): p. 102-12.
9. Clegg, P.D., S. Strassburg, and R.K. Smith, *Cell phenotypic variation in normal and damaged tendons*. Int J Exp Pathol, 2007. **88**(4): p. 227-35.
10. Lüllmann-Rauch, R., *Histologie*. 2009, Thieme. p. 121-3, 131-2.
11. Manske, P.R. and P.A. Lesker, *Flexor tendon nutrition*. Hand Clin, 1985. **1**(1): p. 13-24.
12. Amadio, P.C., et al., *The effect of vincular injury on the results of flexor tendon surgery in zone 2*. J Hand Surg Am, 1985. **10**(5): p. 626-32.
13. Strickland, J.W., *The scientific basis for advances in flexor tendon surgery*. J Hand Ther, 2005. **18**(2): p. 94-110.
14. Doyle, J.R., *Palmar and digital flexor tendon pulleys*. Clin Orthop Relat Res, 2001(383): p. 84-96.
15. Legueu, F. and E. Juvara, *Des aponeurosis de la paume de la main*. Bull Soc Anat Paris, 1892. **Serie 6** p. 383-400.
16. Doyle, J.R., *Anatomy of the finger flexor tendon sheath and pulley system*. J Hand Surg Am, 1988. **13**(4): p. 473-84.
17. Chow, J.C., et al., *Importance of proximal A2 and A4 pulleys to maintaining kinematics in the hand: a biomechanical study*. Hand (N Y), 2014. **9**(1): p. 105-11.
18. Lin, G.T., et al., *Functional anatomy of the human digital flexor pulley system*. J Hand Surg Am, 1989. **14**(6): p. 949-56.
19. Martini, A.K. and W. Daecke, *Traumatologische Handchirurgie*. 2011, Springer Berlin Heidelberg. p. 54-65.
20. Bayat, A., et al., *The pulley system of the thumb: anatomic and biomechanical study*. J Hand Surg Am, 2002. **27**(4): p. 628-35.
21. Langer, M.F., et al., *[Suture techniques for flexor tendons of the hand]*. Orthopäde, 2015. **44**(10): p. 748-56.
22. Schuind, F., et al., *Flexor tendon forces: in vivo measurements*. J Hand Surg Am, 1992. **17**(2): p. 291-8.

23. Angermann, P. and M. Lohmann, *Injuries to the hand and wrist. A study of 50,272 injuries*. J Hand Surg Br, 1993. **18**(5): p. 642-4.
24. de Jong, J.P., et al., *The incidence of acute traumatic tendon injuries in the hand and wrist: a 10-year population-based study*. Clin Orthop Surg, 2014. **6**(2): p. 196-202.
25. Hill, C., et al., *A regional audit of hand and wrist injuries. A study of 4873 injuries*. J Hand Surg Br, 1998. **23**(2): p. 196-200.
26. Griffin, M., et al., *An overview of the management of flexor tendon injuries*. Open Orthop J, 2012. **6**: p. 28-35.
27. Netscher, D.T. and J.J. Badal, *Closed flexor tendon ruptures*. J Hand Surg Am, 2014. **39**(11): p. 2315-23.
28. Tang, J.B. and D. Shi, *Subdivision of flexor tendon "no man's land" and different treatment methods in each sub-zone. A preliminary report*. Chin Med J (Engl), 1992. **105**(1): p. 60-8.
29. Verdan, C.E., *Primary repair of flexor tendons*. J Bone Joint Surg Am, 1960. **42-a**: p. 647-57.
30. Moiemmen, N.S. and D. Elliot, *Primary flexor tendon repair in zone 1*. J Hand Surg Br, 2000. **25**(1): p. 78-84.
31. Bunnell, S., *Repair of tendons in the fingers and description of two new instruments*. Surgery, Gynecology and Obstetrics, 1918. **26**: p. 103-10.
32. Kleinert, H.E., et al., *Primary repair of lacerated flexor tendons in "no man's land"*. J Bone Joint Surg Am, 1967. **49**: p. 577.
33. Strickland, J.W., *Flexor Tendon Injuries: I. Foundations of Treatment*. J Am Acad Orthop Surg, 1995. **3**(1): p. 44-54.
34. McDowell, C.L., et al., *Characterization of the tensile properties and histologic/biochemical changes in normal chicken tendon at the site of suture insertion*. J Hand Surg Am, 2002. **27**(4): p. 605-14.
35. Savage, R., *In vitro studies of a new method of flexor tendon repair*. J Hand Surg Br, 1985. **10**(2): p. 135-41.
36. Savage, R., *The search for the ideal tendon repair in zone 2: strand number, anchor points and suture thickness*. J Hand Surg Eur Vol, 2014. **39**(1): p. 20-9.
37. Diao, E., et al., *Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs*. J Hand Surg Am, 1996. **21**(2): p. 234-9.
38. Wade, P.J., R.G. Wetherell, and A.A. Amis, *Flexor tendon repair: significant gain in strength from the Halsted peripheral suture technique*. J Hand Surg Br, 1989. **14**(2): p. 232-5.
39. Branford, O.A., et al., *The growth factors involved in flexor tendon repair and adhesion formation*. J Hand Surg Eur Vol, 2014. **39**(1): p. 60-70.
40. Wong, J.K., et al., *The cellular biology of flexor tendon adhesion formation: an old problem in a new paradigm*. Am J Pathol, 2009. **175**(5): p. 1938-51.
41. Wu, Y.F., et al., *Molecular events of cellular apoptosis and proliferation in the early tendon healing period*. J Hand Surg Am, 2010. **35**(1): p. 2-10.
42. Garner, W.L., et al., *Identification of the collagen-producing cells in healing flexor tendons*. Plast Reconstr Surg, 1989. **83**(5): p. 875-9.
43. Amiel, D., et al., *Collagen alteration in medial collateral ligament healing in a rabbit model*. Connect Tissue Res, 1987. **16**(4): p. 357-66.

44. Beredjikian, P.K., *Biologic aspects of flexor tendon laceration and repair*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-a**(3): p. 539-50.
45. Lundborg, G. and F. Rank, *Experimental intrinsic healing of flexor tendons based upon synovial fluid nutrition*. J Hand Surg Am, 1978. **3**(1): p. 21-31.
46. McDowell, C.L. and D.M. Snyder, *Tendon healing: an experimental model in the dog*. J Hand Surg Am, 1977. **2**(2): p. 122-6.
47. Gelberman, R.H., et al., *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, 1999. **81**(7): p. 975-82.
48. Chen, C.H., et al., *Tendon healing in vivo: gene expression and production of multiple growth factors in early tendon healing period*. J Hand Surg Am, 2008. **33**(10): p. 1834-42.
49. Thomopoulos, S., et al., *The effects of exogenous basic fibroblast growth factor on intrasynovial flexor tendon healing in a canine model*. J Bone Joint Surg Am, 2010. **92**(13): p. 2285-93.
50. Gelberman, R.H., et al., *The early effects of sustained platelet-derived growth factor administration on the functional and structural properties of repaired intrasynovial flexor tendons: an in vivo biomechanic study at 3 weeks in canines*. J Hand Surg Am, 2007. **32**(3): p. 373-9.
51. Chen, C.H., et al., *Effectiveness of microRNA in Down-regulation of TGF-beta gene expression in digital flexor tendons of chickens: in vitro and in vivo study*. J Hand Surg Am, 2009. **34**(10): p. 1777-84.
52. Bunnell, S., *An essential in reconstructive surgery-'atraumatic' technique*. Cal State J Med, 1921. **19**(5): p. 204-7.
53. Tang, J.B., et al., *IFSSH Flexor Tendon Committee report 2014: from the IFSSH Flexor Tendon Committee (Chairman: Jin Bo Tang)*. J Hand Surg Eur Vol, 2014. **39**(1): p. 107-15.
54. Bruner, J.M., *The zig-zag volar-digital incision for flexor-tendon surgery*. Plast Reconstr Surg, 1967. **40**(6): p. 571-4.
55. Wu, Y.F. and J.B. Tang, *Recent developments in flexor tendon repair techniques and factors influencing strength of the tendon repair*. J Hand Surg Eur Vol, 2014. **39**(1): p. 6-19.
56. Jordan, M.C., et al., *Does plastic suture deformation induce gapping after tendon repair? A biomechanical comparison of different suture materials*. J Biomech, 2016. **49**(13): p. 2607-12.
57. Kwai Ben, I. and D. Elliot, *"Venting" or partial lateral release of the A2 and A4 pulleys after repair of zone 2 flexor tendon injuries*. J Hand Surg Br, 1998. **23**(5): p. 649-54.
58. Tang, J.B., et al., *Effect of A2 pulley release on repaired tendon gliding resistance and rupture in a chicken model*. J Hand Surg Am, 2009. **34**(6): p. 1080-7.
59. Tanaka, T., et al., *The effect of partial A2 pulley excision on gliding resistance and pulley strength in vitro*. J Hand Surg Am, 2004. **29**(5): p. 877-83.
60. Goubier, J.N., T. Lafosse, and F. Teboul, *The "turtleneck" pulley plasty for finger flexor tendon repair*. Tech Hand Up Extrem Surg, 2014. **18**(1): p. 8-9.

61. Mehta, V. and C.S. Phillips, *Flexor tendon pulley reconstruction*. Hand Clin, 2005. **21**(2): p. 245-51.
62. Lowrie, A.G. and V.C. Lees, *Considerations in the surgical use of the flexor sheath and pulley system*. J Hand Surg Eur Vol, 2014. **39**(1): p. 54-9.
63. Pennington, D.G., *The locking loop tendon suture*. Plast Reconstr Surg, 1979. **63**(5): p. 648-52.
64. Wu, Y.F. and J.B. Tang, *How much does a Pennington lock add to strength of a tendon repair?* J Hand Surg Eur Vol, 2011. **36**(6): p. 476-84.
65. Xie, R.G., et al., *Effects of locking area on strength of 2- and 4-strand locking tendon repairs*. J Hand Surg Am, 2005. **30**(3): p. 455-60.
66. Jordan, M.C., et al., *Biomechanical Analysis of the Modified Kessler, Lahey, Adelaide, and Becker Sutures for Flexor Tendon Repair*. J Hand Surg Am, 2015. **40**(9): p. 1812-7.
67. Cao, Y., et al., *Influence of core suture purchase length on strength of four-strand tendon repairs*. J Hand Surg Am, 2006. **31**(1): p. 107-12.
68. Tang, J.B., et al., *Core suture purchase affects strength of tendon repairs*. J Hand Surg Am, 2005. **30**(6): p. 1262-6.
69. Viinikainen, A., H. Goransson, and J. Ryhanen, *Primary flexor tendon repair techniques*. Scand J Surg, 2008. **97**(4): p. 333-40.
70. Kubota, H., et al., *Mechanical properties of various circumferential tendon suture techniques*. J Hand Surg Br, 1996. **21**(4): p. 474-80.
71. Mason, M.L. and H.S. Allen, *The rate of healing of tendons: An experimental study of tensile strength*. Ann Surg, 1941. **113**(3): p. 424-59.
72. Gelberman, R.H., et al., *Effects of early intermittent passive mobilization on healing canine flexor tendons*. J Hand Surg Am, 1982. **7**(2): p. 170-5.
73. Woo, S.L., et al., *The importance of controlled passive mobilization on flexor tendon healing. A biomechanical study*. Acta Orthop Scand, 1981. **52**(6): p. 615-22.
74. Asmus, A., et al., *[Rehabilitation after flexor tendon injuries of the hand]*. Orthopäde, 2015. **44**(10): p. 786-802.
75. Pettengill, K.M., *The evolution of early mobilization of the repaired flexor tendon*. J Hand Ther, 2005. **18**(2): p. 157-68.
76. Slattery, P.G. and D.A. McGrouther, *A modified Kleinert Controlled Mobilization Splint following flexor tendon repair*. J Hand Surg Br, 1984. **9**(2): p. 217-8.
77. Langer, M. *Die Rehabilitation nach Beugesehnenverletzungen der Hand*. OUP 2014. **5**, 220-4 DOI: 10.3238/oup.2014.0220-0224.
78. van Alphen, J.C., C.T. Oepkes, and K.E. Bos, *Activity of the extrinsic finger flexors during mobilization in the Kleinert splint*. J Hand Surg Am, 1996. **21**(1): p. 77-84.
79. May, E.J., K.L. Silfverskiöld, and C.J. Sollerman, *Controlled mobilization after flexor tendon repair in zone II: a prospective comparison of three methods*. J Hand Surg Am, 1992. **17**(5): p. 942-52.
80. Duran, R. and R. Houser. *Controlled passive motion following flexor tendon repair in zones 2 and 3*. in AAOS symposium on tendon surgery in the hand. 1975. CV Mosby St. Louis.

81. Chow, J.A., et al., *A combined regimen of controlled motion following flexor tendon repair in "no man's land"*. *Plast Reconstr Surg*, 1987. **79**(3): p. 447-55.
82. Strickland, J.W. and S.V. Glogovac, *Digital function following flexor tendon repair in Zone II: A comparison of immobilization and controlled passive motion techniques*. *J Hand Surg Am*, 1980. **5**(6): p. 537-43.
83. Trumble, T.E., et al., *Zone-II flexor tendon repair: a randomized prospective trial of active place-and-hold therapy compared with passive motion therapy*. *J Bone Joint Surg Am*, 2010. **92**(6): p. 1381-9.
84. Starr, H.M., et al., *Flexor tendon repair rehabilitation protocols: a systematic review*. *J Hand Surg Am*, 2013. **38**(9): p. 1712-7.
85. Small, J.O., M.D. Brennen, and J. Colville, *Early active mobilisation following flexor tendon repair in zone 2*. *J Hand Surg Br*, 1989. **14**(4): p. 383-91.
86. Buck-Gramcko, D., F.E. Dietrich, and S. Gogge, *[Evaluation criteria in follow-up studies of flexor tendon therapy]*. *Handchirurgie*, 1976. **8**(2): p. 65-9.
87. Zhao, C., et al., *Gliding characteristics of tendon repair in canine flexor digitorum profundus tendons*. *J Orthop Res*, 2001. **19**(4): p. 580-6.
88. Barrie, K.A., et al., *The role of multiple strands and locking sutures on gap formation of flexor tendon repairs during cyclical loading*. *J Hand Surg Am*, 2000. **25**(4): p. 714-20.
89. Zatiti, S.C., N. Mazzer, and C.H. Barbieri, *Mechanical strengths of tendon sutures. An in vitro comparative study of six techniques*. *J Hand Surg Br*, 1998. **23**(2): p. 228-33.
90. Shaieb, M.D. and D.I. Singer, *Tensile strengths of various suture techniques*. *J Hand Surg Br*, 1997. **22**(6): p. 764-7.
91. Haddad, R., et al., *The relationship between gap formation and grip-to-grip displacement during cyclic testing of repaired flexor tendons*. *J Biomech*, 2010. **43**(14): p. 2835-8.
92. Hausmann, J.T., et al., *Biomechanical comparison of modified Kessler and running suture repair in 3 different animal tendons and in human flexor tendons*. *J Hand Surg Am*, 2009. **34**(1): p. 93-101.
93. Jordan, M.C., et al., *Suture material for flexor tendon repair: 3-0 V-Loc versus 3-0 Stratafix in a biomechanical comparison ex vivo*. *J Orthop Surg Res*, 2014. **9**: p. 72.
94. Jordan, M.C., et al., *Biomechanical Analysis of Flexor Tendon Repair Using Knotted Kessler and Bunnell Techniques and the Knotless Bunnell Technique*. *The Journal of Hand Surgery*, 2015. **40**(1): p. 115-20.
95. Scognamiglio, F., et al., *Adhesive and sealant interfaces for general surgery applications*. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2016. **104**(3): p. 626-39.
96. Annabi, N., et al., *Elastic sealants for surgical applications*. *Eur J Pharm Biopharm*, 2015. **95**(Pt A): p. 27-39.
97. Shah, N.V. and R. Meislin, *Current state and use of biological adhesives in orthopedic surgery*. *Orthopedics*, 2013. **36**(12): p. 945-56.
98. Spotnitz, W.D. and S. Burks, *Hemostats, sealants, and adhesives: components of the surgical toolbox*. *Transfusion*, 2008. **48**(7): p. 1502-16.

99. Hohendorff, B., et al., *Long-term results after operatively treated Achilles tendon rupture: fibrin glue versus suture*. J Foot Ankle Surg, 2008. **47**(5): p. 392-9.
100. Kuskucu, M., et al., *Treatment of rupture of the Achilles tendon with fibrin sealant*. Foot Ankle Int, 2005. **26**(10): p. 826-31.
101. Schneppendahl, J., et al., *Initial stability of two different adhesives compared to suture repair for acute Achilles tendon rupture-a biomechanical evaluation*. Int Orthop, 2012. **36**(3): p. 627-32.
102. Chong, A.K., et al., *Bone marrow-derived mesenchymal stem cells influence early tendon-healing in a rabbit achilles tendon model*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(1): p. 74-81.
103. Sheng, J., et al., *[Effect of local basic fibroblast growth factor and 5-fluorouracil on accelerating healing and preventing tendon adhesion after flexor tendon repair]*. Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi, 2011. **25**(6): p. 711-7.
104. Ferguson, R.E. and B. Rinker, *The use of a hydrogel sealant on flexor tendon repairs to prevent adhesion formation*. Ann Plast Surg, 2006. **56**(1): p. 54-8.
105. Frykman, E., S. Jacobsson, and B. Widenfalk, *Fibrin sealant in prevention of flexor tendon adhesions: an experimental study in the rabbit*. J Hand Surg Am, 1993. **18**(1): p. 68-75.
106. Jones, M.E., et al., *The role of human-derived fibrin sealant in the reduction of postoperative flexor tendon adhesion formation in rabbits*. J Hand Surg Br, 2002. **27**(3): p. 278-82.
107. He, M., et al., *The effect of fibrin glue on tendon healing and adhesion formation in a rabbit model of flexor tendon injury and repair*. J Plast Surg Hand Surg, 2013. **47**(6): p. 509-12.
108. Oztuna, V., et al., *[The use of N-butyl-2-cyanoacrylate (Histoacryl) in primary tendon repair: a biomechanical study with sheep flexor tendons]*. Acta Orthop Traumatol Turc, 2005. **39**(3): p. 258-62.
109. Xu, N.M., et al., *Fibrin glue augmentation for flexor tendon repair increases friction compared with epitendinous suture*. J Hand Surg Am, 2013. **38**(12): p. 2329-34.
110. Van Belleghem, Y., et al., *Bovine glue (BioGlue) is catabolized by enzymatic reaction in the vascular dog model*. Ann Thorac Surg, 2004. **77**(6): p. 2177-81.
111. Fürst, W. and A. Banerjee, *Release of glutaraldehyde from an albumin-glutaraldehyde tissue adhesive causes significant in vitro and in vivo toxicity*. Ann Thorac Surg, 2005. **79**(5): p. 1522-8.
112. Reece, T.B., T.S. Maxey, and I.L. Kron, *A prospectus on tissue adhesives*. Am J Surg, 2001. **182**(2 Suppl): p. 40s-44s.
113. CryoLife, I., *Produktbeschreibung BioGlue*. Juli 2010: Kennesaw, USA. p. 6.
114. Lemaire, S.A., et al., *Nerve and conduction tissue injury caused by contact with BioGlue*. J Surg Res, 2007. **143**(2): p. 286-93.
115. Linderman, S.W., et al., *Shear lag sutures: Improved suture repair through the use of adhesives*. Acta Biomater, 2015. **23**: p. 229-39.

116. Hirpara, K.M., P.J. Sullivan, and M.E. O'Sullivan, *The effects of freezing on the tensile properties of repaired porcine flexor tendon*. J Hand Surg Am, 2008. **33**(3): p. 353-8.
117. Wu, Y.F. and J.B. Tang, *Effects of tension across the tendon repair site on tendon gap and ultimate strength*. J Hand Surg Am, 2012. **37**(5): p. 906-12.
118. Chatzistergos, P.E., et al., *The fracture stress of rat Achilles tendons*. Scand. J. Lab. Anim. Sci., 2010. **37**(3): p. 149-56.
119. Brinckmann, P., W. Frobin, and G. Leivseth, *Orthopädische Biomechanik*. 2000, Thieme. p. 53-6.
120. Jordan, M.C., et al., *Surgical adhesive BioGlue does not benefit tendon repair strength: an ex vivo study*. J Hand Surg Eur Vol, 2015. **40**(7): p. 700-4.
121. Trail, I.A., E.S. Powell, and J. Noble, *An evaluation of suture materials used in tendon surgery*. J Hand Surg Br, 1989. **14**(4): p. 422-7.
122. O'Broin, E.S., et al., *Absorbable sutures in tendon repair. A comparison of PDS with prolene in rabbit tendon repair*. J Hand Surg Br, 1995. **20**(4): p. 505-8.
123. Wada, A., et al., *Effect of absorbable polydioxanone flexor tendon repair and restricted active mobilization in a canine model*. J Hand Surg Am, 2001. **26**(3): p. 398-406.
124. Caulfield, R.H., et al., *Comparison of zones 1 to 4 flexor tendon repairs using absorbable and unabsorbable four-strand core sutures*. J Hand Surg Eur Vol, 2008. **33**(4): p. 412-7.
125. Burger, C., et al., *Poly lactide (LTS) causes less inflammation response than polydioxanone (PDS): a meniscus repair model in sheep*. Arch Orthop Trauma Surg, 2006. **126**(10): p. 695-705.
126. Ray, J.A., et al., *Polydioxanone (PDS), a novel monofilament synthetic absorbable suture*. Surg Gynecol Obstet, 1981. **153**(4): p. 497-507.
127. Schug-Pass, C., et al., *Biomechanical properties of (semi-) synthetic glues for mesh fixation in endoscopic inguinal hernia repair*. Hernia, 2013. **17**(6): p. 773-7.
128. Gundry, S.R., K. Black, and H. Izutani, *Sutureless coronary artery bypass with biologic glued anastomoses: preliminary in vivo and in vitro results*. J Thorac Cardiovasc Surg, 2000. **120**(3): p. 473-7.
129. Hewitt, C.W., et al., *BioGlue surgical adhesive for thoracic aortic repair during coagulopathy: efficacy and histopathology*. Ann Thorac Surg, 2001. **71**(5): p. 1609-12.
130. Huang-Lee, L.L., D.T. Cheung, and M.E. Nimni, *Biochemical changes and cytotoxicity associated with the degradation of polymeric glutaraldehyde derived crosslinks*. J Biomed Mater Res, 1990. **24**(9): p. 1185-201.
131. Erasmi, A.W., H.H. Sievers, and C. Wolschlager, *Inflammatory response after BioGlue application*. Ann Thorac Surg, 2002. **73**(3): p. 1025-6.
132. Pasic, M., et al., *Late wound healing problems after use of BioGlue for apical hemostasis during transapical aortic valve implantation*. Interact Cardiovasc Thorac Surg, 2011. **13**(5): p. 532-4.

133. Wu, Y.F., Y.L. Zhou, and J.B. Tang, *Relative contribution of tissue oedema and the presence of an A2 pulley to resistance to flexor tendon movement: an in vitro and in vivo study*. J Hand Surg Eur Vol, 2012. **37**(4): p. 310-5.
134. Zhao, C., et al., *The effect of suture technique on adhesion formation after flexor tendon repair for partial lacerations in a canine model*. J Trauma, 2001. **51**(5): p. 917-21.
135. Mao, W.F., et al., *A study of the anatomy and repair strengths of porcine flexor and extensor tendons: are they appropriate experimental models?* J Hand Surg Eur Vol, 2011. **36**(8): p. 663-9.
136. Smith, A.M., et al., *The porcine forelimb as a model for human flexor tendon surgery*. J Hand Surg Br, 2005. **30**(3): p. 307-9.
137. Havulinna, J., et al., *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*. J Hand Surg Eur Vol, 2011. **36**(8): p. 670-6.

7 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1:	Schematische Darstellung des Beugesehnenaufbaus. Modifiziert nach Langer [6].	2
Abb. 2:	Palmare (oben) und laterale (unten) Ansicht der Ringbänder A1 bis A5 und der Kreuzbänder C1 bis C3. Modifiziert nach Martini und Daecke [19].	4
Abb. 3:	Zoneneinteilung der Beugesehne nach Verdán und Nigst, modifiziert nach Langer, Tang und Moiemén [6, 28-30]. Zeichnung modifiziert nach Towfigh et al. [6].	6
Abb. 4:	Vereinfachte Darstellung der Zoneneinteilung nach Verdán an der Hand. Modifiziert nach Martini und Daecke [19].	6
Abb. 5:	A: „locking“ Nahtschlaufe, B: „grasping“ Nahtschlaufe.	12
Abb. 6:	Schematische Darstellung verschiedener Kernnähte. A: Tsuge, B: Modified Kessler, C: Double modified Kessler, D: 4-strand Savage, E: Augmented Becker (oder MGH repair), F: 4-strand cruciate, G: 6-strand Savage, H: Double loop suture. Nach Viinikainen et al. und Griffin et al. [26, 69].	12
Abb. 7:	Sechs verschiedene Nahttechniken einer zirkumferenten, epitendinösen Naht. A: Simple, B: Halsted, C: Simple-locking, D: Cross-stitch, E: Lembert, F: Lin-locking. Nach Kubota et al. [70].	13
Abb. 8:	Skizze einer Nachbehandlung mit Kleinert-Schiene. A: Grundstellung der Finger in Flexion, B: Aktive Extension der Finger.	15
Abb. 9:	Abbildung einer BioGlue®-Spritze mit Applikator-Spitze.	23
Abb. 10:	Schematische Darstellung der nach Zechner modifizierten 4-Strang Kirchmayr-Kessler-Kernnaht mit Knoten.	24
Abb. 11:	Schematische Darstellung einer einfachen („simple“) Ringnaht nach Kleinert.	25
Abb. 12:	Sehnen-Beispiele aus den verschiedenen Versuchsgruppen nach Versorgung. Gruppe 1: 4-Strang Kernnaht und Ringnaht,	

Gruppe 2: 4-Strang Kernnaht und BioGlue®, Gruppe 3: 4-Strang Kernnaht, Ringnaht und BioGlue®	26
Abb. 13: Versuchsaufbau vor Zugbelastung mit einer Sehne aus Gruppe 3.	27
Abb. 14: Exemplarische Darstellung einer Kraft-Dehnungs-Kurve aus testXpert® II.	28
Abb. 15: Maximalkraft bei statischer Belastung.	30
Abb. 16: Berechnung der Steifigkeit bei statischer Testung mit Hilfe der beiden Punkte P_1 und P_2	31
Abb. 17: BioGlue®-Riss als kleine Einsenkung in der Kurvenkontinuität einer Testung der Gruppe 2 erkennbar. Daneben eine Aufnahme aus der Testung von Gruppe 3 kurz nach dem Einreißen.	31
Abb. 18: Schematische Darstellung der Elongation bei 10 N.	32
Abb. 19: Maximalkraft bei zyklischer Testung.....	32
Abb. 20: Darstellung eines Sehnenquerschnitts mit Angabe der nötigen Größen zur Querschnittsflächenberechnung.....	33
Abb. 21: Durchschnittliche Kraft bei Bildung des 2-mm-Spaltes.....	36
Abb. 22: Durchschnittliche Maximalkraft bei statischer Testung.....	37
Abb. 23: Darstellung der durchschnittlichen Steifigkeit bei statischer Testung.	37
Abb. 24: Darstellung der durchschnittlichen Sehnenelongation in den verschiedenen Versuchsgruppen.	38
Abb. 25: Durchschnittliche Maximalkraft bis zum Versagen der Naht bei zyklischer Testung.....	39
Abb. 26: Relative Zunahme der durchschnittlichen Sehnenquerschnittsfläche.....	39
Abb. 27: Sehne aus Gruppe 2 nach Beendigung der statischen Testung durch Fadenriss.....	40

DANKSAGUNG

Die vorliegende Arbeit wurde im biomechanischem Labor der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie der Universität Würzburg unter Leitung von Prof. Dr. med. Rainer H. Meffert durchgeführt.

An dieser Stelle danke ich meiner Doktormutter, Frau Priv.-Doz. Dr. med. Stefanie Hölscher-Doht, für die Übernahme des Referats, ihr unermüdliches Engagement, ihre tatkräftige Unterstützung sowie die Übermittlung der notwendigen wissenschaftlichen Grundlagen. Herrn Prof. Dr. med. Rainer H. Meffert danke ich für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes sowie die umfangreiche Laborausstattung. Herrn Prof. Dr. rer. nat. Uwe Gbureck danke ich für die freundliche Übernahme des Korreferats.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. Martin Jordan für die Überlassung des Themas sowie die durchgehend gewissenhafte Betreuung und Förderung. Für sein anhaltendes Engagement, den wissenschaftlichen Austausch und die Einbeziehung in experimentelle Projekte über das Thema der Doktorarbeit hinaus bin ich ihm sehr dankbar.

Dem Forschungsteam des biomechanischen Labors sowie den Mitarbeitern der Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie der Universität Würzburg danke ich für den wissenschaftlichen Austausch und die anregenden Gespräche.

Meiner Familie gilt ein ganz besonderer Dank. So konnte ich mich zu jeder Zeit und bei jeder Entscheidung auf ihren Rückhalt und ihre Motivation verlassen und wurde im Studium stets tatkräftig unterstützt.

PUBLIKATIONEN

Originalarbeiten

Jordan, M. C., **Schmitt, V.**, Dannigkeit, S., Schmidt, K., Meffert, R. H., Hoelscher-Doht, S.

Surgical adhesive BioGlue™ does not benefit tendon repair strength: an ex vivo study.

J Hand Surg Eur Vol, 2015. 40(7): p. 700-4.

Jordan, M. C., **Schmitt, V.**, Jansen, H., Meffert, R. H., Hoelscher-Doht, S.

Biomechanical Analysis of the Modified Kessler, Lahey, Adelaide, and Becker Sutures for Flexor Tendon Repair.

J Hand Surg Am, 2015. 40(9): p. 1812-7.