
Seit-zu-Seit Sehnennaht nach Fridén Technische Optimierungen mithilfe von standardisierten biomechanischen Untersuchungen

Christina Julia Olivia Wilhelm



München 2023

Aus der Abteilung für Hand-, Plastische
und Ästhetische Chirurgie
Klinik der Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Riccardo Giunta

**Seit-zu-Seit Sehnennaht nach Fridén
Technische Optimierungen mithilfe von
standardisierten biomechanischen
Untersuchungen**

Christina Julia Olivia Wilhelm

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Christina Julia Olivia Wilhelm
aus München

2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Riccardo Giunta
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med. Peter Müller Prof. Dr. med. Andreas Ficklscherer PD Dr. med. Tobias Helfen
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. Nikolaus Wachtel
Dekan:	Prof. Dr. med. Thomas Gudermann
Tag der mündlichen Prüfung:	02.03.2023

Widmung

Für meinen Großvater
Dr. med. vet. Jakob Varady

Inhaltsverzeichnis

Acronymverzeichnis	ix
Abbildungsverzeichnis	xii
Tabellenverzeichnis	xiii
1 Einleitung	1
1.1 Definition der motorischen Ersatzoperation	1
1.2 Geschichtliche Entwicklung	2
1.3 Indikationen für motorische Ersatzoperationen	2
1.4 Operativer Sehnentransfer bei Tetraplegie	3
1.5 Forschungsschwerpunkte des Sehnentransfers	5
1.5.1 Wahl und Vorbereitung des Spendermuskels	5
1.5.2 Nahttechniken des operativen Sehnentransfers	8
1.5.3 Frühe Beübung der operierten Extremität	10
1.6 Zielsetzung der Arbeit: Optimierung der Seit-zu-Seit Sehnennahttechnik	11
2 Material und Methoden	13
2.1 Auflistung verwendeter Materialien	13
2.2 Methoden	16
2.2.1 Sehnenmaterial	16
2.2.2 Festlegung standardisierter Nahttechniken	19
2.2.3 Voreinstellungen und Handhabung der Zugprüfmaschine	24
2.2.4 Bestimmte Parameter zur Analyse der Sehnennaht	24
2.2.5 Statistische Datenauswertung	28

3 Ergebnisse	29
3.1 Variation der Nahttechnik an porcinen und humanen Sehnen	29
3.1.1 Probenausschluss	29
3.1.2 Tabellarische Auflistung der Versuchsergebnisse	30
3.1.3 Hervorhebung relevanter Ergebnisse	31
3.2 Variation des verwendeten Nahtmaterials	35
3.2.1 Tabellarische Auflistung der Versuchsergebnisse	35
3.2.2 Zusammenfassung der Ergebnisse	35
3.3 Variation der Strecke des freien Sehnenendes	37
3.3.1 Tabellarische Auflistung der Versuchsergebnisse	37
3.3.2 Zusammenfassung der Ergebnisse	37
3.4 Variation der Überlappung an porcinen und humanen Sehnen	39
3.4.1 Probenausschluss	39
3.4.2 Tabellarische Auflistung der Versuchsergebnisse	39
3.4.3 Hervorhebung relevanter Ergebnisse	41
3.5 Testung nativer Sehnen	43
3.5.1 Tabellarische Auflistung der Versuchsergebnisse	43
3.5.2 Art des Versagens	43
3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse	44
4 Diskussion	45
4.1 Gegenüberstellung der drei Nahttechniken	45
4.1.1 Stauchung der Sehnen durch die Nähte	45
4.1.2 Bedeutung der Ergebnisse der Steifigkeit für die Kraftübertragung	46
4.1.3 Belastbarkeit der Nähte verschiedener Techniken	46
4.2 Einfluss verschiedener Fadenmaterialien auf die Stabilität der WF-Naht	50
4.3 Einfluss der freien Sehnenenden auf die Stabilität der Sehnennähte	51
4.4 Variable Überlappungslängen der WF-Naht	52
4.4.1 Steifigkeit der WF-Nähte variabler Überlappung	52
4.4.2 Elastizitätsmodule von WF-Nähten variabler Überlappung	53
4.4.3 Grenzlast porciner WF-Nähte variabler Überlappung	54
4.4.4 Grenzlast humaner WF-Nähte variabler Überlappung	56
4.4.5 Sicherheitsspanne der Sehnennähte variabler Überlappung	57
4.5 Standardisierung der Versuchsbedingungen	60
4.5.1 Ursprung und Lagerung der Sehnen	60
4.5.2 Begründung zur Wahl des Nahtmaterials	62
4.6 Erwartete Stabilität der Sehnennähte <i>in vivo</i>	62
Zusammenfassung	64
Literaturverzeichnis	67

A Appendix	77
A.1 Protokolle	77
A.2 Ergebnisse der statistischen Datenauswertung	80
Danksagung	84
Affidavit	86
Publikationsliste	89

Acronymverzeichnis

A	Querschnittsfläche
ANOVA	Varianzanalyse
BR	Musculus brachioradialis
Br	Bulk ratio
c	Federkonstante
cm	Zentimeter
d	Durchmesser
D2	Zeigefinger
D3	Mittelfinger
D4	Ringfinger
dist.	Weiter von der Körpermitte entfernt (distal)
E	Elastizitätsmodul
Em	Empfängersehne
ECRL	Musculus Extensor carpi radialis longus
F	F-Test zur Varianzanalyse
FR	Fridén-Naht
FDP	Musculus flexor digitorum profundus

FDS	Musculus flexor digitorum superficialis
FPL	Musculus flexor pollicis longus
h	Höhe
k	Konstante
LMU	Ludwig–Maximilians–Universität
M.	Musculus
mm	Millimeter
mm^2	Quadratmillimeter
N	Newton
n	Anzahl
PCSA	Physiologische Querschnittsfläche der Muskeln (engl. “physiologic cross sectional area”)
prox.	Näher an der Körpermitte gelegen (proximal)
PT	Pulvertaft-Naht
Sp	Spendersehne
TU	Technische Universität
V	Volumen
vs.	im Gegensatz zu (versus)
WF	Woven-Fridén-Naht
x	Strecke

Abbildungsverzeichnis

1.1	Schematische Darstellung der Rekonstruktion des Schlüsselgriffs	5
1.2	Aktuelle Konzepte zur Durchführung von motorischen Ersatzoperationen	6
1.3	Schematische Darstellung verschiedener Nahttechniken des Sehnentransfers	8
1.4	Schematische Darstellung der Seit-zu-Seit-Naht nach Fridén <i>et al.</i>	9
2.1	Standardisierte Verwendung porciner Strecksehnen	18
2.2	Kraft-Verformungskurve: Testdaten	26
2.3	Kraft-Verformungskurve: Steifigkeit	27
2.4	Kraft-Verformungskurve: Lokale Maxima	28
3.1	Überlappungslängen	32
3.2	Bulk ratio der Nahttechniken	32
3.3	Steifigkeit der Nahttechniken	33
3.4	Primäre Versagenslast und Grenzlast der Nahttechniken	34
3.5	Steifigkeit bei variablen Fadenmaterialien	36
3.6	Primäre Versagenslast und Grenzlast bei variablen Fadenmaterialien	36
3.7	Steifigkeit bei variabler Stichsetzung	38
3.8	Primäre Versagenslast und Grenzlast der Nahttechniken	38
3.9	Steifigkeit bei variabler Überlappung	41
3.10	Primäre Versagenslast und Grenzlast der Nahttechniken	42
4.1	Sehennähte in PT -, FR - und WF - Technik	48
4.2	Elektronenmikroskopische Abbildungen des Nahtmaterials	51
4.3	Sehennähte in WF Technik bei variabler Überlappung	55
4.4	Grenzlast im Kontext der physiologischen Belastung	57
4.5	Grenzlast im Kontext der physiologischen Belastung	59

Tabellenverzeichnis

2.1 Sehnenmaterial	13
2.2 Chirurgisches Besteck und Nahtmaterial	14
2.3 Geräte	14
2.4 Verbrauchsmaterial	15
2.5 Software	16
2.6 Überblick über die Variationen der Sehnennaht	19
2.7 Überblick über die verwendeten Nahtmaterialien	20
2.8 Überblick über die Variationen des freien Sehnenendes	22
2.9 Überblick über die Variationen der Überlappungsstrecke	23
3.1 Ergebnisse: Nahttechniken an porcinen Sehnen	30
3.2 Ergebnisse: Nahttechniken an humanen Sehnen	31
3.3 Ergebnisse: Nahtmaterial an porcinen Sehnen	35
3.4 Ergebnisse: freies Sehnenende an porcinen Sehnen	37
3.5 Ergebnisse: Überlappungslängen an porcinen Sehnen	40
3.6 Ergebnisse: Überlappungslängen an humanen Sehnen	40
3.7 Ergebnisse: Native Sehnen	43
4.1 Berechnete Federkonstanten und Elastizitätsmodule	54
A.1 Protokoll zur strukturierten Verwendung der porcinen Strecksehnen	78
A.2 Schema zur strukturierten Verwendung der humanen Beugesehnen	79
A.3 Statistische Auswertung: Nahttechniken an porcinen Sehnen	81
A.4 Statistische Auswertung: Nahttechniken an humanen Sehnen	81
A.5 Statistische Auswertung: Nahtmaterial an porcinen Sehnen	82
A.6 Statistische Auswertung: Freies Sehnenende an porcinen Sehnen	82
A.7 Statistische Auswertung: Überlappungslängen an porcinen Sehnen	83
A.8 Statistische Auswertung: Überlappungslängen an humanen Sehnen	83

1

Einleitung

*Wer seine Hände wieder bewegen kann, erhält enorme Lebensqualität zurück.
[...] Das motiviert mich tagtäglich, zur Arbeit zu gehen [1].*

– Jan Fridén

1.1 Definition der motorischen Ersatzoperation

Motorische Ersatzoperationen ermöglichen es, verlorene Funktionen von Muskeln wiederherzustellen. Ursache für den Funktionsverlust können zentrale oder periphere Nervenläsionen oder Verletzungen von Muskeln oder Sehnen sein [2]. Bei einer motorischen Ersatzoperation kommt es zur Transposition von gesunden Muskel-Sehnen-Einheiten [3]. Man spricht deswegen auch von Sehnentransferoperationen. Es lassen sich unipolare und bipolare Sehnentransfers unterscheiden [4]. Beim unipolaren Vorgehen wird das distale Ende eines funktionsfähigen Muskels von dessen Ansatz entfernt, bei der bipolaren Technik wird der gesamte Muskel mit Ursprung und Ansatz verlagert; das Gefäß-Nerven-Bündel wird erhalten. Die Sehne des transponierten Muskels wird an die Sehne eines anderen Muskels genäht, der wiederum nicht funktionsfähig ist. Alternativ kann die Sehne auch in einen Knochen inseriert werden [3, 5]. Durch die entstandene Verbindung ändert sich die Funktion des Muskels (des sogenannten Ersatzmotors). Die vorherige Funktion wird zugunsten einer neuen, wichtigeren Funktion aufgegeben. Das Ziel der Prozedur ist folglich die Wiedererlangung einer verlorenen Muskelfunktion [2, 4].

1.2 Geschichtliche Entwicklung

Im folgenden Abschnitt wird ein Überblick über die geschichtliche Entwicklung des operativen Sehnentransfers gegeben. Es werden die ersten Durchführungen beschrieben sowie die vermehrte Anwendung mit zahlreichen Innovationen während der Weltkriege.

Erste dokumentierte motorische Ersatzoperationen wurden bereits Ende des 19. Jahrhunderts durchgeführt [6]. Im Jahre 1869 und 1876 beschrieben Tillaux bzw. Duplay die Idee, motorische Ersatzoperationen bei Strecksehnendefekten an der Hand durchzuführen. Carl Nicoladoni führte entsprechende Eingriffe erstmalig durch [2, 7]. 1880 beschrieb er den funktionellen Ersatz eines gelähmten **M.** triceps surae durch Transposition beider Peronealissehnen [4]. Im Rahmen der Polioepidemie zu Beginn des 20. Jahrhunderts gewannen die Techniken des Sehnentransfers weiter an Bedeutung [6]. Motorische Ersatzoperationen wurden zu einer wichtigen therapeutischen Möglichkeit um bei Patienten, die an Poliomyelitis erkrankt waren, die Gehfähigkeit zu verbessern [8]. Bestehende Techniken wurden somit angewandt und erweitert [2, 3]. 1916 wurden durch Biesalski und Mayer mit dem Buch „Die physiologische Sehnenverpflanzung“ Grundlagen der motorischen Ersatzoperation veröffentlicht [4].

Während der Weltkriege Anfang des 20. Jahrhunderts bestand ein großer Bedarf an der operativen Technik um Defekte, die durch Kriegsverletzungen entstanden waren, zu rekonstruieren. Im Zuge dessen entwickelten die Chirurgen Iselin, Merle d'Aubigné und Tubiana in Frankreich neue Techniken. Zeitgleich wurden in England durch die Chirurgen Pulvertaft, Lamb und Brooks, und in den USA durch Brand, Littler und Riordan weitere Techniken entwickelt [4, 9].

Als zur zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts die mikrochirurgische Nervenrekonstruktionen an Bedeutung gewannen, wurden diese häufiger primär anstelle von operativen Sehnentransfers durchgeführt. Dennoch spielen motorische Ersatzoperationen auch heute eine wichtige Rolle in der Handchirurgie, in der Plastischen Chirurgie und der Orthopädie [4, 6].

1.3 Indikationen für motorische Ersatzoperationen

Im Folgenden werden die Indikationen sowie die nötigen Voraussetzungen für motorische Ersatzoperationen benannt.

Als Indikationen für operative Sehnentransfers gelten zunächst irreparable Läsionen des zentralen oder peripheren Nervensystems. Darunter fallen beispielsweise zentrale Erkrankungen (z.B. Apoplex), die zu spastischen Bewegungsmustern führen können, oder Erkrankungen peripherer Nerven (z.B. durch Poliomyelitis oder durch Lepra) [2, 3, 8]. Des Weiteren können Verletzungen von Muskeln bzw. deren Sehnen operative Sehnentransfers indizieren. Beispiele hierfür sind Muskel- und/ oder Sehnenzerstörungen durch Traumata, Tumore, Ischämien oder muskuläre Fehlbildungen (wie z.B. die Daumenhypoplasie) [4, 10].

Eine Reihe von Voraussetzungen müssen erfüllt sein, bevor die Indikation für den operativen Sehnentransfer gestellt wird. Zunächst darf eine spontane Rückkehr der Funktion

nicht mehr zu erwarten sein [11]. Andere operative Maßnahmen, wie Nervendekompressionen, Nervennähte oder Rekonstruktionen der Muskeln bzw. der Sehnen, müssen ausgeschöpft sein. Auch dürfen durch konservative Maßnahmen keine Therapieerfolge mehr zu erwarten sein. Darunter fällt z.B. die physiotherapeutische Handtherapie [4]. Neben der Ausschöpfung der genannten therapeutischen Maßnahmen ist auch die persönliche Perspektive des Patienten relevant. Der Patient muss ausführlich aufgeklärt worden sein und die nötige Motivation für die Rehabilitationsphase aufweisen [2, 4]. Sind all diese Voraussetzungen erfüllt, so muss sich der Chirurg als nächstes mit den physiologischen Gegebenheiten des Patienten befassen. Er muss einschätzen, welche Muskeln ausreichend Kraft generieren können, in ihrer Funktion aber entbehrlich sind (Spender), und welche Muskeln funktionell ersetzt werden sollen (Empfänger) [12]. Spender- und Empfänger-muskel sollten in ihren Funktionen synergistisch sein, also ähnliche Funktionen besitzen [11]. Dadurch wird das postoperative Erlernen der neuen Funktion des Ersatzmotors (Spender nach dem Sehnentransfer) erleichtert [2]. Neben den Muskeln müssen auch die umliegenden Gewebe berücksichtigt werden. Der Zustand der umgebenden Weichteile muss eine Operation zulassen und die beteiligten Gelenke müssen passiv beweglich sein [4]. Sind die genannten Voraussetzungen erfüllt, so ist die Durchführung einer motorischen Ersatzoperation eine sinnvolle Möglichkeit. Durch verschiedene zusätzliche Eingriffe, wie Tenolysen, Tenodesen, Arthrodesen oder Sehnenverlängerungen, kann das postoperative Ergebnis weiter verbessert werden [4, 8].

Ein konkretes Beispiel für die Durchführung von Sehnentransferoperationen ist die Lähmung des Nervus peroneus communis, die zum klinischen Bild des Fallfußes führt [3, 5]. Die Patienten leiden darunter, den Fuß nicht ausreichend dorsalexstendieren zu können. Beim Gehen müssen als Kompensation die Knie stark gebeugt werden, die alltäglichen Aktivitäten sind oftmals deutlich eingeschränkt [13]. Gelingt die Reinnervation des Nerven nicht, wird möglichst frühzeitig die Durchführung eines operativen Sehnentransfers angestrebt [14]. Hierbei wird die Sehne des **M** tibialis posterior transferiert [5]. Dadurch kann die Dorsalexension des Fußes wiedererlernt und eine nahezu normale Gehfähigkeit wiedererlangt werden [15].

Ein weiteres Beispiel für die Durchführung von motorischen Ersatzoperationen ist die geburtstraumatische Plexus-brachialis-Lähmung [3]. Wenn nach einer primär erfolgten mikrochirurgischen Rekonstruktion die Funktionen der Schulter und der Hand weiterhin eingeschränkt sind, können operative Sehnentransfers zu einer Zunahme des Bewegungsumfanges beitragen [16].

Auf eine spezielle Indikation für operative Sehnentransfers, die funktionelle Rekonstruktion der Hand bei Tetraplegie, wird im Folgenden exemplarisch näher eingegangen.

1.4 Operativer Sehnentransfer bei Tetraplegie

Über 1000 Menschen erleiden in Deutschland jährlich eine Querschnittslähmung. Ursachen sind meist Verkehrs- oder Sportunfälle [4]. 30 % der Patienten mit Rückenmarksverletzung leiden an Tetraplegie – die Lähmungserscheinungen betreffen hier sowohl die untere, als

auch die obere Extremität [17].

Die Diagnose Tetraplegie zieht große Veränderungen für das Leben der Patienten nach sich. Die Interaktion mit der Gesellschaft sowie die eigenständige Bewältigung des Alltages sind durch die Lähmungen stark beeinträchtigt. Die Autonomie der Patienten ist eingeschränkt, da sie in sämtlichen Alltagssituationen auf externe Hilfe angewiesen sind [18]. So benötigen die Patienten einen Rollstuhl und es liegt meist eine Stuhl- und Harninkontinenz vor. Als größten Einschnitt empfinden die Patienten im Durchschnitt allerdings den Funktionsverlust der eigenen Hände. Die Wiedererlangung der Hand- und Armfunktion hat daher meist die höchste Priorität [19, 20].

Durch operative Sehnentransfers können die verlorenen Funktionen teilweise zurückgewonnen werden. Obwohl ca. 70 % der Patienten mit Tetraplegie von der operativen Therapie profitieren könnten, unterziehen sich nur ca. 14 % dem Eingriff [21, 22]. Dies liegt zum einen an der geringen Bekanntheit der operativen Möglichkeiten, zum anderen an der geringen Zahl chirurgischer Kompetenzzentren, die geschultes Personal für die Therapie aufweisen [21, 23]. Um den Eingriff planen zu können, müssen zunächst die Erwartungen der Patienten mit den chirurgischen Möglichkeiten abgeglichen werden [2, 24]. Im Rahmen einer oder mehrerer Operationen werden Nerven, Sehnen und/ oder Muskeln operativ verlagert. Es folgt eine herausfordernde Rehabilitationsphase, in der die neuen Funktionen der Muskeln erlernt werden [25, 26].

Um den beschriebenen Behandlungsablauf sowie die Möglichkeiten der funktionellen Rekonstruktion zu veranschaulichen wird im Folgenden ein konkretes Beispiel aufgeführt, das im Rahmen eines Fallberichtes publiziert wurde [27]. So berichtete ein 11 jähriger Junge, der während seiner Geburt eine traumatische Querschnittsläsion auf Niveau C7 erlitten hatte, von seinen Wünschen: Er würde sich gerne selbst katheterisieren können, Essen schneiden und in der Schule Gegenstände mit der Hand halten und bedienen können. Im Alltag wäre er gerne weniger auf die Hilfe seiner Mutter angewiesen. Es wurde eine motorische Ersatzoperation mit zwei Sehnentransfers durchgeführt: Die Sehne des funktionsfähigen **M.** extensor carpi radialis longus (**ECRL**) wurde von ihrem Ansatz gelöst und an die Sehne des nicht funktionsfähigen **M.** flexor digitorum profundus (**FDP**) genäht. Als zweiter Sehnentransfer wurde im Rahmen derselben Operation die Sehne des **M.** brachioradialis (**BR**) von ihrem Ansatz gelöst und mit der Sehne des **M.** flexor pollicis longus (**FPL**) vernäht, um dessen Funktion zu übernehmen (siehe [Abbildung 1.1](#)) [28].

Während vor der Operation keine gezielte Bewegung der Finger möglich war, konnte nach der Operation die Beugung des Daumens und des Zeigefingers, zum gezielten Griff nach einem Gegenstand, erlernt werden. Der Patient berichtete nach der anschließenden Rehabilitationsphase von seinen Fortschritten: Er war dazu in der Lage, eine Gabel zu halten, Fleisch zu schneiden, Computerspiele zu spielen und sich selbst zu katheterisieren. Die patientenindividuellen Ziele konnten demnach erreicht werden [27].

Eine fragebogenbasierte Umfrage aus Göteborg, Schweden, ermöglicht weitere Einblicke in die therapiebedingte Veränderung der Lebensqualität tetraplegischer Patienten. Von den 58 Studienteilnehmern berichteten 95 %, dass sie von den Hand-/ Armoperationen profitieren haben, 83 % der Patienten gaben an, nach den Eingriffen eine größere Anzahl an Aktivitäten durchführen zu können und 50 % gaben an, dass ihre Arbeitsleistung sich postopera-

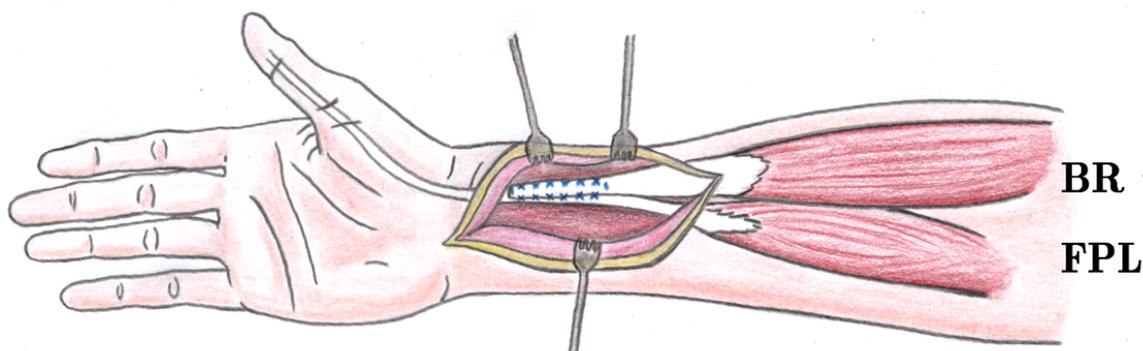


Abbildung 1.1: Schematische Darstellung der Rekonstruktion des Schlüsselgriffs mittels Transfer des **M.** brachioradialis (**BR**) zum **M.** flexor pollicis longus (**FPL**). (Skizze eigens angefertigt auf Grundlage der Publikation von Fridén *et al.* [28])

tiv verbesserte. Motorische Ersatzoperationen können demnach wichtige Funktionsgewinne für Tetraplegiker ermöglichen [22]; Selbst wenn objektiv nur geringfügige Verbesserungen erzielt werden, können diese für die Patienten einen sehr wertvollen Zugewinn an Lebensqualität darstellen [25].

1.5 Forschungsschwerpunkte des Sehnentransfers

Im Folgenden Abschnitt sollen Forschungsschwerpunkte des Sehnentransfers zusammengefasst werden. Um die optimale Funktion des Ersatzmotors zu ermöglichen, müssen zahlreiche einzelne Faktoren berücksichtigt werden: Vor einer Operation muss ein passender Spendermuskel identifiziert werden und die Sehnen müssen über eine ausreichende Strecke freigelegt werden. Es folgt die Durchführung einer ausreichend stabilen Sehnennaht mit passend gewählter Vorspannung der Sehnen. Werden alle genannten Punkte hinreichend berücksichtigt, kann der Patient die transferierten Muskeln früh aktivieren. Dies ist wiederum für die Heilung und damit für die Funktion der Extremität förderlich (siehe **Abbildung 1.2**) [29]. Jeder der genannten Faktoren soll im Folgenden genauer beleuchtet werden.

1.5.1 Wahl und Vorbereitung des Spendermuskels

Noch vor dem Beginn der Operation muss der korrekte Kraftspender identifiziert werden. Lieber *et al.* führte hierfür histologische Untersuchungen durch, um die Architektur verschiedener Armmuskeln genauer beschreiben zu können [30, 31]. Es wurde die Länge der Fasern und die physiologische Querschnittsfläche der Muskeln (engl. „physiologic cross

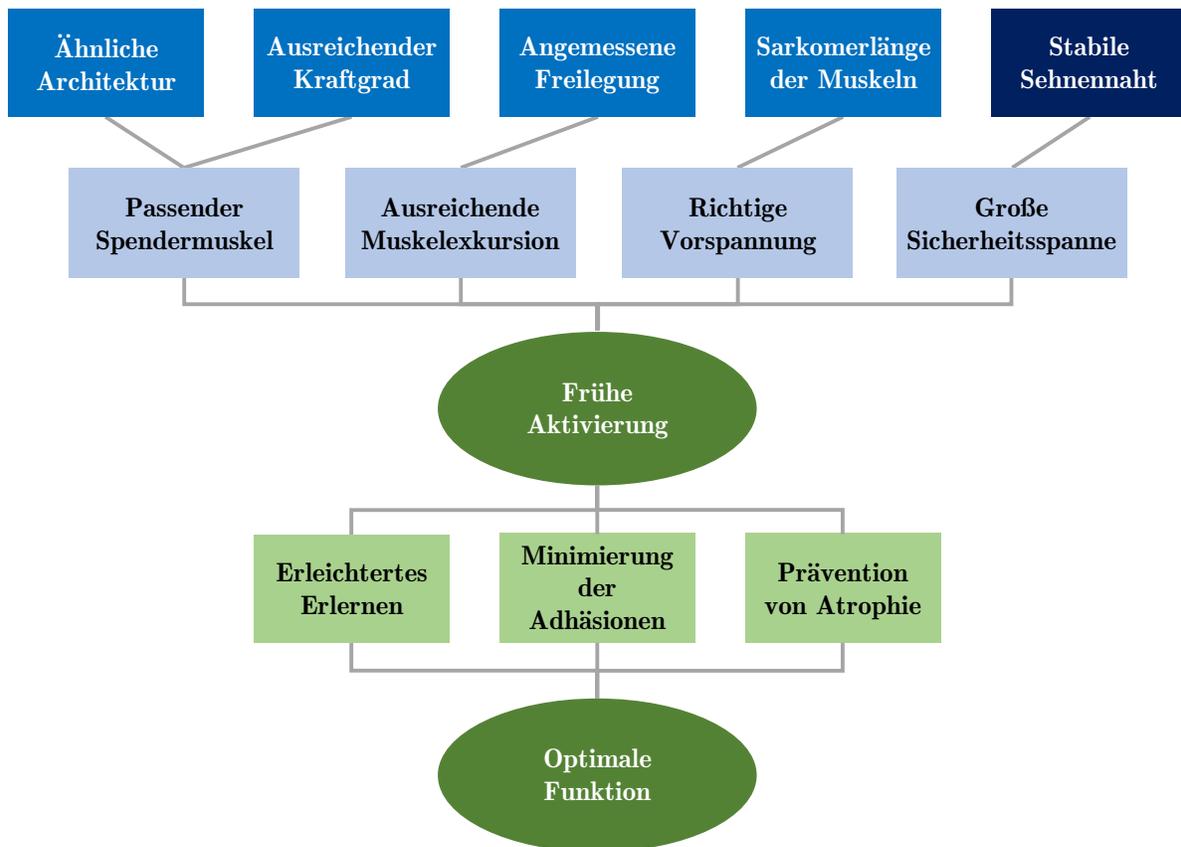


Abbildung 1.2: Aktuelle Konzepte zur Durchführung von motorischen Ersatzoperationen: Prä- und intraoperative Aspekte werden blau dargestellt, postoperative Komponenten werden grün dargestellt. (Schema eigens angefertigt auf Grundlage von Fridén *et al.*) [29].

sectional area" **PCSA**) bestimmt. Die Faserlänge ist proportional zur möglichen Muskelexkursion, während die **PCSA** proportional zur maximalen Kontraktionskraft der Muskeln ist [32]. Bei der Wahl des Spendermuskels sollte ein Muskel gewählt werden, der architektonisch demjenigen Muskel möglichst ähnlich ist, den er ersetzen soll. Ein Beispiel hierfür sind die oberflächlichen und tiefen Beugemuskeln der Hand: **FDS** (Flexor digitorum superficialis) und **FDP** (Flexor digitorum profundus). Faserlänge und **PCSA** der beiden Muskeln sind sehr ähnlich, so dass sich deren Kombination für einen Sehnentransfer anbietet [32].

Neben der Muskelarchitektur müssen noch weitere Faktoren berücksichtigt werden: dazu zählen das Vorhandensein und die Unversehrtheit der Muskeln und die Kontraktionsstärke. Präoperativ sollte mindestens ein Kraftgrad von M4 (Kraft gegen Widerstand) vorliegen (Kraftgrade in Anlehnung an das British Research Council) [28]. Im Zuge der Operation nimmt die Kraft in der Regel um eine Gradstufe ab, so dass postoperativ mindestens ein Kraftgrad von M3 (Kraft gegen die Schwerkraft) vorliegt [4, 11]. Der Muskel muss des Weiteren in seiner vorherigen Funktion entbehrlich sein [4]. Idealerweise sollte die vorherige Funktion des Muskels synergistisch mit der Funktion des Muskels sein, den er ersetzt. Somit wird der postoperative Lernprozess für den Patienten erleichtert [12, 32]. Beispielsweise werden bei der Dorsalexension des Handgelenks gleichzeitig die Finger gebeugt. Ein Transfer von Extensoren im Handgelenk zu Fingerbeugern ist für den Patienten intuitiv erlernbar [11]. Außerdem ist zu beachten, dass nach der Muskeltransposition ein funktionelles Gleichgewicht zwischen Agonisten und Antagonisten vorliegt [4].

Wurde mithilfe der beschriebenen Überlegungen ein passender Spendermuskel identifiziert, kann mit der weiteren Planung der Operation fortgefahren werden. Intraoperativ muss der Muskel vom umgebenden Fasziens- und Bindegewebe freigelegt werden [33]. Es muss berücksichtigt werden, dass die Strecke des Muskels, die freigelegt wird, die Muskelexkursion beeinflusst [10]. Es wird empfohlen, eine ausreichend große Strecke des Spendermuskels freizulegen, um eine größtmögliche Muskelexkursion zu ermöglichen [10, 34].

Neben der Muskelexkursion muss auch ein ausreichender Kraftaufbau des Ersatzmotors gewährleistet sein. Diesbezüglich ist die Vorspannung des Muskels von entscheidender Bedeutung. Je nach Vorspannung kommt es im Sarkomer, der kleinsten kontraktilen Einheit des Muskels, zu unterschiedlichen Überlappungsbereichen zwischen den kontraktilen Elementen Aktin und Myosin. Wird die Vordehnung optimal gewählt, so ist auch eine maximale Kraftentwicklung des Muskels möglich. Die Kraftentwicklung eines Muskels ist dabei abhängig von der jeweiligen Sarkomerlänge. Diese kann allerdings von Muskel zu Muskel sehr unterschiedlich sein [33, 35]. Es ist demnach schwer pauschal zu entscheiden, wie stark ein Muskel vorgedehnt werden soll. Verlässt sich der Operateur auf sein „Gefühl“, um die passende Muskelspannung zu wählen, so werden die Muskeln meist überdehnt und postoperativ werden nur durchschnittlich 23 % der theoretisch möglichen Kraftentwicklung erreicht [36]. Einige Autoren empfehlen daher intraoperativ die Sarkomerlänge mittels Laserdisfraktion zu messen. Dadurch kann diejenige Vordehnung des Muskels festgelegt werden, die postoperativ das beste funktionelle Ergebnis ermöglicht [33, 37].

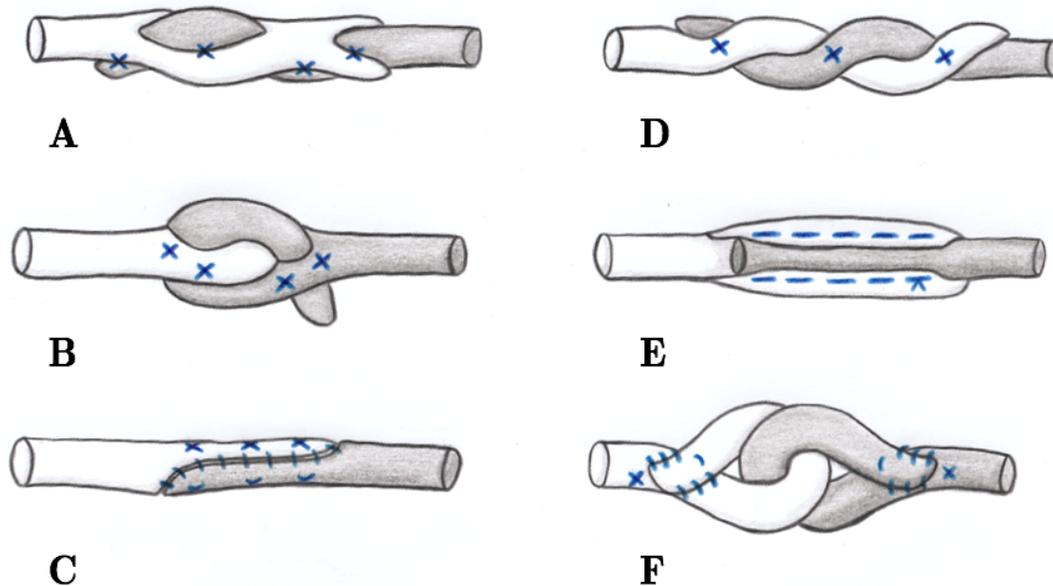


Abbildung 1.3: Schematische Darstellung verschiedener Nahttechniken des Sehnentransfers: A) Durchflechtungsnaht nach Pulvertaft *et al.*, B) Lassotechnik nach Bidic *et al.*, C) Step-Cut-Technik nach Hashimoto *et al.*, D) Spiral Linking-Technik nach Kulikov *et al.*, E) Wrap Around-Technik nach Fuchs *et al.*, F) Double-Loop-Technik nach De Smet *et al.* (Skizze eigens angefertigt auf Grundlage der genannten Publikationen) [42-47]

1.5.2 Nahttechniken des operativen Sehnentransfers

Nach der Identifikation des passenden Spendermuskels, der intraoperativen Umlagerung der Sehne und der Festlegung der optimalen Vorspannung, kann die Sehnennaht erfolgen. Die Wahl der richtigen Nahttechnik ist maßgeblich entscheidend für den postoperativen Heilungsverlauf. So ermöglicht eine hohe Stabilität der Naht eine frühe Beübung und somit langfristig eine bessere Funktion [38, 39]. Eine Sehnennaht mit wenig Reibung ermöglicht eine Heilung mit weniger Verwachsungen zwischen der Sehne und ihrer Umgebung. Dadurch ist postoperativ ein besseres Gleiten der Sehne möglich [40, 41].

In der Literatur sind zahlreiche verschiedene Nahttechniken des Sehnentransfers beschrieben. Der operative Standard ist die Durchflechtungsnaht nach Pulvertaft *et al.*, die 1956 erstmalig publiziert wurde. Für die Naht wird eine Empfängersehne mit größerem Kaliber zweifach inzidiert und die dünnere Spendersehne wird durch diese Inzisionen geflochten. Am Ende der Empfängersehne wird ein keilförmiges Stück des Gewebes entnommen. Dadurch entsteht ein sog. „Fischmaul“, bei dem sich die Enden der Empfängersehne wie ein Mund um die Spendersehne schließen. An den Stellen der Durchflechtungen werden die beiden Sehnen durch Matratzennähte aneinander fixiert (siehe [Abbildung 1.3](#), A) [42].

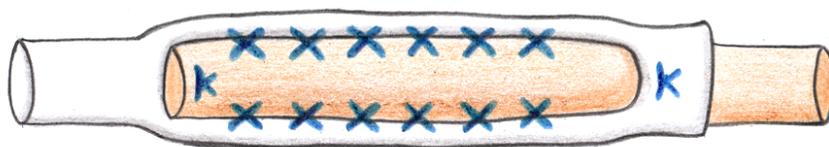


Abbildung 1.4: Schematische Darstellung der Seit-zu-Seit-Naht nach Fridén *et al.* (Skizze eigens angefertigt auf Grundlage von Brown *et al.*) [12, 40].

Zahlreiche alternative Nahttechniken sind beschrieben und mit der Technik nach Pulvertaft *et al.* verglichen worden. Meist konnten keine signifikanten Unterschiede der Grenzlast (derjenigen Kraft, bei der die Sehnennaht versagt) zur Technik nach Pulvertaft *et al.* festgestellt werden. Beispiele hierfür sind die „Lasso“ Technik nach Bidic *et al.*, die „Step-Cut“ Technik nach Hashimoto *et al.* oder die „Spiral Linking“ Technik nach Kulikov *et al.* (siehe [Abbildung 1.3](#), B bis D) [42–45]. Nahttechniken mit signifikant höheren Grenzlast-Werten im Vergleich zur Durchflechtungsnaht nach Pulvertaft *et al.* sind die „Wrap Around“ Technik nach Fuchs *et al.* und die „Double-Loop“ Technik nach De Smet *et al.* (siehe [Abbildung 1.3](#), E und F) [46, 47]. Dennoch konnte sich keine dieser Techniken als neuer operativer Standard durchsetzen [10].

Fridén *et al.* entwickelte eine Sehnen-nahttechnik, die er als „Side-to-Side“ Naht bezeichnete [12]. In der genannten Publikation wurde die Nahttechnik erstmalig vorgestellt. Die Technik habe sich durch ihre hohe Stabilität bewährt und würde deswegen als operativer Standard in seiner Abteilung verwendet. Es folgten Studien von Brown *et al.*, Tsiampa *et al.* und von Rivlin *et al.*, bei denen die Durchführung der Nahttechnik genauer beschrieben wurde und die biomechanischen Eigenschaften mit denen der Durchflechtungsnaht nach Pulvertaft *et al.* verglichen wurden. Die Durchführung wurde bei Brown *et al.* folgendermaßen beschrieben: Die Spendersehne wird durch eine randständige Inzision geflochten, die beiden Sehnen werden durch fortlaufende Kreuzstiche entlang beider Seiten und eine U-Naht an jedem freien Sehnenende verbunden (siehe [Abbildung 1.4](#)) [40]. Die ermittelte Grenzlast der Seit-zu-Seit Sehnen-naht nach Fridén *et al.* war in allen Studien statistisch signifikant höher als die Grenzlast der Durchflechtungsnaht. Die Technik wies einen hohen Sicherheitsspielraum auf, wodurch wiederum die direkte aktive Beübung postoperativ ermöglicht wird [40, 41, 48]. Als wahrscheinlichste Ursache für die beschriebene höhere Belastbarkeit wurde der Einsatz von fortlaufenden Kreuzstichen aufgeführt [40].

1.5.3 Frühe Beübung der operierten Extremität

Im Anschluss an die operative Sehnennaht bzw. an die Operation selbst erfolgt die Rehabilitierungsphase. Bereits am ersten postoperativen Tag sollen intermittierende Übungen durchgeführt werden [12]. Der Gips wird hierfür entfernt und durch eine abnehmbare Schiene ersetzt. Diese wird nachts und zwischen den Trainingseinheiten getragen. Für die Physiotherapie werden spezielle „Übungsschienen“ angelegt. Vier Wochen postoperativ müssen die Schienen nur noch nachts getragen werden. Des Weiteren soll das aktive Greifen durch spezielle Übungen erlernt werden, bei denen die Belastung der Hand graduell gesteigert wird. Drei Monate nach der Operation darf der Patient seine Hand im Alltag wieder uneingeschränkt einsetzen [12].

Durch die frühe passive und aktive Beübung wird zunächst das Erlernen der neuen Funktionen des sog. Ersatzmotors erleichtert und die Atrophie der Muskeln wird verhindert [29]. Auf zellulärer Ebene kommt es zu verstärkter Vaskularisierung und erhöhter Zelldichte, was wiederum für die Remodellierung und Heilung der Sehne förderlich ist [38, 39]. Durch die Bewegung wird des Weiteren die Bildung von Adhäsionen der Sehnen mit umgebenden Gewebe minimiert, wodurch auch ein größerer Bewegungsspielraum des entsprechenden Gelenkes erreicht werden kann [49-51]. Die Genesungszeit kann durch die frühe Beübung verkürzt werden und das funktionelle Endergebnis wird positiv beeinflusst [29, 40].

Werden sämtliche zuvor erwähnte Faktoren bezüglich der Architektur des Spendermuskels und der Nahttechnik berücksichtigt, so wird eine frühe Beübung der operierten Extremität ermöglicht, was sich wiederum förderlich auf den Heilungsprozess und die Funktion auswirkt [4, 12]. Insbesondere die Sehnennaht ist ein relevanter Faktor, den der Chirurg intraoperativ berücksichtigen muss: Verwendet er die richtige Nahttechnik und stabiles Nahtmaterial, so wird das Ergebnis der Operation optimiert [4, 52, 53].

1.6 Zielsetzung der Arbeit: Optimierung der Seit-zu-Seit Sehnennahttechnik

Der thematische Schwerpunkt dieser Arbeit ist die technische Durchführung von Sehnennahten für die motorische Ersatzoperation. Die Stabilität der Sehnennaht ist ein wesentlicher Faktor für die Funktion der Extremität, die postoperativ erzielt werden kann [4, 40]. Bisherige Studien lassen einen signifikanten Vorteil der Seit-zu-Seit Sehnennaht nach Fridén *et al.* vermuten [40, 41, 48]. Ziel der Arbeit war es zunächst, die Seit-zu-Seit Sehnennahttechnik nach Fridén *et al.* mit der Technik nach Pulvertaft *et al.* zu vergleichen. Die beschriebenen Unterschiede sollten reproduziert und mögliche Vorteile herausgestellt werden. Darüber hinaus sollte die Technik nach Fridén *et al.* so optimiert werden, dass sie die größtmögliche Belastbarkeit und die effizienteste Kraftübertragung gewährleistet [12, 54]. In den einzelnen Versuchen wurde jeweils eine Variable variiert, um deren Einfluss auf die Eigenschaften der Sehnennaht zu untersuchen.

- **Nahttechniken:** In einem ersten Versuch wurden die Techniken nach Fridén *et al.* mit der Technik nach Pulvertaft *et al.* miteinander und mit einer Variation der Technik nach Fridén *et al.* verglichen [54]. Hierfür wurde die Seit-zu-Seit Sehnennaht mit mehreren Durchflechtungen der Spender- durch die Empfängersehne vollzogen [12, 40, 54]. Ziel war es, den Einfluss der Anzahl an Durchflechtungen auf die Stabilität der Naht zu untersuchen [54].
- **Nahtmaterial:** In den folgenden Versuchen wurde jeweils die Variation der Technik nach Fridén *et al.* mit drei Durchflechtungen durchgeführt. Im zweiten Versuch wurden Sehnennahte verglichen, die mit verschiedenen chirurgischen Fäden gleicher Stärke durchgeführt wurden. Es sollte ermittelt werden, ob bestimmte Fadenmaterialien sich für die Sehnennahte der motorischen Ersatzoperation in besonderer Weise eignen: Die Fäden sollten stabil, aber nicht traumatisch für das Gewebe sein.
- **Freies Sehnenende:** In einem weiteren Versuch wurden die Kreuzstiche in verschiedenen Verteilungsmustern über die Strecke der Sehnenüberlappung gesetzt. Der Versuch diente dazu, den Einfluss der Stichverteilung bzw. des Bereiches, der frei von Stichen ist, auf die Stabilität der Naht zu beurteilen.
- **Überlappungslänge:** Schließlich wurde beurteilt, welchen Einfluss die Überlappungslänge der beiden Sehnen auf die Stabilität der Naht hat. Es sollte ermittelt werden, welche Überlappungslänge die größtmögliche bzw. die mindestens erforderliche Belastbarkeit gewährleistet.

Die genannten Experimente wurden zunächst an porcinen Sehnen durchgeführt. Im Anschluss wurden die Versuche mit den relevantesten Ergebnissen an humanen Sehnen durchgeführt, um so die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu untersuchen.

2

Material und Methoden

Dieses Kapitel gibt zunächst einen Überblick über das Material, das für die Versuche verwendet wurde. Im Anschluss werden die Methoden zur Datengewinnung, -erfassung und -auswertung beschrieben. Im Zuge dessen wird der standardisierte Ablauf der Versuche, insbesondere im Hinblick auf die detaillierte Durchführung der Sehnennähte, geschildert. Des Weiteren wird die Erarbeitung einer reproduzierbaren biomechanischen Zugprüfung der Sehnen beschrieben.

2.1 Auflistung verwendeter Materialien

Biologisches Gewebe	Herkunft
Strecksehnen I bis IV schlachtfrischer Hinterläufe von Mastschweinen	Fleischgroßhandel MRT – Ludwig Leidmann GmbH, München
Beugesehnen in Thielfixierung (FDS und FDP von D2 , D3 und D4) von 10 humanen Körperspendern	Anatomische Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität (LMU) , München

Tabelle 2.1: Verwendetes biologisches Gewebe mit entsprechender Herkunft

Chirurgisches Besteck & Nahtmaterial	Firma
Anatomische Pinzette	Paul Hartmann AG, Heidenheim
Chirurgische Pinzette	Paul Hartmann AG, Heidenheim
Entnahmespike, Luftfilter 0,2µm	CODAN pvb Medical GmbH, Lensahn
Ethibond 2-0 (EH7399H) Nahtmaterial	Ethicon Inc., Somerville, NJ, USA
Ethibond 3-0 (6558H) Nahtmaterial	Ethicon Inc., Somerville, NJ, USA
FiberWire 3-0 (AR-7227-01) Nahtmaterial	Arthrex GmbH, Naples, Florida, USA
Nadelhalter	Ulrich GmbH & Co.KG, Ulm
Präparierschere Magic cut	Medicon eG, Tuttlingen
Skalpellgriff Skalpell Nr. 3	Heinz Herenz Medizinalbedarf GmbH, Hamburg
Skalpellklingen Figur Nr. 11	Heinz Herenz Medizinalbedarf GmbH, Hamburg
Skalpellklingen Figur Nr. 15	Heinz Herenz Medizinalbedarf GmbH, Hamburg
Splitter-Pinzette	Fuhrmann GmbH, Much
Surgipro 3-0 Nahtmaterial	Medtronic GmbH, Dublin, Irland
Ti-Cron 3-0 (8886 3227-41) Nahtmaterial	Medtronic GmbH, Dublin, Irland

Tabelle 2.2: Verwendetes chirurgisches Besteck sowie Nahtmaterial mit entsprechender Produktionsfirma

Geräte	Firma
Dual-Cam OnePlus 5	OnePlus Co. Ltd., Shenzhen, China
Filmkamera Legria HF M31	Canon Co. Ltd., Ohta-ku, Tokyo, Japan
Gefrierschrank GNP 3056 Premium NoFrost	Liebherr GmbH, Ochsenhausen
Kühlschrank K 2630 Comfort	Liebherr GmbH, Ochsenhausen
Lupenleuchte Magnifier 8066D2	Intbright Technology Co. Ltd., NingBo, China
Universalprüfmaschine Zwicki 1120	ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm
Vakuuiergerät Vac-Star easy	Vac-Star AG, Sugiez, Schweiz

Tabelle 2.3: Verwendete elektronische und elektromechanische Geräte mit entsprechender Produktionsfirma

Verbrauchsmaterial	Firma
Digitaler Messschieber	INSIZE Corporation, Göttingen
Doppelseitiges Klebeband tesafix 4970	tesa GmbH, Norderstedt
Einwegbecher 200ml	Lochner Verpackung GmbH & Co. KG, Sennfeld
Einweghandtücher Tork Interfold	Lochner Verpackung GmbH & Co. KG, Sennfeld
Einspannhilfe	ZwickRoell GmbH, Ulm
Folienrolle Vakuum	Promedia Medizintechnik A.Ahnfeldt GmbH, Siegen
Hautmarkierungsstift	Purple Surgical Ltd., Shenley, England
Lineal (Geometriedreieck)	KUM GmbH & Co. KG, Erlangen
Nitril Einweghandschuhe, Größe S, M	Sempermed Inc., Clearwater, FL, USA
Octenisept®	Schülke & Mayr GmbH, Norderstedt
PVC Behälter 750 ml	Kautex Textron GmbH & Co. KG, Bonn
Ringer-Lösung 500 ml	Berlin-Chemie AG
Schleifpapier KK114F	VSM AG, Hannover
Schnürsenkel weiß, beige	Bama GmbH, Mosbach
Stativ Slik PRO 700 DX	SLIK Corporation, Hidaka, Saitama, Japan
ValaProtect special Schutzlaken 80 x 210 cm	Paul Hartmann AG, Heidenheim
Verbandsschere	Medizinische Instrumente May, Köln
Verpackungsklebeband 4124	tesa GmbH, Norderstedt

Tabelle 2.4: Verwendetes Verbrauchsmaterial mit entsprechender Produktionsfirma

Software	Firma
GraphPad Prism 6	GraphPad Software, Inc., San Diego, CA, USA
Microsoft Excel	Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA
Matlab R2017b	The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA
TestXpert V12.0	ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm

Tabelle 2.5: Verwendete Software zur Datenspeicherung und -auswertung mit entsprechender Firma

2.2 Methoden

Der folgende Abschnitt dient der Beschreibung der Methoden. Darunter fällt die Festlegung standardisierter Nahttechniken für die einzelnen Versuche, die Beschreibung der Voreinstellungen der Zugprüfmaschine und der erhobenen Parameter. Des Weiteren wird die standardisierte Verteilung der Sehnen auf die Versuchsgruppen beschrieben. Die Versuche wurden an der Technischen Universität München (TU) am Klinikum Rechts der Isar im Labor für Biomechanik (S1-Labor) durchgeführt [55].

2.2.1 Sehnenmaterial

Für die Versuche wurden sowohl porcine Strecksehnen als auch humane Beugesehnen verwendet. Die Strecksehnen entstammen den Klauen von Schweinehinterläufen [45, 46]. Diese wurden morgens schlachtfrisch abgeholt. Die vier oberflächlichen Strecksehnen jeder Klaue wurden freipräpariert und mit dem Skalpell von ihrem Ansatz am Knochen gelöst. Die lateralen und medialen Strecksehnen wurden jeweils am proximalen und am distalen Ende durch Haltefäden locker aneinandergenäht (siehe Abbildung 2.1(a)). Im Anschluss wurden die vier Sehnen desselben Hinterlaufs gemeinsam in einen Vakuumbbeutel eingeschweißt, beschriftet und bei ca. $-28\text{ }^{\circ}\text{C}$ tiefgefroren. Somit durchliefen alle porcinen Strecksehnen einen Gefrierzyklus und es galten vergleichbare Ausgangsbedingungen für sämtliche Proben und sämtliche Versuchsgruppen [54, 56, 57].

Nach der Versuchsreihe mit porcinen Sehnen wurden humane Beugesehnen verwendet. Diese stammen von Körperspendern der Anatomischen Anstalt der LMU München. Sämtliche Spender haben zu Lebzeiten festgelegt, dass ihr Körper *post mortem* Ausbildungs- und Forschungszwecken dienen soll. Für die Durchführung der Versuche wurde ein Ethikantrag an die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der LMU München gestellt (Zulassungsnummer 19-142). Als Einschlusskriterium für die Präparate wurde festgelegt, dass diese mit einer Thiel-Fixierlösung konserviert worden waren [58]. Von den oberen Extremitäten der Körperspender wurden die oberflächlichen und tiefen Beugesehnen des zweiten bis vierten

Fingers entnommen [40]. Die Sehnen wurden nach Präparation in Octenidin dihydrochlorid/ Phenoxyethanol (Octenisept[®]) in luftdichten Gefäßen gelagert. Die Lagerung erfolgte bei Raumtemperatur [59].

Für die Sehnennähte an porcinen Strecksehnen wurde folgendermaßen vorgegangen: Es wurde jeweils nur derjenige Vakuumbbeutel aus dem Gefrierschrank entnommen und durch fließendes Wasser aufgetaut, von dem die Sehnen unmittelbar danach vernäht wurden. Bei der Durchführung der Nähte wurde sorgfältig darauf geachtet, dass das Gewebe nicht austrocknet. Hierfür wurden die Sehnen standardisiert mit Ringer-Lösung befeuchtet. Bei den Sehnen einer Klaue wurde folgendermaßen vorgegangen: Die Sehnen wurden mittig durchtrennt. Im Anschluss wurden die Sehnen halber Länge miteinander vernäht (siehe [Abbildung 2.1](#)) [54]. Mittels Blockrandomisierung wurde ein standardisiertes Protokoll festgelegt, so dass jede Kombination aus Spender- und Empfängersehne gleich oft für jede Nahttechnik verwendet wurde (siehe [Tabelle A.1](#)) [54]. Sobald die Naht vervollständigt war, wurden die Proben erneut befeuchtet und im Beutel aufbewahrt [60].

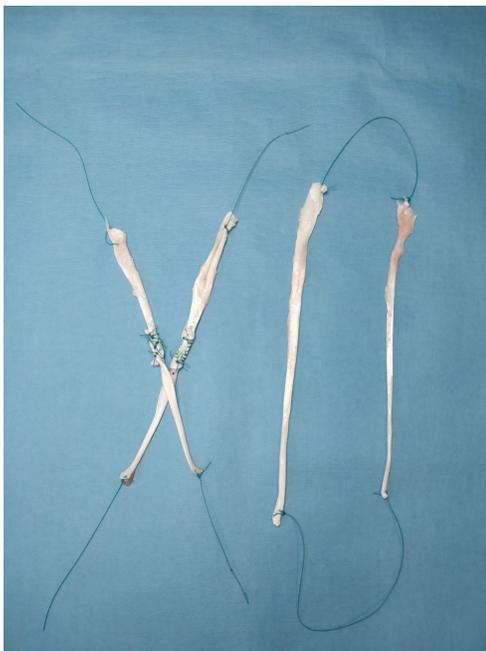
Das Vorgehen beim Vernähen der humanen Sehnen gleicht dem eben beschriebenen. Die Sehnen wurden nur für die Sehnennaht und für die Zugprüfung aus ihrem Gefäß entnommen. Die tiefen Beugesehnen wurden als Empfänger, die oberflächlichen als Spender verwendet [40]. Dabei wurden die Sehnen desselben Fingers miteinander vernäht. Das distale Ende der Sehnen wies einen konstanten Durchmesser ohne größere anatomische Variationen auf und wurde für die Nähte verwendet. Die Naht erfolgte unter regelmäßiger Befeuchtung mit Octenisept[®]-Lösung [59]. Um den Einfluss von Variationen auf die Versuchsgruppen zu minimieren, wurde mittels Blockrandomisierung ein Protokoll zur strukturierten Verwendung der humanen Beugesehnen entwickelt (siehe [Tabelle A.2](#)).



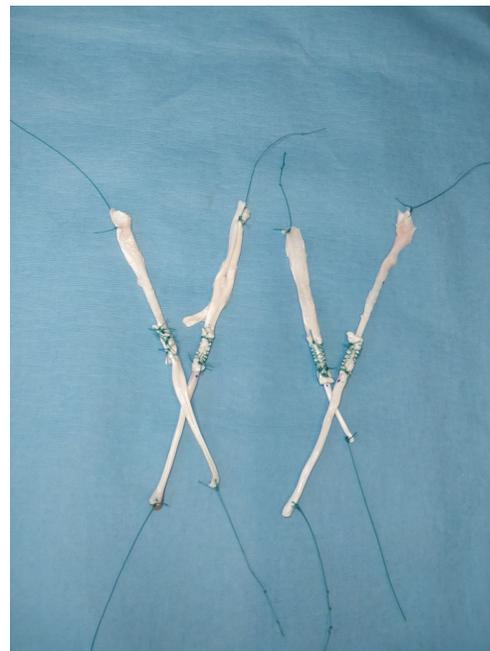
(a) Vier Strecksehnen einer Klaue mit Haltefäden (Nummerierung von links nach rechts: I, II, III, IV)



(b) Halbierung der lateralen Sehnen; erste Sehnennaht eines Zyklus (in Kombination I prox./ II dist.)



(c) Zusätzlich zweite Sehnennaht eines Zyklus (in Kombination I dist./ II prox.)



(d) Vier Sehnennähte aus den Sehnen einer Klaue

Abbildung 2.1: Standardisierte Verwendung porciner Strecksehnen

2.2.2 Festlegung standardisierter Nahttechniken

Um die Technik des Sehnentransfers zu optimieren, wurde in jedem Versuch jeweils ein Faktor variiert. Die übrigen Faktoren wurden für alle Versuchsgruppen gleichermaßen standardisiert. Somit konnte der Einfluss der einzelnen Faktoren auf die Naht beurteilt werden. Im Folgenden soll aufgeführt werden, wie die Nahttechniken standardisiert wurden und inwiefern die Ausführung für die einzelnen Versuche variiert wurde.

Variation der Nahttechniken an porcinen und an humanen Sehnen

In einem ersten Versuch wurden drei Nahttechniken miteinander verglichen: Die Durchflechtungsnaht nach Pulvertaft (**PT**), die Seit-zu-Seit-Naht nach Fridén (**ER**) sowie eine Modifikation dieser Technik (**WF**) [54]. Diese Techniken wurden sowohl an porcinen Strecksehnen, als auch an humanen Beugesehnen durchgeführt. Dabei wurde die Strecke der Überlappung jeweils auf 3 cm standardisiert, als Fadenmaterial wurde Ethibond[®] 3-0 verwendet. An beiden Enden der Überlappung betrug das freie Sehnenende, an dem keine Stiche gesetzt wurden, 0,5 cm [54]. Die Unterschiede und Gemeinsamkeiten der drei Nahttechniken sind in **Tabelle 2.6** aufgeführt.

Versuchsgruppen	1	2	3
Nahttechnik	PT	ER	WF
Anzahl der Durchflechtungen	3	1	3
Naht randständig	U-Nähte	U-Nähte	U-Nähte
Naht im Verlauf	Matratzennähte	Kreuzstiche	Kreuzstiche
Anzahl der Verbindungspunkte	18	18	18
Schnürsenkelmodell			

Tabelle 2.6: Überblick über die drei Variationen der Sehnennaht mit exemplarischer Darstellung an einem Schnürsenkelmodell. Eine ähnliche Tabelle wurde in Wilhelm *et al.* publiziert [54].

Bei unserer Ausführung der **PT**-Technik wurden drei Inzisionen an der Empfängersehne durchgeführt, zwei horizontal und eine vertikal [40], so dass die Spendersehne zwischen den Durchflechtungen jeweils um 90° rotiert. An den freien Sehnenenden wurden die Sehnen

durch U-Nähte aneinander befestigt. Im Verlauf der Sehnen wurden diese durch Matratzennähte miteinander verbunden. Dabei wurden, wie bei Brown et al. beschrieben, zwei Verbindungspunkte zwischen den Sehnen geschaffen [40]. Wir führen acht Matratzennähte im Verlauf durch, die 16 Verbindungspunkte zwischen den Sehnen schaffen. Unter Berücksichtigung der randständigen U-Nähte gab es pro Naht 18 Verbindungspunkte [54].

Für die Seit-zu-Seit Nahttechnik wurde eine randständige Durchflechtung im Abstand von etwa 0,5 cm zum freien Sehnenende der Empfängersehne durchgeführt. An beiden freien Sehnenenden wurde eine U-Naht zur ersten Befestigung vollzogen. Im Verlauf wurden die Sehnen mit fortlaufenden Kreuzstichen aneinander fixiert. Sowohl ulnar als auch radial wurden acht Kreuzstiche durchgeführt. Ein Kreuzstich stellt einen Verbindungspunkt der Sehnen miteinander dar [40]. Durch acht Kreuzstiche sowohl radial als auch ulnar wurden insgesamt 16 Verbindungspunkte geschaffen. Die gesamte Anzahl der Verbindungspunkte durch Kreuz- und U-Nähte ist somit vergleichbar mit der der PT-Naht [54].

In unserer Abwandlung von Fridéns Seit-zu-Seit Technik wurde die Empfängersehne in gleichmäßigen Abständen dreifach inzidiert. Die Spendersehne wurde durch diese drei Inzisionen geflochten. Die Inzisionen mit entsprechenden Durchflechtungen erfolgten in einer Ebene. Beide freien Sehnenenden wurden mit U-Nähten aneinander fixiert. Im Bereich der Überlappung wurden acht fortlaufende Kreuzstiche sowohl radial als auch ulnar durchgeführt, um die beiden Sehnen mit größtmöglicher Stabilität aneinander zu befestigen [54].

Variation des verwendeten Nahtmaterials

Für den nachfolgenden Versuch wurde die WF-Technik durchgeführt und lediglich das Fadenmaterial variiert. In der ersten Versuchsgruppe wurde der Faden Ethibond[©], in der zweiten wurde Ti-Cron[©] verwendet und in der dritten Versuchsgruppe kam der Faden FiberWire[©] zum Einsatz [61–64]. Nach Fitzgerald *et al.* sind Fäden der Stärke 2-0, 3-0 und 4-0 für die Seit-zu-Seit-Sehnnähte geeignet, für die Nähte mit Fadenstärke 3-0 wurde allerdings die höchste Zugfestigkeit bemessen [65]. Demnach wurde diese Fadenstärke für diesen, sowie für die vorausgehenden Versuche verwendet. Die Strecke der Überlappung wurde für alle Versuchsgruppen auf 3 cm festgelegt. Es wurde die Nahttechnik WF ausgeführt. Genauere Informationen über das verwendete Nahtmaterial können Tabelle 2.7 entnommen werden.

Versuchsgruppen	1	2	3
Nahtmaterial	FiberWire[©] [61, 62]	Ethibond[©] [63]	Ti-Cron[©] [64]
Firma	Arthrex	Ethicon	Medtronic
Fadenstärke in USP	3-0	3-0	3-0
Fadenmaterial: Kern	Polyethylen	/	Polyester
Fadenmaterial: Hülle	Polyester	Polyester	Silikon
Resorbierbarkeit	/	/	/

Tabelle 2.7: Vergleich verwendeter Nahtmaterialien FiberWire[©], Ethibond[©] und Ti-Cron[©]

Variation der Strecke des freien Sehnenendes

In einem Vorversuch zum Vergleich der drei Nahttechniken **PT**, **FR** sowie der **WF**-Variation konnte beobachtet werden, dass Sehnennähte bei einer Strecke des freien Sehnenendes von $\geq 0,5$ cm eine überdurchschnittliche Stabilität aufweisen: Die gemessenen Werte für die Grenzlast lagen deutlich über dem Mittelwert. Bei Sehnennähten mit einem freien Sehnenende von $\leq 0,5$ cm kam es schon bei geringeren Kraftbelastungen zum Versagen. Dies wurde bei allen drei Nahttechniken (**PT**, **FR**, **WF**) beobachtet.

Der beschriebene Einfluss des freien Sehnenendes auf die biomechanischen Eigenschaften der Sehnennähte sollte in einem eigenen Versuch untersucht werden. Verglichen werden sollten drei Versuchsgruppen, die jeweils an Spender- und Empfängersehne eine nahtfreie Strecke von 0,25 cm, 0,5 cm und 0,75 cm aufweisen. Die Nähte wurden an porcinen Strecksehnen in **WF**-Technik durchgeführt, die Sehnenüberlappung betrug hierbei konstant 3,0 cm. Als Fadenmaterial wurde der Faden Ethibond der Stärke 3-0 verwendet. Es wurden beidseits acht fortlaufende Kreuzstiche gesetzt, diese wurden auf die Strecke der Stichsetzung verteilt. Demnach wurden die Stiche bei einem freien Sehnenende von 0,25 cm mit einer Strecke der Stichsetzung von 2,5 cm in größerem Abstand zueinander gesetzt, als bei einem freien Sehnenende von beidseits 0,75 cm mit nur 1,5 cm für die Strecke der Stichsetzung.

Es sollte gewährleistet werden, dass trotz der unterschiedlichen Strecken der Stichsetzung in etwa gleichviel Fadenmaterial bei den Versuchsgruppen verwendet wird. Um dies zu erreichen wurde bei der längeren Stichsetzung über 2,5 cm ein möglichst geringer Teil des Sehnenvolumens umstochen ($< 1/3$), bei einer kurzen Strecke der Stichsetzung von nur 1,5 cm wurde hingegen ein größerer Anteil des Sehnenvolumens durch Kreuzstiche umschlossen ($> 1/3$), wie auch in **Tabelle 2.8** dargestellt.

Variation der Überlappungslänge

Als nächstes wurde die Strecke der Sehnenüberlappung variiert. Dies wurde sowohl an porcinen als auch an humanen Sehnen durchgeführt. Im Folgenden werden zunächst für die Experimente mit Schweinesehnen die theoretischen Überlegungen und die Eigenschaften der Versuchsgruppen aufgeführt.

An den porcinen Sehnen wurden Sehnennähte mit einer Überlappung von 1,5 cm, 3 cm und 5 cm durchgeführt. Die Nahttechnik, das Fadenmaterial und die Fadenstärke waren für alle Versuchsgruppen gleich: Es wurde die **WF**-Technik mit dem Faden Ethibond 3-0 ausgeführt. Die freien Sehnenenden waren konstant 0,5 cm lang.

Die *Anzahl der Kreuzstiche* m_{Stich} wurde proportional zur Strecke der Überlappung gewählt. Dabei wurde sich an der Ausführung der **WF**-Naht im ersten Versuch orientiert. Hier betrug die *gesamte Überlappung* x_{ges} 3 cm. Da an den beiden *freien Sehnenenden* x_{frei} von jeweils 0,5 cm keine Stiche gesetzt wurden, verblieb für die *Strecke der Stichsetzung* x_{Stich} ein Bereich von 2 cm (siehe **Gleichung 2.1**).

$$x_{\text{Stich}} = x_{\text{ges}} - 2 \cdot x_{\text{frei}} = 3 \text{ cm} - 2 \cdot 0,5 \text{ cm} = 2 \text{ cm} \quad (2.1)$$

Versuchsgruppen	1	2	3
Freies Sehnenende	0,25 cm	0,5 cm	0,75 cm
Strecke der Stichsetzung x_{Stich}	2,5 cm	2,0 cm	1,5 cm
Durch Kreuzstiche umschlossener Sehnenbereich	$< 1/3$	$1/3$	$> 1/3$
Schnürsenkelmodell			

Tabelle 2.8: Überblick über die drei Variationen des freien Sehnenendes mit exemplarischer Darstellung an einem Schnürsenkelmodell

In diesem Bereich wurden beidseits 8 Kreuzstiche ausgeführt. Damit der Abstand der einzelnen Stiche auch bei variierender Überlappung dem Abstand der Stiche bei einer Überlappung von 3 cm entspricht, wurde die *Konstante* k_{Stich} berechnet. Diese gibt an, in welchem Abstand in *cm* die Stiche voneinander gesetzt werden sollen (siehe [Gleichung 2.2](#)).

$$k_{Stich} = \frac{x_{Stich}}{n_{Stich}} = \frac{2 \text{ cm}}{8} = 0,25 \text{ cm} \quad (2.2)$$

Demnach werden bei einer Überlappung von 1,5 cm mit beidseits 0,5 cm freiem Sehnenende und dementsprechend 0,5 cm Strecke der Stichsetzung lediglich zwei Kreuzstiche beidseits ausgeführt. Bei einer Überlappung von 5 cm mit 4 cm für die Strecke der Stichsetzung können beidseits 16 fortlaufende Kreuzstiche gesetzt werden (siehe [Tabelle 2.9](#)).

Die *Anzahl der Durchflechtungen* n_d wurde proportional zur Strecke der Sehnenüberlappung gewählt. Bei einer Überlappung von 3 cm wurden drei Durchflechtungen ausgeführt. Die *Konstante* k_d für die Durchflechtungszahl bei variabler Strecke der Überlappung beträgt folglich (siehe [Gleichung 2.3](#)):

$$k_d = \frac{n_d}{x_{ges}} = \frac{3}{3 \text{ cm}} = \frac{1}{\text{cm}} \quad (2.3)$$

Daraus leitet sich die Faustregel: „Eine Inzision pro cm Überlappung“ ab. Dementsprechend wurde für die Versuchsgruppe mit 1,5 cm Überlappung nur eine und für die Versuchsgruppe mit 5 cm Überlappung wurden fünf Durchflechtungen durchgeführt. Diese wurden in gleichmäßigen Abständen über die Sehne verteilt (siehe [Tabelle 2.9](#)).

Im anschließenden Experiment an menschlichen Sehnen wurden für die unterschiedlichen Gruppen Überlappungslängen von 1,5 cm, 2 cm und 3 cm gewählt. Die Eigenschaften der Versuchsgruppen mit 1,5 cm und 3 cm können [Tabelle 2.9](#) entnommen werden. Bei 2 cm Überlappung wurden zwei Durchflechtungen der Spender- durch die Empfängersehne und beidseits vier Kreuzstiche über eine Strecke x_{Stich} von 1 cm durchgeführt. Des Weiteren wurden entsprechend den obig aufgeführten Überlegungen beidseits vier Kreuzstiche über eine Strecke x_{Stich} von 1 cm durchgeführt.

Versuchsgruppen	1	2	3
Überlappung	1,5 cm	3 cm	5 cm
Strecke der Stichsetzung x_{Stich}	0,5 cm	2 cm	4 cm
Anzahl der Kreuzstiche n_{Stich}	2	8	16
Anzahl der Durchflechtungen n_d	1	3	5
Anzahl der Verbindungspunkte	6	18	34
Schnürsenkelmodell			

Tabelle 2.9: Überblick über die drei Variationen der Überlappungsstrecke am Versuch mit porcinen Sehnen mit exemplarischer Darstellung an einem Schnürsenkelmodell

Testung nativer Sehnen

Ergänzend wurden sowohl porcine als auch humane Sehnen im nativen Zustand getestet. Die Voreinstellungen der Zugprüfmaschine waren analog zu vorherigen Versuchen; Die Sehnen wurden eingespannt, vorgedehnt und anschließend bis zum Versagen belastet.

2.2.3 Voreinstellungen und Handhabung der Zugprüfmaschine

Für alle Versuche wurden standardisierte Voreinstellungen der Zugprüfmaschine gewählt: Zunächst wurde eine Vorlast von 2 N appliziert um eine gleichmäßig feste Einspannung der Sehnen zu gewährleisten [40, 41]. Da die zyklische Belastung der physiologischen Beanspruchung der Sehnen gleicht, wurden zur Präkonditionierung fünf Belastungszyklen durchgeführt [40, 41, 65]. Hierfür wurde der Abstand zwischen den Klemmen jeweils um 5 % erweitert. Unmittelbar nach den fünf Dehnungszyklen mit 10 mm/min begann der kontinuierliche Zug bis zum Versagen der Sehnennaht mit 100 mm/min [40, 41, 48, 54, 66-68].

Für unsere Versuche wurde folgender Einspannungsmechanismus festgelegt: Die vernähten Sehnen wurden vertikal in die Zugprüfmaschine eingespannt. Dafür wurden Eisenklemmen verwendet, deren Backeneinsätze eine glatte Oberfläche von etwa 30 cm² aufweisen. Um ein Herausgleiten der Sehnen zu verhindern, wurden die Klemmen mit Schleifpapier beklebt [67]. Dieses Verfahren ermöglicht eine sichere Einspannung. Bei Vorversuchen konnte kein Herausgleiten der Sehnen aus den Klemmen beobachtet werden.

2.2.4 Bestimmte Parameter zur Analyse der Sehnennaht

Um Sehnennähte in verschiedenen Ausführungen hinsichtlich ihrer biomechanischen Eigenschaften miteinander zu vergleichen, wurden die Parameter der primären Versagenslast, der Grenzlast und der Steifigkeit bestimmt. Auch der Versagensmechanismus wurde dokumentiert. Des Weiteren sollte beurteilt werden, inwiefern die Nahttechniken die Maße der überlappenden Sehnen verändern. Hierfür wurde neben verschiedenen Durchmessern der Sehnen auch die Länge der Überlappung gemessen. Daraus wurde die Bulk ratio, ein Maß für die *Sperrigkeit* einer Naht, berechnet.

Längen- und Volumenmessung der Sehnennähte

Die Strecke von Spender- und Empfängersehne, die für die Naht verwendet werden sollte, wurde für alle Proben standardisiert. Bei allen Versuchen, bis auf den Vergleich verschiedener Überlappungslängen, betrug die Strecke 3 cm. Vor Ausführung der Nähte wurde bei den Sehnen separat die Strecke der gewünschten Überlappung mithilfe eines chirurgischen Stiftes markiert. Der entsprechende Bereich wurde für die Durchflechtungen und Stiche der Sehnennähte verwendet. Nach Vervollständigung der Naht wurde die Überlappung der Sehnen mit einem digitalen Messschieber erneut gemessen. Des Weiteren wurde bei der nativen Spender- und Empfängersehne jeweils der Querschnitt bestimmt [54].

Um das Volumenverhältnis *Bulk ratio* (Br) zu bestimmen wurde der Querschnitt der vernähten Sehnen A_{Naht} durch den Gesamtquerschnitt der nativen Sehnen A_{nativ} geteilt. Der letztere ist die Summe aus den Querschnittsflächen von Spender- und Empfängersehne A_S bzw. A_E (siehe Gleichung 2.4) [54].

$$Br = \frac{A_{Naht}}{A_{nativ}} = \frac{A_{Naht}}{A_S + A_E} \quad (2.4)$$

Der Querschnitt der Sehnen im Bereich der Naht kann als elliptisch beschrieben werden. Dementsprechend wurde der größte und der kleinste Durchmesser der Ellipse gemessen d_{gr} bzw. d_{kl} . Der Querschnitt der nativen Sehnen ist dagegen eher kreisförmig. Zur Berechnung des entsprechenden Querschnitts wurden die Durchmesser der Spender- und der Empfängersehne d_s bzw. d_E gemessen. Die Formel für die Berechnung der **BR** lautet demnach wie folgt (siehe **Gleichung 2.5**) **[54]**.

$$\mathbf{BR} = \frac{\frac{d_{kl}}{2} \cdot \frac{d_{gr}}{2} \cdot \pi}{\left(\frac{d_s^2}{4} \cdot \pi\right) + \left(\frac{d_E^2}{4} \cdot \pi\right)} \quad (2.5)$$

Parameter der biomechanischen Untersuchung

Die Zugbelastung durch die *Zwick/Roell*-Zugprüfmaschine erfolgte bis zum endgültigen Versagen des Nahtkonstruktes und darüber hinaus. Dabei wurden die Parameter der Steifigkeit, der Grenzlast und der primären Versagenslast erhoben **[54]**.

Die Steifigkeit stellt ein Maß für die Kraftübertragung der Sehnen dar. Eine hohe Steifigkeit bedeutet, dass die Sehne sich wenig dehnt, formstabil bleibt und den größten Teil der auf sie wirkenden Kräfte direkt überträgt. Bei Sehnen bzw. bei Sehnennähten ist eine hohe Steifigkeit erwünscht, da dies bedeutet, dass ein großer Anteil der wirkenden Kraft übertragen wird **[40, 69]**. Die Steifigkeit kann aus der Belastungskurve abgelesen werden. In dieser wird die Dehnung der Sehnen gegen die zugeführte Kraft aufgetragen (siehe **Abbildung 2.2**). Die Steigung im ersten, linearen Abschnitt entspricht der Steifigkeit bzw. der Federkonstante des Nahtkonstruktes. Zur Auswertung der Steifigkeit wurde ein MATLAB-Skript verwendet, welches für diesen Bereich eine Regressionsgerade bestimmte, deren Steigung **c** als Steifigkeit in N/mm angegeben wurde (siehe rote Linie in **Abbildung 2.3**) **[54]**.

Die Grenzlast ist diejenige Kraft, unter deren Einfluss es zum endgültigen Versagen des Nahtkonstruktes kommt. In der Belastungskurve stellt der Hochpunkt des Graphen den Punkt des Versagens dar **[40]**. Dabei entspricht der x-Wert der Dehnung x_{fmax} der Sehnen in **mm** im Moment des Versagens, der y-Wert entspricht der Grenzlast F_{max} in **N** **[40, 41]**. Das MATLAB-Skript, das die genauen Punkte sämtlicher lokaler Maxima der Belastungskurve angibt (siehe **Abbildung 2.4**), diente auch der Auswertung der Grenzlast **[54]**.

Die primäre Versagenslast beschreibt denjenigen Wert der Zugkraft, bei dem es zum ersten Einbruch in der Belastungskurve kommt **[40]**. Die Kraft kann durch die Sehnen nicht übertragen werden, da die Sehne bzw. die Naht erstmalig zu Schaden kommt. Ein Beispiel für einen solchen Schaden wäre die Lockerung eines Knotens oder das Einreißen eines begrenzten Abschnittes der Sehne. Nach diesem Einbruch kommt es zum erneuten Anstieg in der Belastungskurve, bevor unter Einwirkung der Grenzlast das höchste Plateau erreicht wird. Im Anschluss kommt es zum vollständigen Versagen der Naht **[40, 41]**. Der Auswertung der primären Versagenslast diente ein MATLAB-Skript, welches für sämtliche lokale Maxima der Belastungskurve die Koordinaten angibt (siehe **Abbildung 2.4**) **[54]**. Für das jeweils erste lokale Maximum wurde der y-Wert als primäre Versagenslast F_{prim} in **N** ausgewertet **[54]**.

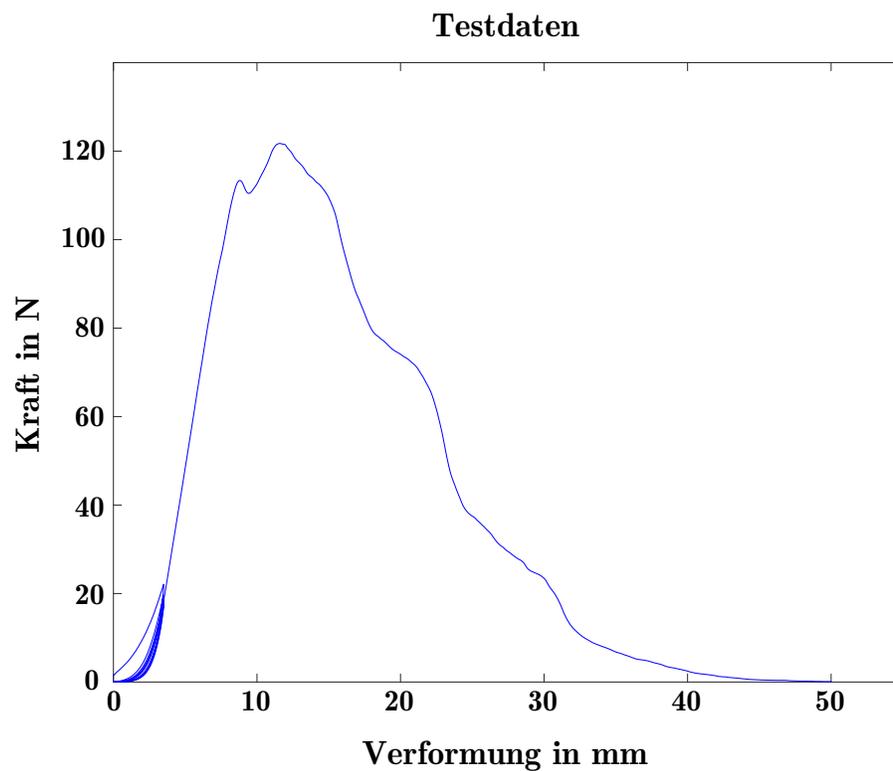


Abbildung 2.2: Verformung der Probe in **mm** aufgetragen gegen die wirkende Kraft in **N** (dargestellt in blau). Es sind die Testdaten der fünf Dehnungszyklen (hier bis ca. 20 N) und der anschließenden kontinuierlichen Belastung (hier bis ca. 120 N) dargestellt. Der Kurvenabschnitt zu Beginn der kontinuierlichen Belastung bis zum Punkt des primären Versagens wird für die Bestimmung der Steifigkeit verwendet.

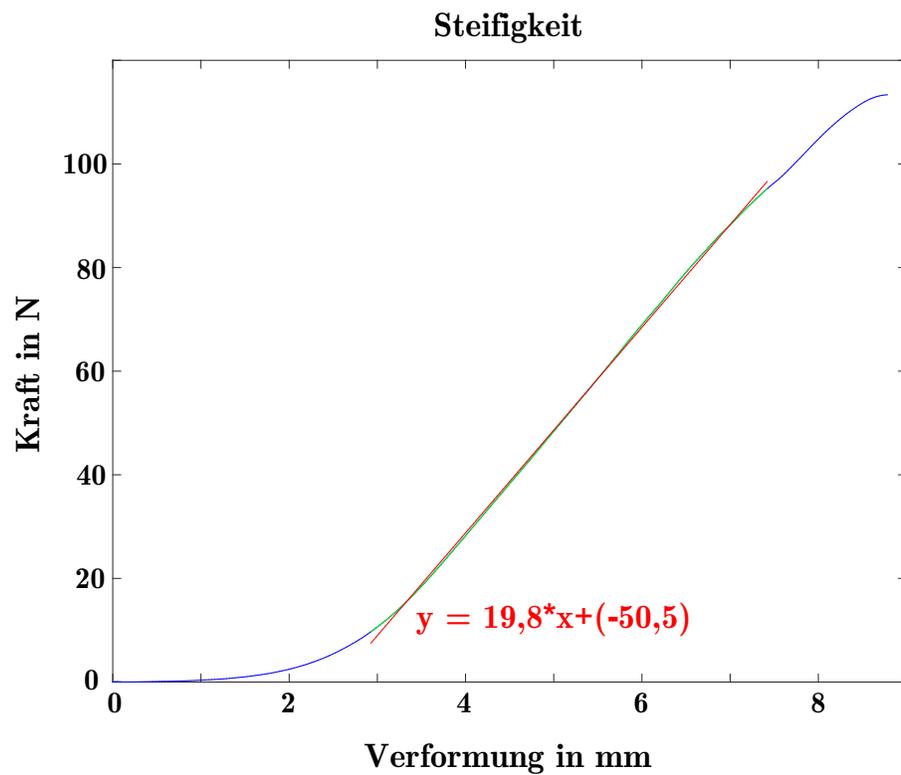


Abbildung 2.3: Erster Abschnitt der Kraft-Verformungskurve (dargestellt in blau) vom Beginn der kontinuierlichen Belastung bis zum Punkt des primären Versagens. Für diesen Bereich wurde eine Regressionsgerade bestimmt (dargestellt in rot), deren Steigung die Steifigkeit der Probe angibt (hier $19,8 \text{ N/mm}$).

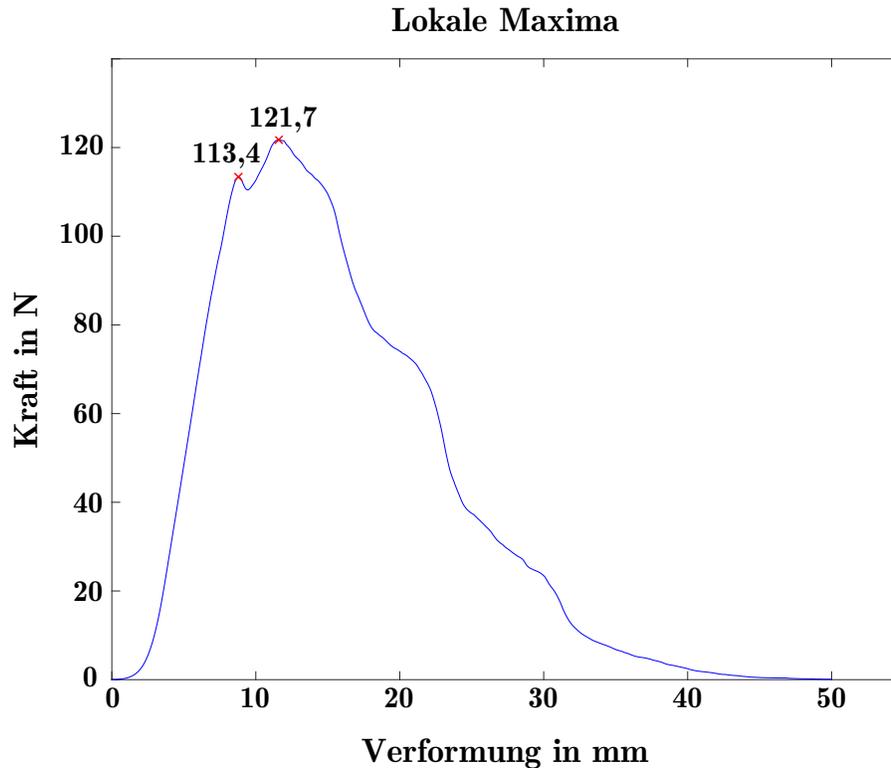


Abbildung 2.4: In der Kraft-Verformungskurve (dargestellt in blau) wird die Verformung der Probe in mm gegen die wirkende Kraft in N aufgetragen. Es sind die Testdaten unter kontinuierlicher Belastung dargestellt. Bei den Punkten der lokalen Maxima (dargestellt als rote Kreuze) geben die y-Koordinaten die primäre Versagenslast bzw. die Grenzlast in N an (bei dieser Probe beträgt die primäre Versagenslast $113,4 \text{ N}$, die Grenzlast beträgt $121,7 \text{ N}$).

2.2.5 Statistische Datenauswertung

Für die statistische Datenauswertung wurde der einfaktorielle **ANOVA**-Test verwendet, da mehr als zwei Gruppen verglichen werden sollten [54]. Da von Varianzhomogenität und von einer Normalverteilung der abhängigen Variablen ausgegangen wurde, waren die Voraussetzungen für die einfaktorielle Varianzanalyse erfüllt [70, 71]. Die unabhängige (kategoriale) Variable eines Versuches war der Faktor, der von Gruppe zu Gruppe variiert wurde (beispielsweise die Nahttechnik), die abhängige Variable war der untersuchte Parameter (beispielsweise die Grenzlast oder die Steifigkeit). Für jeden Parameter wurden die Mittelwerte der drei Versuchsgruppen auf signifikante Unterschiede untersucht. Das Signifikanzniveau wurde hierfür auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Wurde im Rahmen der **ANOVA** ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Versuchsgruppen festgestellt, wurde anschließend der Tukey post-hoc Test durchgeführt [54]. Dies wurde für die einzelnen Versuche wiederholt. Sowohl für die Berechnungen als auch für die graphische Darstellungen der Ergebnisse wurde das Programm GraphPad Prism verwendet.

3

Ergebnisse

Im Folgenden werden die Versuchsergebnisse aufgeführt. Bei vier Versuchen wurden porcine Sehnen verwendet. Für die zwei relevantesten Fragestellungen wurden zusätzlich Versuche mit humanen Sehnen durchgeführt. Die entsprechenden Versuchsergebnisse werden nach den Fragestellungen gegliedert aufgeführt.

3.1 Variation der Nahttechnik an porcinen und humanen Sehnen

Sowohl an porcinen, als auch an humanen Sehnen wurden jeweils drei Nahttechniken verglichen: die Durchflechtungsnaht **PT**, die Seit-zu-Seit-Naht **ER** und die **WF**-Modifikation. Im Zuge des Versuches an porcinen Sehnen wurden $n = 12$ Sehnennähte, im Zuge des Versuches an humanen Sehnen wurden $n = 10$ Nähte für jede der Versuchsgruppen durchgeführt [54]. In diesem Abschnitt wird zunächst darauf eingegangen, welche Präparate von der Auswertung ausgeschlossen wurden. Im Anschluss werden die Ergebnisse aufgeführt.

3.1.1 Probenausschluss

Beim Versuch an porcinen Sehnen war bei einer Probe in **PT**-Technik die Spendersehne vorgeschädigt, so dass die Sehne unter kontinuierlicher Belastung nicht im Bereich der Naht, sondern im Bereich der Vorschädigung riss. Im Zuge des Versuches an humanen Sehnen kam es bei zwei Proben (jeweils in **WF**-Technik) noch vor dem Versagen der Sehnennaht zum Riss der Sehnen an der Einspannung. Die genannten Proben wurden aus der Auswertung ausgeschlossen und durch andere ersetzt. Hierfür wurde die Kombination aus Nahttechnik und entsprechender Spender- und Empfängersehne analog zu den Ausschluss-

spräparaten gewählt. Somit war gewährleistet, dass für jede der Versuchsgruppen gleich viele Sehnennähte getestet wurden.

3.1.2 Tabellarische Auflistung der Versuchsergebnisse

Die Ergebnisse des Vergleiches der drei Nahttechniken an porcinen bzw. an humanen Sehnen werden in [Tabelle 3.1](#) und [Tabelle 3.2](#) dargestellt. Die statistische Auswertung kann dem Appendix entnommen werden (siehe [Tabelle A.3](#) und [Tabelle A.4](#)).

Ergebnisse	Nahttechniken, porcine Sehnen		
Versuchsgruppen	PT $n = 12$	FR $n = 12$	WF $n = 12$
Überlappungslänge in mm	24,2 (1, 2) ^a	26,5 (1, 0) ^b	26,1 (1, 1) ^b
Querschnitt Sehnen nativ in mm^2	11,4 (2, 0)	10,9 (3, 1)	12,1 (2, 1)
Bulk ratio in %	157,9 (25, 3) ^a	135,8 (26, 7) ^{ab}	112,8 (23, 0) ^b
Steifigkeit in N/mm	19,2 (2, 8) ^a	25,0 (5, 5) ^b	27,3 (3, 6) ^b
Primäre Versagenslast in N	121,4 (37, 9) ^a	154,6 (29, 2) ^b	194,1 (31, 5) ^c
Grenzlast in N	123,7 (37, 8) ^a	157,2 (28, 2) ^b	194,1 (31, 5) ^c

Tabelle 3.1: Ergebnisse: Vergleich der drei Nahttechniken an porcinen Sehnen

Im ersten Teil der Tabelle werden die gemessenen Längen und die Bulk ratio der Sehnen, im zweiten Teil werden die Ergebnisse der biomechanischen Testung aufgelistet. Für die Versuchsgruppen Pulvertaft (**PT**), Fridén (**FR**) und Woven-Fridén (**WF**) werden die Mittelwerte (Standardabweichungen) angegeben. Unterschiedliche hochgestellte Ziffern weisen auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen hin. Die dargestellten Ergebnisse wurden in Wilhelm *et al.* publiziert [\[54\]](#).

Ergebnisse	Nahttechniken, <i>humane Sehnen</i>		
	PT $n = 10$	FR $n = 10$	WF $n = 10$
Überlappungslänge in mm	23,9 (0,7) ^a	28,1 (1,3) ^b	27,2 (0,9) ^b
Querschnitt Sehnen nativ in mm²	16,8 (5,4)	17,4 (4,8)	15,2 (5,2)
Bulk ratio in %	168,6 (35,9) ^a	135,2 (15,9) ^b	142,8 (23,2) ^{ab}
Steifigkeit in N/mm	23,6 (6,4) ^a	38,3 (4,1) ^b	38,9 (5,7) ^b
Primäre Versagenslast in N	214,8 (44,9) ^a	310,6 (57,5) ^b	330,2 (73,0) ^b
Grenzlast in N	224,4 (49,3) ^a	311,7 (56,6) ^b	352,5 (77,8) ^b

Tabelle 3.2: Ergebnisse: Vergleich der drei Nahttechniken an humanen Sehnen

Im ersten Teil der Tabelle werden die gemessenen Längen und die Bulk ratio der Sehnen, im zweiten Teil werden die Ergebnisse der biomechanischen Testung aufgelistet. Für die Versuchsgruppen Pulvertaft (**PT**), Fridén (**FR**) und Woven-Fridén (**WF**) werden die Mittelwerte (Standardabweichungen) angegeben. Unterschiedliche hochgestellte Ziffern weisen auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen hin.

3.1.3 Hervorhebung relevanter Ergebnisse

Nach der Auflistung der Ergebnisse in tabellarischer Form werden die Ergebnisse und statistischen Zusammenhänge mit der höchsten Relevanz benannt. Auf diese Ergebnisse wird im Rahmen der Diskussion weiter eingegangen. Ergänzend werden Diagramme aufgeführt.

Überlappungslängen und Bulk ratio der Nahttechniken

In beiden Versuchen wurde die geringste mittlere Überlappung bei Sehnennähten der **PT**-Technik gemessen. Durch Durchflechtungen und Nähte wurden die Sehnen im Mittel um 5,8 mm Länge (porcin) bzw. 6,1 mm (human) gestaucht. Die statistische Auswertung zeigte, dass die Länge der Überlappung nach vollzogener Naht bei der **PT**-Technik signifikant geringer war als bei **FR** bzw. als bei **WF**. Zwischen beiden letzteren Techniken bestand kein signifikanter Unterschied [54]. Dies traf sowohl für den Versuch an porcinen Sehnen, als auch für den Versuch an humanen Sehnen zu.

Bei der **PT**-Gruppe nahm der Querschnitt der Sehne durch die Naht am meisten zu, dementsprechend hatte diese Gruppe die höchste Bulk ratio. Die niedrigste Bulk ratio wurde beim Versuch an porcinen Sehnen bei der **WF**-Naht festgestellt, im Versuch an humanen Sehnen bei der **FR**-Naht (jeweils mit statistisch signifikanten Unterschieden zu **PT**) [54].

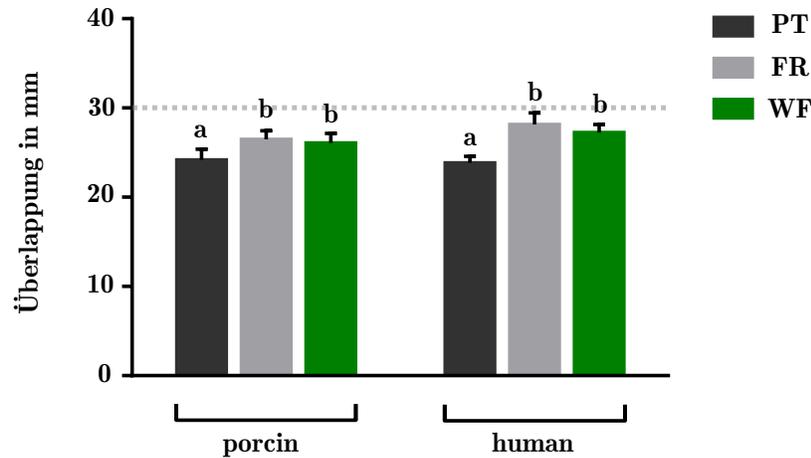


Abbildung 3.1: Überlappungslängen der Sehnen bei den Nahttechniken Pulvertaft (PT), Fridén (FR) und Woven-Fridén (WF) im Versuch an porcinen bzw. an humanen Sehnen. Bevor für die Nähte Durchflechtungen und Stiche vollzogen wurden, betrug die Sehnenüberlappung der Proben gleichermaßen 30 mm. Die Werte werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt. Unterschiedliche Buchstaben über den Balken indizieren statistisch signifikante Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen (mit $p < 0,05$). Ein Teil der abgebildeten Ergebnisse wurde in Wilhelm *et al.* publiziert [54].

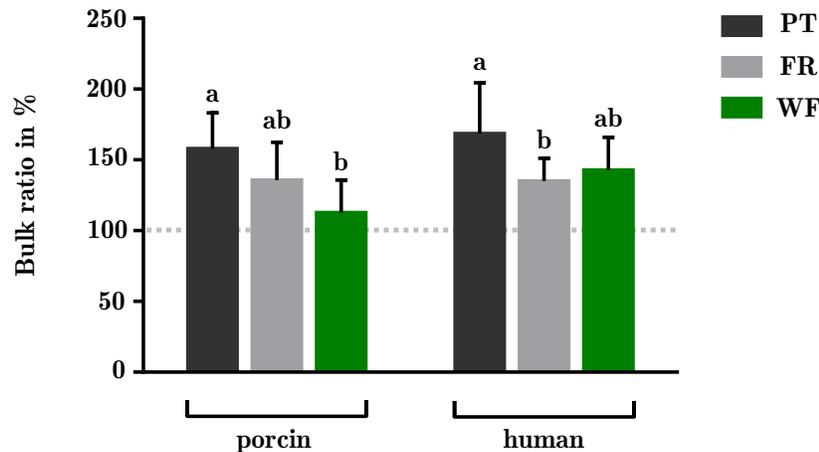


Abbildung 3.2: Bulk ratio in % der drei Nahttechniken Pulvertaft (PT), Fridén (FR) und Woven-Fridén (WF) im Versuch an porcinen bzw. an humanen Sehnen. Die Bulk ratio gibt die Veränderung des Sehnenkalibers von vormals 100 % durch die Naht an. Die Werte werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt. Unterschiedliche Buchstaben über den Balken indizieren statistisch signifikante Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen (mit $p < 0,05$). Ein Teil der abgebildeten Ergebnisse wurde in Wilhelm *et al.* publiziert [54].

Steifigkeit, primäre Versagenslast und Grenzlast

Die niedrigste Steifigkeit erzielte im Vergleich der drei Nahttechniken die **PT**-Gruppe. Die höchste Steifigkeit wurde jeweils für **WF** gemessen. In beiden Versuchen waren die Werte der **PT**-Gruppe signifikant geringer als bei **FR** und bei **WF**. Zwischen letzteren Gruppen wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt [54].

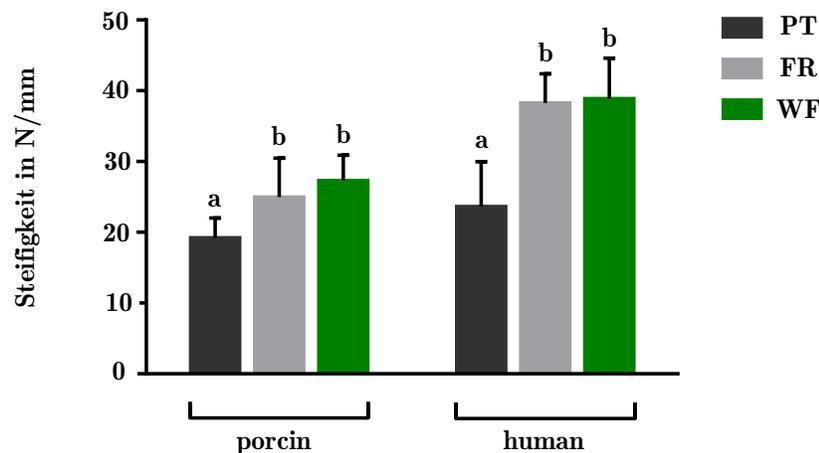


Abbildung 3.3: Steifigkeit in N/mm der drei Nahttechniken Pulvertaft (**PT**), Fridén (**FR**) und Woven-Fridén (**WF**) im Versuch an porcinen bzw. an humanen Sehnen. Die Werte werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt. Unterschiedliche Buchstaben über den Balken indizieren statistisch signifikante Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen (mit $p < 0,05$). Ein Teil der abgebildeten Ergebnisse wurde in Wilhelm *et al.* publiziert [54].

In beiden Versuchen wurden die niedrigsten Mittelwerte der primären Versagenslast und der Grenzlast bei der **PT**-Gruppe gemessen. Die Werte waren statistisch signifikant niedriger, als die der beiden anderen Gruppen. Die höchsten Mittelwerte für die primäre Versagenslast und die Grenzlast wurden sowohl bei porcinen, als auch bei humanen Sehnen, bei der Gruppe der **WF**-Naht gemessen. Dieser Zusammenhang war jeweils statistisch signifikant im Vergleich zu **PT**. Bei den Versuchen an porcinen Sehnen wurden auch zur **FR**-Gruppe statistisch signifikante Unterschiede festgestellt [54].

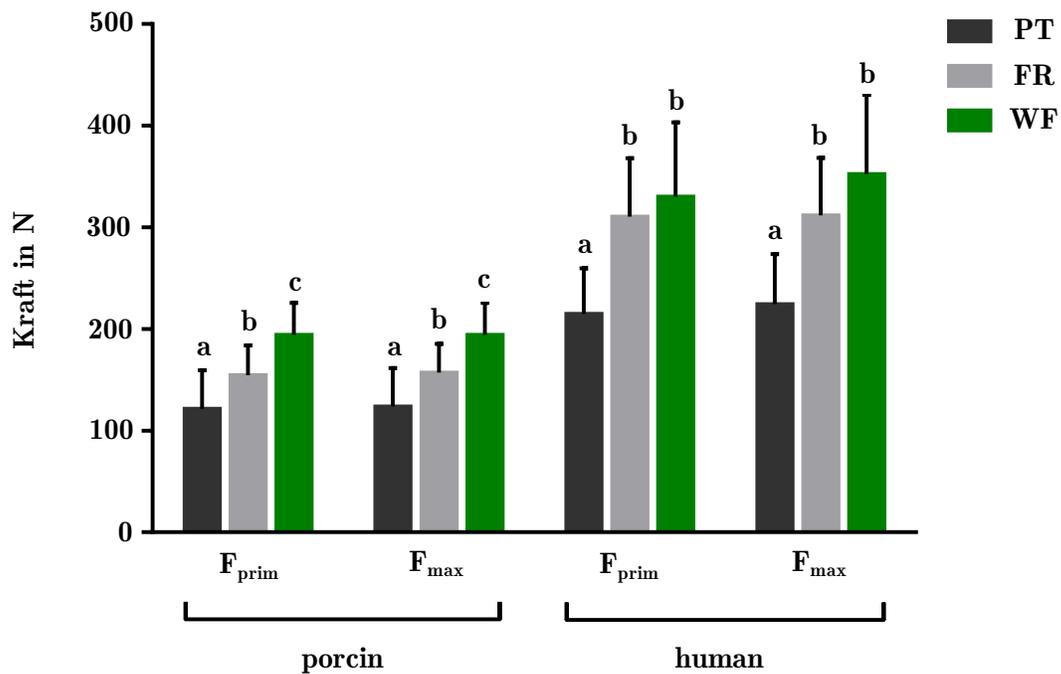


Abbildung 3.4: Primäre Versagenslast F_{prim} und Grenzlast F_{max} in N der drei Nahttechniken Pulvertaft (PT), Fridén (FR) und Woven-Fridén (WF) im Versuch an porcinen bzw. an humanen Sehnen. Die Werte werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt. Unterschiedliche Buchstaben über den Balken indizieren statistisch signifikante Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen (mit $p < 0,05$). Ein Teil der abgebildeten Ergebnisse wurde in Wilhelm *et al.* publiziert [54].

3.2 Variation des verwendeten Nahtmaterials

In diesem Versuch sollte der Einfluss von drei verschiedenen Nahtmaterialien auf die Belastbarkeit und die Kraftübertragung bei der **WF**-Sehnennaht untersucht werden. Es wurden drei Versuchsgruppen mit jeweils $n = 12$ Sehnennähten verglichen. Folgende drei Fäden wurden verwendet: FiberWire[©] der Firma Arthrex, Ethibond[©] der Firma Ethicon und Ti-Cron[©] der Firma Medtronic, jeweils mit der Stärke 3-0.

3.2.1 Tabellarische Auflistung der Versuchsergebnisse

Die Versuchsergebnisse des Vergleichs der drei Fadenmaterialien werden in **Tabelle 3.3** dargestellt. Die statistische Auswertung wird im Appendix aufgeführt (siehe **Tabelle A.5**).

Ergebnisse	Nahtmaterial, porcine Sehnen		
Versuchsgruppen	FiberWire [©] $n = 12$	Ethibond [©] $n = 12$	Ti-Cron [©] $n = 12$
Überlappungslänge in mm	27,5 (1,0)	27,2 (0,9)	27,3 (0,8)
Querschnitt Sehnen nativ in mm²	10,4 (2,0)	11,3 (3,4)	11,0 (3,2)
Bulk ratio in %	142,4 (24,8)	131,1 (21,6)	125,3 (25, 5)
Steifigkeit in N/mm	33,5 (5,9)	32,5 (6,1)	34,0 (7, 1)
Primäre Versagenslast in N	171,0 (32,3)	178,6 (38, 8)	168,7 (27,2)
Grenzlast in N	171,1 (32,2)	179,4 (38, 0)	170,6 (26,6)

Tabelle 3.3: Ergebnisse: Variation des Nahtmaterials an porcinen Sehnen

Im ersten Teil der Tabelle werden die gemessenen Längen und die Bulk ratio der Sehnen, im zweiten Teil werden die Ergebnisse der biomechanischen Testung aufgelistet. Es werden die Mittelwerte (Standardabweichungen) für die Versuchsgruppen in **WF**-Technik mit FiberWire[©], Ethibond[©] bzw. Ti-Cron[©]-Fäden, jeweils der Stärke 3-0, angegeben. In diesem Versuch gab es keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

3.2.2 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Auswertung der Messgrößen Überlappungslänge und der Vergleich der Bulk Ratios ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen. Auch der Vergleich von Steifigkeit, primärer Versagenslast und Grenzlast zeigte keine statistisch signifikanten Unterschiede auf (siehe **Tabelle A.5**, bzw. **Abbildung 3.5** und **Abbildung 3.6**).

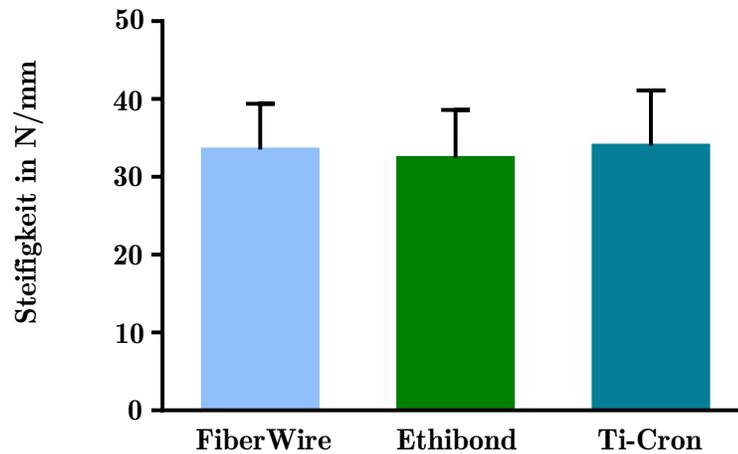


Abbildung 3.5: Steifigkeit in N/mm der Woven-Fridén (WF) Naht bei Verwendung unterschiedlicher Fäden (FiberWire[®], Ethibond[®] und Ti-Cron[®], jeweils der Stärke 3-0) im Versuch an porcinen Sehnen. Die Werte werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt. Zwischen den Versuchsgruppen wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt (bei $p \geq 0,05$).

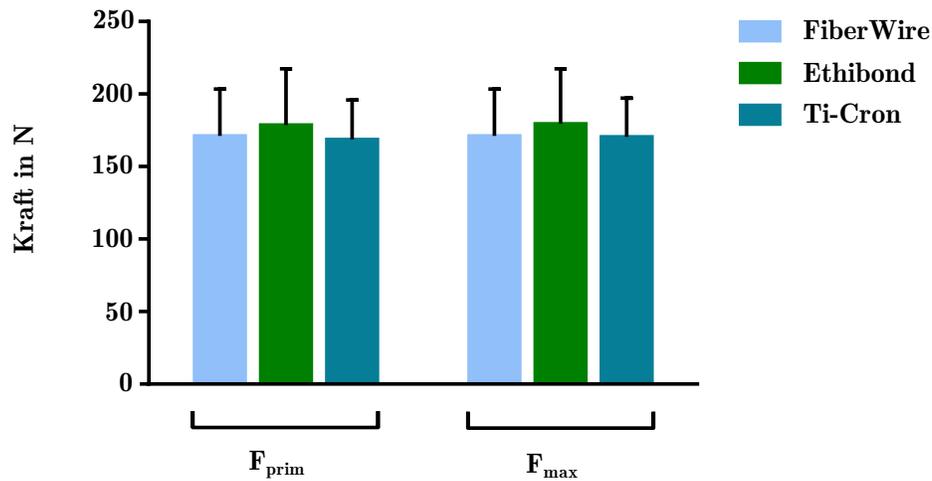


Abbildung 3.6: Primäre Versagenslast F_{prim} und Grenzlast F_{max} in N der Woven-Fridén (WF) Naht bei Verwendung unterschiedlicher Fäden (FiberWire[®], Ethibond[®] und Ti-Cron[®], jeweils der Stärke 3-0) im Versuch an porcinen Sehnen. Die Werte werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt. Zwischen den Versuchsgruppen wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt (bei $p \geq 0,05$).

3.3 Variation der Strecke des freien Sehnenendes

Im nachfolgenden Versuch wurden drei Versuchsgruppen verglichen, bei denen die Strecke des freien Sehnenendes variiert wurde (mit 2,5 mm, 5 mm bzw. 7,5 mm). Die Strecken der freien Sehnenenden wurden zusätzlich zu den sonstigen Parametern gemessen. Es wurden jeweils $n = 12$ Sehnennähte durchgeführt und unter Zugprüfung getestet, um die entsprechenden Werte für Steifigkeit, Grenzlast und primäre Versagenslast zu bestimmen.

3.3.1 Tabellarische Auflistung der Versuchsergebnisse

Die Ergebnisse des Versuches werden in [Tabelle 3.4](#) dargestellt. Die statistische Auswertung wird im Appendix aufgeführt (siehe [Tabelle A.6](#)).

Ergebnisse	Freies Sehnenende, porcine Sehnen		
Versuchsgruppen	2,5 mm $n = 12$	5,0 mm $n = 12$	7,5 mm $n = 12$
Freies Sehnenende in mm	2,2 (0,3)	5,0 (0,6)	7,4 (0,5)
Überlappungslänge in mm	26,7 (1,0)	27,2 (1,5)	27,3 (0,8)
Querschnitt Sehnen nativ in mm²	10,9 (2,1)	11,3 (2,3)	11,8 (2,9)
Bulk ratio in %	131,0 (21,5)	124,0 (24, 1)	124,0 (29, 2)
Steifigkeit in N/mm	31,9 (5,0)	32,9 (4, 6)	32,4 (4,4)
Primäre Versagenslast in N	158,8 (25,1)	170,0 (22, 7)	161,2 (22,2)
Grenzlast in N	159,1 (25,0)	172,7 (21, 4)	161,8 (22,1)

Tabelle 3.4: Ergebnisse: Variation des freien Sehnenendes an porcinen Sehnen

Im ersten Teil der Tabelle werden die gemessenen Längen und die Bulk ratio der Sehnen, im zweiten Teil werden die Ergebnisse der biomechanischen Testung aufgelistet. Es werden die Mittelwerte (Standardabweichungen) für die Versuchsgruppen in [WFE](#)-Technik mit 2,5 mm, 5 mm und 7,5 mm freiem Sehnenende, jeweils an Spender- und Empfängersehne, angegeben. In diesem Versuch wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt.

3.3.2 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die statistische Analyse sämtlicher Parameter ergab, dass zwischen den Versuchsgruppen keine statistisch signifikanten Unterschiede vorliegen. Die höchsten Mittelwerte in Bezug auf die Grenzlast erzielte die Gruppe mit 5 mm freiem Sehnenende. Dies schien das „Optimum“ einer Verteilungskurve darzustellen (siehe [Abbildung 3.8](#)). Mit p -Werten von $p = 0,32$ beim Vergleich von 2,5 mm und 5 mm freiem Sehnenende bzw. $p = 0,48$ beim Vergleich von 5 mm und 7,5 mm freiem Sehnenende war der beschriebene Effekt jedoch nicht statistisch signifikant (siehe [Tabelle A.6](#)).

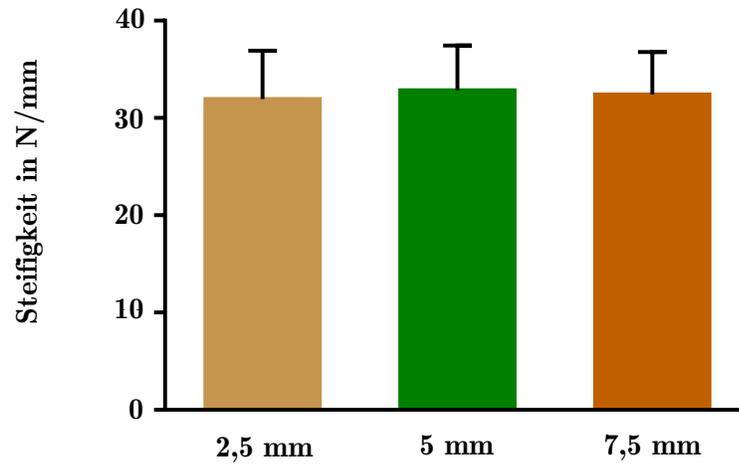


Abbildung 3.7: Steifigkeit in N/mm der Woven-Fridén (WF) Naht bei variabler Strecke der Stichsetzung (mit 2,5 mm, 5 mm bzw. 7,5 mm freiem Sehnenende sowohl bei der Spender- als auch bei der Empfängersehne) im Versuch an porcinen Sehnen. Die Werte werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt. Zwischen den Versuchsgruppen wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt (bei $p \geq 0,05$).

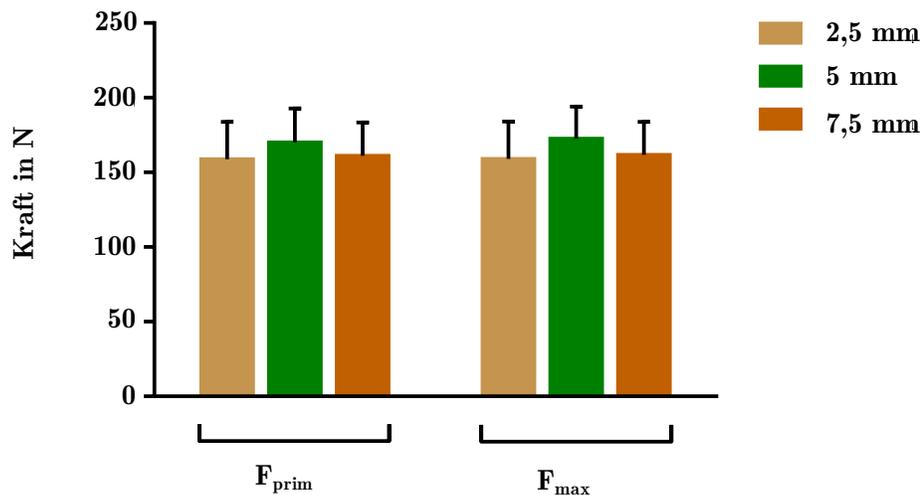


Abbildung 3.8: Primäre Versagenslast F_{prim} und Grenzlast F_{max} in N der Woven-Fridén (WF) Naht bei variabler Strecke Stichsetzung (mit 2,5 mm, 5 mm bzw. 7,5 mm freiem Sehnenende sowohl bei der Spender- als auch bei der Empfängersehne) im Versuch an porcinen Sehnen. Die Werte werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt. Zwischen den Versuchsgruppen wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt (bei $p \geq 0,05$).

3.4 Variation der Überlappung an porcinen und humanen Sehnen

Die nachfolgend beschriebenen Versuche dienten dazu, den Einfluss der Überlappungslänge von Spender- und Empfängersehne auf die Stabilität und die Kraftübertragung der **WF**-Sehennähte zu untersuchen. Im Versuch an porcinen Sehnen wurden drei Gruppen mit jeweils 12 Proben für 1,5 cm und 3 cm Überlappung verglichen; Für die Versuchsgruppe mit 5 cm Überlappung wurden 4 Proben in die Bewertung eingeschlossen.

Beim Versuch an humanen Sehnen wurden drei Versuchsgruppen mit 1,5 cm, 2 cm und 3 cm Überlappung verglichen. Die Gruppe mit 3 cm Überlappung bestand aus denselben Proben, wie für den zuvor durchgeführten Versuch verwendet wurden (siehe **Abschnitt 3.1**). Für 2 cm und 3 cm Überlappung wurden jeweils $n = 10$ Proben in die Bewertung eingeschlossen, für 1,5 cm Überlappung wurden $n = 9$ Nähte getestet. Im Zuge des Versuches an humanen Sehnen sollte insbesondere die Frage beantwortet werden, ab welcher minimalen Sehnenüberlappung eine ausreichende Stabilität für das Nahtkonstrukt gegeben ist.

3.4.1 Probenausschluss

Im Zuge des Versuches an porcinen Sehnen kam es bei den Proben mit 5 cm Überlappung vermehrt zum Riss der Sehnen an der Einspannung der Zugprüfmaschine. Die Sehennähte selbst zeigten zu diesem Zeitpunkt noch keine Zeichen des Versagens. Um die Kraft, bei der mit einem Versagen der Naht zu rechnen ist, besser beurteilen zu können, wurde die Versuchsgruppe von $n = 12$ zunächst auf $n = 24$ erweitert. Von allen Proben der Versuchsgruppe kam es bei vier Proben zum Versagen im Bereich der Naht, bei den restlichen 20 Proben sind die Sehnen an der Einspannung gerissen. Sämtliche Sehnen, bei denen es zum Versagen im Bereich der Einspannung kam, wurden von der Auswertung des Versuches ausgeschlossen.

3.4.2 Tabellarische Auflistung der Versuchsergebnisse

Die Ergebnisse des Vergleiches der drei Überlappungslängen an porcinen bzw. an humanen Sehnen werden in **Tabelle 3.5** und **Tabelle 3.6** dargestellt. Die statistische Auswertung kann dem Appendix entnommen werden (siehe **Tabelle A.7** und **Tabelle A.8**).

Ergebnisse	Überlappungslängen, porcine Sehnen		
Versuchsgruppen	1,5 cm $n = 12$	3 cm $n = 12$	5 cm $n = 4$
Überlappungslänge in mm	13,5 (1, 2) ^a	26,9 (1, 0) ^b	44,5 (2, 2) ^c
Querschnitt Sehnen nativ in mm²	11,9 (2,8)	14,3 (3,8)	12,6 (3,0)
Bulk ratio in %	130,4 (21,6)	108,5 (25, 3)	112,6 (34,2)
Steifigkeit in N/mm	14,6 (3, 5) ^a	25,4 (2, 6) ^b	31,0 (3, 0) ^c
Primäre Versagenslast in N	61,0 (13, 0) ^a	180,5 (24, 3) ^b	338,7 (20, 6) ^c
Grenzlast in N	61,9 (13, 4) ^a	183,2 (21, 5) ^b	338,7 (20, 6) ^c

Tabelle 3.5: Ergebnisse: Variation der Überlappungsstrecke an porcinen Sehnen

Im ersten Teil der Tabelle werden die gemessenen Längen und die Bulk ratio der Sehnen, im zweiten Teil werden die Ergebnisse der biomechanischen Testung aufgelistet. Für die Versuchsgruppen in **WF**-Technik mit 1,5 cm, 3 cm und 5 cm Überlappung von Spender- und Empfängersehne werden die Mittelwerte (Standardabweichungen) angegeben. Unterschiedliche hochgestellte Ziffern weisen auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen hin.

Ergebnisse	Überlappungslängen, humane Sehnen		
Versuchsgruppen	1,5 cm $n = 9$	2 cm $n = 10$	3 cm $n = 10$
Überlappungslänge in mm	14,3 (0, 3) ^a	18,4 (0, 6) ^b	27,2 (0, 9) ^c
Querschnitt Sehnen nativ in mm²	15,6 (3,1)	18,4 (6,2)	15,2 (5,2)
Bulk ratio in %	136,8 (15,6)	131,0 (27, 4)	142,8 (23,2)
Steifigkeit in N/mm	27,9 (2, 6) ^a	28,9 (4, 0) ^a	38,9 (5, 7) ^b
Primäre Versagenslast in N	118,5 (14, 9) ^a	214,3 (55, 5) ^b	330,2 (73, 0) ^c
Grenzlast in N	123,3 (17, 7) ^a	216,6 (55, 2) ^b	352,5 (77, 8) ^c

Tabelle 3.6: Ergebnisse: Variation der Überlappungsstrecke an humanen Sehnen

Im ersten Teil der Tabelle werden die gemessenen Längen und die Bulk ratio der Sehnen, im zweiten Teil werden die Ergebnisse der biomechanischen Testung aufgelistet. Für die Versuchsgruppen in **WF**-Technik mit 1,5 cm, 2 cm und 3 cm Überlappung von Spender- und Empfängersehne werden die Mittelwerte (Standardabweichungen) angegeben. Unterschiedliche hochgestellte Ziffern weisen auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen hin.

3.4.3 Hervorhebung relevanter Ergebnisse

Stauchung der Sehnen in Abhängigkeit von der Überlappungslänge

Die gemessene Überlappungslänge der Sehnennähte gibt Aufschluss darüber, wie stark die Sehnen durch die Naht gestaucht wurden. Bei den Proben an porcinen Sehnen wurde die Überlappung im Mittel um 1,5 mm (bei 1,5 cm Überlappung), um 3,1 mm (bei 3 cm Überlappung) und um 5,6 mm (bei 5 cm Überlappung) gestaucht. Bei den Proben an humanen Sehnen nahm die Überlappung im Mittel um 1 mm (bei 1,5 cm Überlappung), um 2 mm (bei 2 cm Überlappung) bzw. um 3 mm (bei 3 cm Überlappung) ab.

Steifigkeit bei variabler Überlappungsstrecke

Bei der Analyse der Steifigkeit für Nähte mit variabler Überlappung zeigten sich folgende Zusammenhänge (siehe [Abbildung 3.9](#)): Die Versuchsgruppen mit der größten Überlappungsstrecke wiesen stets auch die größten Mittelwerte der Steifigkeit auf. Die Gruppen mit der kürzesten Überlappung wiesen die geringste Steifigkeit auf. Beim Versuch an porcinen Sehnen bestanden statistisch signifikante Unterschiede zwischen allen Versuchsgruppen, beim Versuch an humanen Sehnen wies die Versuchsgruppe mit 3 cm Überlappung eine signifikant höhere Steifigkeit auf als die beiden Versuchsgruppen mit 1,5 cm bzw. mit 2 cm Überlappungsstrecke.

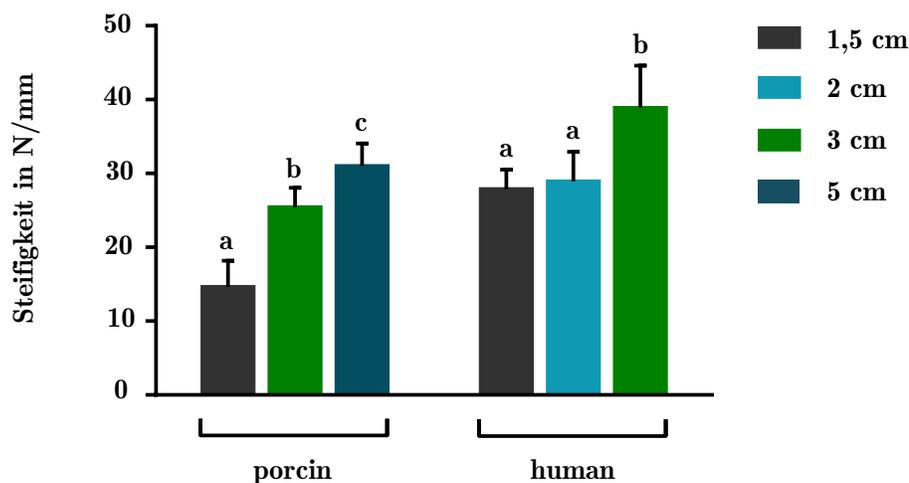


Abbildung 3.9: Steifigkeit in N/mm der Woven-Fridén (WF) Naht bei variabler Überlappungsstrecke (1,5 cm, 2 cm, 3 cm bzw. 5 cm) im Versuch an porcinen bzw. an humanen Sehnen. Die Werte werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt. Unterschiedliche Buchstaben über den Balken indizieren statistisch signifikante Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen (mit $p < 0,05$).

Primäre Versagenslast und Grenzlast bei variabler Überlappungsstrecke

Bei allen Versuchsgruppen unterschieden sich die Mittelwerte mit Standardabweichungen der primären Versagenslast nur geringfügig von den Werten der Grenzlast (siehe [Abbildung 3.10](#)). Sowohl im Versuch an porcinen Sehnen, als auch im Versuch an humanen Sehnen waren die Mittelwerte der primären Versagenslast und der Grenzlast am höchsten bei maximaler Überlappungsstrecke. Die niedrigsten Mittelwerte erzielten die Versuchsgruppen mit minimaler Überlappung. In beiden Versuchen wurden statistisch signifikante Unterschiede zwischen allen drei Gruppen festgestellt.

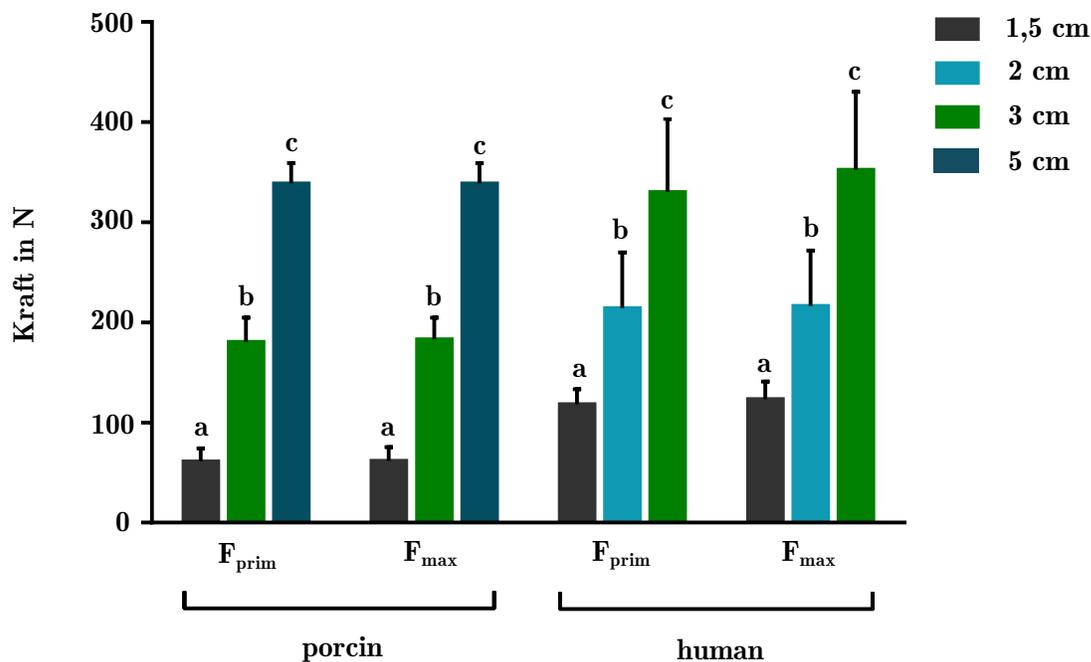


Abbildung 3.10: Primäre Versagenslast F_{prim} und Grenzlast F_{max} in [N](#) der Woven-Fridén ([WF](#)) Naht bei variabler Überlappungsstrecke (1,5 cm, 2 cm, 3 cm bzw. 5 cm) im Versuch an porcinen bzw. an humanen Sehnen. Die Werte werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt. Unterschiedliche Buchstaben über den Balken indizieren statistisch signifikante Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen (mit $p < 0,05$).

3.5 Testung nativer Sehnen

Ergänzend wurde ein weiterer Versuch durchgeführt, bei dem keine Sehnennähte, sondern native Sehnen getestet wurden. Die biomechanischen Eigenschaften der nativen Sehnen, insbesondere die Steifigkeit und die Grenzlast, sind im Rahmen der Diskussion interessant. Die Mittelwerte der Sehnennähte können somit in Relation zu den Mittelwerten der nativen Sehnen gesetzt werden. Getestet wurden $n = 12$ porcine und $n = 10$ humane Sehnen. Die Versuchsbedingungen der Zugprüfung waren identisch zu den Versuchen mit Sehnennähten.

3.5.1 Tabellarische Auflistung der Versuchsergebnisse

Die Ergebnisse der Testung nativer Sehnen werden in [Tabelle 3.7](#) dargestellt.

Ergebnisse	Native Sehnen	
	<i>porcin</i> $n = 12$	<i>human</i> $n = 10$
Sehnen		
Querschnitt Sehnen nativ in mm^2	5,4 (3,1)	6,9 (1,4)
Steifigkeit in N/mm	53,6 (14,8)	62,6 (7,6)
Primäre Versagenslast in N	316,8 (103,6)	433,7 (73,6)
Grenzlast in N	326,3 (113,0)	434,8 (75,3)

Tabelle 3.7: Ergebnisse: Testung nativer porciner und humaner Sehnen

Im ersten Teil der Tabelle werden die gemessenen Kaliber der Sehnen, im zweiten Teil werden die Ergebnisse der biomechanischen Testung aufgelistet. Es werden die Mittelwerte (Standardabweichungen) für die Testung nativer Sehnen vom Schwein (*porcin*) bzw. vom Menschen (*human*) angegeben.

3.5.2 Art des Versagens

Bei den porcinen Sehnen kam es nur bei drei der 12 Sehnen mittig zwischen den Klemmen zum Riss (bei im Mittel 311,2 N), sieben Sehnen rissen nahe der Einspannung (im Mittel bei 337,4 N), zwei Sehnen rissen innerhalb der Einspannung und rutschten danach aus dieser heraus (im Mittel bei 310,0 N). Die Einspannung diente demnach als „Sollbruchstelle“ und führte ggf. zu einem vorzeitigen Versagen. Bei der Testung nativer humaner Sehnen kam es bei acht von 10 Proben zum Riss an der Einspannung. Nur zwei Proben rissen mittig zwischen den Klemmen. Bei vorangegangenen Versuchen galt ein Riss im Bereich der Einspannung als Ausschlusskriterium. Da in diesem Versuch der Großteil der Proben auf diese Art versagt hat und es keine andere „Sollbruchstelle“ gab, wurden die entsprechenden Proben nicht ausgeschlossen.

3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Der folgende Abschnitt dient der kurzen Zusammenfassung der Versuchsergebnisse.

- **Nahttechniken:** Beim Vergleich der Nahttechniken an porcinen Sehnen zeigte sich, dass die **WF**-Naht, eine Modifikation der **ER**-Nahttechnik, höhere Mittelwerte in Bezug auf die Steifigkeit und signifikant höhere Werte in Bezug auf die Grenzlast aufwies [54]. Im Versuch an humanen Sehnen wies die **WF**-Nahttechnik ebenfalls die höchsten Mittelwerte für Grenzlast und Steifigkeit auf, allerdings ohne statistisch signifikante Unterschiede zu **ER**. Basierend auf diesen Ergebnissen wurde in nachfolgenden Versuchen die **WF**-Modifikation durchgeführt.
- **Nahtmaterial:** Des Weiteren sollte untersucht werden, welchen Einfluss unterschiedliches Fadenmaterial auf die Eigenschaften der Sehnennaht hat. Bei der Durchführung und biomechanischen Testung der **WF**-Naht mit den Fäden Ethibond[©], Ti-Cron[©] und FiberWire[©] wies die Versuchsgruppe mit Ti-Cron[©] die höchste mittlere Steifigkeit auf, die Gruppe mit Ethibond[©] wies die größte Stabilität auf. Die beschriebenen Unterschiede waren allerdings nicht statistisch signifikant.
- **Freies Sehnenende:** In einem weiteren Experiment wurde die Strecke der Stichsetzung variiert. Die Versuchsgruppe mit 5 mm freiem Sehnenende wies die höchsten Mittelwerte für Steifigkeit, primäre Versagenslast und Grenzlast auf. Allerdings wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt.
- **Überlappungslänge:** Beim Vergleich verschiedener Überlappungslängen zeigte sich sowohl an porcinen als auch an humanen Sehnen folgender Zusammenhang: Bei steigender Überlappungslänge der Spender- und Empfängersehne nahmen sowohl Belastbarkeit als auch Steifigkeit der Sehnennaht zu. Bei beiden Versuchen zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen allen Gruppen in Bezug auf die primäre Versagenslast und die Grenzlast. Den höchsten Mittelwert wies jeweils die Gruppe mit der größten Überlappung auf.

4

Diskussion

Nachdem die Versuchsergebnisse im vorangegangenen Abschnitt der Arbeit vorgestellt wurden, werden die Ergebnisse im Folgenden interpretiert. Dabei wird die Relevanz der Ergebnisse für die klinische Anwendung bewertet. Im Anschluss wird die Methodik der Versuche diskutiert. Die Vor- und Nachteile der Versuchsbedingungen sowie die mögliche Beeinflussung der Versuchsergebnisse werden beleuchtet.

4.1 Gegenüberstellung der drei Nahttechniken

Zunächst wurden die drei Sehnennahttechniken **PT**, **FR** und **WF** miteinander verglichen [54]. Hierfür wurden zunächst porcine Strecksehnen und im Anschluss humane Beugesehnen vernäht. Die Ergebnisse beider Versuche sollen im Folgenden kritisch beleuchtet und miteinander verglichen werden. Zunächst wird die Veränderung von Durchmessern und Überlappungslängen der Sehnen durch die Nähte diskutiert, im Anschluss werden die Ergebnisse der Bulk ratio und der Steifigkeit in den klinischen Kontext gesetzt. Die vermutete Ursache für das Verhalten der Sehnen beim Versagen wird benannt und es wird über mögliche Ursachen für die größere Stabilität der **WF**-Naht im Vergleich zu den anderen Nahttechniken diskutiert.

4.1.1 Stauchung der Sehnen durch die Nähte

Bei allen Versuchsgruppen konnte beobachtet werden, dass die mittlere Bulk ratio größer als 100% war [54]. Demnach war der mittlere Querschnitt im Bereich der Naht größer als die Summe der Querschnitte nativer Sehnen. Dies deckt sich mit der Beobachtung, dass die Länge der Sehnenüberlappung durch die Naht abnahm und die Sehnen gestaucht wurden. Der beschriebene Zusammenhang soll durch folgende Überlegung veranschaulicht werden:

Die Sehnen ähneln im Bereich ihrer Überlappung dem geometrischen Körper des Zylinders mit Grundfläche A und Höhe h . Für das Volumen V eines Zylinders gilt die Gleichung 4.1.

$$V = A \cdot h \quad (4.1)$$

Das Volumen der Sehnen bleibt vor und nach Ausführung der Naht gleich. Wenn durch die Naht die Überlappungslänge der Sehnen, vergleichbar mit der Höhe h des Zylinders, abnimmt, so muss die Querschnittsfläche der Sehnen, entsprechend der Grundfläche A des Zylinders, zunehmen.

Wie bereits beschrieben, war die gemessene Stauchung der PT -Sehennähte nach vollzogener Naht am höchsten. Die porcinen Sehnen wurden um ca. 20 % der Überlappungslänge gestaucht. Demgegenüber war die Bulk ratio bei der PT -Naht (mit ca. 158% an porcinen und ca. 169 % an humanen Sehnen) am höchsten. Bei den Techniken ER und WF wurden die Sehnen dagegen nur um ca. 10% ihrer Überlappungslänge gestaucht, die Bulk ratio war dabei mit Mittelwerten von 113 % bis 143 % deutlich niedriger [54].

Ein hoher Wert der Bulk ratio bedeutet, dass der Querschnitt der Sehnen durch die Naht stark zunimmt [48]. Für den physiologischen Heilungsprozess ist dies jedoch nicht zuträglich. Durch den größeren Querschnitt ist auch die Reibung zwischen Sehne und umliegendem Gewebe gesteigert. Dies führt zu vermehrter Narbenbildung und zu Verwachsungen im Bereich der Sehennaht, die die muskuläre Funktion beeinträchtigen [72]. Da bei ER und WF die niedrigsten Bulk ratios gemessen wurden, bieten diese Techniken bessere Voraussetzungen für die Gleitfähigkeit der Sehnen nach Vernähung sowie für die Heilung ohne Bildung von starken Verwachsungen [54, 72].

4.1.2 Bedeutung der Ergebnisse der Steifigkeit für die Kraftübertragung

Die gemessenen signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Steifigkeit zwischen den Sehennähten nach PT und nach ER entsprechen den Angaben der Literatur [40, 69]. Demnach ermöglicht die Seit-zu-Seit-Naht nach ER eine bessere Übertragung der wirkenden Kräfte auf den Ansatzpunkt der Sehne als die Durchflechtungnaht nach PT . Unsere Ergebnisse zeigen, dass die WF -Nähte in beiden Versuchen ähnlich hohe Werte der Steifigkeit erzielten wie die ER -Nähte. Die WF -Nahttechnik ist demnach gleichermaßen für eine effiziente Kraftübertragung geeignet [54].

4.1.3 Belastbarkeit der Nähte verschiedener Techniken

Zunächst sollen die Absolutwerte der Parameter Grenzlast bzw. primäre Versagenslast der unterschiedlichen Sehnen miteinander verglichen werden. Im Anschluss werden die Ergebnisse der Nahttechniken interpretiert.

Vergleich der Belastbarkeit zwischen porcinen und humanen Sehnen

Bei porcinen Strecksehnen wurden insgesamt niedrigere Absolutwerte der Belastbarkeit gemessen. Die Mittelwerte der drei Nahttechnik-Gruppen reichen von ca. 120 N bis zu ca. 195 N für die Parameter der primären Versagenslast und der Grenzlast [54]. Bei humanen Beugesehnen sind die gemessenen Mittelwerte deutlich höher: Sie reichen von ca. 215 N bis zu ca. 350 N für die primäre Versagenslast und die Grenzlast der drei Nahttechnik-Gruppen. Die humanen Beugesehnen in Thiel-Fixierung sind damit stabiler als die porcinen Sehnen. Dies deckt sich mit dem vermuteten Einfluss der unterschiedlichen Konservierungsmethoden. Durch den einmaligen Gefrierzyklus der porcinen Sehnen wurde von einer geringeren mittleren Grenzlast im Vergleich zur Grenzlast frischer Sehnen ausgegangen [56]. Eine Veränderung der Grenzlast Thiel-fixierter Sehnen im Vergleich zu frischen Sehnen wurde nicht erwartet [58]. Eine noch größere Rolle spielten vermutlich die Kaliber der Sehnen: Beim Vergleich der Nahttechniken betrug der mittlere Gesamtquerschnitt der beiden nativen Sehnen bei den porcinen Sehnen $11,5 \text{ mm}^2$, bei den humanen Sehnen betrug der mittlere Gesamtquerschnitt der nativen Sehnen dagegen $16,4 \text{ mm}^2$ [54]. Die Sehnen mit größerem Kaliber wiesen folglich auch eine größere Belastbarkeit auf. Neben den höheren Absolutwerten wurde bei den humanen Sehnen auch eine höhere Standardabweichung festgestellt. Sie reichte von ca. 45 N bis zu ca. 75 N bei der primären Versagenslast und der Grenzlast der humanen Sehnen, bei den porcinen Sehnen waren die Abweichungen mit ca. 30 N bis zu ca. 40 N deutlich geringer [54]. Es stellt sich die Frage, warum die Standardabweichung der Sehnenkaliber bei den humanen Sehnen deutlich größer ist als bei porcinen Sehnen. Ursächlich sind vermutlich die Bedingungen, unter denen die Individuen, von denen die Sehnen stammen, gelebt haben und gestorben sind. Die porcinen Sehnen stammen von Schweinen, die unter vergleichbaren Bedingungen aufgewachsen sind und in einem ähnlichen Alter geschlachtet wurden. Es ist daher nachvollziehbar, dass die Schweinesehnen einheitlicher in Größe und Belastbarkeit sind, als die menschlichen Sehnen.

Vergleich der Belastbarkeit der drei Nahttechniken

In der Literatur sind statistisch signifikante Unterschiede der Grenzlast und der primären Versagenslast zwischen den Nahttechniken nach **FR** und nach **PT** beschrieben [40, 41]. Diese signifikanten Unterschiede konnten in beiden Versuchen repliziert werden [54]. Für die **WF**-Modifikation wurden in beiden Versuchen (an porcinen und an humanen Sehnen) im Mittel die höchsten Grenzlastwerte gemessen. Im Versuch an porcinen Sehnen waren die Ergebniswerte für die **WF**-Gruppe signifikant höher als die Werte der **PT**- und der **FR**-Gruppe [54]. Im Versuch an humanen Sehnen bestand ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der **WF**- und der **PT**-Technik.

Dass sich der signifikante Unterschied zwischen der Seit-zu-Seit-Naht nach Fridén und ihrer Modifikation im Versuch mit humanen Sehnen nicht replizieren ließ, kann verschiedene Ursachen haben: Zunächst spielt das Kaliber der Sehnen, an denen die Nähte ausgeführt wurden, eine Rolle: Im Versuch an Schweinesehnen hatte die **WF**-Gruppe die Sehnen mit dem größten Kaliber (mittlerer Gesamtquerschnitt der Sehnen von $12,1 \text{ mm}^2$), während

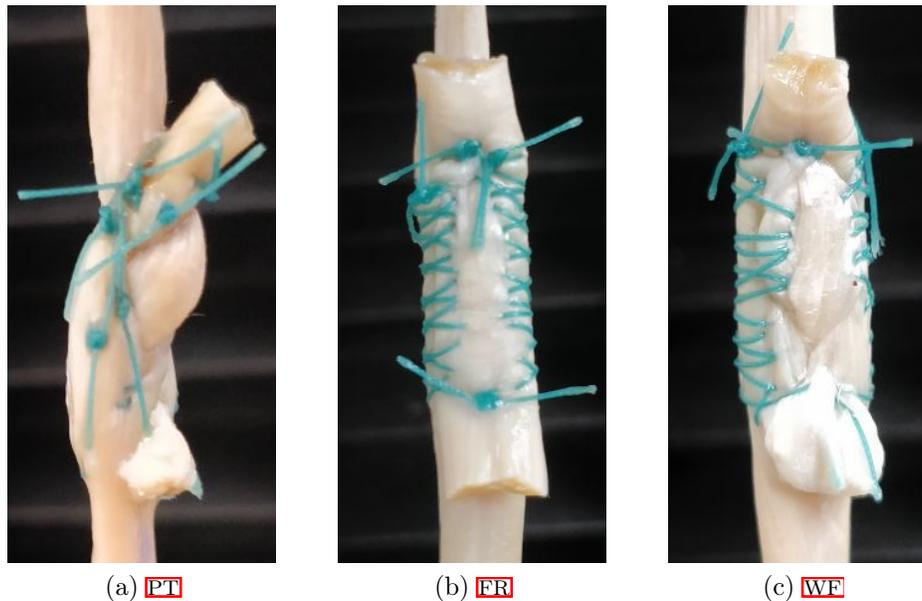


Abbildung 4.1: Sehnennähte in den Techniken Pulvertaft (PT), Fridén (FR) und Woven-Fridén (WF) an humanen Sehnen.

die FR-Gruppe die Sehnen mit dem kleinsten Kaliber hatte (mittlerer Gesamtquerschnitt der Sehnen von $10,9 \text{ mm}^2$) [54]. Dies stellt zwar keinen signifikanten Unterschied dar, bietet der WF-Gruppe dennoch einen minimalen Vorteil für die Belastbarkeit der Nähte. Im Versuch an humanen Sehnen waren die Ausgangsbedingungen gegenteilig: Für die Nähte der FR-Gruppe wurden Sehnen mit dem größten mittleren Gesamtquerschnitt verwendet (mit $23,1 \text{ mm}^2$), während für die WF-Gruppe Sehnen mit dem niedrigsten mittleren Gesamtquerschnitt (von $21,2 \text{ mm}^2$) verwendet wurden. Auch hier war der Unterschied der Querschnitte zwar nicht signifikant, diente aber als geringfügiger „Wettbewerbsvorteil“ für die FR-Gruppe. Die beschriebenen Schwankungen der Sehnenskaliber könnten dazu geführt haben, dass der Unterschied in der Belastbarkeit der beiden Nahttechniken im Versuch an porcinen Sehnen etwas stärker ausgefallen ist, als er es bei Sehnen von identischem Kaliber gewesen wäre; Im Versuch an humanen Sehnen wurde der Effekt dagegen abgemildert.

Neben dem Sehnenskaliber könnte auch die Standardabweichung der Gruppen einen Einfluss auf die veränderten Signifikanzen gehabt haben: Bei porcinen Sehnen mit einer verhältnismäßig geringen Standardabweichung der Grenzlast von $28,1 \text{ N}$ bzw. $31,5 \text{ N}$ bei FR und WF bestand ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen [54]. Beim Versuch an humanen Sehnen mit Standardabweichungen von $56,6 \text{ N}$ bzw. von $77,8 \text{ N}$ war der Unterschied zwischen FR und WF nicht statistisch signifikant.

Mögliche Ursachen für die größere Stabilität der Woven-Fridén-Naht

Für die WF-Naht wurden, sowohl im Versuch mit porcinen, als auch im Versuch mit humanen Sehnen, die höchsten Mittelwerte in Bezug auf die primäre Versagenslast und die

Grenzlast gemessen [54]. Im Folgenden soll die chirurgische Ausführung der Naht genauer betrachtet werden, um mögliche Ursachen für die hohe Belastbarkeit der WF-Nähte auszumachen.

Zunächst soll die Rolle der Durchflechtungen beurteilt werden. Es könnte vermutet werden, dass die Sehnen als erstes im Bereich der Inzision mit Durchflechtung aufreißen. Die Empfängersehne, die inzidiert wurde, war jedoch nur in Einzelfällen die Sehne, die im Zuge der Kraftbelastung ausfranst. Meist blieb sie intakt. Stattdessen wurde die dünnere Spendersehne durch den Faden longitudinal aufgespalten. Eine größere Anzahl von Durchflechtungen ist folglich nicht ursächlich für eine geringere Stabilität des Nahtkonstruktes. Vermutlich wird jedoch bei mehreren Durchflechtungen die Belastung einwirkender Zugkräfte gleichmäßiger auf die Strecke der Überlappung verteilt. Eine größere Anzahl an Durchflechtungen, wie sie bei WF im Vergleich zu FR vorliegt, scheint daher vorteilhaft für die Stabilität der Naht zu sein [54].

Neben den Durchflechtungen spielt auch die Stichsetzung eine entscheidende Rolle für die Stabilität der Naht. Bei der PT-Naht werden Matratzennähte verwendet. Die Fäden verlaufen hier im 90° Winkel zur Richtung der Zugkraft. Unter Zug erfolgt die Belastung punktuell an den Einstichstellen. Durch die Fäden kommt es früh zu Scherkräften auf die Sehnen, so dass diese aufgespalten werden. Außerdem kann die Kraft nicht gleichmäßig auf die gesamte Strecke der Überlappung verteilt werden. Diejenige Matratzennaht, die bei der PT-Technik unter größter Spannung steht, schneidet die Sehne als erste ein. Dagegen kann die fortlaufende Kreuzstichnaht, die für FR und WF verwendet wurde, mit einer Feder verglichen werden. Kommt es zur Zugbelastung, dehnt sich die Feder und die wirkenden Kräfte können gleichmäßig auf die gesamte Länge des Fadens verteilt werden. Erst wenn sich die Sehne stärker dehnt als der Faden, oder umgekehrt, kommt es zum Einschneiden des Fadens in das Sehngewebe. Dadurch wird die Sehne aufgespalten und reißt aus. Somit können fortlaufende Kreuzstiche eine gleichmäßigere Kraftübertragung ermöglichen als Matratzennähte [54].

Zusammenfassend ist die neu entwickelte Modifikation die erste Nahttechnik für Sehnentransfers, die in biomechanischen Versuchen eine höhere Belastbarkeit als die Techniken PT und FR aufgewiesen hat. Sie hat das Potential, die etablierten Techniken als neuer technischer Standard für den operativen Sehnentransfer abzulösen [54].

4.2 Einfluss verschiedener Fadenmaterialien auf die Stabilität der WF-Naht

Im Folgenden wird zunächst eine Zusammenfassung der Literatur gegeben, die sich mit den Eigenschaften von nicht resorbierbarem chirurgischen Nahtmaterial befasst. Im Anschluss werden die Ergebnisse des eigens durchgeführten Experiments mit verschiedenem Nahtmaterial diskutiert.

In biomechanischen Studien, in denen Nahtmaterial getestet und verglichen wurde, wiesen Fäden auf Polyethylenbasis, wie FiberWire[®] und Ti-Cron[®], eine höhere Stabilität auf als Fäden aus geflochtenem Polyester, wie Ethibond[®] [52, 73-75]. Wurden Sehnen mit dem entsprechenden Fadenmaterial vernäht und anschließend auf ihre Belastbarkeit getestet, so versagte die Sehne meist noch bevor der Faden zu Schaden kam [74, 76].

In den eigens erhobenen Versuchsergebnissen wiesen Sehnennähte mit Ethibond[®], laut Literatur der Faden mit der geringsten Stabilität, die höchste Belastbarkeit auf. Sehnennähte mit FiberWire[®], laut Literatur dem Faden mit der höchsten Stabilität, versagten bei geringerer Zugkraft [52, 73-75]. Ähnliche Zusammenhänge wurden in Bezug auf die Steifigkeit festgestellt: Während in der Literatur FiberWire[®]-Fäden eine höhere Steifigkeit aufweisen als Ti-Cron[®]-Fäden, verhielt es sich mit den Sehnennähten gegenteilig: Die Sehnennähte der FiberWire[®]-Gruppe wiesen die niedrigste mittlere Steifigkeit auf, die Ti-Cron[®]-Gruppe wies dagegen die höchste Steifigkeit auf [75].

Werden in diesem Zusammenhang die elektronenmikroskopischen Aufnahmen der Fäden betrachtet, so fällt folgendes auf: Während Ti-Cron[®] durch die Silikonbeschichtung eine ebenmäßige und glatte Oberfläche zeigt, ist die Oberfläche bei FiberWire[®] deutlich rauer und scharfkantiger (siehe [Abbildung 4.2](#)). Dies könnte dazu führen, dass die Sehnen, die mit FiberWire[®] vernäht wurden, (trotz der hohen Stabilität des Fadens) schneller zu Schaden kommen und bei einer geringeren Zugkraft reißen.

Zusammenfassend ist die Grenzlast der Fäden alleine nicht entscheidend für die Stabilität des Nahtkonstruktes. Es scheint vielmehr das Zusammenwirken von Faden und Sehne entscheidend zu sein. In den eigens erhobenen Versuchsergebnissen wies Ethibond[®] die höchste Grenzlast und Ti-Cron[®] die höchste Steifigkeit auf, die Unterschiede waren allerdings nicht statistisch signifikant. Demnach wird im Zuge dieser Arbeit keine Empfehlung ausgesprochen, welche Fäden sich für Nähte des Sehnentransfers in besonderer Weise eignen. Vielmehr obliegt die Entscheidung dem jeweiligen Chirurgen.

Es ist allerdings nicht zu vernachlässigen, dass die Nahtmaterialien sich im Hinblick auf ihre Kosten unterscheiden: Ein Faden Ethibond[®] mit 90cm Länge kostet ca. 15,14€, ein Ti-Cron-Faden mit 70cm Länge kostet ca. 10,85€ [77, 78]. Mit nur 45,7cm und ca. 16,83€ pro Stück ist FiberWire[®] dagegen der kürzeste und teuerste Faden [79].

Die erhobenen Ergebnisse und Beobachtungen bezüglich des Nahtmaterials sind begrenzt, da lediglich nicht-resorbierbares, polyfiles (bzw. im Falle von Ti-Cron[®] pseudomonofiles) Nahtmaterial verglichen wurde. Monofiles Nahtmaterial wurde nicht getestet, da für die Fäden eine niedrigere Steifigkeit und eine niedrigere Grenzlast der Nähte beschrieben wurde als für die hier getesteten Fäden [52, 74, 80, 81].

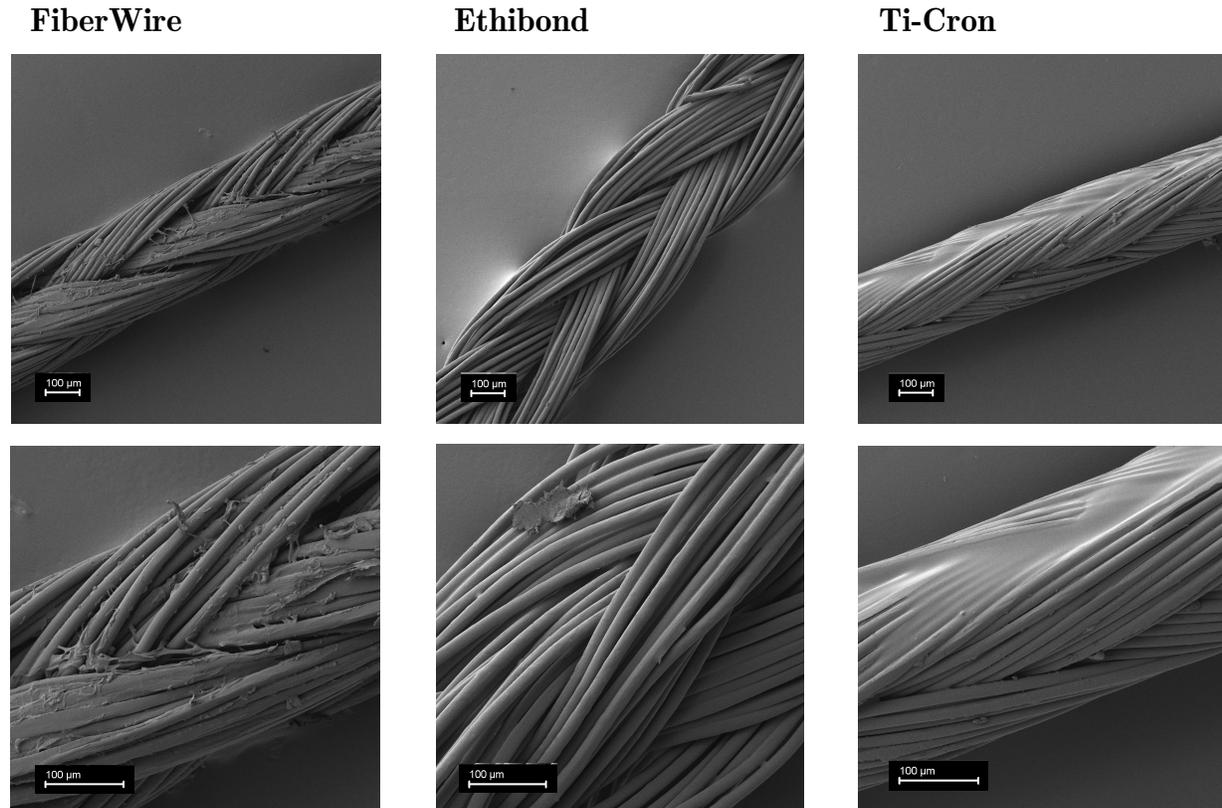


Abbildung 4.2: Rasterelektronenmikroskopische Abbildungen des Nahtmaterials Ethibond[®], FiberWire[®] und Ti-Cron[®] der Stärke 3-0, jeweils in zwei verschiedenen Vergrößerungen (Die Bilder wurden via Auftragsforschung von Prof. Dr. Klingl am Biozentrum der LMU München für diese Arbeit erstellt.)

Um resorbierbares mit nicht-resorbierbarem Nahtmaterial zu vergleichen eignet sich das *in vitro* Setting der Studie nicht. Hierfür bedürfte es einer *in vivo* Studie, um die Festigkeit der Sehnennähte im Verlauf, während die Fäden beginnen sich aufzulösen, beurteilen zu können [82, 83].

4.3 Einfluss der freien Sehnenenden auf die Stabilität der Sehnennähte

Im Zuge eines weiteren Versuches an porcinen Sehnen wurde die Strecke des freien Sehnenendes variiert. Verglichen wurden Sehnen mit beidseits ca. 2,5 mm, 5 mm und 7,5 mm freiem Sehnenende. Die Ergebnisse des Versuches werden im Folgenden diskutiert.

Weder bei dem Parameter der primären Versagenslast, noch bei der Grenzlast oder der Steifigkeit konnten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den drei Versuchsgruppen festgestellt werden. Die Annahme, dass das freie Sehnenende einen vulnerablen

Bereich des Nahtkonstruktes darstellt und die Stabilität der Naht durch die genannte Strecke beeinflusst wird, hat sich nicht bestätigt. Dementsprechend wird für die **WF**-Naht keine Empfehlung in Bezug auf die Stichsetzung ausgesprochen. In welchem Abstand zum Sehnenende die ersten Stiche gesetzt werden liegt im Ermessen des jeweiligen Chirurgen.

4.4 Variable Überlappungslängen der **WF**-Naht

Sowohl an porcinen als auch an humanen Sehnen wurden **WF**-Nähte bei variabler Sehnenüberlappung durchgeführt und verglichen. Im Folgenden werden die Ergebnisse der Grenzlast und der Steifigkeit zuerst für den Versuch an porcinen Sehnen diskutiert. Hierbei soll insbesondere der Zusammenhang zwischen der Überlappungstrecke und den Ergebniswerten analysiert werden. Im Anschluss werden die Ergebnisse des Versuches an humanen Sehnen diskutiert. Es soll die Frage beantwortet werden, welche minimale Überlappung von humanen Beugesehnen eine ausreichende Stabilität für motorische Ersatzoperationen bietet.

4.4.1 Steifigkeit der **WF**-Nähte variabler Überlappung

Die Relevanz der experimentell bestimmten Werte der Steifigkeit wird in diesem Abschnitt bewertet. Im Anschluss werden die mittleren Steifigkeiten der **WF**-Nähte variabler Überlappungen mit der Steifigkeit nativer Sehnen verglichen. Es wird sich darauf beschränkt, die Zusammenhänge für die humanen Sehnen zu beschreiben.

Die Steifigkeit *in vivo* entspricht nicht den experimentell gemessenen Werten der Steifigkeit. Im experimentellen Setting wurde nur ein 7 cm langer Sehnenabschnitt bestehend aus nativer Spendersehne, Nahtbereich und nativer Empfängersehne getestet. *In vivo* beträgt die Sehne mehr als nur 7 cm, sie ist in umgebende Strukturen eingebettet und endet nicht in starren Metallklammern sondern meist am Knochen und an dynamischem Muskelgewebe. Die ermittelten Steifigkeiten müssen demnach im Kontext des experimentellen Settings betrachtet werden. Dennoch erlauben die Ergebnisse einen Vergleich der Versuchsgruppen in Bezug auf die Effizienz der Kraftübertragung.

Beim Vergleich von **WF**-Nähten mit variabler Sehnenüberlappung nahm die Steifigkeit der Proben mit zunehmender Überlappung zu. Für 1,5 cm Überlappung wurde $27,9 \text{ N/mm}$, für 2 cm Überlappung wurde $28,9 \text{ N/mm}$ und für 3 cm Überlappung wurde $38,9 \text{ N/mm}$ als mittlere Steifigkeit gemessen. Dabei waren die Werte bei 1,5 cm bzw. bei 2 cm signifikant niedriger als bei 3 cm Sehnenüberlappung. Hier wurde die effizienteste Kraftübertragung gemessen. Insbesondere der Vergleich der Werte mit der ermittelten Steifigkeit nativer Sehnen ist interessant: diese betrug $62,8 \text{ N/mm}$ und war damit ca. doppelt so hoch wie die mittlere Steifigkeit aller **WF**-Nähte an humanen Sehnen.

Bei zunehmender Überlappung der Sehnen kann die Steifigkeit der Sehnennähte demnach gesteigert werden. Dennoch ist die Effizienz der Kraftübertragung bei vernähten Sehnen deutlich niedriger als bei nativen Sehnen.

4.4.2 Elastizitätsmodule von WF-Nähten variabler Überlappung

Die Elastizitätsmodule von WF-Nähten an humanen Sehnen werden im Folgenden in Relation zu den entsprechenden Überlappungsstrecken gesetzt. Die Werte lassen sich aus den experimentell ermittelten Steifigkeiten der WF-Nähte mit 1,5 cm, 2 cm und 3 cm Überlappung berechnen. Der Rechenweg wird im Folgenden erläutert. Im Anschluss werden die berechneten Werte tabellarisch aufgelistet.

Die experimentell gemessenen Werte der Steifigkeit entsprechen nicht der Steifigkeit der Sehnennaht sondern der Steifigkeit der gesamten Probe c_{ges} , die sich zwischen den Einspannklemmen befindet. Die Probe besteht aus der nativen Spendersehne (Sp), der Sehnennaht und der nativen Empfängersehne (Em). Somit liegt eine Reihenschaltung von drei elastisch verformbaren Körpern vor. Jeder Körper hat seine eigene Federkonstante c_{Sp} , c_{Naht} und c_{Em} . Der Zusammenhang der Federkonstanten wird durch Gleichung 4.2 beschrieben:

$$\frac{1}{c_{\text{ges}}} = \frac{1}{c_{\text{Sp}}} + \frac{1}{c_{\text{Naht}}} + \frac{1}{c_{\text{Em}}} \quad (4.2)$$

Um die Eigenschaften der WF-Nähte variabler Überlappungen noch besser vergleichen zu können, wurde für den Nahtbereich jeder Versuchsgruppe (für 1,5 cm, 2 cm und 3 cm Überlappung, Berechnung nach Gleichung 2.1 mit $x_{\text{Naht}1,5} = 4,3$ mm; $x_{\text{Naht}2} = 8,4$ mm; $x_{\text{Naht}3} = 17,2$ mm) zunächst die entsprechende Federkonstante c_{Naht} berechnet. Dafür wurde die Gleichung 4.2 nach c_{Naht} aufgelöst. Für c_{ges} wurde die experimentell bestimmte mittlere Steifigkeit der jeweiligen Versuchsgruppe eingesetzt. Die fehlenden Werte c_{Sp} und c_{Em} wurden mithilfe der Gleichung 4.3 berechnet.

Durch die Gleichung 4.3 wird der Zusammenhang zwischen der Federkonstante c und den Werten des Elastizitätsmoduls E , der Querschnittsfläche A und der Länge x der entsprechenden Feder beschrieben. Die Federkonstante ist demnach abhängig von der Länge und dem Querschnitt der Feder, während das Elastizitätsmodul die elastischen Eigenschaften des Materials unabhängig von Länge und Querschnitt angibt.

$$c = \frac{E \cdot A}{x} \quad (4.3)$$

Um zunächst c_{Sp} und c_{Em} zu berechnen, wurden folgende Werte verwendet: Die Elastizitätsmodule von Spender- und Empfängersehne entsprechen jeweils dem Elastizitätsmodul nativer Sehnen E_{nativ} . Der entsprechende Wert konnte auf Grundlage der Ergebnisse der Zugprüfung nativer Sehnen berechnet werden ($E_{\text{nativ}} = 637,1 \text{ N/mm}^2$). Die Querschnittsflächen A_{Sp} bzw. A_{Em} entsprechen den jeweiligen mittleren Querschnittsflächen der Spender- bzw. Empfängersehnen der Versuchsgruppen. Für die Längen x_{Sp} bzw. x_{Em} wurde von der Strecke zwischen den Einspannklemmen $x_{\text{ges}} = 70$ mm die Strecke der Stichsetzung x_{Naht} subtrahiert. Die übrige Strecke wurde durch zwei dividiert (siehe Gleichung 4.4).

$$x_{\text{Sp}} = x_{\text{Em}} = \frac{x_{\text{ges}} - x_{\text{Naht}}}{2} \quad (4.4)$$

Proben	WF – 1,5 cm	WF – 2 cm	WF – 3 cm
Federkonstante c in N/mm	44 ± 69	$42 \pm 12 \cdot 10^1$	$68 \pm 12 \cdot 10^1$
Elastizitätsmodul E in N/mm ²	$9,0 \pm 14$	15 ± 42	$55 \pm 12 \cdot 10^1$

Tabelle 4.1: Berechnete Federkonstanten c in N/mm und Elastizitätsmodule E in N/mm² mit jeweiligem Fehlerbereich. Es wurden drei Versuchsgruppen von Nähten an humanen Sehnen in Woven-Fridén-Technik (WF) mit verschiedenen Überlappungstrecken (1,5 cm, 2 cm und 3 cm) verglichen.

Auf Grundlage der beschriebenen Überlegungen konnten die Federkonstanten mit entsprechenden Elastizitätsmodulen der WF-Nähte verschiedener Überlappungen berechnet werden. Die entsprechenden Werte werden in Tabelle 4.1 aufgeführt.

Würden sich die mittels WF-Naht vernähten Sehnen in Bezug auf ihre biomechanischen und physikalischen Eigenschaften wie Federn verhalten, so wären folgende Zusammenhänge zu erwarten gewesen: Das Elastizitätsmodul aller drei Versuchsgruppen wäre ähnlich groß; die Materialeigenschaften (unabhängig von der Länge und der Querschnittsfläche der Feder) wären demnach konstant. Die Federkonstante, die abhängig von der Länge der Feder ist und sich umgekehrt proportional zu diesem Parameter verhält, würde bei gleicher Querschnittsfläche und zunehmender Länge abnehmen. Das hieße in der praktischen Anwendung, dass sich eine längere Feder gleichen Materials bei gleicher Krafteinwirkung stärker verformen und dehnen würde als eine kürzere Feder.

Entsprechende Zusammenhänge zwischen E bzw. c_{Naht} und zunehmender Länge x wurden für die WF-Nähte allerdings nicht festgestellt. Stattdessen wurde bei steigender Überlappung eine Zunahme von c_{Naht} und von E beobachtet. Das Elastizitätsmodul, welches die Materialeigenschaften der vernähten Sehnen unabhängig von den Maßen x und A beschreibt, verändert sich demnach, wenn die Naht über eine längere Strecke ausgeführt wird. Die Länge der WF-Naht beeinflusst die elastischen Eigenschaften der vernähten Sehnen. Nähte mit kurzer Sehnenüberlappung sind „weicher“ und verformbarer als Nähte mit größerer Überlappung der Sehnen. Bei diesen steigt die Kraftübertragung pro Verformung stärker an, als es bei einem elastischen Körper mit konstantem E zu erwarten gewesen wäre.

Zusammenfassend sind die elastischen Eigenschaften der WF-Nähte abhängig von der Strecke der Sehnenüberlappung und der Stichsetzung. Der Bereich der Naht verhält sich nicht wie ein homogener Körper, sondern verändert sein Elastizitätsmodul und damit auch seine Verformbarkeit in Abhängigkeit von der Sehnenüberlappung.

4.4.3 Grenzlast porciner WF-Nähte variabler Überlappung

Um den Zusammenhang zwischen der Länge der Sehnenüberlappung und der ermittelten Grenzlast bei porcinen Strecksehnen noch besser nachzuvollziehen, wurden die entsprechenden Werte der einzelnen Proben als Punkte in einem Koordinatensystem dargestellt. Die Mittelwerte derjenigen Proben, die im Bereich der Naht gerissen sind, wurden durch

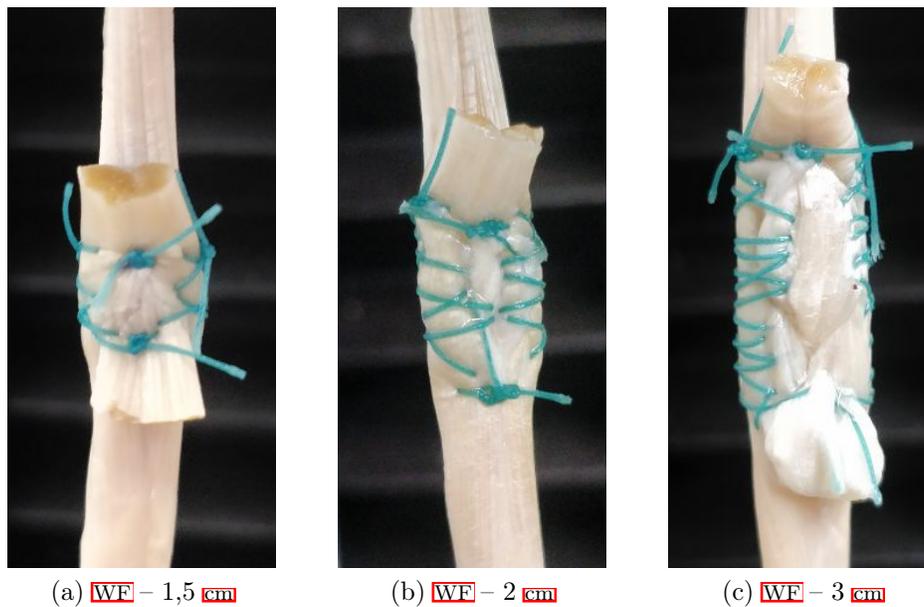


Abbildung 4.3: Sehnennähte in Woven-Fridén (WF) Technik an humanen Sehnen. Es werden Proben mit variabler Überlappung der Spender- und der Empfängersehne dargestellt bei (a) 1,5 cm, (b) 2 cm bzw. (c) 3 cm Überlappung.

einen Graphen G_f verbunden.

Zunächst müssen einige allgemeine Überlegungen erfolgen, die sich auf die Eigenschaften eines solchen Graphen beziehen. Als erstes soll der *Definitionsbereich* D_f des Graphen G_f festgelegt werden. Da sich sowohl an der Spender-, als auch an der Empfängersehne ein nahtfreies Sehnenende von 5 mm befindet, würde erst bei einer Überlappung von >10 mm ein erster Stich gesetzt werden. Die verwendeten Fäden der Stärke 3-0 weisen einen Durchmesser von 0,2 mm - 0,249 mm auf; somit ist eine minimale Überlappung von 10,2 mm notwendig [84]. Der Graph G_f ist demnach für $D_f = [10,2 \text{ mm} ; \infty[$ definiert. Es wird angenommen, dass der Graph bei der Überlappung von $x \approx 10,2$ mm die x-Achse schneidet.

Nun stellt sich die Frage, wie sich der Graph G_f bei einer Überlappung von $x \rightarrow \infty$ verhält. Würde die Überlappung der Sehnen unendlich lang und damit die Stabilität der Naht unendlich groß, so würde die Probe nicht im Bereich der Naht, sondern im Bereich der nativen Sehnen reißen. Der Graph kann also maximal den y-Wert erreichen, der die Grenzlast der nativen Sehnen angibt. Demnach gibt es eine *Asymptote* A_f , die parallel zur x-Achse verläuft, mit $y = F_{\max}(\text{nativ})$. An diese nähert sich der Graph für $x \rightarrow \infty$ an. Um die Grenzlast der nativen Sehnen zu ermitteln, wurden 12 native Sehnen bis zum Versagen belastet. Bei 326,3 N kam es im Mittel zum Reißen der nativen Sehnen.

Auf Grundlage der beschriebenen Eigenschaften des Graphen G_f , wird er am ehesten durch eine Exponentialfunktion mit negativem Exponenten beschrieben (siehe Gleichung 4.5)

$$f(x) = a \cdot (1 - e^{-\frac{1}{b} \cdot (x-x_0)}) \quad (4.5)$$

Hierbei entspricht a dem y-Wert der Asymptote, also der Grenzlast der nativen Sehnen $F_{\max}(\text{nativ})$ mit ca. 326,3 N. x_0 ist die Nullstelle des Graphen. Der Wert b entspricht der Überlappungslänge, bei der der Wert der Grenzlast im Verhältnis zur maximalen Grenzlast um den Faktor $1/e$ abgenommen hat. Zur Bestimmung der Werte b und x_0 wurde das *Curve Fitting Tool* des Programms Matlab verwendet. Hierfür wurden sämtliche Koordinaten des Graphen eingetragen (die x-Werte entsprechen den gemessenen Überlappungen der Sehnen, die y-Werte der gemessenen Grenzlast der Proben). Für b wird 16,9 mm angegeben, x_0 wird mit 10,2 mm angenähert und entspricht demnach dem Beginn des Definitionsbereiches. Folglich lautet die vollständige Formel wie folgt (siehe [Gleichung 4.6](#)):

$$f_{\text{porc}}(x) = 326,3 \text{ N} \cdot (1 - e^{-\frac{1}{16,9 \text{ mm}} \cdot (x-10,2 \text{ mm})}) \quad (4.6)$$

Der entsprechende Graph G_f ermöglicht es, die Grenzlast-Werte auch für andere Überlappungsstrecken als den getesteten zu interpolieren. Bei einer Überlappung von 20 mm ist beispielsweise mit einer mittleren Grenzlast von ca. 143,3 N zu rechnen.

4.4.4 Grenzlast humaner [WF](#)-Nähte variabler Überlappung

Auch für humane Beugesehen soll der Zusammenhang zwischen Überlappungslänge und Grenzlast der [WF](#)-Nähte durch eine Gleichung beschrieben werden. Der Definitionsbereich ist hierfür analog zu dem in [Unterabschnitt 4.4.3](#) beschriebenen Definitionsbereich $D_f = [10,2 \text{ mm} ; \infty[$ definiert. Auch der allgemeine Aufbau der Gleichung ist analog zu [Gleichung 4.5](#).

Um die Gleichung für humane Beugesehen zu spezifizieren, wurde folgendermaßen vorgegangen: Der Parameter a , der dem y-Wert der Asymptote und damit der Grenzlast der nativen Sehnen entspricht, wurde durch Zugprüfung von $n = 10$ nativen humanen Sehnen bestimmt. Die ermittelte Grenzlast humaner Beugesehen betrug 434,8 N. Die Nullstelle x_0 des Graphen und der Faktor b wurden mithilfe des *Curve Fitting Tool* des Programms Matlab ermittelt (siehe [Unterabschnitt 4.4.3](#)). Der Faktor b wurde mit 10,3 mm angenähert, für x_0 wurde der Wert 10,9 mm berechnet. Dementsprechend beschreibt die folgende [Gleichung 4.7](#) den Zusammenhang von Überlappung und Grenzlast der [WF](#)-Nähte an humanen Beugesehen wie folgt:

$$f_{\text{hum}}(x) = 434,8 \text{ N} \cdot (1 - e^{-\frac{1}{10,3 \text{ mm}} \cdot (x-10,9 \text{ mm})}) \quad (4.7)$$

In [Abbildung 4.4](#) wird der Graph zur [Gleichung 4.7](#) mit entsprechendem Konfidenzintervall von 95% dargestellt. Folgendes kann aus der Betrachtung des Graphen gefolgert werden: mit zunehmender Überlappungsstrecke nimmt auch die Streuung der Ergebniswerte deutlich zu, dementsprechend wird auch der Konfidenzintervall größer. Folglich wird es für große Überlappungsstrecken schwieriger, Aussagen über die exakte Belastbarkeit

der Proben zu treffen. Dennoch sollen im Folgenden Berechnungen erfolgen, die die mittlere Grenzlast von **WF**-Sehennähten mit 4 cm bzw. mit 5 cm Sehnenüberlappung (vor Ausführung der Naht) interpolieren.

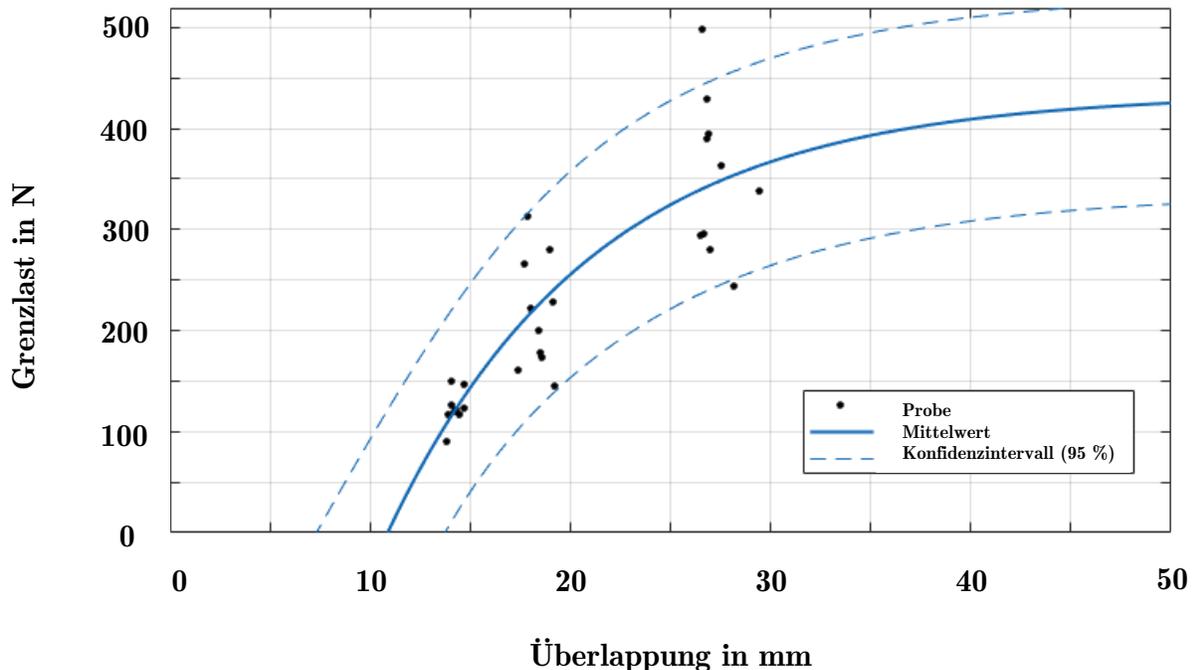


Abbildung 4.4: Belastbarkeit bei variabler Überlappungsstrecke der Woven-Fridén (**WF**) Naht im Kontext der physiologischen Belastung im Versuch an humanen Sehnen. Die einzelnen Proben werden als Punkte in einem Koordinatensystem dargestellt. Die x-Werte entsprechen der gemessenen Überlappung in **mm**, die y-Werte entsprechen der jeweils gemessenen Grenzlast.

4.4.5 Sicherheitsspanne der Sehennähte variabler Überlappung

Die vorausgegangene Bestimmung der **Gleichung 4.7** erlaubt es, Aussagen über die Belastbarkeit der **WF**-Naht sämtlicher Überlappungsstrecken zu treffen, auch wenn entsprechende Proben nicht getestet wurden. Dies weitet den Diskussionsspielraum aus. Im Folgenden werden sowohl experimentell bestimmte Grenzlastwerte als auch mittels **Gleichung 4.7** interpolierte Werte in den Kontext der zu erwartenden physiologischen Belastung gesetzt. Dabei werden die biomechanischen Eigenschaften von **WF**-Nähten bei maximaler bzw. mit minimaler Sehnenüberlappung diskutiert.

Maximale Überlappungsstrecken im Kontext der zu erwartenden physiologischen Belastung

Im Folgenden sollen zunächst die Grenzlastwerte für verhältnismäßig große Überlappungsstrecken auf Basis der **Gleichung 4.7** interpoliert werden. Im Anschluss sollen die Werte in

Relation zu der erwarteten physiologischen Belastung gesetzt werden.

Die Interpolation der Grenzlast-Werte soll für Überlappungsstrecken von 4 cm und von 5 cm erfolgen. Da die Überlappungsstrecke durch die Durchflechtungen und die Stichsetzung bei der **WF**-Naht im Mittel um 10 % abnimmt und die x-Werte des Graphen als Überlappungslänge nach vollzogener Naht definiert sind, wurden als x-Werte die Strecken von 36 mm (für vormals 40 mm Überlappung) bzw. von 45 mm (für 50 mm Überlappung) verwendet. Für eine **WF**-Naht, bei der die Sehnen eine Überlappungsstrecke von 4 cm aufweisen, wird eine mittlere Grenzlast von 396,8 N interpoliert. Für 5 cm Überlappung ist die interpolierte mittlere Grenzlast bei 418,9 N. Während bei den gemessenen Proben mit variabler Überlappung die Differenz der mittleren Grenzlast für die Gruppen mit 2 cm bzw. 3 cm noch 135,9 N betrug, ist die Differenz der Grenzlast zwischen 3 cm und 4 cm mit 44,3 N, bzw. zwischen 4 cm und 5 cm mit 22,1 N deutlich geringer.

Die interpolierten Werte sollen auch in Relation zu der Belastung gesetzt werden, die unter physiologischen Bedingungen erwartet wird. Ward *et al.* gab eine maximale Kraft von 69 N an, die die oberflächlichen und tiefen Beuger des menschlichen Unterarms durch eigene Kontraktion generieren können [85]. Dieser Wert wurde für **FDS**-Sehnen des Fingers **D3** ermittelt. Wird der Mittelwert der in unseren Versuchen verwendeten Sehnen der **FDS**- und **FDP**-Muskeln der Finger **D2** bis **D4** berechnet, so ergibt sich ein Wert von ca. 48 N für die Kraft, die die Muskeln durch Kontraktion im Mittel generieren. Um bei der Beurteilung der Stabilität möglichst konservativ vorzugehen, wird sich im Folgenden allerdings auf die höchste gemessene Kraft der Muskeln von 69 N bezogen. Eine Sehnennaht sollte mindestens dieser Kraft standhalten, idealerweise noch einen möglichst hohen Sicherheitsfaktor zu ihr aufweisen, um eine ausreichende Stabilität zu gewährleisten. Zur Berechnung des Sicherheitsfaktors wird die Grenzlast der Sehnennaht durch die maximale Kraft, die der zugehörige Muskel durch Kontraktion erzeugen kann, geteilt [40].

Brown *et al.* empfiehlt eine minimale Überlappung von 5 cm für die Seit-zu-Seit-Naht nach **ER** [40]. Auf Grundlage der beschriebenen Überlegungen kann insofern zugestimmt werden, als dass die Grenzlast mit zunehmender Überlappungsstrecke ebenfalls zunimmt. Allerdings nimmt sie (bei der **WF**-Naht; für die **ER**-Naht wird ein analoger Zusammenhang erwartet) für 4 cm bzw. für 5 cm Überlappung nur geringfügig gegenüber der Überlappung von 3 cm zu. Sollte im Rahmen der Operation ein großer Mehraufwand betrieben werden müssen, um eine Überlappung von 5 cm zu gewährleisten, so ist dies in Anbetracht der nur geringfügig höheren Grenzlast zu einer Überlappung von 4 cm bzw. von 3 cm nicht gerechtfertigt [86, 87]. Die mittlere Grenzlast der **WF**-Naht weist bei einer Überlappung von 3 cm mit 352,4 N bereits einen Sicherheitsfaktor von 5 und damit eine sehr große Stabilität und Sicherheit auf.

Minimale Überlappungsstrecke im Kontext der zu erwartenden physiologischen Belastung

Im Folgenden sollen die Grenzlast-Werte der Gruppen mit minimaler Überlappung in den Kontext der zu erwartenden physiologischen Belastung gesetzt werden. Bei einer Sehnenüberlappung von 1,5 cm ist mit einer Grenzlast von 123,3 N ein Sicherheitsfaktor von

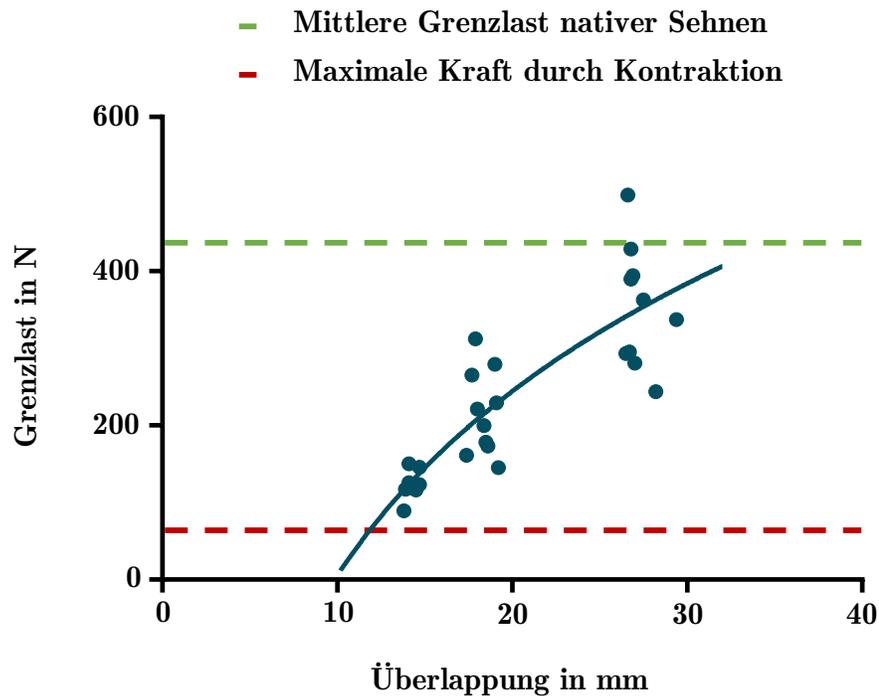


Abbildung 4.5: Belastbarkeit bei variabler Überlappungstrecke der Woven-Fridén (**WF**) Naht im Kontext der physiologischen Belastung im Versuch an humanen Sehnen (**FDP** und **FDS**). Die einzelnen Proben werden als Punkte in einem Koordinatensystem dargestellt. Die x-Werte entsprechen der gemessenen Überlappung in **mm**, die y-Werte entsprechen der jeweils gemessenen Grenzlast. Die Werte werden im Kontext der mindestens erforderlichen Belastbarkeit (die Kraft, die durch Kontraktion der Muskeln **FDP** und **FDS** maximal erwartet wird, dargestellt als rote Linie) und im Kontext der größtmöglichen Grenzlast einer Sehnennaht (entsprechend der Grenzlast nativer Sehnen, dargestellt als grüne Linie) betrachtet.

1,8 gewährleistet. Diese mittlere Grenzlast scheint zunächst eine ausreichende Stabilität zu versprechen. Berücksichtigt man die Streuung der Werte für die einzelnen Proben, so fällt auf, dass die Probe mit der niedrigsten Grenzlast $F_{\max} = 89,5$ N lediglich einen Sicherheitsfaktor von 1,3 aufweist. Allerdings wies diese Probe mit einem Gesamtquerschnitt von $9,8 \text{ mm}^2$ auch ein unterdurchschnittliches Kaliber auf. Es ist davon auszugehen, dass die entsprechenden Muskeln durch Kontraktion eine geringere Kraft als 69 N generieren würden. Demnach ist von einem höheren Sicherheitsfaktor als 1,3 auszugehen.

Zur Beurteilung des Sicherheitsfaktors der Sehnennahte ist auch der Heilungsprozess der Sehnen relevant: Laut Mason *et al.* nimmt die Stabilität von End-zu-End-Sehnennahten im Verlauf der Heilung durch den Entzündungsprozess zunächst ab, bevor die Belastbarkeit der vernähten Sehnen wieder zunimmt [88]. Allerdings ist auch mit einer Abnahme der Kontraktionskraft der Muskeln zu rechnen, da diese postoperativ atrophieren [89]. Diese Tatsache relativiert die abnehmende Belastbarkeit der Sehnennahte in gewissem Grade.

Zusammenfassend ist bei einer **WF**-Naht mit 1,5 cm Überlappung ein Sicherheitsfak-

tor von 1,8 zu erwarten. Werden die Einflüsse der Heilung auf die Grenzlast konservativ betrachtet, so ist in den ersten postoperativen Wochen mit einer Abnahme der Grenzlast zu rechnen [88]. Somit ist bei 1,5 cm Überlappung mit 123,3 N Grenzlast zunächst eine ausreichende Stabilität gewährleistet, im Verlauf der Heilung jedoch keine ausreichende Sicherheit garantiert.

Bei einer Überlappung von 2 cm mit einer Grenzlast von 216,6 N wäre hingegen ein Sicherheitsfaktor von 3,1 gegeben, der die Belastbarkeit im Verhältnis zur maximalen Kraft durch Kontraktion beschreibt. Unter Berücksichtigung der Streuung fällt auf, dass selbst die Probe mit der geringsten Grenzlast bei $F_{\max} = 145,4$ N einen Sicherheitsfaktor von 2 aufweist. Eine solche Sehnennaht würde voraussichtlich selbst im Verlauf der Heilung eine ausreichende Stabilität und eine ausreichende Sicherheit gewährleisten. Aus den beschriebenen Gründen wird für die **WF**-Naht eine minimale Überlappungsstrecke von 2 cm empfohlen.

4.5 Standardisierung der Versuchsbedingungen

Für die Durchführung der Sehnennahte wurden sämtliche Bedingungen standardisiert. Die Ergebnisse der Versuche können durch die Art der Standardisierung beeinflusst werden. Dieser Einfluss soll im Folgenden kritisch betrachtet werden. Basierend auf den genannten Einflüssen werden die Vor- und Nachteile der Studie diskutiert.

4.5.1 Ursprung und Lagerung der Sehnen

Für vier Versuche wurden Strecksehnen porciner Hinterläufe verwendet. Die Präparation erfolgte an den schlachtfrischen Klauen. Bis zur Testung durchliefen die Sehnen einen Gefrierzyklus bei -28°C [54]. Des Weiteren fanden humane Beugesehnen in Thiel-Fixierlösung Verwendung. Der Einfluss des Sehnenursprungs und der Lagerung wird im Folgenden genauer beleuchtet.

Einfluss eines Gefrierzyklus auf die biomechanischen Eigenschaften von Sehnen

Im Folgenden wird zunächst beschrieben, welchen Einfluss der Gefrierzyklus auf die biomechanischen Eigenschaften der Sehnen hat. Die Studienlage ist nicht eindeutig bezüglich des Einflusses eines Gefrierzyklus auf die biomechanischen Eigenschaften von Sehngewebe. Sowohl eine vergleichbare Grenzlast, als auch eine Abnahme der Grenzlast und Zunahme der Steifigkeit im Vergleich zu frischem Gewebe wurde beschrieben (letzteres allerdings für eine Lagerung bei -80°C , also deutlich kälter als die Temperatur von -28°C , bei der die Sehnen für die Versuche an porcinen Sehnen gelagert wurden) [56, 60].

Zusammenfassend kann eine Veränderung der biomechanischen Eigenschaften der Sehnen durch die Lagerung nicht ausgeschlossen werden. Sollten die Werte der primären Versagenslast, der Grenzlast oder der Steifigkeit durch die Lagerung bei -28°C beeinflusst worden sein, so gilt folgende Überlegung: In unserer Studie sollten in erster Linie vergleichbare

Ausgangsbedingungen für sämtliche Sehnennähte und sämtliche Versuchsgruppen geschaffen werden. Darauf aufbauend wurden einzelne Faktoren variiert. Die Ergebniswerte der Versuchsgruppen wurden miteinander verglichen und der Einfluss des jeweiligen Faktors konnte quantifiziert werden. Ein theoretischer Einfluss der Lagerung auf die biomechanischen Eigenschaften der Sehnen würde sich gleichermaßen auf alle Sehnennähte und damit auf alle Versuchsgruppen auswirken. Damit gölten weiterhin für alle Gruppen vergleichbare Ausgangsbedingungen. Die Fragestellung unserer Studie würde nicht beeinflusst [54].

Vor- und Nachteile der Verwendung von Strecksehnen porciner Hinterläufe

In biomechanische Studien zu Techniken des Sehnentransfers wurden porcine Sehnen häufig verwendet. Allerdings wurden keinesfalls immer die gleichen Sehnen verwendet: Sowohl Beuge-, als auch Strecksehnen fanden Verwendung, die von Vorder- bzw. von Hinterläufen der Tiere stammten [43, 45, 46, 68, 69].

Das Modell der Extensorsehnen porciner Hinterläufe hat den Nachteil, dass die Sehnen anatomisch nur bedingt mit humanen Beugesehnen vergleichbar sind und einer geringeren Belastung standhalten, als humane Beugesehnen [46, 90]. Für die Verwendung der Strecksehnen porciner Hinterläufe sprechen dagegen die folgenden Punkte: Zunächst sind die Sehnen der Hinterläufe länger als die der Vorderläufe. Die Sehnen können folglich für die Nähte halbiert werden, zwei halbe Sehnen dienen als Spender und Empfänger für eine Naht. Die Verwendung der Hinterläufe ist demnach ökonomischer als die Verwendung von Vorderläufen. Außerdem ist der Durchmesser der Sehnen im Bereich der Halbierung über eine Strecke von ca. 6 cm konstant. Damit werden beständige Bedingungen für die Sehnennähte geschaffen. Des Weiteren ist die Kombination aus dicken (medianen) und dünnen (lateralen) Strecksehnen geeignet für das Modell des Sehnentransfers, da hier eine dünnere Spendersehne mit einer dickeren Empfängersehne vernäht wird [54, 90, 91].

Einfluss der Thiel-Fixierung auf die biomechanischen Eigenschaften von Sehnen

Um die Ergebnisse mit porcinen Sehnen noch gezielter auf die physiologischen Verhältnisse beziehen zu können, wurden auch Versuche an Thiel-fixierten humanen Beugesehnen durchgeführt. Im Folgenden soll geschildert werden, in welchen Gebieten die genannte Fixierlösung Verwendung findet, inwiefern die biomechanischen Eigenschaften von Sehnenewebe durch die Fixierung verändert werden können und welcher Einfluss der Fixierlösung auf die erhobenen Werte unserer Versuche zu erwarten ist.

Die Thiel-Fixierung ist insbesondere beliebt für anatomische und chirurgische Kurse, da das Gewebe durch sie besonders lebensecht konserviert wird [92, 93]. Ein weiterer Vorteil ist die antibakterielle und antivirale Wirkung der Fixierlösung, die eine erhöhte Sicherheit vor Infektionen gewährleistet [94]. Auch bei biomechanischen Untersuchungen kommt Gewebe in Thiel-Fixierung vermehrt zum Einsatz [92, 95].

Folgende Einflüsse der Fixierlösung auf die Sehnen sind zu erwarten: In Bezug auf die elastischen Eigenschaften gilt, dass das Elastizitätsmodul des Gewebes verändert sein kann, eine Veränderung der Steifigkeit ist jedoch nicht zu erwarten [58, 92, 96-98]. In

Zusammenhang mit der Belastbarkeit kann die Spannung des Gewebes unter Versagen vermindert sein, die Kraftbelastung, unter der es zum Versagen des Gewebes kommt, ist hingegen vergleichbar mit der unfixierten Gewebes [58, 92]. In dieser Studie wurden die Werte der primären Versagenslast, der Grenzlast sowie der Steifigkeit erhoben. Basierend auf der Literaturrecherche wird nicht davon ausgegangen, dass durch die Thiel-Fixierung signifikante Unterschiede der Grenzlast oder der Steifigkeit im Vergleich zu frischen Sehnen bzw. zu tiefgefroren gelagerten Sehnen zu erwarten sind [58, 92, 96-98].

4.5.2 Begründung zur Wahl des Nahtmaterials

Für die Versuche wurde standardisiert der Faden Ethibond[®] der Stärke 3-0 verwendet. Im Rahmen eines Versuches wurde die **WF**-Naht mit drei verschiedenen Fäden durchgeführt: verwendet wurden Ethibond[®], Ti-Cron[®] sowie FiberWire[®], jeweils der Stärke 3-0 [62-64]. Die Auswahl der Fäden soll im Folgenden kritisch hinterfragt werden.

Es könnte eingewendet werden, dass die drei genannten Fäden sich in Bezug auf ihr Material zu sehr ähneln, um einen relevanten Vergleich zu liefern. Jeder der Fäden enthält als größten Teilbestandteil geflochtenes Polyester und ist nicht resorbierbar [62-64]. Ein Vergleich von nicht resorbierbarem Material mit resorbierbaren Fäden wäre eine interessante Alternative.

Entscheidend ist beim Vergleich der Fadentypen aber nicht nur die Frage, wie belastbar die Nähte unmittelbar nach deren Vervollständigung sind. Vielmehr stellt sich die Frage, wie sich die Belastbarkeit der Sehnennähte im Zeitraum von Tagen bis Monaten nach dem Eingriff verhält - wenn die Fäden beginnen sich aufzulösen, die Sehnen aber noch nicht vollständig verheilt sind [99, 100]. Des Weiteren ist relevant, inwiefern sich die postoperativen Komplikationen bei Patientengruppen unterscheiden, für deren Sehnennähte die beiden Fadentypen verwendet wurden [101, 102]. Um diese Fragen zu beantworten, eignet sich das Setting unseres Versuches nicht. Es bedarf prospektiver Studien *in vivo*, bei denen der Heilungsprozess beobachtet und beurteilt werden kann [99, 101, 102].

Aus den genannten Gründen wurde sich im entsprechenden Versuch darauf beschränkt, drei nicht resorbierbare Fäden zu vergleichen, die in ihrer klinischen Verwendung bereits etabliert sind [40, 103]. Ethibond[®] wird regelmäßig in Studien zu Techniken des Sehnen-transfers verwendet, Ti-Cron[®] ist der präferierte Faden vom Begründer der **ER**-Technik [40, 41, 44, 45, 65, 67]. Der Faden FiberWire[®] zeigte in der Materialtestung eine signifikant höhere Grenzlast und Steifigkeit als Ethibond[®] [52, 74]. Aus diesen Gründen wurden die genannten Fäden gewählt und miteinander verglichen.

4.6 Erwartete Stabilität der Sehnennähte *in vivo*

Sämtliche biomechanische Testungen erfolgten *in vitro*. Die Versuchsergebnisse beschreiben demnach nur die Eigenschaften der Sehnennähte unmittelbar nach Beendigung der Naht; Der Einfluss des Heilungsprozesses kann nicht berücksichtigt werden. Um die möglichen

Veränderungen der Sehnen im Verlauf der Heilung einordnen zu können, werden im Folgenden biomechanische Studien über Sehnennähte *in vivo* gegenübergestellt. Insbesondere der Einfluss der postoperativen Mobilisierung soll dabei herausgestellt werden.

Während in Studien mit postoperativer Immobilisation meist initial eine Abnahme der Stabilität zu beobachten war und die Zugfestigkeit anschließend nur langsam zunahm, zeigten die Sehnen bei aktiver Beübung einen unmittelbaren und stärkeren Anstieg in der Zugfestigkeit [82, 83, 88, 104, 105]. Somit kann davon ausgegangen werden, dass die Stabilität von Sehnennähten auf einem konstanten Niveau bleibt bzw. postoperativ ansteigt, sofern eine direkte Mobilisierung der entsprechenden Extremität erfolgt. Die direkte Beübung ermöglicht den Patienten somit einen schnelleren und besseren Heilungsverlauf [29]. Damit direkt postoperativ beübt werden kann, ist wiederum eine Sehnennahttechnik mit ausreichender Stabilität eine essentielle Voraussetzung [12, 40].

Zusammenfassung

Nach Läsionen des zentralen Nervensystems, nach Verletzungen peripherer Nerven oder nach Verletzung von Muskeln bzw. deren Sehnen kann es zum muskulären Funktionsverlust im Bereich der Extremitäten kommen [54]. Durch einen operativen Sehnentransfer können die verlorenen Funktionen teilweise wiedererlangt werden [2]. So können beispielsweise tetraplege Patienten durch den operativen Sehnentransfer die Greifbewegung der Hand wieder erlernen [21].

Um die Heilungschancen postoperativ zu verbessern und den Therapieerfolg zu maximieren, soll die operierte Extremität möglichst früh mobilisiert werden [40]. Die Sehnennaht muss eine große Stabilität aufweisen, um am ersten postoperativen Tag mit der Beübung der Extremität beginnen zu können [12]. Die Seit-zu-Seit Sehnennahttechnik nach Fridén *et al.* (ER) zeigte in jüngsten Veröffentlichungen beste Ergebnisse in Hinblick auf primäre Versagenslast, Grenzlasterlast und Steifigkeit [40, 41, 48]. Für die ER-Technik wird die Spendersehne einmal durch die Empfängersehne geflochten und mit fortlaufenden Kreuzstichen an dieser befestigt. Ziel der Arbeit war es, die ER-Nahttechnik so zu optimieren, dass die größtmögliche Belastbarkeit und die effizienteste Kraftübertragung gewährleistet wird [12, 54]. Im Zuge dessen wurde eine Modifikation der ER-Technik, die sog. Woven-Fridén-Naht (WF), vorgestellt [54]. Die Stabilität sollte bei dieser Naht durch zwei zusätzliche Durchflechtungen erhöht werden.

Auf Grundlage der durchgeführten Versuche können konkrete Empfehlungen für die technische Ausführung der Sehnennahte bei motorischen Ersatzoperationen gegeben werden: Zunächst scheint weder die Strecke der Stichsetzung bei konstanter Sehnenüberlappung, noch das verwendete Fadenmaterial einen relevanten Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften der Sehnennaht (in WF-Technik) zu haben; verglichen wurden die drei nicht-resorbierbaren Fäden Ethibond[®], FiberWire[®] und Ti-Cron[®], jeweils der Stärke 3-0 [61-64]. Bei der Variation der Technik nach Fridén *et al.* zeigte sich, dass die WF-Modifikation eine höhere Stabilität aufwies, als die ER-Technik [54]. Dieser Effekt wurde sowohl bei porcinen, als auch bei humanen Sehnen beobachtet, mit statistisch signifikanten Unterschieden der Techniken bei porcinen Sehnen. Die WF-Modifikation stellt demnach ei-

ne hoffnungsvolle alternative Nahttechnik für motorische Ersatzoperationen dar [54]. Als minimale Überlappung wird für die WF-Naht eine Strecke von 2 cm empfohlen. Eine entsprechende Naht kann eine hohe Stabilität und eine ausreichende Sicherheit (mit einem Sicherheitsfaktor von ca. 3) gewährleisten, wodurch die frühe postoperative Mobilisierung ermöglicht werden kann.

Da sämtliche Versuche *in vitro* erfolgten, kann der Einfluss der Nahttechnik auf den Heilungsverlauf im Rahmen dieser Arbeit nicht beurteilt werden [54, 82, 83, 88]. Die Versuchsergebnisse sind diesbezüglich limitiert. Auch ist eine stabile Sehnennaht nur einer von vielen Faktoren, deren Berücksichtigung zu einem erfolgreichen Heilungsprozess beiträgt [2, 29]. Es bleibt zu hoffen, dass zukünftige Studien zu einer weiteren Verbesserung der chirurgischen Techniken und therapeutischen Konzepte für motorische Ersatzoperationen beitragen.

Literatur

- [1] N. Jost. *Tetraplegiker können ihre Hände wieder bewegen – eine Koryphäe in Nottwil macht's möglich*. <https://bit.ly/3BmT0sE>. 11. Nov. 2021.
- [2] D. Wilbur und W. C. Hammert. „Principles of Tendon Transfer“. In: *Hand Clin* 32.3 (2016), S. 283–9. ISSN: 0749-0712. DOI: [10.1016/j.hcl.2016.03.001](https://doi.org/10.1016/j.hcl.2016.03.001).
- [3] F. Fitoussi und M. Bachy. „Tendon lengthening and transfer“. In: *Orthop Traumatol Surg Res* 101.1 Suppl (2015), S149–57. ISSN: 1877-0568. DOI: [10.1016/j.otsr.2014.07.033](https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.07.033).
- [4] A. Gohritz u. a. „[Tendon transposition to restore muscle function in the hand]“. In: *Unfallchirurg* 110.9 (2007), S. 759–76. ISSN: 0177-5537 (Print) 0177-5537. DOI: [10.1007/s00113-007-1322-7](https://doi.org/10.1007/s00113-007-1322-7).
- [5] D. Marsland u. a. „Strength of Interference Screw Fixation to Cuboid vs Pulvertaft Weave to Peroneus Brevis for Tibialis Posterior Tendon Transfer for Foot Drop“. In: *Foot Ankle Int* 39.7 (2018), S. 858–864. ISSN: 1071-1007. DOI: [10.1177/1071100718762442](https://doi.org/10.1177/1071100718762442).
- [6] C. G. Meals und R. A. Meals. „Tendon versus nerve transfers in elbow, wrist, and hand reconstruction: a literature review“. In: *Hand Clin* 29.3 (2013), S. 393–400. ISSN: 0749-0712. DOI: [10.1016/j.hcl.2013.04.010](https://doi.org/10.1016/j.hcl.2013.04.010).
- [7] J. Gardenier, R. Garg und C. Mudgal. „Upper Extremity Tendon Transfers: A Brief Review of History, Common Applications, and Technical Tips“. In: *Indian J Plast Surg* 53.2 (2020), S. 177–190. ISSN: 0970-0358 (Print) 0970-0358. DOI: [10.1055/s-0040-1716456](https://doi.org/10.1055/s-0040-1716456).
- [8] D. M. Sammer und K. C. Chung. „Tendon transfers: part I. Principles of transfer and transfers for radial nerve palsy“. In: *Plast Reconstr Surg* 123.5 (2009), 169e–177e. ISSN: 0032-1052. DOI: [10.1097/PRS.0b013e3181a20526](https://doi.org/10.1097/PRS.0b013e3181a20526).

- [9] L. Mayer. „The physiological method of tendon transplants reviewed after forty years“. In: *Instr Course Lect* 13 (1956), S. 116–20. ISSN: 0065-6895 (Print) 0065-6895.
- [10] B. Coulet. „Principles of tendon transfers“. In: *Hand Surg Rehabil* 35.2 (2016), S. 68–80. ISSN: 2468-1210. DOI: [10.1016/j.hansur.2015.12.011](https://doi.org/10.1016/j.hansur.2015.12.011).
- [11] J. A. Dunn u. a. „Tendon Transfer Surgery for People With Tetraplegia: An Overview“. In: *Arch Phys Med Rehabil* 97.6 Suppl (2016), S75–80. ISSN: 0003-9993. DOI: [10.1016/j.apmr.2016.01.034](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.01.034).
- [12] J. Friden und C. Reinholdt. „Current concepts in reconstruction of hand function in tetraplegia“. In: *Scand J Surg* 97.4 (2008), S. 341–6. ISSN: 1457-4969 (Print) 1457-4969. DOI: [10.1177/145749690809700411](https://doi.org/10.1177/145749690809700411).
- [13] I. Mehling u. a. „[Transfer of the posterior tibialis tendon to restore an active dorsiflexion of the foot]“. In: *Handchir Mikrochir Plast Chir* 44.1 (2012), S. 29–34. ISSN: 0722-1819. DOI: [10.1055/s-0031-1291316](https://doi.org/10.1055/s-0031-1291316).
- [14] A. Elsner u. a. „Lambrinudi arthrodesis with posterior tibialis transfer in adult drop-foot“. In: *Foot Ankle Int* 31.1 (2010), S. 30–7. ISSN: 1071-1007 (Print) 1071-1007. DOI: [10.3113/fai.2010.0030](https://doi.org/10.3113/fai.2010.0030).
- [15] P. Lingaiah u. a. „Functional evaluation of early tendon transfer for foot drop“. In: *J Orthop Surg (Hong Kong)* 26.3 (2018), S. 2309499018799766. ISSN: 1022-5536. DOI: [10.1177/2309499018799766](https://doi.org/10.1177/2309499018799766).
- [16] J. M. Abzug und S. H. Kozin. „Evaluation and management of brachial plexus birth palsy“. In: *Orthop Clin North Am* 45.2 (2014), S. 225–32. ISSN: 0030-5898. DOI: [10.1016/j.ocl.2013.12.004](https://doi.org/10.1016/j.ocl.2013.12.004).
- [17] M. Wyndaele und J. J. Wyndaele. „Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey?“ In: *Spinal Cord* 44.9 (2006), S. 523–9. ISSN: 1362-4393 (Print) 1362-4393. DOI: [10.1038/sj.sc.3101893](https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101893).
- [18] TEDx Talks. *Loss and recapture of hand control: Jan Friden at TEDxZurich*. <https://www.youtube.com/watch?v=KXIkJPIYwZdM>. 11. Nov. 2021.
- [19] K. D. Anderson. „Targeting recovery: priorities of the spinal cord-injured population“. In: *J Neurotrauma* 21.10 (2004), S. 1371–83. ISSN: 0897-7151 (Print) 0897-7151. DOI: [10.1089/neu.2004.21.1371](https://doi.org/10.1089/neu.2004.21.1371).
- [20] C. Lo u. a. „Functional Priorities in Persons with Spinal Cord Injury: Using Discrete Choice Experiments To Determine Preferences“. In: *J. Neurotrauma* 33.21 (Nov. 2016), S. 1958–1968.
- [21] M. S. Bednar und J. C. Woodside. „Management of Upper Extremities in Tetraplegia: Current Concepts“. In: *J Am Acad Orthop Surg* 26.16 (2018), e333–e341. ISSN: 1067-151x. DOI: [10.5435/jaaos-d-15-00465](https://doi.org/10.5435/jaaos-d-15-00465).

- [22] L. Bunketorp-Kall u. a. „Satisfaction with upper limb reconstructive surgery in individuals with tetraplegia: the development and reliability of a Swedish self-reported satisfaction questionnaire“. In: *Spinal Cord* 55.7 (2017), S. 664–671. ISSN: 1362-4393. DOI: [10.1038/sc.2017.12](https://doi.org/10.1038/sc.2017.12).
- [23] Schweizer Paraplegiker Zentrum. *Hand- und Tetrahandchirurgie*. <https://www.paraplegie.ch/spz/de/medizinisches-angebot/hand-und-tetrahandchirurgie>. 11. Nov. 2021.
- [24] J. Wangdell und J. Friden. „Satisfaction and performance in patient selected goals after grip reconstruction in tetraplegia“. In: *J Hand Surg Eur Vol* 35.7 (2010), S. 563–8. ISSN: 0266-7681. DOI: [10.1177/1753193410373184](https://doi.org/10.1177/1753193410373184).
- [25] *Tetra Hand Chirurgie im Schweizer Paraplegiker-Zentrum Nottwil - Erklärungsfilm von Jan Fridén*. <https://vimeo.com/124847303>. 11. Nov. 2021.
- [26] J. Wangdell, G. Carlsson und J. Friden. „From regained function to daily use: experiences of surgical reconstruction of grip in people with tetraplegia“. In: *Disabil Rehabil* 36.8 (2014), S. 678–84. ISSN: 0963-8288. DOI: [10.3109/09638288.2013.808276](https://doi.org/10.3109/09638288.2013.808276).
- [27] M. J. Mulcahey u. a. „Outcomes of tendon transfer surgery and occupational therapy in a child with tetraplegia secondary to spinal cord injury“. In: *Am J Occup Ther* 49.7 (1995), S. 607–17. ISSN: 0272-9490 (Print) 0272-9490. DOI: [10.5014/ajot.49.7.607](https://doi.org/10.5014/ajot.49.7.607).
- [28] J. Fridén und A. Gohritz. „Novel concepts integrated in neuromuscular assessments for surgical restoration of arm and hand function in tetraplegia“. In: *Phys Med Rehabil Clin N Am* 23.1 (2012), S. 33–50, ix–x. ISSN: 1047-9651. DOI: [10.1016/j.pmr.2011.11.002](https://doi.org/10.1016/j.pmr.2011.11.002).
- [29] J. Friden. *Current concepts in tendon transfer surgery*. <https://www.dg-h.de/dgh-jahreskongresse/2010/freitag/motorische-und-sensible-ersatzplastiken/current-concepts-tendon>. 11. Nov. 2021.
- [30] R. L. Lieber, B. M. Fazeli und M. J. Botte. „Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles“. In: *J Hand Surg Am* 15.2 (1990), S. 244–50. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023.
- [31] R. L. Lieber u. a. „Architecture of selected muscles of the arm and forearm: anatomy and implications for tendon transfer“. In: *J Hand Surg Am* 17.5 (1992), S. 787–98. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023.
- [32] Richard L. Lieber und Jan Fridén. „Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture“. In: *Muscle & Nerve* 23.11 (2000), S. 1647–1666. ISSN: 1097-4598. DOI: [10.1002/1097-4598\(200011\)23:11<1647::AID-MUS1>3.0.CO;2-M](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200011)23:11<1647::AID-MUS1>3.0.CO;2-M).
- [33] J. Friden. „[New concepts in reconstruction of arm and hand function in tetraplegia—basic research and clinical application]“. In: *Handchir Mikrochir Plast Chir* 37.4 (2005), S. 223–9. ISSN: 0722-1819 (Print) 0722-1819. DOI: [10.1055/s-2005-865906](https://doi.org/10.1055/s-2005-865906).

- [34] J. Friden, D. Albrecht und R. L. Lieber. „Biomechanical analysis of the brachioradialis as a donor in tendon transfer“. In: *Clin Orthop Relat Res* 383 (2001), S. 152–61. ISSN: 0009-921X (Print) 0009-921x. DOI: [10.1097/00003086-200102000-00017](https://doi.org/10.1097/00003086-200102000-00017).
- [35] J. Friden, E. Ponten und R. L. Lieber. „Effect of muscle tension during tendon transfer on sarcomerogenesis in a rabbit model“. In: *J Hand Surg Am* 25.1 (2000), S. 138–43. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023. DOI: [10.1053/jhsu.2000.jhsu025a0138](https://doi.org/10.1053/jhsu.2000.jhsu025a0138).
- [36] R. L. Lieber u. a. „Biomechanical properties of the brachioradialis muscle: Implications for surgical tendon transfer“. In: *J Hand Surg Am* 30.2 (2005), S. 273–82. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023. DOI: [10.1016/j.jhsa.2004.10.003](https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2004.10.003).
- [37] R. L. Lieber, B. O. Ljung und J. Friden. „Intraoperative sarcomere length measurements reveal differential design of human wrist extensor muscles“. In: *J Exp Biol* 200.Pt 1 (1997), S. 19–25. ISSN: 0022-0949 (Print) 0022-0949.
- [38] R. H. Gelberman u. a. „The influence of protected passive mobilization on the healing of flexor tendons: a biochemical and microangiographic study“. In: *Hand* 13.2 (1981), S. 120–8. ISSN: 0072-968X (Print) 0072-968x.
- [39] R. H. Gelberman u. a. „Effects of early intermittent passive mobilization on healing canine flexor tendons“. In: *J Hand Surg Am* 7.2 (1982), S. 170–5. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023.
- [40] S. H. Brown u. a. „Mechanical strength of the side-to-side versus Pulvertaft weave tendon repair“. In: *J Hand Surg Am* 35.4 (2010), S. 540–5. ISSN: 0363-5023. DOI: [10.1016/j.jhsa.2010.01.009](https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2010.01.009).
- [41] V. A. Tsiampa u. a. „Structural and mechanical integrity of tendon-to-tendon attachments used in upper limb tendon transfer surgery“. In: *J Plast Surg Hand Surg* 46.3-4 (2012), S. 262–6. ISSN: 2000-6764. DOI: [10.3109/2000656x.2012.684097](https://doi.org/10.3109/2000656x.2012.684097).
- [42] R. G. Pulvertaft. „Tendon grafts for flexor tendon injuries in the fingers and thumb; a study of technique and results“. In: *J Bone Joint Surg Br* 38-b.1 (1956), S. 175–94. ISSN: 0301-620X (Print) 0301-620x.
- [43] S. M. Bidic u. a. „Biomechanical comparison of lasso, Pulvertaft weave, and side-by-side tendon repairs“. In: *Plast Reconstr Surg* 124.2 (2009), S. 567–71. ISSN: 0032-1052. DOI: [10.1097/PRS.0b013e3181addb8f](https://doi.org/10.1097/PRS.0b013e3181addb8f).
- [44] T. Hashimoto u. a. „Comparison of step-cut and Pulvertaft attachment for flexor tendon graft: a biomechanics evaluation in an in vitro canine model“. In: *J Hand Surg Eur Vol* 37.9 (2012), S. 848–54. ISSN: 0266-7681. DOI: [10.1177/1753193412442460](https://doi.org/10.1177/1753193412442460).
- [45] Y. I. Kulikov u. a. „An in vitro biomechanical study comparing the spiral linking technique against the pulvertaft weave for tendon repair“. In: *J Hand Surg Eur Vol* 32.4 (2007), S. 377–81. ISSN: 1753-1934 (Print) 0266-7681. DOI: [10.1016/j.jhsb.2007.02.009](https://doi.org/10.1016/j.jhsb.2007.02.009).

- [46] S. P. Fuchs, E. T. Walbeehm und S. E. Hovius. „Biomechanical evaluation of the Pulvertaft versus the 'wrap around' tendon suture technique“. In: *J Hand Surg Eur Vol* 36.6 (2011), S. 461–6. ISSN: 0266-7681. DOI: [10.1177/1753193411402756](https://doi.org/10.1177/1753193411402756).
- [47] L. De Smet, W. Schollen und I. Degreef. „In vitro biomechanical study to compare the double-loop technique with the Pulvertaft weave for tendon anastomosis“. In: *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 42.6 (2008), S. 305–7. ISSN: 0284-4311 (Print) 0284-4311. DOI: [10.1080/02844310802401330](https://doi.org/10.1080/02844310802401330).
- [48] M. Rivlin u. a. „Side-to-Side Versus Pulvertaft Extensor Tenorrhaphy-A Biomechanical Study“. In: *J Hand Surg Am* 41.11 (2016), e393–e397. ISSN: 0363-5023. DOI: [10.1016/j.jhsa.2016.07.106](https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2016.07.106).
- [49] K. Doi u. a. „Importance of early passive mobilization following double free gracilis muscle transfer“. In: *Plast Reconstr Surg* 121.6 (2008), S. 2037–45. ISSN: 0032-1052. DOI: [10.1097/PRS.0b013e3181706f3c](https://doi.org/10.1097/PRS.0b013e3181706f3c).
- [50] S. Rath. „Immediate postoperative active mobilization versus immobilization following tendon transfer for claw deformity correction in the hand“. In: *J Hand Surg Am* 33.2 (2008), S. 232–40. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023. DOI: [10.1016/j.jhsa.2007.10.012](https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2007.10.012).
- [51] K. L. Silfverskiold und E. J. May. „Early active mobilization after tendon transfers using mesh reinforced suture techniques“. In: *J Hand Surg Br* 20.3 (1995), S. 291–300. ISSN: 0266-7681 (Print) 0266-7681.
- [52] T. M. Lawrence und T. R. Davis. „A biomechanical analysis of suture materials and their influence on a four-strand flexor tendon repair“. In: *J Hand Surg Am* 30.4 (2005), S. 836–41. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023. DOI: [10.1016/j.jhsa.2005.03.011](https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2005.03.011).
- [53] T. Waitayawinyu u. a. „Comparative biomechanic study of flexor tendon repair using FiberWire“. In: *J Hand Surg Am* 33.5 (2008), S. 701–8. ISSN: 0363-5023. DOI: [10.1016/j.jhsa.2008.01.010](https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2008.01.010).
- [54] C. J. Wilhelm u. a. „Fine tuning of the side-to-side tenorrhaphy: A biomechanical study assessing different side-to-side suture techniques in a porcine tendon model“. In: *PLoS One* 16.10 (2021), e0257038. ISSN: 1932-6203. DOI: [10.1371/journal.pone.0257038](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0257038).
- [55] Medizinische Hochschule Hannover Abteilung Biologische Sicherheit. *Anforderungen an ein gentechnisches S1-Labor*. https://www.mh-hannover.de/fileadmin/organisation/beauftragte/biologische_sicherheit/webanlagen/s1anforderung.pdf. 8. Juni 2019.
- [56] S. Giannini u. a. „Effects of freezing on the biomechanical and structural properties of human posterior tibial tendons“. In: *Int Orthop* 32.2 (2008), S. 145–51. ISSN: 0341-2695 (Print) 0341-2695. DOI: [10.1007/s00264-006-0297-2](https://doi.org/10.1007/s00264-006-0297-2).

- [57] H. J. Jung u. a. „The effects of multiple freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of the human bone-patellar tendon-bone allograft“. In: *J Orthop Res* 29.8 (2011), S. 1193–8. ISSN: 0736-0266. DOI: [10.1002/jor.21373](https://doi.org/10.1002/jor.21373).
- [58] E. Hohmann u. a. „The mechanical properties of fresh versus fresh/frozen and preserved (Thiel and Formalin) long head of biceps tendons: A cadaveric investigation“. In: *Ann Anat* 221 (2019), S. 186–191. ISSN: 0940-9602. DOI: [10.1016/j.aanat.2018.05.002](https://doi.org/10.1016/j.aanat.2018.05.002).
- [59] I. Thullner, R. Stockmann und L. Hohenberger. „Formaldehyd in der vorklinischen medizinischen Ausbildung (Anatomie)“. In: *Gefahrstoffe - Reinhaltung der Luft* Bnd. 75.Ausg. 6 (2015), S. 219–228.
- [60] A. Viidik und T. Lewin. „Changes in tensile strength characteristics and histology of rabbit ligaments induced by different modes of postmortal storage“. In: *Acta Orthop Scand* 37.2 (1966), S. 141–55. ISSN: 0001-6470 (Print) 0001-6470.
- [61] Arthrex Inc. *FiberWire 3-0, Geflochtener Polyblend Faden, Blau, mit spitzer Rundnadel, 3/8 Kreis, VE12, steril, EA - AR-7227-01*. <https://www.arthrex.com/de/produkte/AR-7227-01>. 11. Nov. 2021.
- [62] Arthrex Inc. *FiberWire®*. <https://www.arthrex.com/de/hand-wrist/fiberwire-and-tigerwire/produkte>. 11. Nov. 2021.
- [63] Johnson & Johnson Medical GmbH. *ETHICON Gesamtkatalog April 2019*. https://www.jnjmedicaldevices.com/sites/default/files/user_uploaded_assets/pdf_assets/2019-09/Ethicon_Katalog_Sep_2019.pdf. 11. Nov. 2021.
- [64] Medtronic GmbH. *Ti-Cron™ Braided Polyester Sutures*. <https://www.medtronic.com/covidien/en-us/support/products/wound-closure/ti-cron-sutures.html>. 11. Nov. 2021.
- [65] M. G. Fitzgerald u. a. „Suture constructs for rehabilitation using early active motion after tendon transfer surgery“. In: *J Hand Surg Eur Vol* (2018), S. 1753193418773262. ISSN: 0266-7681. DOI: [10.1177/1753193418773262](https://doi.org/10.1177/1753193418773262).
- [66] S. H. Jeon u. a. „Comparison of loop-tendon versus end-weave methods for tendon transfer or grafting in rabbits“. In: *J Hand Surg Am* 34.6 (2009), S. 1074–9. ISSN: 0363-5023. DOI: [10.1016/j.jhsa.2009.02.025](https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2009.02.025).
- [67] J. Friden u. a. „The mechanical strength of side-to-side tendon repair with mismatched tendon size and shape“. In: *J Hand Surg Eur Vol* 40.3 (2015), S. 239–45. ISSN: 0266-7681. DOI: [10.1177/1753193413517327](https://doi.org/10.1177/1753193413517327).
- [68] E. T. Walbeehm u. a. „Influence of core suture geometry on tendon deformation and gap formation in porcine flexor tendons“. In: *J Hand Surg Eur Vol* 34.2 (2009), S. 190–5. ISSN: 0266-7681. DOI: [10.1177/1753193408098479](https://doi.org/10.1177/1753193408098479).
- [69] Götz Hanebuth, Christian Betz und Michael Sauerbier. *Biomechanische Untersuchung verschiedener Sehnen-Nahttechniken für motorische Ersatzoperationen*. <https://www.egms.de/static/en/meetings/dgh2013/13dgh22.shtml>. 11. Nov. 2021.

- [70] A. Field. *Discovering Statistics Using SPSS* -. 3. Aufl. London: Sage Publications, 2007. ISBN: 978-0-857-02096-3.
- [71] Universität Zürich. *Einfaktorielle Varianzanalyse (ohne Messwiederholung)*. https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse_spss/unterschiede/zentral/evarianz.html. 11. Nov. 2021.
- [72] J. G. Graham u. a. „Biologic and mechanical aspects of tendon fibrosis after injury and repair“. In: *Connect Tissue Res* 60.1 (2019), S. 10–20. ISSN: 0300-8207. DOI: [10.1080/03008207.2018.1512979](https://doi.org/10.1080/03008207.2018.1512979).
- [73] L. C. Gomide u. a. „Mechanical Study of the Properties of Sutures used in Orthopedics Surgeries“. In: *Rev Bras Ortop (Sao Paulo)* 54.3 (2019), S. 247–252. ISSN: 0102-3616 (Print) 0102-3616. DOI: [10.1016/j.rbo.2018.02.001](https://doi.org/10.1016/j.rbo.2018.02.001).
- [74] B. Miller u. a. „Flexor tendon repairs: the impact of fiberwire on grasping and locking core sutures“. In: *J Hand Surg Am* 32.5 (2007), S. 591–6. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023. DOI: [10.1016/j.jhsa.2007.03.003](https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2007.03.003).
- [75] S. Najibi u. a. „Material properties of common suture materials in orthopaedic surgery“. In: *Iowa Orthop J* 30 (2010), S. 84–8. ISSN: 1541-5457.
- [76] K. A. Barrie u. a. „Effect of suture locking and suture caliber on fatigue strength of flexor tendon repairs“. In: *J Hand Surg Am* 26.2 (2001), S. 340–6. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023. DOI: [10.1053/jhsu.2001.22926](https://doi.org/10.1053/jhsu.2001.22926).
- [77] Medizinischer Fachhandel E Cure BV. *Ethibond Excel, USP 3/0, 90 cm, RB-1, grün, 6558H*. <https://www.medischevakhandel.nl/de/ethibond-excel-usp-3-0-90-cm-rb-1-grün-6558h>. 31. Mai 2022.
- [78] Omega Medical. *Ti-cron blau gefl. USP 3/0 75xm, 2xCV-316*. <https://www.omega-medical.de/Nahtmaterial/Nicht-resorbierbares-Nahtmaterial/TI-CRON-3x7mm-blau-75cm-USP3-0-2xCV-316.html?listtype=search&searchparam=ti-cron>. 31. Mai 2022.
- [79] eSutures. *AR-7227-01: 3-0 ARTHREX FIBERWIRE BLUE 18T-43 TAPER*. <https://www.esutures.com/product/0-in-date/35-arthrex/220-uhmwpe-suture/21207-arthrex-fiberwire-blue-18-t-43-taper-AR-7227-01/>. 31. Mai 2022.
- [80] C. Gerber u. a. „Mechanical strength of repairs of the rotator cuff“. In: *J Bone Joint Surg Br* 76.3 (1994), S. 371–80. ISSN: 0301-620X (Print) 0301-620x.
- [81] D. M. Wüst u. a. „Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures“. In: *Arthroscopy* 22.11 (2006), S. 1146–53. ISSN: 0749-8063. DOI: [10.1016/j.arthro.2006.06.013](https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.06.013).
- [82] M. Aoki u. a. „Biomechanical and histologic characteristics of canine flexor tendon repair using early postoperative mobilization“. In: *J Hand Surg Am* 22.1 (1997), S. 107–14. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023. DOI: [10.1016/s0363-5023\(05\)80189-3](https://doi.org/10.1016/s0363-5023(05)80189-3).

- [83] M. I. Boyer u. a. „Intrasynovial flexor tendon repair. An experimental study comparing low and high levels of in vivo force during rehabilitation in canines“. In: *J Bone Joint Surg Am* 83.6 (2001), S. 891–9. ISSN: 0021-9355 (Print) 0021-9355.
- [84] B. Braunt. *Grundlagen Nahtmaterial*. <https://www.bbraun-vetcare.de/de/produkte-und-therapien/wundverschluss-und-wundtherapie/aspekte-naht/grundlagen-nahtmaterial-.html>. 11. Nov. 2021.
- [85] S. R. Ward u. a. „High stiffness of human digital flexor tendons is suited for precise finger positional control“. In: *J Neurophysiol* 96.5 (2006), S. 2815–8. ISSN: 0022-3077 (Print) 0022-3077. DOI: [10.1152/jn.00284.2006](https://doi.org/10.1152/jn.00284.2006).
- [86] P. Wan-Ae-Loh u. a. „Surface localisation of master knot of Henry, in situ and ex vivo length of flexor hallucis longus tendon: pertinent data for tendon harvesting and transfer“. In: *Folia Morphol (Warsz)* 80.2 (2021), S. 415–424. ISSN: 0015-5659. DOI: [10.5603/FM.a2020.0045](https://doi.org/10.5603/FM.a2020.0045).
- [87] A. J. Pappas, K. E. Haffner und S. S. Mendicino. „Cadaveric limb analysis of tendon length discrepancy of posterior tibial tendon transfer through the interosseous membrane“. In: *J Foot Ankle Surg* 52.4 (2013), S. 470–4. ISSN: 1067-2516. DOI: [10.1053/j.jfas.2012.12.013](https://doi.org/10.1053/j.jfas.2012.12.013).
- [88] M. L. Mason und H. S. Allen. „THE RATE OF HEALING OF TENDONS: AN EXPERIMENTAL STUDY OF TENSILE STRENGTH“. In: *Ann Surg* 113.3 (1941), S. 424–59. ISSN: 0003-4932 (Print) 0003-4932. DOI: [10.1097/00000658-194103000-00009](https://doi.org/10.1097/00000658-194103000-00009).
- [89] K. A. Gutowski und H. H. Orenstein. „Restoration of elbow flexion after brachial plexus injury: the role of nerve and muscle transfers“. In: *Plast Reconstr Surg* 106.6 (2000), 1348–57, quiz 1358, discussion 1359. ISSN: 0032-1052 (Print) 0032-1052.
- [90] W. F. Mao u. a. „A study of the anatomy and repair strengths of porcine flexor and extensor tendons: are they appropriate experimental models?“ In: *J Hand Surg Eur Vol* 36.8 (2011), S. 663–9. ISSN: 0266-7681. DOI: [10.1177/1753193411414117](https://doi.org/10.1177/1753193411414117).
- [91] P. Popesko. *Atlas der topografischen Anatomie der Haustiere*. 7. Aufl. Bd. 1. Stuttgart: Enke Verlag in MVS Medizinverlage, 2011, S. 211. ISBN: 978-3-8304-1139-0.
- [92] G. Fessel u. a. „Suitability of Thiel embalmed tendons for biomechanical investigation“. In: *Ann Anat* 193.3 (2011), S. 237–41. ISSN: 0940-9602. DOI: [10.1016/j.aanat.2011.03.007](https://doi.org/10.1016/j.aanat.2011.03.007).
- [93] W. Thiel. „[The preservation of the whole corpse with natural color]“. In: *Ann Anat* 174.3 (1992), S. 185–95. ISSN: 0940-9602 (Print) 0940-9602.
- [94] W. Thiel. „[An arterial substance for subsequent injection during the preservation of the whole corpse]“. In: *Ann Anat* 174.3 (1992), S. 197–200. ISSN: 0940-9602 (Print) 0940-9602.

- [95] A. Boryor u. a. „In-vitro results of rapid maxillary expansion on adults compared with finite element simulations“. In: *J Biomech* 43.7 (2010), S. 1237–42. ISSN: 0021-9290. DOI: [10.1016/j.jbiomech.2010.02.002](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.02.002).
- [96] M. A. Verstraete u. a. „Impact of drying and thiel embalming on mechanical properties of achilles tendons“. In: *Clin Anat* 28.8 (2015), S. 994–1001. ISSN: 0897-3806. DOI: [10.1002/ca.22624](https://doi.org/10.1002/ca.22624).
- [97] X. Liao u. a. „Elastic properties of Thiel-embalmed human ankle tendon and ligament“. In: *Clin Anat* 28.7 (2015), S. 917–24. ISSN: 0897-3806. DOI: [10.1002/ca.22512](https://doi.org/10.1002/ca.22512).
- [98] F. Vollner u. a. „Stability of knee ligament complex of Thiel-embalmed cadaver compared to in vivo knee“. In: *J Mech Behav Biomed Mater* 71 (2017), S. 392–396. ISSN: 1878-0180. DOI: [10.1016/j.jmbbm.2017.04.009](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.04.009).
- [99] R. H. Caulfield u. a. „Comparison of zones 1 to 4 flexor tendon repairs using absorbable and unabsorbable four-strand core sutures“. In: *J Hand Surg Eur Vol* 33.4 (Aug. 2008), S. 412–417.
- [100] Johnson & Johnson Medical GmbH. *Übersicht resorbierbares Nahtmaterial*. https://www.jnjmedicaldevices.com/de-DE/search-hcp?search_api_fulltext=resorbierbares+nahtmaterial. 11. Nov. 2021.
- [101] M. N. Baig u. a. „Absorbable Polydioxanone (PDS) suture provides fewer wound complications than polyester (ethibond) suture in acute Tendo-Achilles rupture repair“. In: *Ir Med J* 110.5 (Mai 2017), S. 566.
- [102] B. Kocaoglu u. a. „Evaluation of absorbable and nonabsorbable sutures for repair of achilles tendon rupture with a suture-guiding device“. In: *Foot Ankle Int* 36.6 (Juni 2015), S. 691–695.
- [103] M. C. Jordan u. a. „Does plastic suture deformation induce gapping after tendon repair? A biomechanical comparison of different suture materials“. In: *J Biomech* 49.13 (Sep. 2016), S. 2607–2612.
- [104] R. Savage. „In vitro studies of a new method of flexor tendon repair“. In: *J Hand Surg Br* 10.2 (1985), S. 135–41. ISSN: 0266-7681 (Print) 0266-7681.
- [105] Jr. Wagner W. F. u. a. „A biomechanical comparison of techniques of flexor tendon repair“. In: *J Hand Surg Am* 19.6 (1994), S. 979–83. ISSN: 0363-5023 (Print) 0363-5023. DOI: [10.1016/0363-5023\(94\)90101-5](https://doi.org/10.1016/0363-5023(94)90101-5).



Appendix

A.1 Protokolle

In diesem Abschnitt sind die Protokolle zur standardisierten Verwendung porciner und humaner Sehnen aufgeführt. Die Sehnen wurden jeweils mittels Blockrandomisierung den einzelnen Versuchsgruppen zugeteilt.

Probe Nr.	Versuchsgruppe	Hinterlauf Nr.	Spender	Empfänger
1	1	Hinterlauf 1	I prox.*	II dist.
2	2		I dist.	II prox.
3	3		IV prox.	III dist.
4	1		IV dist.	III prox.
5	2	Hinterlauf 2	I prox.	II dist.
6	3		I dist.	II prox.
7	1		IV prox.	III dist.
8	2		IV dist.	III prox.
9	3	Hinterlauf 3	I prox.	II dist.
10	1		I dist.	II prox.
11	2		IV prox.	III dist.
12	3		IV dist.	III prox.

Tabelle A.1:

Protokoll zur strukturierten Verwendung der porcinen Strecksehnen:

Die Zuteilung der Sehnen eines Hinterlaufes zu den Versuchsgruppen 1 – 3 erfolgte mittels Blockrandomisierung. Die Sehnen I und IV wurden als Spender verwendet, da sie ein geringeres Kaliber aufwiesen. Die Sehnen II und III wurden als Empfängersehnen verwendet. Das Protokoll wurde drei mal durchlaufen, um $n = 12$ Proben pro Versuchsgruppe zu testen [54].

* Angabe:

prox. steht für proximaler Teil der Sehne verwendet

dist. steht für distaler Teil der Sehne verwendet

Sehnen der Muskeln **M.** *extensor digitalis lateralis* (I), **M.** *extensor digiti III et IV* (II), **M.** *extensor digiti III* (III) und **M.** *extensor digiti I longus* (IV) [91]

Probe Nr.	Nahttechnik mit Überlappung	Hand Nr.	Sehnen
1	PT – 3 cm	Hand 1	D2 *
2	FR – 3 cm		D3
3	WF – 3 cm		D4
4	WF – 1,5 cm	Hand 2	D2
5	WF – 5 cm		D3
6	PT – 3 cm		D4
7	FR – 3 cm	Hand 3	D2
8	WF – 3 cm		D3
9	WF – 1,5 cm		D4
10	WF – 5 cm	Hand 4	D2
11	PT – 3 cm		D3
12	FR – 3 cm		D4
13	WF – 3 cm	Hand 5	D2
14	WF – 1,5 cm		D3
15	WF – 5 cm		D4

* Angabe:

D2 steht für Sehnen des Zeigefingers vernäht

D3 steht für Sehnen des Mittelfingers vernäht

D4 steht für Sehnen des Ringfingers vernäht

D2-D4 jeweils **FDS** als Spender, **FDP** als Empfänger

Tabelle A.2: Schema zur strukturierten Verwendung der humanen Beugesehnen:

Die Zuteilung der Sehnen zu den jeweiligen Versuchsgruppen (mit unterschiedlicher Nahttechnik und Überlappungsstrecke) erfolgte mittels Blockrandomisierung. Das aufgeführte Schema wurde mehrmals ausgeführt. Insgesamt wurden für die Versuchsgruppe **WF** – 1,5 cm **n** = 9 Sehnennähte durchgeführt, für die übrigen Versuchsgruppen wurden **n** = 10 Sehnennähte durchgeführt.

A.2 Ergebnisse der statistischen Datenauswertung

In diesem Abschnitt wird die statistische Datenauswertung in tabellarischer Form aufgeführt. Für jeden der Versuche und für die einzelnen Parameter werden die F-Werte und p -Werte der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) sowie die p -Werte des Tukey post-hoc Tests angegeben.

Statistik	Nahttechniken, porcine Sehnen			
Analyse	ANOVA	Tukey		
		PT vs. FR	PT vs. WF	FR vs. WF
Überlappungslänge	F (2, 33) = 15,36; $p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p = 0,0005$	$p = 0,6201$
Bulk ratio	F (2, 33) = 9,76; $p = 0,0005$	$p = 0,0917$	$p = 0,0003$	$p = 0,0779$
Steifigkeit	F (2, 33) = 12,25; $p = 0,0001$	$p = 0,0046$	$p < 0,0001$	$p = 0,3655$
Primäre Versagenslast	F (2, 33) = 14,55; $p < 0,0001$	$p = 0,0495$	$p < 0,0001$	$p = 0,0164$
Grenzlast	F (2, 33) = 13,87; $p < 0,0001$	$p = 0,0447$	$p < 0,0001$	$p = 0,0246$

Tabelle A.3: Statistische Auswertung: Nahttechniken an porcinen Sehnen

Für die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) und den Tukey post-hoc Test werden die F-Werte und die p -Werte aufgeführt.

Statistik	Nahttechniken, humane Sehnen			
Analyse	ANOVA	Tukey		
		PT vs. FR	PT vs. WF	FR vs. WF
Überlappungslänge	F (2, 27) = 49,3; $p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p = 0,1365$
Bulk ratio	F (2, 27) = 4,43; $p = 0,0216$	$p = 0,0224$	$p = 0,0901$	$p = 0,7973$
Steifigkeit	F (2, 27) = 24,7; $p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p = 0,9644$
Primäre Versagenslast	F (2, 27) = 10,8; $p = 0,0004$	$p = 0,0035$	$p = 0,0005$	$p = 0,7461$
Grenzlast	F (2, 27) = 11,0; $p = 0,0003$	$p = 0,0114$	$p = 0,0003$	$p = 0,3252$

Tabelle A.4: Statistische Auswertung: Nahttechniken an humanen Sehnen

Für die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) und den Tukey post-hoc Test werden die F-Werte und die p -Werte aufgeführt.

Statistik	Nahtmaterial, porcine Sehnen			
Analyse	ANOVA	Tukey		
		FiberWire [©] vs. Ethibond	FiberWire [©] vs. Ti-Cron	Ethibond [©] vs. Ti-Cron
Überlappungslänge	F (2, 33) = 0,32 $p = 0,7297$	$p = 0,7640$	$p = 0,7771$	$p = 0,9997$
Bulk ratio	F (2, 33) = 1,57 $p = 0,2224$	$p = 0,4882$	$p = 0,2043$	$p = 0,8267$
Steifigkeit	F (2, 33) = 0,19; $p = 0,8285$	$p = 0,9093$	$p = 0,9814$	$p = 0,8208$
Primäre Versagenslast	F (2, 33) = 0,29; $p = 0,7497$	$p = 0,8432$	$p = 0,9840$	$p = 0,7483$
Grenzlast	F (2, 33) = 0,27; $p = 0,7622$	$p = 0,8105$	$p = 0,9991$	$p = 0,7878$

Tabelle A.5: Variation des Nahtmaterials an porcinen Sehnen

Für die einfaktorielle Varianzanalyse (**ANOVA**) und den Tukey post-hoc Test werden die F-Werte und die p -Werte aufgeführt.

Statistik	Freies Sehnenende, porcine Sehnen			
Analyse	ANOVA	Tukey		
		2,5 vs. 5 mm	2,5 vs. 7,5 mm	5 vs. 7,5 mm
Überlappungslänge	F (2, 33) = 1,05 $p = 0,3599$	$p = 0,5223$	$p = 0,3669$	$p = 0,9594$
Bulk ratio	F (2, 33) = 0,31 $p = 0,7356$	$p = 0,7773$	$p = 0,7740$	$p = 0,9999$
Steifigkeit	F (2, 33) = 0,12; $p = 0,8903$	$p = 0,8798$	$p = 0,9665$	$p = 0,9703$
Primäre Versagenslast	F (2, 33) = 0,77; $p = 0,4725$	$p = 0,4768$	$p = 0,9676$	$p = 0,6260$
Grenzlast	F (2, 33) = 1,19; $p = 0,3183$	$p = 0,3246$	$p = 0,9530$	$p = 0,4845$

Tabelle A.6: Statistische Auswertung: Variation des freien Sehnenendes an porcinen Sehnen

Für die einfaktorielle Varianzanalyse (**ANOVA**) und den Tukey post-hoc Test werden die F-Werte und die p -Werte aufgeführt.

Statistik	Überlappungslängen, <i>porcine Sehnen</i>			
Analyse	ANOVA	Tukey		
		1,5 vs. 3 cm	1,5 vs. 5 cm	3 vs. 5 cm
Überlappungslänge	F (2, 25) = 929,8 $p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$
Bulk ratio	F (2, 25) = 2,43 $p = 0,1087$	$p = 0,1011$	$p = 0,4463$	$p = 0,9562$
Steifigkeit	F (2, 25) = 57,64 $p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p = 0,0119$
Primäre Versagenslast	F (2, 25) = 322,7 $p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$
Grenzlast	F (2, 25) = 371,4 $p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$

Tabelle A.7: Statistische Auswertung: Überlappungslängen an porcinen Sehnen
Für die einfaktorielle Varianzanalyse (**ANOVA**) und den Tukey post-hoc Test werden die F-Werte und die p -Werte aufgeführt.

Statistik	Überlappungslängen, <i>humane Sehnen</i>			
Analyse	ANOVA	Tukey		
		1,5 vs. 2 cm	1,5 vs. 3 cm	2 vs. 3 cm
Überlappungslänge	F (2, 26) = 937,4 $p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$
Bulk ratio	F (2, 26) = 0,666; $p = 0,5225$	$p = 0,8441$	$p = 0,8389$	$p = 0,4906$
Steifigkeit	F (2, 26) = 18,95; $p < 0,0001$	$p = 0,8642$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$
Primäre Versagenslast	F (2, 26) = 35,90; $p < 0,0001$	$p = 0,0021$	$p < 0,0001$	$p = 0,0002$
Grenzlast	F (2, 26) = 37,23; $p < 0,0001$	$p = 0,0007$	$p < 0,0001$	$p = 0,0004$

Tabelle A.8: Statistische Auswertung: Überlappungslängen an humanen Sehnen
Für die einfaktorielle Varianzanalyse (**ANOVA**) und den Tukey post-hoc Test werden die F-Werte und die p -Werte aufgeführt.

Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei meinem Betreuer Dr. Nikolaus Wachtel bedanken. Durch seine Zeit, Geduld und Energie habe ich gelernt, was wissenschaftliches Arbeiten ausmacht. Er hat mich stets zum eigenständigen Denken und Handeln motiviert. Insbesondere sein hoher Anspruch hat mir ermöglicht, über mich hinauszuwachsen. Ohne ihn wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Des Weiteren möchte ich mich bei Carina Micheler und Jan Lang bedanken, die mich primär bei technischen Aspekten betreut haben. Beide waren von Anfang bis Ende der Experimente bei Fragen jederzeit mit Rat und Tat zur Stelle. Auch bei Prof. Dr. Burgkart möchte ich mich bedanken, mit dessen freundlicher Zustimmung ich die Gerätschaften des Biomechaniklabors der **TU** München nutzen durfte. Außerdem gilt mein Dank meinem Betreuer Dr. Marc Englbrecht, der die Idee der Woven-Fridén-Nahttechnik hatte und die Arbeit initiiert hat, sowie meinem Doktorvater Prof. Dr. Riccardo Giunta, der die Arbeit stets unterstützend begleitet hat.

Auch möchte ich mich bei Axel Unverzagt, Dr. Andreas Eimannsberger sowie Prof. Dr. Jens Waschke des Lehrstuhls der Anatomischen Anstalt der **LMU** bedanken. Durch die freundschaftliche Zusammenarbeit konnten wir die Experimente auch an humanen Sehnen durchführen, was für die Qualität und Aussagekraft dieser Arbeit einen entscheidenden Zugewinn dargestellt hat.

Schließlich gilt mein Dank meiner Familie, meinen Eltern und meinem Bruder. Ich konnte auf eure Unterstützung zählen und ihr wart mir immer inspirierende Vorbilder.

Affidavit

Christina Julia Olivia Wilhelm

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Seit-zu-Seit Sehnennaht nach Fridén

**Technische Optimierungen mithilfe von
standardisierten biomechanischen Untersuchungen**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 20.03.2023

Ort, Datum

Christina Wilhelm

Unterschrift Doktorandin

Publikationsliste

Publikationen

Wilhelm CJ, Englbrecht MA, Burgkart R, Micheler C, Lang J, Hagen CS, Giunta RE, Wachtel N. Fine tuning of the side-to-side tenorrhaphy: A biomechanical study assessing different side-to-side suture techniques in a porcine tendon model. **PLoS One**. 2021 Oct 5;16(10):e0257038. doi: 10.1371/journal.pone.0257038. PMID: 34610029; PMCID: PMC8491917.

Kongressbeiträge

FESSH (Federation of European Societies for Surgery of the Hand) 2020:
OPTIMIZING THE SIDE-TO-SIDE TENDON SUTURE TECHNIQUE BY FRIDÉN ET AL: A BIOMECHANICAL ANALYSIS Christina Wilhelm¹, Nikolaus Wachtel¹, Carina Micheler², Jan Lang¹, Christine Hagen¹, Riccardo Giunta¹, Marc Englbrecht¹ | ¹Department of Hand-, Plastic- and Aesthetic Surgery, Ludwig-Maximilian- University, Munich, Germany; ²Experimental Orthopedics, Technical University of Munich, Germany