

Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und
Wiederherstellungschirurgie der Universität Würzburg

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Rainer H. Meffert

**Untersuchungen zur Biomechanik
unterschiedlicher Beugeschnenahmmaterialien und -methoden**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von
Melanie Hohenstein
aus Feuchtwangen

Würzburg, Oktober 2016

Referent: Herr Prof. Dr. med. Rainer H. Meffert
Korreferent: Herr Prof. Dr. med. Thomas Meyer
Dekan: Herr Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 17.10.2016

Promovendin ist Ärztin

INHALTSVERZEICHNIS

INHALTSVERZEICHNIS	1
1 EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG	1
1.1 Anatomische Grundlagen	4
1.1.1 Aufbau der Beugesehne und Nutrition	4
1.1.2 Zoneneinteilung	6
1.2 Historie	8
1.2.1 Historische Entwicklung der Sehnenchirurgie	8
1.2.2 Geschichte des chirurgischen Nahtmaterials mit Widerhaken	9
1.3 Nahtmaterial	11
1.3.1 Strukturelle Beschaffenheit	12
1.3.2 Elastizität	12
1.3.3 Resorbierbarkeit	13
1.3.4 Nadeltyp	15
1.4 Nahttechniken	16
1.4.1 Kernnaht	16
1.4.2 „Grasping“ und „Locking“ Sehnennahtschlaufen	18
1.4.3 Zirkumferentielle Feinadaptionsnaht	19
1.5 Postoperative Nachbehandlung	21
1.6 Fragestellung	24
2 MATERIAL UND METHODEN	25
2.1 Testmaterialien	25
2.1.1 Anatomische Sehnenpräparate	25
2.1.2 Nahtmaterial	25
2.1.2.1 PDS II®	25
2.1.2.2 V-Loc™ 180	26
2.1.2.3 Vicryl® 5-0	27

2.2	Angewendete Nahttechniken	28
2.2.1	Modifizierte Kirchmayr-Kessler Naht	28
2.2.2	Zirkumferentielle Feinadaptionsnaht „simple-running“	32
2.3	Versuchsaufbau.....	33
2.4	Versuchsdurchführung	34
2.4.1	Lineare Tests	35
2.4.2	Zyklische Tests.....	35
2.5	Statistische Analyse.....	37
3	ERGEBNISSE.....	38
3.1	Ausrissverhalten	38
3.2	Übersicht der Ergebnisse	41
3.2.1	Lineare Tests	41
3.2.2	Zyklische Tests.....	42
3.3	Vergleich der Testergebnisse	43
3.3.1	V-Loc™ mit vs. ohne Knoten in 2-Strang Naht	43
3.3.2	2-Strang Naht: Ungeknoteter V-Loc™ vs. PDS.....	44
3.3.3	2-Strang vs. 4-Strang Naht.....	45
3.3.4	4-Strang Naht: Ungeknoteter V-Loc™ vs. PDS.....	46
3.3.5	Versuche nach zyklischer Vorbelastung	47
3.3.6	Zirkumferentielle Feinadaptionsnaht.....	48
4	DISKUSSION.....	49
4.1	Nahtmaterial	49
4.2	Nahttechniken	51
4.2.1	Anzahl der Stränge	51
4.2.2	Knoten.....	52
4.2.3	Zirkumferentielle Feinadaptionsnaht.....	53
4.3	Nahtinsuffizienzen	54

4.4	Versuchsdurchführung	54
4.4.1	Angewendete Testmethode	54
4.4.2	Lineare und zyklische Belastung	55
4.4.3	Abstandsmessungen	56
4.5	Ausblick	58
5	ZUSAMMENFASSUNG	59
6	LITERATURVERZEICHNIS	60

Lebenslauf

Danksagung

1 EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG

Viele verschiedene Wege wurden bereits in der Geschichte der Beugesehennaht eingeschlagen. Das Ergebnis war eine zeitgleiche Verflechtung zahlreicher verschiedener Behandlungsmethoden, die zum Teil gegensätzlich und auf verschiedene Methoden klinischer Evaluation gestützt waren. Dies lässt einen Vergleich aller Ergebnisse schwierig werden. Heute tendieren die Meinungen wieder zurück zu einer Primärversorgung in allen Zonen des Beugesehennensystems. Die geläufige Bezeichnung „primary repair“, Primärversorgung, soll den chirurgischen Versuch verdeutlichen, alle verletzten Strukturen - unter Verwendung sämtlicher zur Verfügung stehender Instrumente, Nahtmaterialien und mikrochirurgischer Techniken – in einen Zustand wiederherzustellen, der der ursprünglichen, anatomischen Physiologie weitmöglichst entspricht. Die Bezeichnung „anatomic repair“ (anatomische Wiederherstellung) wäre somit wohl passender, als „primary repair“ (Hunter 1978).

Aufgrund der generell zum Teil nahezu avaskulären Beschaffenheit der Sehnen ist die Heilungstendenz in diesem Gewebe reduziert (siehe Kapitel 1.2 Anatomische Grundlagen). Dabei werden die Anwesenheit von reaktiv wirkendem Nahtmaterial und einer „sperrigen“ Naht, bei der viele Fadenanteile über das Peritendineum in der engen Sehnnenscheide hinausragen, als negative Faktoren angesehen (Boyes 1947; Kessler und Nissim 1969; Kleinert et al. 1973; Matthews und Richards 1976).

Hinzu kommt die bereits früh in der Geschichte der Beugesehennaht erkannte Relevanz der postoperativen Nachbehandlung. Die bis dahin noch als notwendig für eine gute Heilung der readaptierten Sehnenenden angesehene Immobilisierung resultierte häufig in extensiver Narbenbildung mit ausgeprägten Adhäsionen und geringer Bewegungsfähigkeit.

Chirurgischen Techniken alleine ist es bisher nicht gelungen, einerseits die gewünschten Verwachsungen des Peritendineums zur Wiederherstellung der Sehne zu erreichen, ein dabei überschießendes Wachstum dieses

Narbgewebes - das dann die Wiederherstellung der ursprünglichen Gleitfunktion beeinträchtigt - jedoch zu verhindern (Matthews und Richards 1974, 1976). Neuere Erkenntnisse zeigten jedoch, dass eine frühe Prävention gegen Verwachsungen mit Hilfe eines aktiven Nachbehandlungsprogrammes entscheidenden Einfluss auf das funktionelle Outcome nehmen kann (Bainbridge et al. 1994; Wada et al. 2001a).

Um eine derartige Nachbearbeitung (siehe Kapitel 1.3 Postoperative Nachbehandlung) durchführen zu können, muss die Sehnennaht in der Lage sein, auf den Finger einwirkende Belastungen zwischen 9N bei passiver, und 35N bei aktiver Mobilisierung standzuhalten (Schuind et al. 1992). Die dafür nötige Stabilität kann durch biomechanische Faktoren einer Sehnennaht, wie Nahtmaterialeigenschaft und verwendeten Nahttechnik beeinflusst werden (Mishra et al. 2003; Shaieb und Singer 1997).

Die Dehnbarkeit heute erhältlicher Nahtmaterialien ist geeignet, weit höheren Zugkräften standzuhalten, als in der Praxis während einer aktiven Belastung auftreten. Daher sind Fadenrupturen selten der Grund für Nahtinsuffizienzen (Lawrence und Dawis 2005; Trail et al. 1989). Verstärkt werden kann die Zugfestigkeit einer Sehnennaht in erste Linie durch eine Erhöhung der Strangzahl der Naht und einer zusätzlichen, zirkumferentiellen Feinadaptionnaht (Barrie et al. 2000b; Dovan et al. 2003; Kubota et al. 1996a; Osada et al.; Tran et al. 2002). Als Faktoren mit großem Einfluss auf die Nahtstabilität konnte auch die Interaktion zwischen Nahtmaterial und Sehne, sowie in besonderem Maß der Verschlussmechanismus des Fadens erkannt werden (Xie und Tang 2005; Xie et al. 2005). Knoten sind dabei potentielle Schwachpunkte einer Sehnennaht (Aoki et al. 1995; Rees et al. 2009). Um diese Schwachpunkte und damit zugleich außerhalb des Sehnengewebes liegende, Adhäsionen provozierende Fadenanteile zu vermeiden, testeten wir den mit Widerhaken bewährten Faden V-Loc™[®] in einer knotenlosen Nahtvariante. Die Hypothese lautet, dass es durch Nahtmaterial mit unidirektional ausgerichteten Widerhaken möglich ist, die Sehnen-Nahtmaterial-Interaktion so weit zu erhöhen, dass die Zugfestigkeit dieser knotenlosen Naht vergleichbar mit der einer geknoteten ist. Des weiteren lautet die

Alternativhypothese, dass eine epitendinöse Naht einen weiteren Stabilitätsvorteil bringt.

1.1 Anatomische Grundlagen

1.1.1 Aufbau der Beugesehne und Nutrition

Sehnen dienen der Zugübertragung zwischen Muskel und Knochen. Die Verlaufsrichtung der Beugesehnen ist identisch mit der Zugrichtung des Muskels, wonach ihre Beanspruchung ausschließlich auf Zug erfolgt. Histologisch betrachtet besteht ihre Matrix aus Kollagenfasern, wenigen elastischen Fasern und Proteoglykanen. Zwischen den Kollagenfasern liegen Reihen lang gestreckter Fibroblasten, den Tendinozyten (=Sehnenzellen). Jede Sehne ist von einer Hülle aus lockerem Bindegewebe umgeben, dem Epitendineum. Von dort ziehen Septen aus lockerem Bindegewebe, dem Peritendineum, in das Innere der Sehne und gliedern sie in Faserbündel (Lüllmann-Rauch 2006, S. 129–130).

Sehnen besitzen ein intrinsisches, vaskuläres System. Dieses ist jedoch nicht gleichmäßig verteilt, sondern lässt, wie Lundborg herausfand, „watershed areas“ - nahezu avaskuläre Gebiete - frei (Lundborg et al. 1977). „Regelmäßig findet sich ein kurzes flächiges Vinculum breve (siehe Abbildung 1) jeweils nahe des Ansatzes der tiefen und der oberflächlichen Beugesehne. Die langen und fadenförmigen Vincula longa, die sich etwa 2-3 cm weiter proximal befinden, variieren stärker“ (Langer et al. 2003). Leffert und Caplan zeigten die wichtige Beziehung zwischen dem Vinculum breve am Ansatz der oberflächlichen und dem Vinculum longum für die Ernährung der tiefen Beugesehne (Leffert et al. 1974; Caplan et al. 1975). Bereits 1887 folgerte Berkenbusch, dass Sehnen zwar nicht im Allgemeinen relativ avasculär seien, wie noch 1852 der Anatom Kölliker beschrieb (Kölliker 1852), jedoch nur zu einem geringen Anteil durch die Blutgefäße ernährt werden (Berkenbusch 1887). Erst 1907 machte Arai als erster in eigenen Versuchen die Beobachtung, dass einige Bereiche der Beugesehne allein durch die sie umgebende Synovialflüssigkeit ernährt werden (Arai 1907 S. 363-382). Dieses Konzept der Nutrition des Sehngewebes wurde erst 1963 von Potenza wiederentdeckt (Potenza 1963). „Auch die Studien von Armenta (Armenta et al. 1980 und 1984), Lundborg (Lundborg et

al. 1977), Manske (Manske et al. 1985) und Matsui (Matsui et al. 1997) konnten zeigen, dass die Ernährung der Sehne sowohl durch Blutgefäße über die Vincula, als auch über die Diffusion aus der Synovia erfolgt. Da die Ernährung der Beugesehne von vitaler Bedeutung für eine rasche Sehnenheilung und die Wiederherstellung der Sehnengleitfähigkeit ist, muss der Chirurg unter allen Umständen die bei einer Beugesehnenverletzung meist schon in Mitleidenschaft gezogenen Blutgefäße (soweit wie möglich) während der gesamten Operation schonen.“ (Langer et al. 2003)

Möglicherweise spielt in solchen Gebieten der Unterversorgung mit Blut auch die Bildung von Adhäsionen mit der umschließenden Sehnenscheide, oder Einwandern paratendinöser Zellen für die Narbenbildung und den Heilungsprozess eine große Rolle (Hunter 1978).

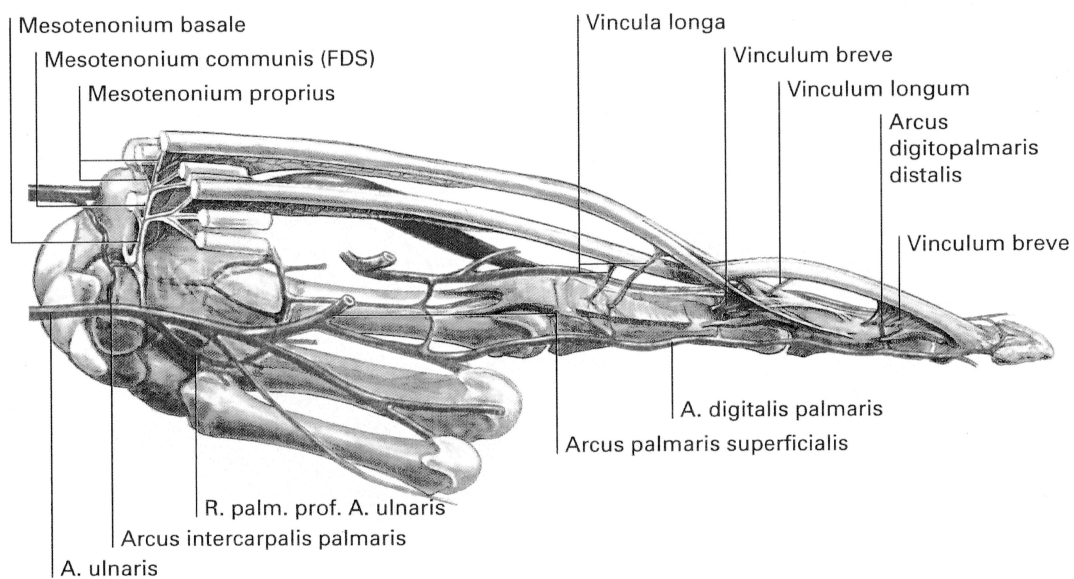


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Blutversorgung der Beugesehnen des Mittelfingers vom Handgelenk bis zur Fingerspitze. (Bild aus Langer et al. 2003)

1.1.2 Zoneneinteilung

1918 definierte Bunnell erstmals das Gebiet zwischen den A1-Ringbändern und der Insertion der Musculus superficialis Sehne an der mittleren Phalanx als „No-man's land“, „Niemandland“ (Bunnell 1918) (Abbildung 2). Hier häuften sich Schwierigkeiten, die sich durch Interventionen gar verstärkten. Die Primärversorgung führte in diesem Bereich zu höheren Misserfolgsraten, als in anderen Zonen. Zurückzuführen sind solche Probleme auf die die Sehnen fest umschließenden Sehnenscheiden, die Immobilität der Gewebestrukturen, sowie die unmittelbare Nähe zu neurovaskulären Strukturen und Gelenken (Hunter 1978). Später teilte Verdant den Verlauf der Beugesehnen des Unterarms und der Hand makroskopisch in fünf Zonen ein (Verdan 1960), wobei er das von Bunnell benannte Gebiet als Zone II bezeichnete. Diese Einteilung war Grundlage für alle neuen Einteilungen. 1983 wurde von der International Federation of Societies for Surgery of the Hand (IFSSH) eine Zoneneinteilung vorgestellt, die heute als die offizielle Version gelten sollte (Langer et al. 2003) (Abbildung 3).



Abbildung 2: Bunnells „no-man’s land“ von 1922 (eigene Zeichnung nach Langer et al. 2003)

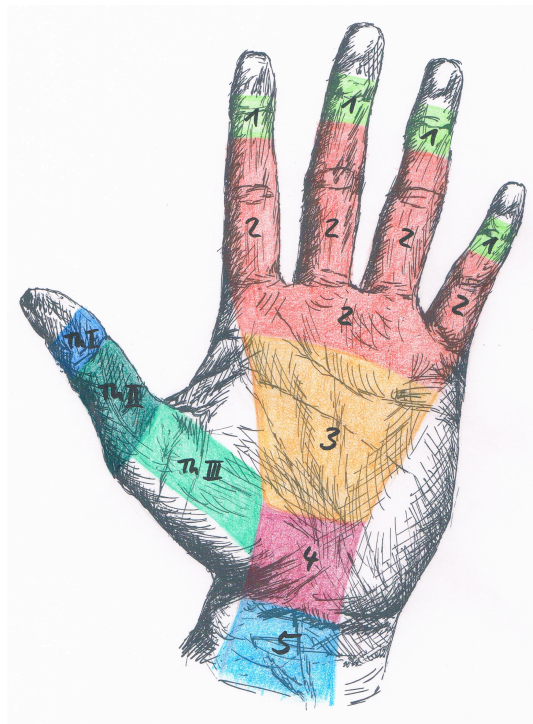


Abbildung 3: Offizielle heutige Form der Zoneneinteilung der IFSSH von 1983 (eigene Zeichnung nach Langer et al. 2003)

1.2 Historie

1.2.1 Historische Entwicklung der Sehnenchirurgie

Trotz der bereits in den Anfängen der abendländischen Kultur durch Homer und später Asclepiades und Celsus in Rom beschriebenen, hervorragenden Anweisungen zur chirurgischen Wundbehandlung sind dort kaum Hinweise auf Verletzungen der Sehnen, beziehungsweise die hierfür angewandte Therapie zu finden. In der frühen griechischen Medizin, das heißt, im Corpus Hippocraticum, wurde festgestellt, dass Sehnen und Nerven weder nach-, noch zusammenwachsen könnten. Die Behandlung erfolgte lediglich durch Auflegen von Kräuterkompressen (Belusa 1986). Während der Renaissance im 15. und 16. Jahrhundert können die ersten Beschreibungen zu Wundheilungsvorgängen einzelner Körpergewebe durch Paracelsus (1493-1541) und Beugesehnenwiederherstellungen durch Boevaert gefunden werden (Dionis 1712). Auch die anatomischen Grundlagen für die chirurgische Wiederherstellung von Sehnen waren in dieser Zeit gegeben: 1543 war in Basel das Werk „De humani corporis fabrica“ von Vesalius (Vesalius 1568) erschienen, in dessen Auflage von 1627 Spegelius hervorragende Darstellungen der Sehnen der Hand lieferte (Geldmacher und Köckerling 1992). Mit der Veröffentlichung der ersten Ausgabe der „Chirurgie“ durch Heister (1683-1758; Heister 1718) formulierte er das Prinzip der chirurgischen Wiederherstellung verletzter Sehnen, möglichst durch primäre Naht, das sich als erfolgsversprechend erwies und seitdem nur noch Variationen erfahren hat. Er erwähnte, dass einige bei Sehnennähten einen Knoten machen, "welcher sich wieder lässt auflösen". (Möglicherweise könnte dies eine Vorahnung des Ausziehdrahtes und der Resorbierbarkeit von Nahtmaterial gewesen sein (Geldmacher und Köckerling 1992, S. 5)). Spätestens Mitte des 17. Jahrhunderts war das von Galen von Pergamon (129-209 n. Chr.) gestellte Dogma, keine Naht an Sehnengewebe direkt zu setzen, endgültig diskreditiert. Die Sehnennaht wurde zur einer empfohlenen Maßnahme.

Von Carl Nicoldani stammten aus dem Jahre 1880 auch die ersten brauchbaren Sehnennahttechniken, die mit einer geringen Variation einer Schlaufe beim Querstich des Kernnahtfadens 1917 durch Ludwig Kirchmayr zur „Urmutter“ der wichtigsten Sehnennahttechnik wurde. Verändert von Max Lange, aufgegriffen und leicht modifiziert von Isidor Kessler und verfeinert von Zechner ist diese Nahttechnik bis heute die am weitesten verbreitete Nahttechnik für Beugesehnen und häufig auch Strecksehnen (weitere Details siehe Punkt 1.4 Nahttechniken) (Towfigh, H.: „Handchirurgie“, S. 123).

Durch die Erkenntnisse über Asepsis und Antiseptik konnten zu Beginn des 19. Jahrhunderts die gefürchtete Infektionsgefahr - insbesondere bei Beugesehnennähten im Fingerbereich - stark verringert werden. In Folge der industriellen Revolution im 20. Jahrhundert trugen die Entwicklungen feinerer Instrumente, biokompatibler Nahtmaterialien, sowie Lupenbrille und Operationsmikroskop in Verbindung mit der Systematisierung des atraumatischen Operierens in Blutleere, der Weiterentwicklung der Wiederherstellungstechniken an Sehnen, sowie die Einführung effektiverer Nachbehandlungsverfahren zu enormen Fortschritten in der Wiederherstellungschirurgie verletzter Sehnen bei.

1.2.2 Geschichte des chirurgischen Nahtmaterials mit Widerhaken

Erstmals wurden im altägyptischen „Papyrus Smith“ (1580-1450 v. Chr.) Materialien beschrieben, die für die Wundnaht verwendet werden könnten. Darunter Materialien wie Haare, Rindenfaser, Leinen, Hanf, Tiersehnen und Bogensehnen aus Schafdarm. Diskussionen über Vor- und Nachteile resorbierbaren beziehungsweise nichtresorbierbaren Nahtmaterials können bis zu 2000 Jahre zurückverfolgt werden.

Bereits in den 1950er Jahren wurde Nahtmaterial mit Widerhaken von Bunnell beschrieben (Bunnell 1954). Dennoch sollte es bis 1967 dauern, dass von McKenzie eine ähnliche biomechanische Studie durchgeführt wurde. Er verglich Sehnennähte aus unterschiedlichen, mit Widerhaken bewährten Nahtmaterialien wie rostfreiem Stahl, Silikon oder Nylon (Bunnell 1954;

McKenzie 1967). Im Jahr 2009 publizierten Parikh et al. (Parikh et al. 2009) und Trocchia et al. (Trocchia et al. 2009) ex vivo Untersuchungen, in denen sie nicht-resorbierbares Nahtmaterial aus Polypropylen mit bidirektional ausgerichteten Widerhaken verwendeten (Quill™2/0; Angiotech, Vancouver, Canada). Parikh testete eine knotenlose, gekreuzte 3- und 6-Strang Reparaturtechnik (Nahtmaterial aus Polypropylen mit unidirektional ausgerichteten Widerhaken) im Vergleich zu einer geknoteten 4-Strang Technik (Nahtmaterial aus Polypropylen, geflochtenem Polyester und einem Gemisch aus Polyethylen, ohne Widerhaken). Trocchia et al. führte einen Vergleich zwischen einer knotenlosen, modifizierten Technik nach Kessler, mit aus Polypropylen bestehendem Nahtmaterial mit Widerhaken, und einer geknoteten, modifizierten Technik nach Kessler, mit Nahtmaterial aus einem Gemisch aus Polyester durch. (Weitere Details zu Fadeneigenschaften siehe 1.3 Nahtmaterial)

1.3 Nahtmaterial

Das verwendete Nahtmaterial hat starken Einfluss auf das Ergebnis von Mehrstrangnähten bei der Sehnennaht, weshalb dessen Wahl vom Chirurgen gut abgewogen sein muss (Lawrence und Davis 2005). Viele verschiedene Varianten an Nahtmaterialien sind inzwischen auf dem Markt erhältlich, auf deren Gebiet in den vergangenen Jahren signifikante Fortschritte erreicht wurden. Das ideale Nahtmaterial sollte keine Fremdkörperreaktion hervorrufen, flexibel, von kleinem Kaliber, reißfest, einfach zu handhaben, und in der Lage sein, einen stabilen Knoten zu halten (Green 1982, S. 1352–1353) .

Dass im altägyptischen „Papyros Smith“ (1580-1450 v. Chr.) erstmals Materialien wie Haare, Rindenfasern, Leinen, Hanf, Tiersehnen und Bogensehnen aus Schafsdarm zur Wundnaht verwendet wurden, wurde bereits genannt. Das später aufkommende, weithin verwendete und resorbierbare Catgut, hergestellt aus Darm von Hochlandschafen, konnte sich in der Sehnenchirurgie nicht durchsetzen, weil es bezüglich der Reißkraft zu variabel ist und über eine erhebliche Fremdkörperreaktion zu Verwachsungen führt (Koslowski 1977, S. 31; Dahlke et al. 1979). Einige der heute noch verwendeten Fäden sind beispielsweise solche aus monofilamentem, rostfreiem Stahldraht, Polyamid, Polyester, Nylon, resorbierbarem Polypropylen, Prolene, oder Seide. Zahlreiche Autoren (Ketchum et al. 1977; Mangus et al. 1971; Pulvertaft 1965; Sruji und Adamson 1972) haben die Eigenschaften dieser und anderer Materialien detailliert dargelegt.

Nahtmaterialien unterscheiden sich in Fadenstärke, Elastizität, chemischer Zusammensetzung, Dauer der Resorption und struktureller Beschaffenheit.

1.3.1 Strukturelle Beschaffenheit

Je nachdem, ob der Faden aus einem oder mehreren miteinander verwobenen Strängen besteht, können die Fäden grob in monofil, pseudomonofil und polyfil weiter unterteilt werden (Abbildung 4).

Geflochtene Fäden haben den Vorteil des sicheren Knotensitzes, sind aber an der Oberfläche rauer und können beim Durchzug durch die Sehne Sehnenfasern mit sich reißen. Daher wurden geflochtene Fäden mit einer zusätzlichen glatten Umhüllung entwickelt, die die Vorteile beider Fäden miteinander vereinigen sollen (pseudomonofil) (Towfigh, H.: „Handchirurgie“, Springer 2011, S. 123).

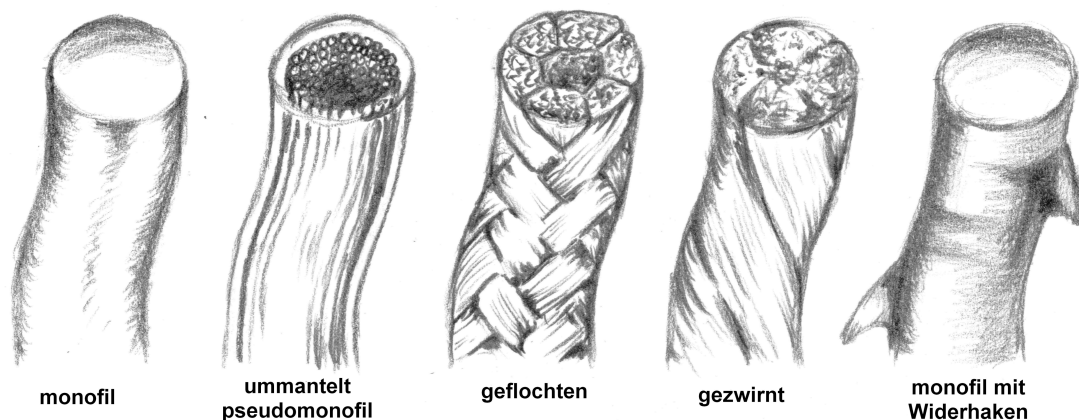


Abbildung 4: Beispiele verschiedener Fadentypen (eigene Zeichnung)

1.3.2 Elastizität

Physikalischen Gesetzen folgend ist ein monofiler Faden (z.B. PDS®) elastisch, ein geflochtener oder gezwirnter Faden eher starr (unelastisch). Aufgrund der dynamischen Kraftübertragung der Sehne hat hierdurch der elastische Faden deutliche Vorteile. Bei Zugbeanspruchung einer mit starrem Faden genähten Naht würde die Kraft direkt auf diese übertragen, und die Gefahr eines Ausreißens aus der Sehne damit deutlich erhöht.

1.3.3 Resorbierbarkeit

Biochemisch weist Nahtmaterial zwei entscheidende Unterschiede auf: Fäden aus Polyesterverbindungen oder Seide verbleiben im Körper und können nicht durch ihn resorbiert werden. Mit der Entwicklung der Polyglykolsäure (z.B. Dexon®; 1970) und des Polyglactin 910 (z.B. Vicryl®; 1974) wurden erstmals resorbierbare, synthetische Fäden angeboten und letzteres in der Sehnenchirurgie zunehmend angewandt. Dem Wunsch der Handchirurgen nach späterem Resorptionsbeginn und längerem Resorptionsverlauf kommt der aus Poly-(p)-dioxanone hergestellte Faden (z.B. PDS®) näher. Er ist ausreichend reißfest, löst nur geringe Fremdkörperreaktionen aus und ermöglicht eine stabile verwachsungsarme Naht (Beyer 1982, S. 9–11; Albers et al. 1982). Da die genähte Sehne erst 6 Wochen nach der Naht so stabil ist, dass das Nahtmaterial nicht mehr gebraucht wird, sind kurzfristig resorbierbare Fäden kontraindiziert. Laut Angabe eines Herstellers gibt es Fäden mit einem Reißkraftverlust von 50% nach 6-7, bis hin zu 35 Tagen. Die Materialresorptionszeit kann zwischen 56 bis ca. 210 Tagen betragen („Resorbierbares Nahtmaterial im Überblick“, B. Braun Melsung AG).

Bei nicht resorbierbaren Fäden bleibt Fadenmaterial zeitlebens als Fremdkörper in der Sehne. Größere Knoten eines nicht resorbierbaren Fadens innerhalb der Sehne können eine bleibende Aufwerfung oder Instabilität in der Sehne hervorrufen (Towfigh, H.: „Handchirurgie“, Springer 2011, S. 123).

Neuere Fadenmodelle sind mit unidirektional ausgerichteten und zirkumferentiell angeordneten Widerhaken versehen und bestehen aus einem resorbierbaren Glykolsäure-carbonat-Copolymer. Vorrangig Verwendung finden diese bisher in der Hautnaht (Murtha et al. 2006; Warner und Gutowski 2009; Demyttenaere et al. 2009).

Beispiele resorbierbarer und nicht resorbierbarer Fäden:

Resorbierbar:	monofil	→ PDS®
	polyfil	→ Vicryl®
Nicht resorbierbar:	monofil	→ Prolene®
	polyfil	→ Ethibond®

1.3.4 Nadeltyp

Es wird zwischen runden, „atraumatischen“, und „schneidenden“ Nadeln mit (drei)eckigem Querschnitt mit angeschliffenen Kanten unterschieden. Scharfe Nadeln können Sehnenfasern zerschneiden und die Sehne zusätzlich schädigen und sind damit weniger geeignet.

Da der Abstand der Kernnahtverankerung von der Rupturstelle mindestens 10 mm (Towfigh, H.: „Handchirurgie“, Springer 2011, S. 122) und nach Tang et al. (Tang et al. 2001) 7 mm betragen sollte, sind Nadeln mit kleinem Durchmesser eher ungünstig.

1.4 Nahttechniken

Neben dem Natmaterial hat auch die Wahl der Nahttechnik großen Einfluss auf die Stabilität der Beugesehennaht, die für die Durchführung der im Verlauf dieser Arbeit beschriebenen, frühfunktionellen Nachbehandlungsmethode entscheidend ist (Shaieb und Singer 1997).

1.4.1 Kernnaht

Die primäre Adaption zweier Sehnenenden erfolgt zumeist zuerst durch eine Kernnaht, die in den longitudinalen Anteilen im Inneren des Sehngewebes verläuft. Sie trägt die Hauptlast der Sehnennaht.

„Von Nicoldani stammen aus dem Jahre 1880 auch die ersten brauchbaren Sehnennahttechniken, die mit einer geringen Variation einer Schlaufe beim Querstich des Kernnahtfadens 1917 durch Ludwig Kirchmayr zur „Urmutter“ der wichtigsten Sehnennahttechnik wurde. Verändert von Max Lange, aufgegriffen und leicht modifiziert von Isidor Kessler und verfeinert von Zechner ist diese Nahttechnik bis heute die am weitesten verbreitete Nahttechnik für Beugesehen und häufig auch für Strecksehnen.“ (Towfigh, H.: „Handchirurgie“, Springer 2011, S. 123; Langer et al. 2003) (Abbildung 5)

Verschiedenste Nahtvarianten sind beschrieben, die sich alle in Fadenführung, sowie Anzahl und vor allem der Position des Knotens unterscheiden. Der Knoten des Fadens für den Verschluss einer Sehnennaht kann entweder zwischen den adaptierten Sehnenenden oder außerhalb, am Peritendineum, gesetzt werden.

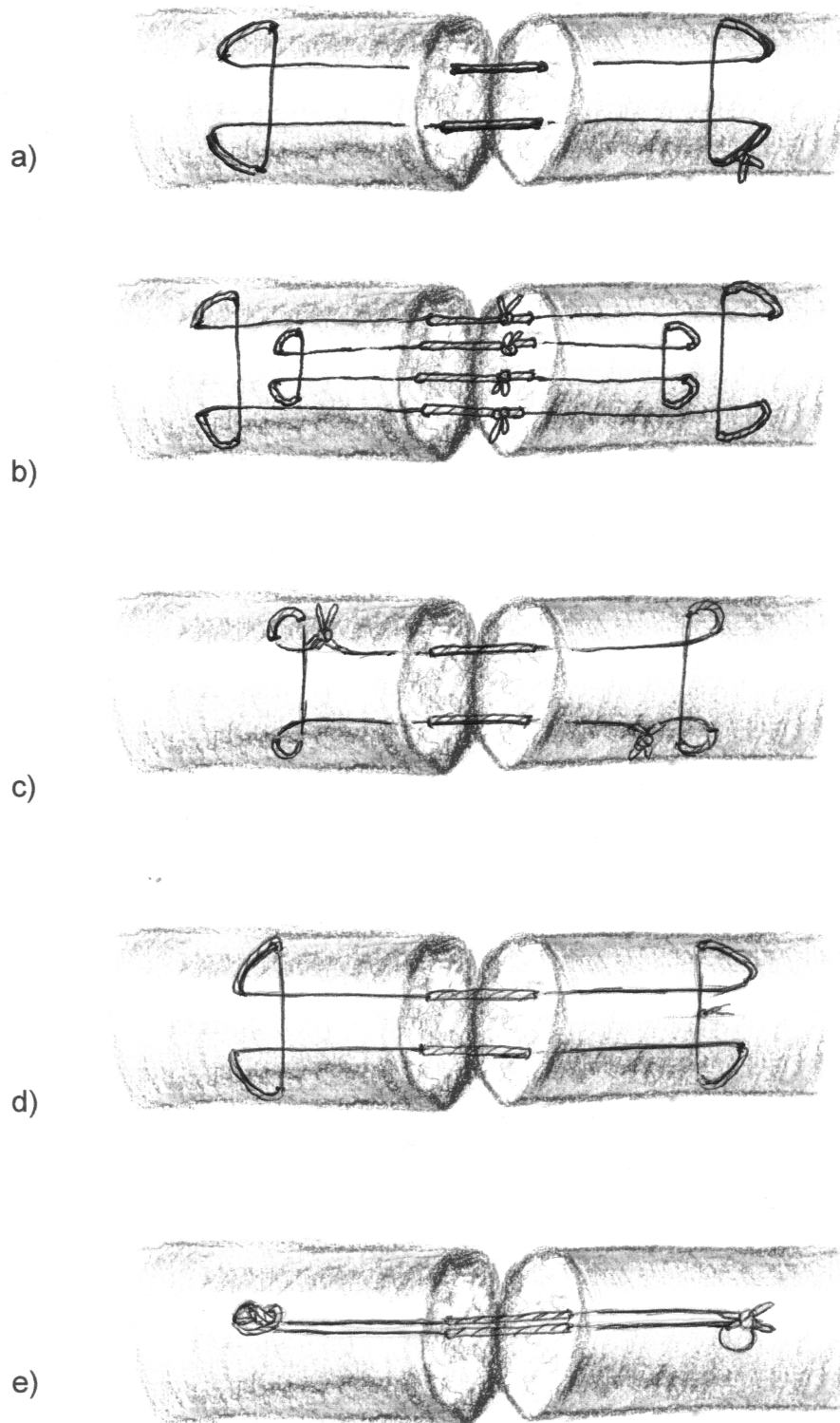


Abbildung 5: Beispiele einiger der wichtigsten Kernnahttechniken. a) Kirchmayr (1917), Max Lange (1929), c) Kessler (1969), d) Zechner (1985), e) Tsuge (1977)
(eigene Zeichnung)

1.4.2 „Grasping“ und „Locking“ Sehnennahtschlaufen

Untersuchungen haben gezeigt, dass die ursprünglich von Wilms-Sievers (1905) entwickelte, zwischenzeitlich von Kirchmayr (1917) modifizierte Nahttechnik in Form der „grasping suture“ Kesslers (1973) (Sebastian et al. 2013) bei schlanken, runden Sehnen, insbesondere bei den Fingerbeugesehnen, unter Belastung die geringste Diastase erfährt (Greulich 1977; Urbaniak Park Ridge, 1974; Schink 1961; Wray).

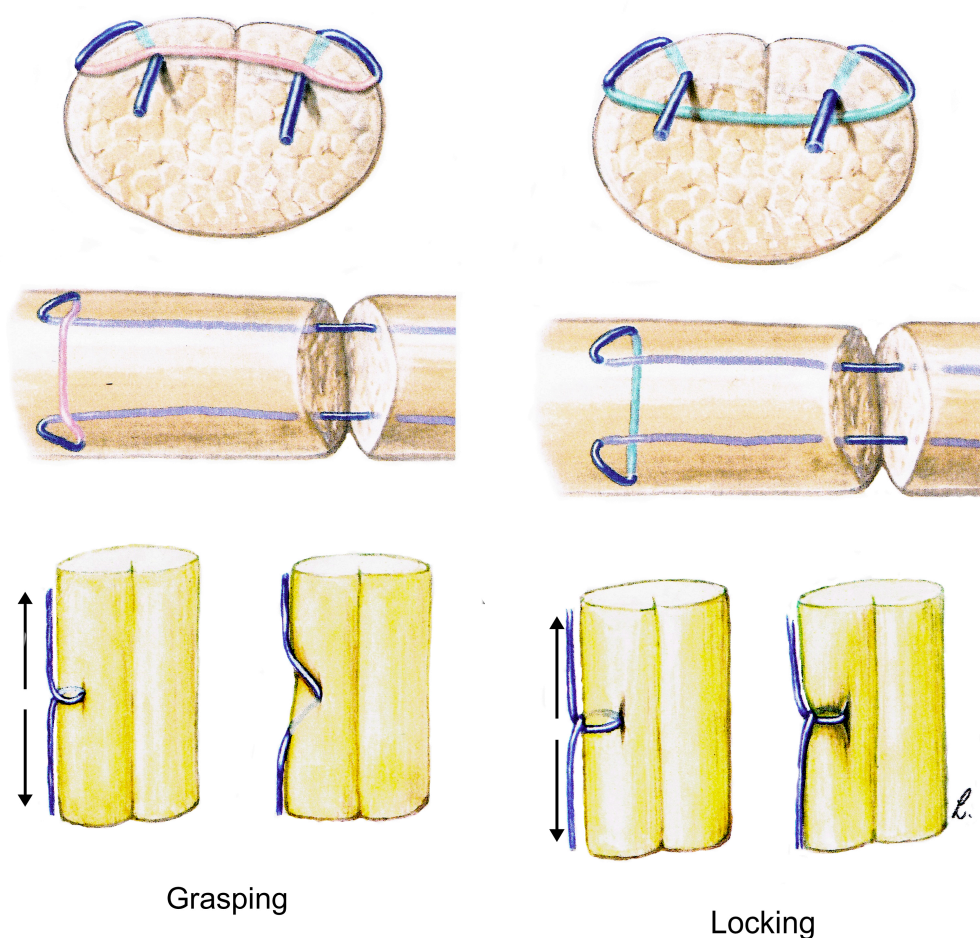


Abbildung 6: Unterschiede in der Stabilität bei nicht unterschlungenen („grasping“) und unterschlungenen („locking“) Sehnenschlaufen (Bilder aus Langer et al. 2003)

Die unterschlungenen Nähte sind um etwa 5 N stabiler als die nicht unterschlungenen Schlaufen (Langer et al. 2003).

1.4.3 Zirkumferentielle Feinadaptionsnaht

Trotz sorgfältiger Operationstechniken und guter Adaption der Sehnenstümpfe durch eine Kernnaht, ist je nach Verletzungsart nicht immer eine optimal glatte Oberfläche an der Nahtstelle zu erreichen. Zudem kann eine weitgreifende Kernnaht die Lücke zwischen den Rupturenden – insbesondere bei Mobilisation der Sehne – nicht genug verschließen. In diesen Fällen ist die zusätzliche Verwendung verschiedener zirkulär und epitendinös verlaufender Feinadaptionsnähte (Abbildung 7) sehr wichtig, wie unter anderem besonders von Kleinert et al. empfohlen (Kleinert et al. 1973). Durch eine Reduktion des überstehenden Sehngewebes am Rand des Adaptionsspalt, kann ein Aufschieben der Sehnenenden an den Ringbändern und damit eine Lückenbildung verhindert werden. Zusätzlich trägt die Feinadaptionsnaht deutlich zur Erhöhung der Belastungsfähigkeit der Sehnennaht bei (Ansari et al. 2009; Kubota et al. 1996a). Die entstandenen Knoten sollten möglichst versenkt werden, um beim Gleiten an den Ringbändern keinen erhöhten Widerstand zu bieten.

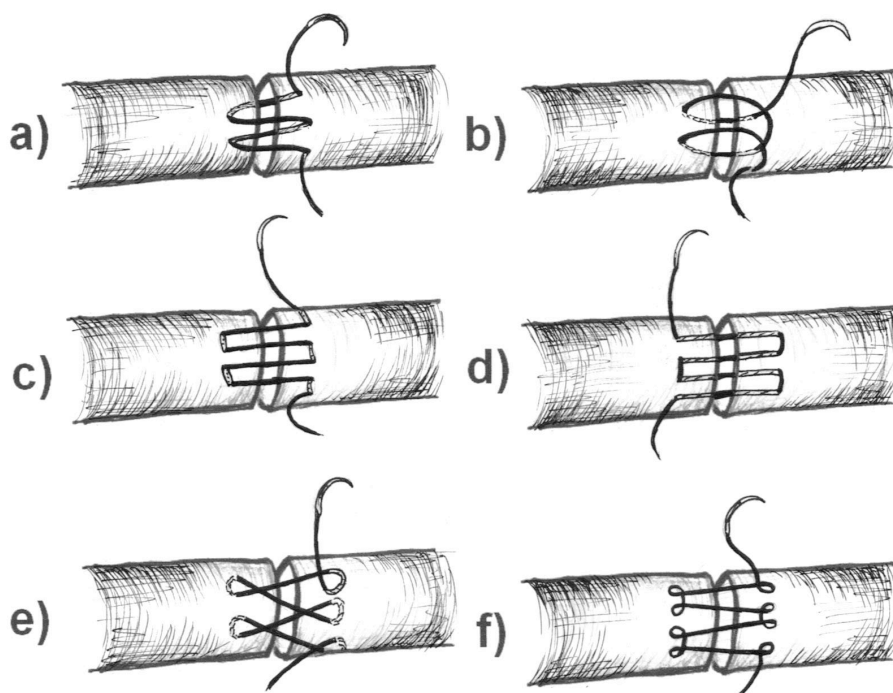


Abbildung 7: Sechs verschiedene Nahttechniken von epitendinösen, zirkumferentiell fortlaufenden Feinadaption snähten (jeweils nur vier Stiche gezeigt):

- a) Simple
 - b) Simple-locking
 - c) Lembert
 - d) Halsted
 - e) Cross-stitch
 - f) Lin-locking
- (eigene Zeichnung)

1.5 Postoperative Nachbehandlung

Immobilisierte Sehnennähte verlieren 50% ihrer anfänglichen Stabilität während der ersten postoperativen Woche (Mason und Allen 1941; Strickland 1995). Anhand mehrerer Studien ließ sich feststellen, dass ein frühes Rehabilitationsprogramm mit aktiver und passiver Bewegung der verletzten Finger Verklebungen im Bereich der Sehnennaht verhindern kann (Emery 1977; Kleinert et al. 1973; Lister et al. 1977). Nach diesen Beobachtungen vermutete Potenza bereits 1963, dass durch die Bewegung feine Adhäsionen gelöst würden und möglicherweise Fibroblasten aus der Sehnenscheide in die Reparaturzone einwandern (Potenza 1963). Dadurch sollen nicht nur biologische Prozesse der Kollagensynthese, die die funktionelle Rehabilitation der Sehne positiv unterstützen, beeinflusst (Strickland 1989), sondern auch die Versorgung der Sehne mit Nährstoffen durch die Synovialflüssigkeit verbessert werden (Kubota et al. 1996b; Strickland 2000; Hitchcock et al. 1987; Elliot et al. 1994; Lister et al. 1977). (Details siehe 1.1. „Anatomische Grundlagen“)

Bei Anwendung der Methode der passiven Nachbehandlung, „passive motion“, wird der betroffene Finger nur durch einen Krankengymnasten oder den Patienten selbst, mit einer einwirkenden Kraft von ca. 9 N (Schuind et al. 1992) passiv gebeugt.

Inzwischen etabliert hat sich die Methode der frühen, aktiven Mobilisierung „early active mobilization“, mit Hilfe einer dynamischen Schiene nach Kleinert. (Tang et al. 2001; Wada et al. 2001b; Aoki et al. 1997; Bainbridge et al. 1994; Giesen et al. 2010). Durch sie sollen während der Heilungsphase vor allem bleibende Bewegungsdefizite und ein Wiederabreißen der Sehne verhindert werden.

Die dorsale Unterarmgipsschiene (nach zwei Tagen Thermoplast- oder vorkonfektionelle Schiene) sollte folgende Bedingungen erfüllen :

- Fixierung des Handgelenkes in 35° Flexion, um alle Beugesehnen zu entlasten.
- Fixierung der Metacarpophalangealgelenke in 55° Flexion, vollständige Extension in proximalen und distalen Interphalangealgelenken muss noch möglich sein.
- Durch ein Gummiband, das am Fingernagel oder an der Fingerkuppe befestigt wird, wird der operierte Finger in Beugestellung gezogen. Die Zugrichtung aller Gummibänder erfolgt dabei in Richtung Kahnbein, die Umlenkung auf Thenarebene.

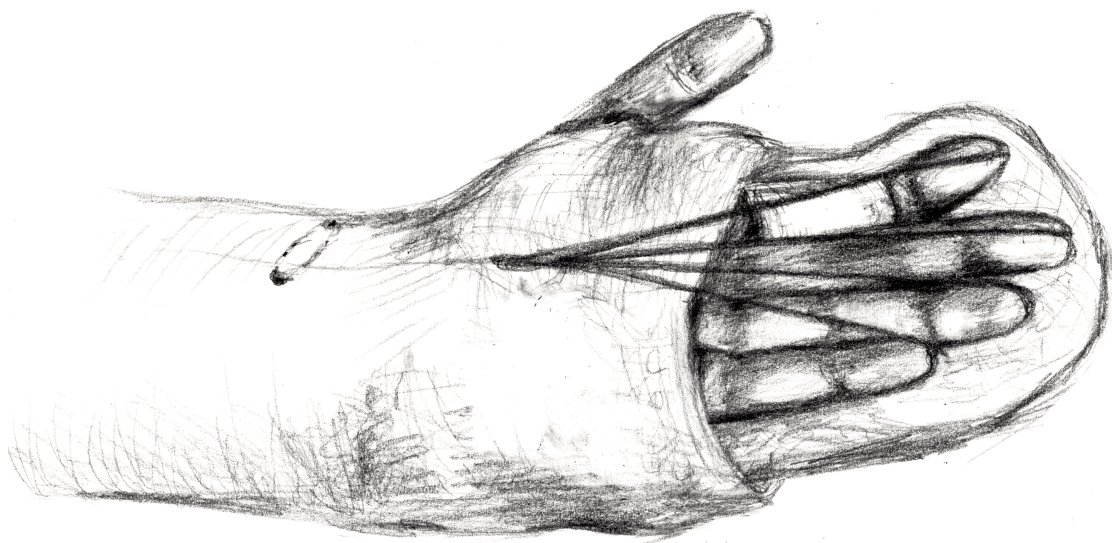


Abbildung 8: Dynamische Schiene: Aktive Extension (eigene Zeichnung)

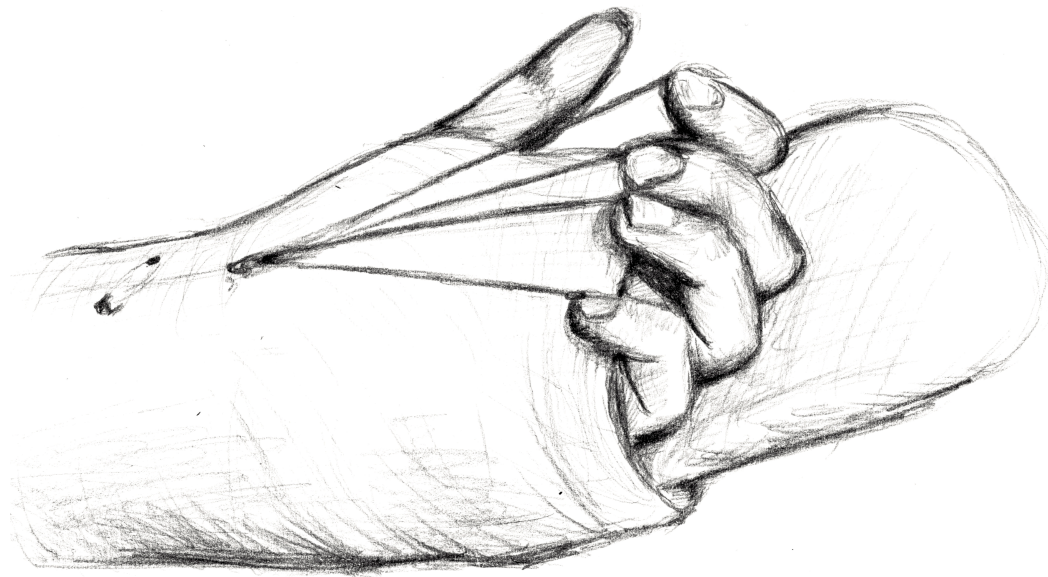


Abbildung 9: Dynamische Schiene: Passive Flexion (eigene Zeichnung)

Die Extension (Abbildung 8) des betroffenen Fingers erfolgt dabei aktiv durch den Patienten, gegen den Widerstand eines Gummizügels, die anschließende Flexion passiv und ohne übermäßigen Zug auf die verletzte Beugesehne (Abbildung 9). Auf den Finger wirken bei diesem Vorgang Kräfte von ca. 35 N (Schuind et al. 1992).

Nach festen Schemata wird so der verletzte Finger in bestimmten Frequenzen, je nach postoperativem Tag nachbehandelt (Nachbehandlungsprogramm nach Kleinert) (Geldmacher 1992, S. 157).

1.6 Fragestellung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die maximale Zugfestigkeit von Nähten mit Faden aus einem Glycolsäure-carbonat-Copolymer mit unidirektional ausgerichteten Widerhaken in der Versuchsgruppe, und in der Kontrollgruppe mit monofilem Nahtmaterial aus Polydioxanon, unter linearer Voll- und nach dynamischer Vorbelastung untersucht.

In vorangegangenen Studien werden meist nur lineare Vollbelastungstests der Sehnennähte durchgeführt. Dies ist ein Nachteil, da zyklische Testungen der aktiven Nachbehandlung des Patienten einer in-vivo-Situation eher entsprechen.

Miteinander verglichen wurden modifizierte, geknotete 2- und 4-Strang Kirchmayr-Kessler Techniken für den Faden aus Polydioxanon, mit modifizierten, ungeknoteten, 2- und 4-Strang Kirchmayr-Kessler Techniken für das Nahtmaterial mit Widerhaken. Des weiteren deren Beeinflussung durch eine zusätzliche, zirkumferentielle Feinadaptationsnaht mit Faden aus Polyglactin.

Die Nullhypothese lautet, dass es durch Nahtmaterial mit unidirektional ausgerichteten Widerhaken nicht möglich ist, die Sehnen-Nahtmaterial-Interaktion so weit zu erhöhen, dass die Zugfestigkeit dieser knotenlosen Naht vergleichbar mit der einer geknoteten ist.

2 MATERIAL UND METHODEN

2.1 Testmaterialien

2.1.1 Anatomische Sehnenpräparate

Unfixierten, humanen anatomischen Präparaten wurden 110 Sehnen des Musculus flexor digitorum superficialis, proximal des Chiasmas in Zone IV und 110 Musculus digitorum profundus Sehnen von Zone II bis Zone IV entnommen. Anschließend wurden die 220 so gewonnenen Beugesehnen auf 10 cm gekürzt und randomisiert in insgesamt 14 Gruppen eingeteilt. Um Veränderungen des Gewebes möglichst gering zu halten, wurden die Sehnen direkt nach der Präparation tiefgefroren und kurz vor Verwendung schonend in einem Wasserbad mit ca. 30°C aufgetaut. Danach erfolgte die End-zu-End Vernähung der Sehnenenden und Durchführung der Tests. Um einer Austrocknung entgegenzuwirken wurden die Präparate bei länger andauernden Tests regelmäßig mit 9%iger NaCl-Lösung bestäubt. Alle Nahtvorgänge wurden streng nur durch einen Operateur durchgeführt, um eine Vergleichbarkeit der einzelnen Sehnennähte zu gewährleisten.

2.1.2 Nahtmaterial

In dieser Arbeit wird zur Stärkenangabe nur das USP-System verwendet. Um die Enden der explorierten Sehnen zu adaptieren wurden für verschiedene Nahtmethoden folgende Nahtmaterialien und Fadentypen verwendet:

2.1.2.1 *PDS II*[®]

Hersteller: Ethicon, Johnson & Johnson Medical GmbH, Norderstedt, Germany

Artikelnummer: Z3150
Fadenstärke: USP 4-0, Metric 1,5
Eigenschaften: monofil, violett gefärbt
Reißfestigkeitsabfall: 35 Tage, 50%; 70 Tage, 0%
Resorptionszeit: 180-210 Tage
Material: Polydioxanon
Nadel: ½ Kreis flache Rundkörpernadel Visi Black SH-Plus,
26 mm Bogenlänge

2.1.2.2 V-Loc™ 180

Hersteller: Covidien Deutschland GmbH, Neustadt, Germany
Artikelnummer: VLOCM2004
Fadenstärke: USP 3-0, Metric 2
Nathmaterialgröße vor der Verzahnung: 2-0
Eigenschaften: unidirektional ausgerichtete Widerhaken in
zirkumferentieller Anordnung, ungefärbt
Reißfestigkeitsabfall:
7 Tage, 80%; 14 Tage, 75%; 21 Tage, 65%
Resorptionszeit: 180 Tage
Nadel: ½ Kreis Rundkörpernadel V-20, 26 mm Bogenlänge
Material: Kopolymer aus Glycolsäure und Trimethylencarbonat



Abbildung 10: Vergrößerte Darstellung des Fadens V-Loc™
(mit freundlicher Genehmigung der Firma Covidien)

2.1.2.3 Vicryl[®] 5-0

Hersteller:	Ethicon, Johnson & Johnson Medical GmbH, Norderstedt, Germany
Artikelnummer:	V4930
Fadenstärke:	USP 5-0, Metric 1
Eigenschaften:	monofil, geflochten, ungefärbt Reißfestigkeitsabfall: 21 Tage, 50%; 35 Tage 0% Resorptionszeit: 56-70 Tage
Nadel:	3/8 Kreis schneidend mit Präzisionsspitze, PRIME P-3, 13 mm
Material:	Polyglactin

2.2 Angewendete Nahttechniken

Durch die unidirektionale Ausrichtung der Widerhaken ist der Faden beim einfachen Durchziehen durch die Sehne ohne darauffolgende Verknotung nur in der den Widerhaken entgegengesetzten Verlaufsrichtung stabilisiert. Um eine ausreichende Sehnengewebe-Nahtmaterial-Interaktion zu gewährleisten musste somit eine Nahttechnik verwendet werden, in der der Faden im Sehnengewebe in mindestens zwei gegenläufigen Richtungen verläuft.

Für diese Anforderungen schien die modifizierte Nahttechnik nach Kirchmayr-Kessler, in einer 2- und einer 4-Strang Variante geeignet. Jede dieser Varianten wurde in den folgenden Versuchsreihen mit und ohne einer zusätzlich ergänzten, zirkumferentiellen Feinadaptionsnaht getestet.

2.2.1 Modifizierte Kirchmayr-Kessler Naht

Die Kernnaht der Beugesehnnähte wurde nach der modifizierten Technik von Kirchmayr-Kessler in 2- und 4- Strang Variante ausgeführt (Abbildung 11 und 12).

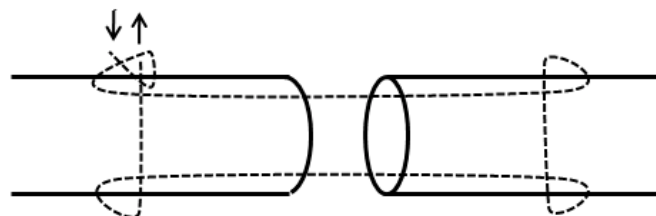


Abbildung 11: Kirchmayr-Kessler, 2-Strang, mit Knoten (Bild aus Zeplin et al. 2011)

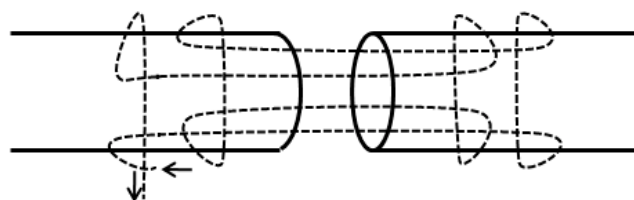


Abbildung 12: Kirchmayr-Kessler, 4-Strang, mit Knoten (Bild aus Zeplin et al. 2011)

Beschreibung des Nähvorgangs:

Die Sehne wird in transversaler Richtung parallel zur Schnittkante und ca. 7 mm von ihr entfernt durchstoßen. Nach dem Ausstich auf der gegenüberliegenden Seite erfolgt in einem Abstand von ca. 1,5 mm zu diesem Punkt der erneute Einstich, diesmal in longitudinaler Richtung von innen auf den Sehnenstumpf zu. Dabei kreuzt der longitudinale Strang im Sehneninneren den transversalen Anteil und tritt in der jeweiligen Hälfte der Schnittkante des Sehnenstumpfes wieder aus (Abbildung 13, a)).

Es folgt analog der Einstich in die gegenüberliegende Schnittflächenhälfte der zu adaptierenden Sehne, mit einem Ausstich ca. 7 mm oberhalb der Schnittkante. Annähernd 1,5 mm von diesem Ausstich entfernt wird für den transversalen Strang die Sehne in ihrem Querschnitt durchstoßen (Abbildung 13, b)) und anschließend wieder, wie zu Beginn, mit der longitudinal geführten Naht fortgefahren (Abbildung 13, c)).

Auf die 2-Strang Naht folgt beim Erreichen der ersten Einstichstelle üblicherweise ein vierfacher chirurgischer Knoten. Um eine Kirchmayr-Kessler Naht mit vier Strängen zu erhalten, beginnt der oben beschriebene Vorgang an dieser Stelle zunächst von vorne, wobei der Knoten jedoch erst am Schluss, beim erneuten Erreichen des Ausgangspunktes, gesetzt wird.

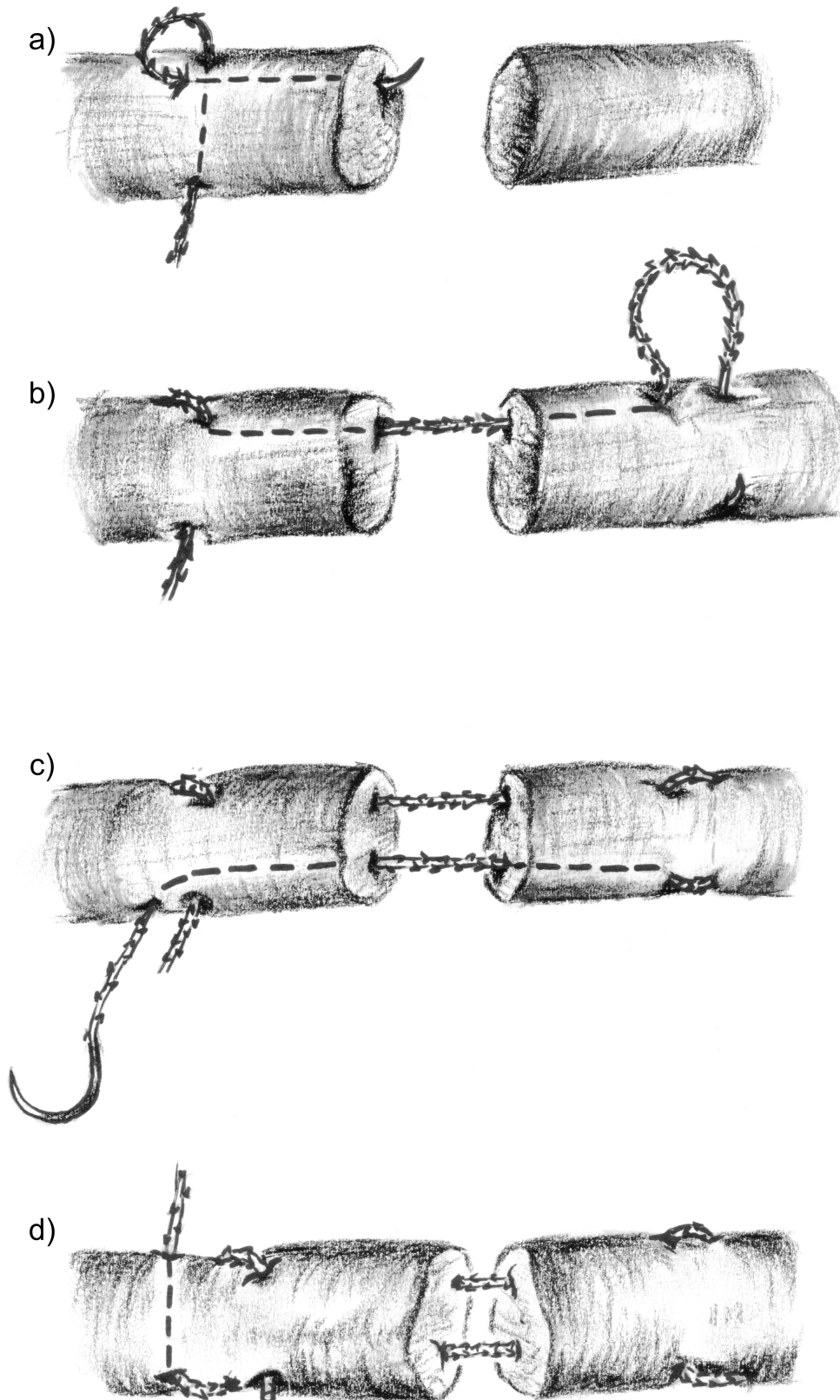


Abbildung 13: Nähvorgang einer 2-Strang Kirchmayr-Kessler-Naht mit V-Loc™
(eigene Zeichnung)

Um bei der Verwendung von V-Loc™ ohne Knoten ein vorzeitiges Herausrutschen des Fadens aus der Sehne zu verhindern, wurde die eben beschriebene Vorgehensweise leicht abgewandelt (Abbildung 14): Anstatt nach dem Erreichen des Ausgangspunktes den Vorgang durch Verknoten des Fadens zu beenden, wurde am Ende noch einmal ein Stich parallel zu Einstichpunkt und Schnittkante gesetzt. Somit liegen sich Anfang und Ende des Fadens zu beiden Seiten der Sehne gegenüber (Abbildung 13, d) und 14). Überstehende Fadenreste des V-Loc™ wurden bis auf Sehnenniveau gekürzt.

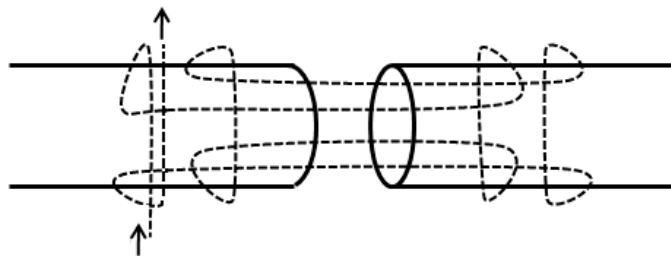


Abbildung 14: Kirchmayr-Kessler, 4-Strang, ungeknotet (eigene Zeichnung)

2.2.2 Zirkumferentielle Feinadaptionsnaht „simple-running“

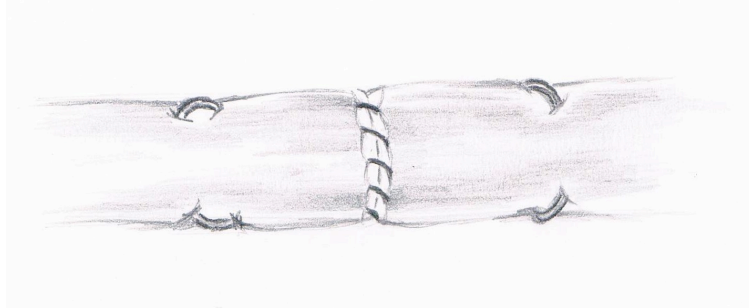


Abbildung 15: Kirchmayr-Kessler 2-Strang-Naht mit zirkumferentieller Feinadaptionsnaht (Ringnaht) (eigene Zeichnung)

Die zirkumferentielle Feinadaptionsnaht ist eine epitendinös fortlaufende Naht. Mit ihr wird eine vollständige Adaptierung der Sehnenstümpfe bis in die Peripherie der Schnittkanten ermöglicht. Durch abwechselnde Ein- und Ausstiche an den Rändern beider Sehnenenden im Abstand von ca. 0,7 mm wird der Spalt zwischen den Stümpfen überbrückt und geschlossen. Nach dem Umnähen der Sehne in beschriebener Art und Weise um 360°, wird der Faden in allen Versuchsreihen mit einem vierfachen chirurgischen Knoten gesichert. Für diese Naht wurde ausschließlich der Faden Vicryl 5-0 verwendet.

2.3 Versuchsaufbau

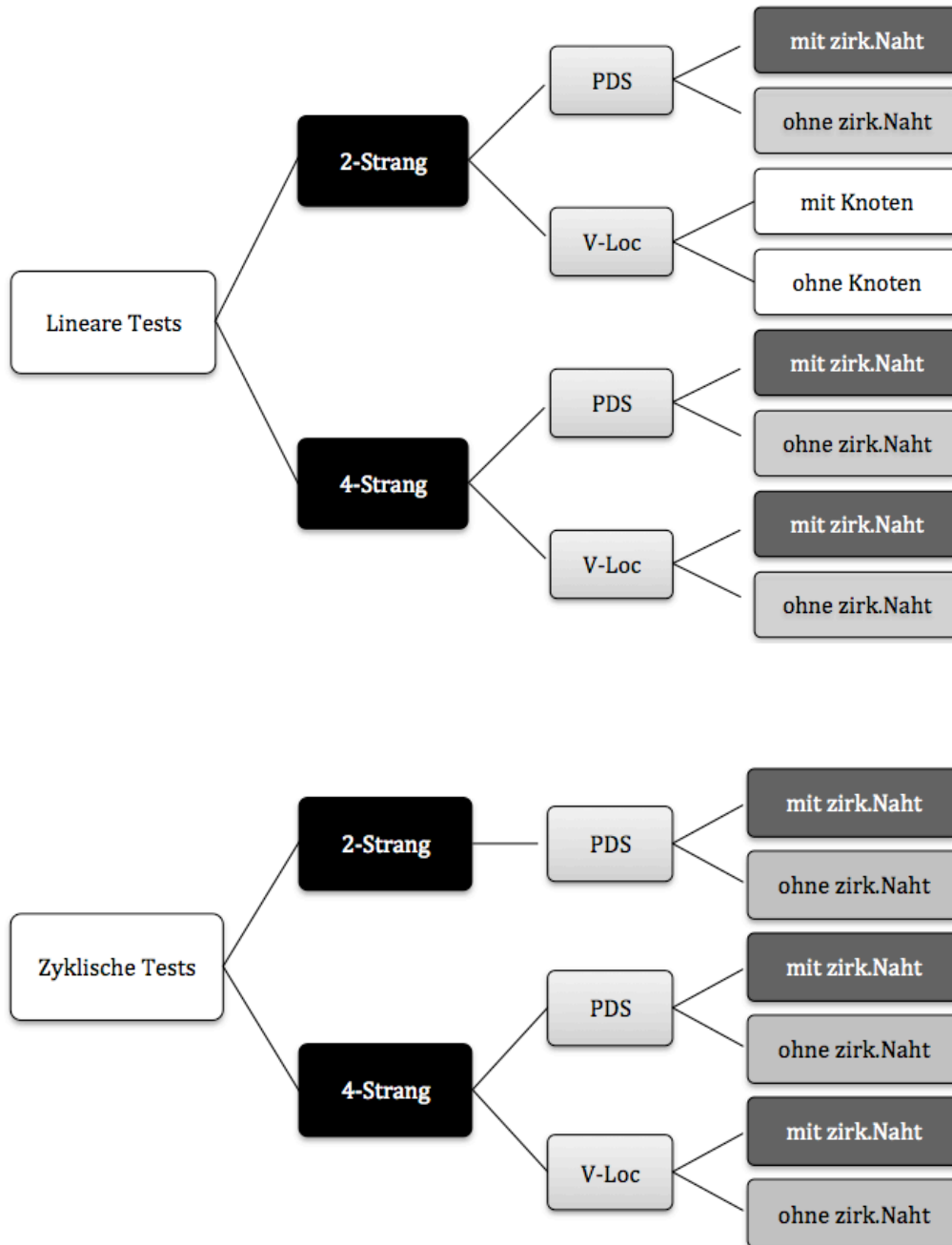


Abbildung 16: Übersicht über die Versuchsgruppen

220 Sehnen wurden randomisiert in zwei Teile zu insgesamt 14 Gruppen eingeteilt. Als Vergleichsgruppe diente eine geknotete, modifizierte 2-Strang Kirchmayr-Kessler-Naht, mit dem Faden PDS 3-0. Für die Testungen wurden alle Sehnen End-zu-End mit Hilfe der verschiedenen Nahtvarianten und Nahtmaterialien zu Ringen zusammengenäht. Direkt im Anschluss erfolgten die biomechanischen Tests an einer universellen Mehrfachprüfmaschine (Zwick/Roell Z020, Ulm, Germany).

2.4 Versuchsdurchführung



Abbildung 17: Zur Versuchsdurchführung an der Testmaschine angebrachter Sehnenring (Foto aus eigener Quelle)

2.4.1 Lineare Tests

Um die maximale Reißfestigkeit der Sehnennaht zu ermitteln wurden alle 15 Sehnen einer Gruppe (n=15) einer linearen Zugbelastung ausgesetzt. Unterstützt durch die Software testXpert II wurde der um die beiden Bolzen der Testmaschine Zwick/Roell gelegte Sehnenring in vertikaler Richtung gedehnt. Dies erfolgte zunächst bis zu einer Vorkraft von 1N ($\text{kg}\cdot\text{m}/\text{s}^2$). Danach wurde der Zug so lange mit einer Geschwindigkeit von 20 mm/Minute gesteigert, bis eine mechanische Insuffizienz in der Zone der Nahtstelle eintrat.

2.4.2 Zyklische Tests

In den Versuchsreihen der zyklischen Stresstests wurden die Sehnennähte einer Belastung von insgesamt 2500 Zyklen ausgesetzt. Um das Belastungsverhalten unter verschiedenen starken Zugkräften besser beurteilen zu können, wurde nach jeweils 500 Zyklen die Kraft stufenweise von 10 N auf 15, 20, 25 und schließlich 30 N erhöht. Der Sehnenring erschlaffte dabei nach jedem Erreichen des vorgegebenen Kraftniveaus, sodass keine Spannung mehr auf die Nahtstelle wirkte, bevor ein erneuter Kraftaufbau eingeleitet wurde.

Im Anschluss dieser Phase der zyklischen Vordehnungen erfolgte wieder - analog den reinen Maximallastversuchen - die lineare Distraction, bis zum Erkennbarwerden einer Nahtinsuffizienz.

McClellan et al. verglichen Schweinebeugesehnen des M. flexor digitorum profundus, die nach der Durchtrennung mit einer 2-Strang Kessler-, 4-Strang Savage oder einer 4-Strang ungeknoteten Technik vernäht worden waren. Getestet wurde die aufzuwendende Kraft bis zu 2 mm Spaltbildung zwischen den Sehnenenden, sowie die Maximalkraft. Hierbei konnten sie zeigen, dass eine knotenlose Naht mit Widerhaken im Vergleich zu herkömmlichen Nahttechniken eine gleichwertige Festigkeit bei geringerem Querschnitt an Reparaturmaterial hat (McClellan et al. 2011).

In dieser Arbeit wurde wissentlich auf eine genaue Angabe einer Spaltbildungskraft verzichtet. Der genaue Punkt, bei dem ein funktionelles Defizit auftritt variiert stark von 2 mm bis 10 mm (Gelberman et al. 1999; Seradge et al. 1983; Silverskiöld et al. 1992). Tran et al. beschreibt drei Varianten von Spaltbildung einer Sehnennaht unter zyklischer Belastung (Tran et al. 2002). Spaltbildung bei Oszillation hat keine klinische Relevanz. Signifikante klinische Relevanz besteht jedoch dann, wenn der Spalt auch nach Nachlassen der Zugkraft erhalten bleibt, oder wenn, wie bei Vollausrissen, keinerlei Kraftaufwendung über die Nahtstelle mehr möglich ist.

In dieser Arbeit wurde das Herausreißen des Fadens aus der Sehne, mit einer sichtbaren Spaltbildung von >3 mm mit einer Fadenruptur oder Knoteninsuffizienz gleichgesetzt.

Um die Breite des während des Distraktionsvorgangs zwischen den Sehnenenden entstehenden Spaltes erfassen zu können, wurde eine Hilfsperson einbezogen. Sie teilte mit Hilfe eines 2,5-fachen Vergrößerungssystems und eines Millimetermaßes der Messperson den entsprechenden Abstand mit, die daraufhin die im selben Moment von der Maschine aufgewandte Kraft notierte.

Für jede Probe wurde ein Kraft-Zeit-Diagramm festgehalten und die Art der Nahtinsuffizienz notiert.

Während der Dauer der Untersuchungen von bis zu 120 Minuten je Probe wurde die Sehne regelmäßig mit 0,9%-iger NaCl-Lösung bestäubt, um ein Austrocknen des Gewebes zu verhindern.

2.5 Statistische Analyse

Zur Auswertung der erhaltenen Daten wurde das Statistikprogramm SPSS 15.0 (Statistical Package for the Social Sciences, Inc., Chicago, Ill.) verwendet. Alle Ergebnisse sind als Mittelwert mit Standardabweichung (SD) angegeben.

Für einen statistischen Vergleich der einzelnen Gruppen wurde bei Normalverteilung der Student's t-Test, bei fehlender Normalverteilung in einer Testreihe der Mann-Whitney-U-(MW-) Test angewendet. Unterschiedswerte unter einem statistischen Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wurden als signifikant angesehen.

In dieser Arbeit wurde der t-Test verwendet, da normalverteilte Gruppen verglichen wurden. Da nicht alle Vergleichsgruppen die gleiche Abweichung zeigten, waren die exakten Voraussetzungen für ANOVA (Normalverteilung und Varianzhomogenität) nicht gegeben und dessen Durchführung somit leider nicht möglich. Es wurde entschieden, paarweise Vergleiche durchzuführen, wobei dann der t-Test für die normalverteilten Proben verwendet werden konnte.

3 ERGEBNISSE

3.1 Ausrissverhalten

Bei nahezu allen Proben limitierte eine Spaltbildung von >3 mm die maximale Zugkraft. Das Erreichen dieses Abstandes bestimmte den Abbruch einer weiteren Distraction. Insbesondere die Nähte mit V-Loc™, ohne Knoten neigten dazu, aus der Sehne auszureißen. Bei einigen wenigen geknoteten Nähten mit PDS kam es noch vor Erreichen des 3 mm-Spaltes zu einer Ruptur des Fadens.

In den Versuchsreihen mit zusätzlicher zirkumferentieller, epitendinös fortlaufender Feinadaptionnaht, rupturierte bei höherer Zugbelastung zunächst der dafür verwendete Faden, bevor die Sehnenenden dislozierten.

Nach steigender Zugkraft durch die Testmaschine auf den eingespannten Sehnenring, konnten im Wesentlichen zwei Arten von Insuffizienzen der Nähte beobachtet werden. Im Kraft-Zeit-Diagramm ist das Verhalten der Naht erkennbar, wenn der Faden entweder rupturiert, oder aus dem Sehngewebe ausreißt.

Abbildung 18 zeigt beispielhaft das Kraft-Zeit-Diagramm einer Fadenruptur von geknotetem Nahtmaterial aus Polydioxanon, die bei dieser Testreihe häufig auftrat. Erkennbar ist zunächst ein kontinuierlicher Kraftanstieg mit abruptem Kraftabfall bei in diesem Fall ca. 120 N im Moment der Fadenruptur.

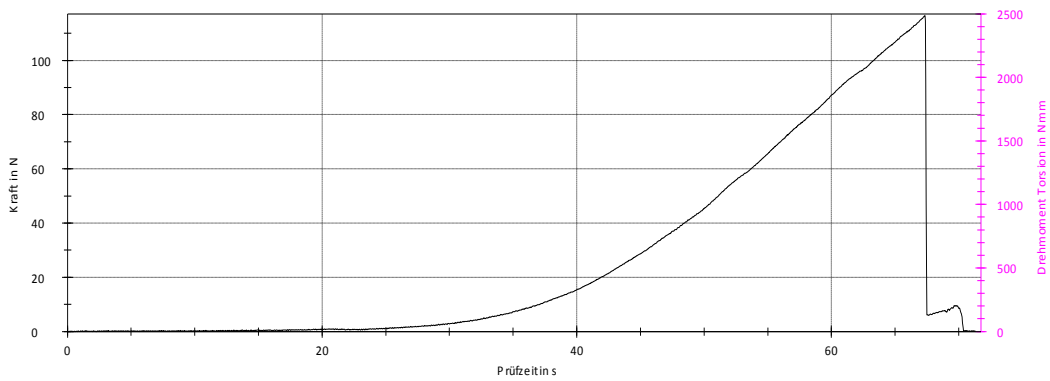


Abbildung 18: Linearer Kurvenverlauf mit PDS-Faden bei abschließender Fadenruptur
(Grafik aus eigener Quelle)

Bei der nachfolgenden Versuchsanordnung (Abbildung 19) stellt sich ab 210 N ein im Vergleich zu Abbildung 18 flacherer Kurvenverlauf dar, während der eingenähte PDS-Faden insuffizient wird und die Widerstandskraft abfällt. Das monofile Nahtmaterial durchschneidet das Sehngewebe, wobei der zonenweise unterschiedlich hohe Gewebewiderstand der Sehne einen diskontinuierlichen Verlauf des Kraftabfalls zeichnet.

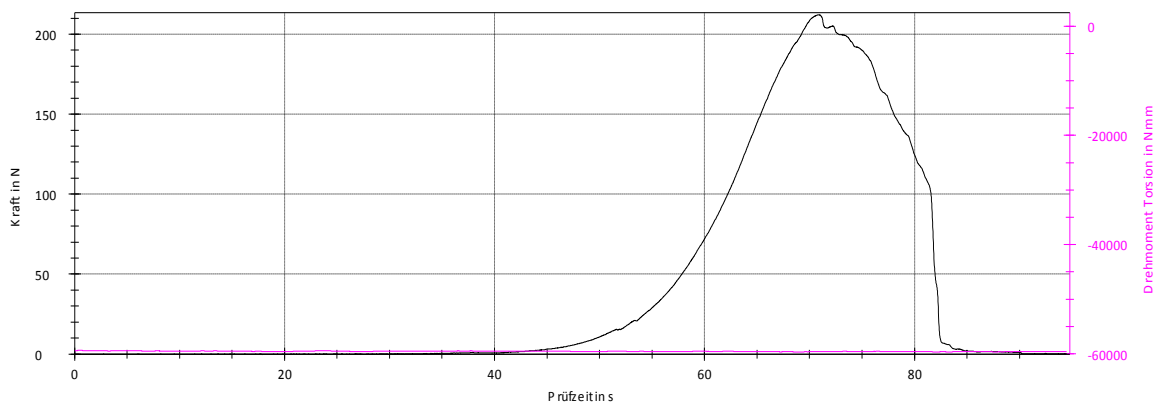


Abbildung 19: Insuffizienz durch Herausrutschen aus der Sehne mit PDS-Faden
(Grafik aus eigener Quelle)

Abbildung 20 zeigt - beispielhaft und stellvertretend für die häufigste Form der Insuffizienz dieser Testreihe - das Herausrutschen des Fadens V-Loc™ aus dem Sehngewebe. Erkennbar ist ein bei circa 70 N beginnender, mehrmaliger Abfall und Wiederanstieg der einwirkenden Kraft mit einer Amplitude von ca. 30 N um einen Mittelwert von ca. 50 N.

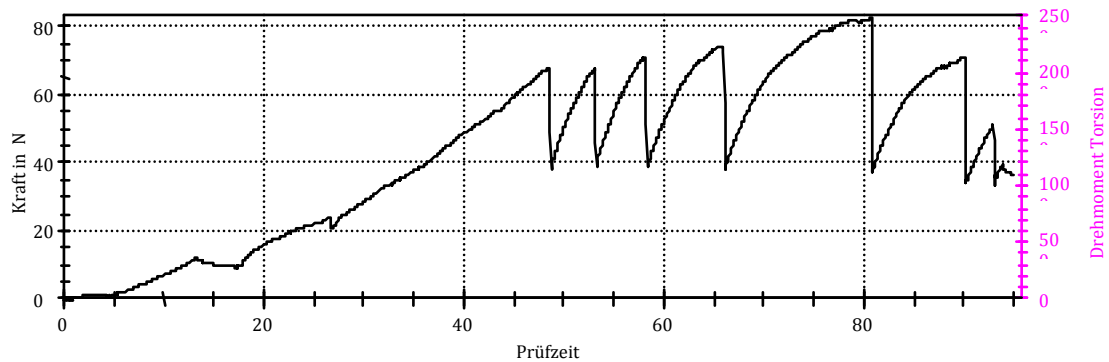


Abbildung 20: Insuffizienz durch Herausrutschen aus der Sehne mit V-Loc™-Faden
(Grafik aus eigener Quelle)

3.2 Übersicht der Ergebnisse

3.2.1 Lineare Tests

Nr.	Nahtmat.	Stränge	Knoten	zirk.Naht	n	Mittelwert	Min	Max	SD	stat. Test
1	V-Loc	2	ja	-	15	80,50	57	102	16,43	t-Test
2	V-Loc	2	-	-	15	38,00	17	60	11,65	t-Test
3	PDS	2	ja	-	18	94,17	62	131	20,59	t-Test
4	PDS	2	ja	ja	15	159,90	100	180	25,84	MW-Test
5	PDS	4	-	-	15	149,50	130	180	14,03	t-Test
6	PDS	4	ja	ja	15	207,00	180	250	21,88	t-Test
7	V-Loc	4	-	-	15	145,60	62	172	33,07	t-Test
8	V-Loc	4	-	ja	15	229,18	197	317	51,26	t-Test

Tabelle 1: Übersicht der Ergebnisse der linearen Tests

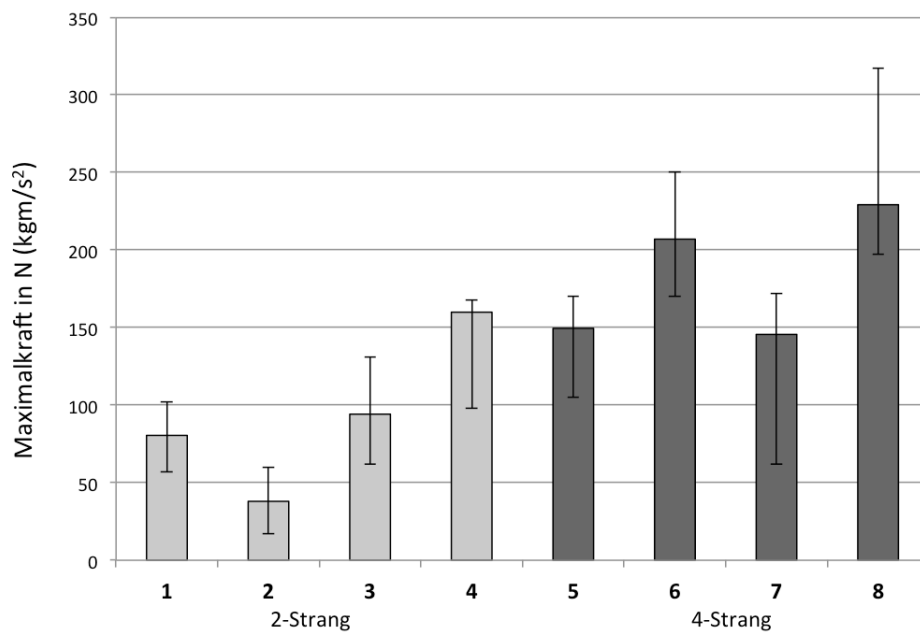


Abbildung 21: Graphische Darstellung der Maximalkräfte der statischen Tests

3.2.2 Zyklische Tests

Nr.	Nahtmat.	Stränge	Knoten	zirk.Naht	n	Mittelwert	Min	Max	SD	stat. Test
1	PDS	2	ja	-	16	61,60	50	71	6,74	t-Test
2	PDS	2	ja	ja	15	126,50	98	168	23,28	t-Test
3	PDS	4	ja	-	15	134,00	105	170	21,71	t-Test
4	PDS	4	ja	ja	15	202,00	170	250	30,02	t-Test
5	V-Loc	4	-	-	15	111,20	88	200	33,10	t-Test
6	V-Loc	4	-	ja	15	212,50	165	270	30,66	t-Test

Tabelle 2: Übersicht der Ergebnisse der zyklischen Tests

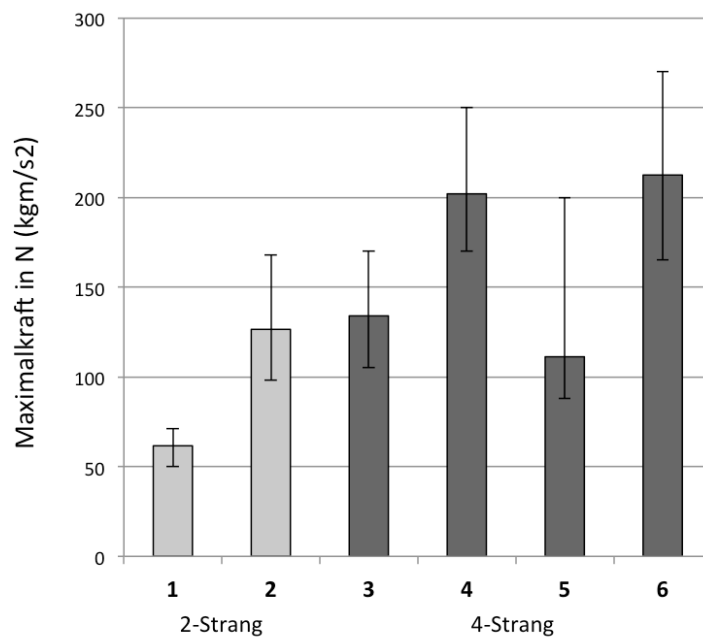


Abbildung 22: Graphische Darstellung der Maximalkräfte der zyklischen Tests

3.3 Vergleich der Testergebnisse

3.3.1 V-Loc™ mit vs. ohne Knoten in 2-Strang Naht

Unter Verwendung der 2-Strang Kirchmayr-Kessler Naht zeigt der unverknotete Faden V-Loc™ mit einem Mittelwert von 38 N gegenüber der geknoteten Variante (80,5 N) eine um 111,84 % signifikant geringere Zugstabilität.

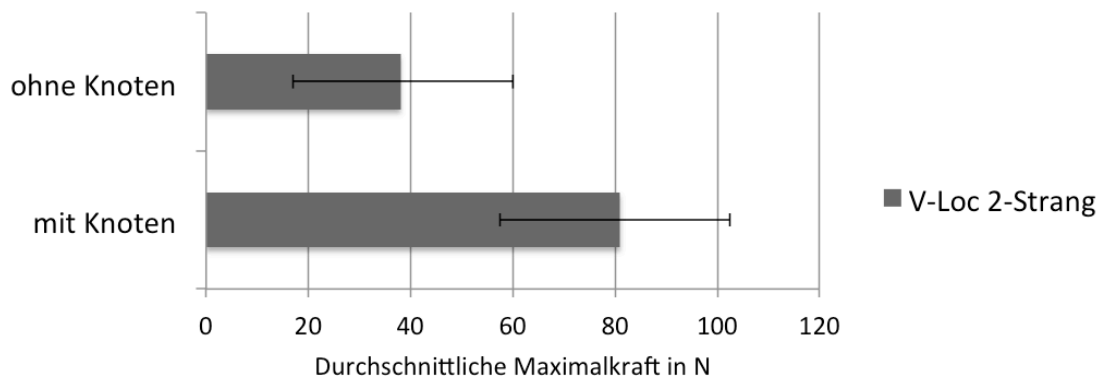


Abbildung 23: Maximalkräfte des Fadens V-Loc™ in 2-Strang Naht mit und ohne Knoten

3.3.2 2-Strang Naht: Ungeknoteter V-Loc™ vs. PDS

In 2-Strang Technik zeigt der ungeknotete Faden V-Loc™ (38 N) gegenüber der Naht mit PDS-Faden (94,17 N) eine um 147,82% signifikant geringere Stabilität ($p < 0,001$).

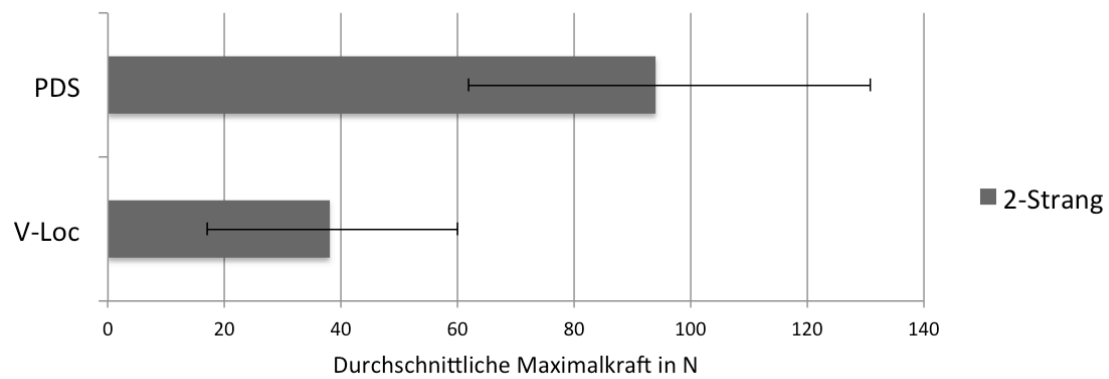


Abbildung 24: Maximalkräfte der Fäden V-Loc™ und PDS in ungeknoteter 2-Strang Naht

3.3.3 2-Strang vs. 4-Strang Naht

In allen Testreihen weist die modifizierte Technik nach Kirchmayr-Kessler mit 4 Strängen eine signifikant höhere Zugstabilität auf, als mit 2 Strängen ($p < 0,001$).

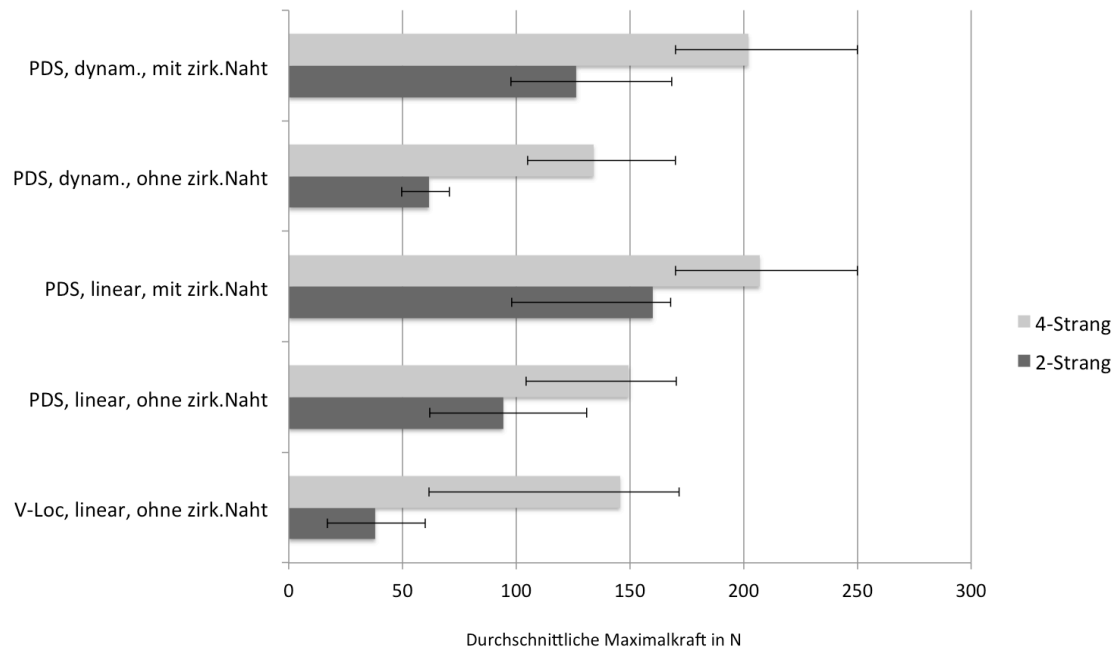


Abbildung 25: Maximalkräfte der 2- und 4-Strang Nähte

3.3.4 4-Strang Naht: Ungeknoteter V-Loc™ vs. PDS

In 4-Strang Technik genäht zeigen PDS und V-Loc™, unabhängig einer zusätzlichen Verwendung zirkumferentieller Feinadaptationsnähte, eine vergleichbare maximale Reißfestigkeit nach linearer und zyklischer Belastung ($p > 0,05$).

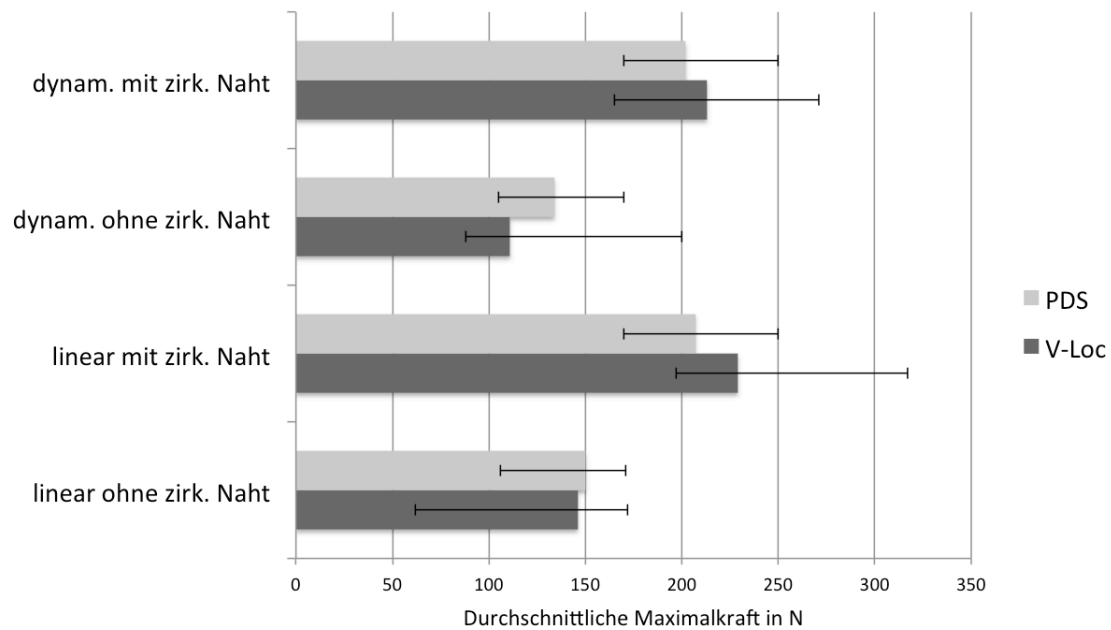


Abbildung 26: Maximalkräfte der 4-Strang Nähte mit beiden Fadentypen

3.3.5 Versuche nach zyklischer Vorbelastung

Zyklische Vorbelastung führte in keiner Versuchsreihe - unabhängig von Nahtmaterial und Nahtvariante - zu einer signifikanten Reduktion der maximalen Reißfestigkeit ($p > 0,05$).

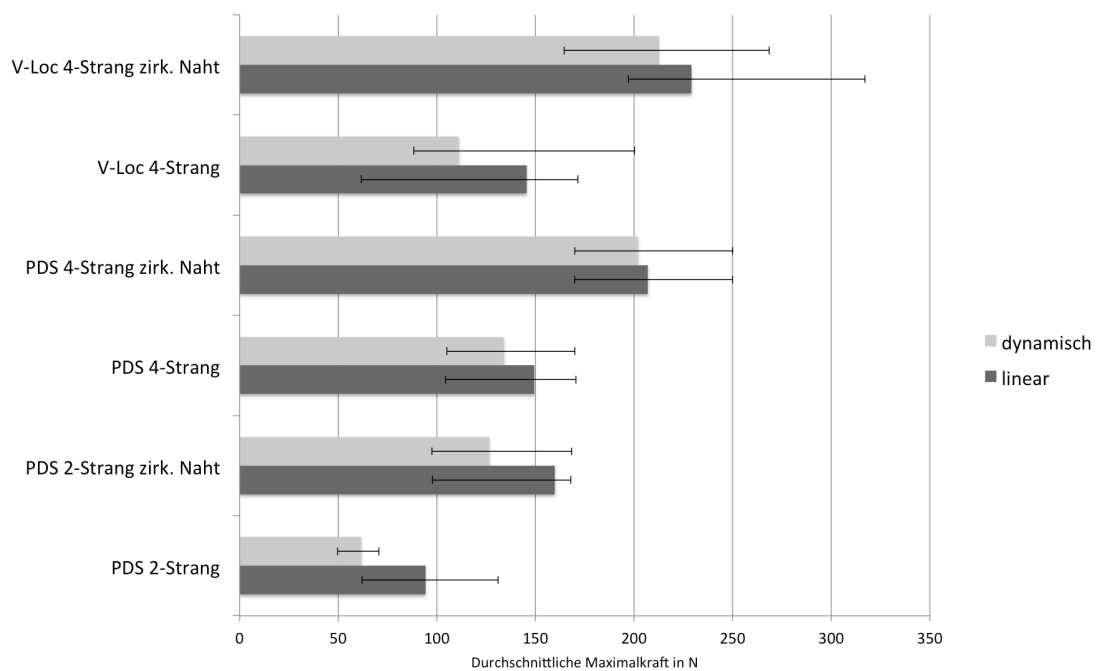


Abbildung 27: Lineare vs. dynamische Tests

3.3.6 Zirkumferentielle Feinadaptionsnaht

In der Versuchsreihe der linearen Tests wurde deutlich, dass eine zirkumferentielle Feinadaptionsnaht die Reißfestigkeit der PDS-2-Strang-Nähte um 70 % ($p < 0,001$), bei den 4-Strang-Nähten für PDS um 38 % ($p < 0,001$) und V-Loc™ um 63 % ($p < 0,001$) erhöht.

Bei den Tests mit zyklischer Vorbelastung wird die Stabilität der 2-Strang PDS-Nähte um 105 % ($p < 0,001$), der 4-Strang PDS um 51 % ($p < 0,001$) und 4-Strang V-Loc™ um 91 % ($p < 0,001$) durch eine zusätzliche zirkumferentielle Feinadaptionsnaht gesteigert.

Durchschnittlich handelt es sich bei den statischen Tests um eine Stabilitätssteigerung von 57 % ($p < 0,001$), bei den zyklischen Tests von 82 % ($p < 0,001$).

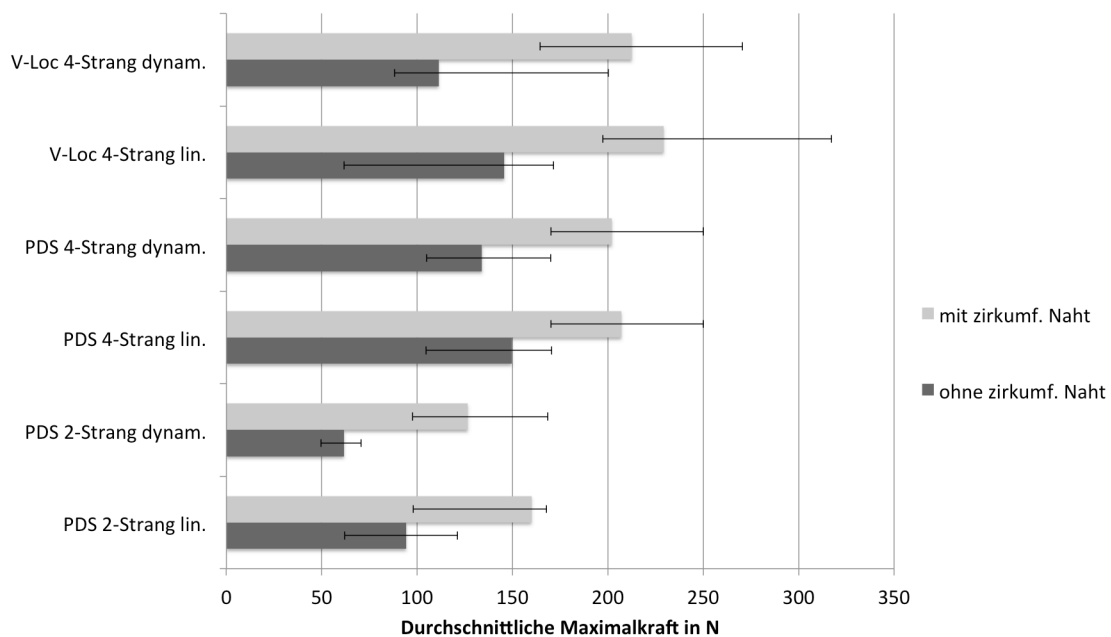


Abbildung 28: Testergebnisse mit und ohne zirkumferentieller Feinadaptionsnaht

4 DISKUSSION

4.1 Nahtmaterial

Alle Techniken wurden mit resorbierbarem, monofilem Nahtmaterial durchgeführt. Da es kein direktes Äquivalent für das in dieser Studie verwendete Nahtmaterial mit Widerhaken aus Glycolsäurecarbonat gibt, wurde der Vergleich mit herkömmlichem, in der Beugesehnenchirurgie verwendeten monofilamentärem Nahtmaterial aus Polydioxanon gestellt. In vivo Experimente (Wada et al. 2001a) und klinische Studien (Gérard et al. 1998) machen die Effektivität dieses Fadens in Kombination mit aktiver Mobilisierung deutlich. Auf den sicheren Einsatz geeigneten, resorbierbaren Nahtmaterials haben bereits viele Autoren hingewiesen (O'Broin et al. 1995; Caulfield et al. 2008). Obwohl in einer der Studien inflammatorische Vorgänge in der Peripherie des resorbierbaren Materials auftraten, resultierte dies dennoch nicht in verstärkten Adhäsionen und Kallusbildungen der Sehnen (Wada et al. 2001a).

Durch Verbesserung der Reißfestigkeit chirurgischer Fäden über physiologische Anforderungen hinaus, konnte das Auftreten von Nahtinsuffizienzen in Form von Fadenrupturen nahezu eliminiert werden (Lawrence und Davis 2005; Trail et al. 1989).

Die Interaktion des Fadens mit dem Sehnengewebe, der Verschlussmechanismus und Insuffizienz von Knoten sind weitere Faktoren, die einen ebenso grundlegenden Einfluss auf die Zugfestigkeit der Sehnennaht haben (Schuind et al. 1992; Barrie et al. 2000a; Xie und Tang 2005; Xie et al. 2005).

Fäden mit Widerhaken erhöhen die Interaktion zwischen Sehnengewebe und Nahtmaterial so, dass die Zahl der Stränge der Kernnaht reduziert und auf einen Knoten verzichtet werden kann. Dies wurde 2009 von Parikh et al.

gezeigt (Parikh et al. 2009). Indem sie nicht resorbierbares Nahtmaterial mit unidirektional ausgerichteten Widerhaken verwendeten, erhielten sie eine knotenlose, gekreuzte 3-Strang-Technik mit vergleichbarer Zugstabilität, wie bei einer geknoteten, gekreuzten 4-Strang-Technik mit monofilamentärem, oder geflochtenem Faden. Trocchia et al. (Trocchia et al. 2009) fanden heraus, dass die Maximalkraft einer modifizierten, knotenlosen Kessler-Bunnell-Nahttechnik mit Faden aus Polypropylen und Widerhaken, im Vergleich zu einer modifizierten, geknoteten Naht nach Kessler mit Faden aus geflochtenem Polyester, signifikant erhöht sein kann.

In unseren Tests konnten wir zeigen, dass eine ungeknotete 2-Strang Kirchmayr-Kessler-Naht mit Nahtmaterial mit Widerhaken sich als insuffizient und signifikant weniger stabil herausstellte, als eine geknotete 2-Strang-Naht mit Faden aus Polydioxanon. Dagegen erbrachte jedoch ein Vergleich zwischen der maximalen Zugfestigkeit einer ungeknoteten Naht mit Widerhaken und einer geknoteten Naht mit Faden aus Polydioxanon in 4-Strang Kirchmayr-Kessler-Technik vergleichbar positive Ergebnisse ohne signifikante Unterschiede.

Die Verwendung von Nahtmaterialien mit Widerhaken für die Sehnennaht scheint somit für eine Sehnennaht praktikabel zu sein, soweit eine dafür geeignete Nahttechnik verwendet wird.

4.2 Nahttechniken

4.2.1 Anzahl der Stränge

Verschiedene Studien zeigen, dass sich mit steigender Anzahl der Stränge der Kernnaht die biomechanischen Eigenschaften in Bezug auf die Stabilität der Sehnennaht verstärken (Barrie et al. 2000b; Viinikainen 2004; Dovan et al. 2003). Barrie et al. (Barrie et al. 2000b) erreichten bei ex vivo Tests an menschlichen Sehnen höhere Widerstandskräfte mit 4-, als mit 2-Strang-Nähten, im Vergleich dazu aber eine wiederum signifikant höhere Reißfestigkeit bei 6-Strang-Nähten. 8 Stränge weisen zwar eine erhöhte Dauerzugfestigkeit auf, können aber keine geringere Spaltbildungstendenz als 4-Strang-Nähte aufweisen (Barrie et al. 2000a). Bei in vivo Versuchen konnten Osada et al. (Osada et al.) auch mit 6 Strängen und Dovan et al. mit 8 Strängen (Dovan et al. 2003) sehr gute klinische Ergebnisse erzielen. Hier muss jedoch die Sinnhaftigkeit einer maximalen Durchflechtung der Sehne mit Nahtmaterial kritisch überdacht werden, die möglicherweise der Stabilität, nicht jedoch der Heilungstendenz förderlich wäre. Anzustreben ist demnach, mit weniger Material und Fadensträngen vergleichbare Zugfestigkeit erreichen zu können.

In unseren Tests konnte gezeigt werden, dass bei gleicher angewandter Technik, die Stabilität einer 4-Strang-Naht sowohl mit, als auch ohne Knoten höher ist, als die der Varianten mit zwei Strängen. Besonders in der Testreihe der geknoteten 2- und 4-Strang-Nähte mit Faden aus Polydioxanon wird deutlich, dass eine höhere Anzahl an Strängen die maximal standgehaltenen Zugkräfte signifikant erhöht. Ähnliches konnte für das Nahtmaterial mit Widerhaken festgestellt werden. Auch hier erwiesen sich die Nähte in 4-Strang-Technik als signifikant stabiler als in 2-Strang-Technik.

Diese Erkenntnisse lassen den Schluss zu, dass die Stabilität einer Naht mit Widerhaken umso höher ist, je mehr Fadenmaterial und damit mehr Widerhaken im Sehnengewebe verankert sind, somit mit diesem interagieren können. Möglicherweise könnten so dennoch Techniken mit nur 2-Strängen,

jedoch in anderen Nahtvarianten mit ausgedehnterer Durchflechtung des Sehngewebes durch das Nahtmaterial (Bunnell-, oder Mason-Allen-Technik, etc.), eine vergleichbare maximale Zugfestigkeit erreichen, wie in einer 4-Strang Kirchmayr-Kessler Technik.

4.2.2 Knoten

Die Diskussion zahlreicher Autoren in Bezug auf die Verwendung von Techniken mit Knoten hat auf dem Gebiet der Beugesehnenchirurgie einen großen Stellenwert. Varianten mit einem Knoten sind solchen mit zwei Knoten - nicht nur aufgrund des geringeren Fadenvolumens in der Reparaturzone - vorzuziehen (Rees et al. 2009). Versuchsreihen von Aoki et al. ergaben für Techniken mit nur einem Knoten Vorteile in der Haltbarkeit für die außen am Peritendineum der Sehne verknotete Naht (Aoki et al. 1995). Sowohl Aoki et al., als auch Rees et al. konnten nachweisen, dass Nähte, mit nur einem Knoten verschlossen, eine signifikant höhere Belastbarkeit aufweisen, als mit zwei Knoten (Rees et al. 2009).

McClellan et al. verglichen Flexor digitorum profundus-Sehnen von Schweinen, die durchtrennt und mit einer 2-Strang Kessler-, 4-Strang Savage- oder knotenlosen 4-Strang-Technik readaptiert wurden. Bei den Tests der für einen Abstand von 2 mm benötigten Zugkraft, sowie der maximalen Belastungskraft zeigten sie, dass eine knotenlose Beugesehnennaht mit Widerhaken eine ähnliche Stabilität und eine im Querschnitt reduzierte Reparaturfläche zu herkömmlichen Techniken aufweist (McClellan et al. 2011).

Diese Erkenntnisse decken sich mit den Ergebnissen unserer Tests, nämlich dass - soweit in 4-Strang-Technik vernäht - kein signifikanter Unterschied zwischen einem unverknoteten Faden mit Widerhaken und einem verknoteten Faden aus Polydioxanon besteht. Es kann also angenommen werden, dass durch die Verwendung von Nahtmaterial mit Widerhaken, auf Knoten als potentielle Schwachpunkte der Sehnennaht möglicherweise verzichtet werden kann.

Ein weiteres Problem besteht darin, dass der Knoten einer Sehnennaht grundsätzlich dazu prädestiniert ist, in der engen Sehnenscheide Reibung zu verursachen. Hierdurch kann es zu Entzündungen und Adhäsionen der Sehnen mit ihrer Umgebung kommen, was deren Heilungsfähigkeit stark reduzieren kann. Es müsste in vivo geprüft werden, ob Knoten den Heilungsprozess verzögern.

4.2.3 Zirkumferentielle Feinadaptionsnaht

Kubota et al. konnten bei den in Abbildung 7 (siehe Kapitel 1.4 Nahttechniken) dargestellten Beispielen bei der Technik „Lin-locking“ einen im Vergleich zu den anderen Varianten signifikant höheren Widerstand beim Gleiten der Sehnen in der Sehnenscheide nachweisen (33-36 %). Dagegen waren bei keiner der fünf Techniken untereinander signifikante Unterschiede festzustellen (Kubota et al. 1996a).

2009 postulierte Ansari et al., dass durch die zusätzliche Verwendung einer zirkumferentiellen Feinadaptionsnaht die bis zur Spaltbildung der Sehnenenden nötige Kraft signifikant, und die bis zur Totalruptur nötige Kraft um 20% erhöht werden kann (Ansari et al. 2009).

Übereinstimmend konnten unsere Tests zeigen, dass eine zirkumferentielle Naht, in diesem Fall „Simple Running“, eine signifikante Stabilitätssteigerung der Sehnennaht von bis zu 91% bewirken kann.

4.3 Nahtinsuffizienzen

Entgegengesetzt des unmittelbaren und vollständigen Stabilitätsverlustes des PDS-Fadens, konnte beim Faden V-Loc™ in unseren Versuchen vorrangig andere Arten der Insuffizienz beobachtet werden:

- Mit den sich nach und nach aus dem Gewebe herauslösenden Reihen an Widerhaken, destabilisiert sich die Naht statt durch Spontanruptur in mehreren kleinen Einzelschritten.
- Hierbei rutscht der Faden nicht nur aus dem Gewebe heraus, sondern durchschneidet dieses zum Teil an der Ein- bzw. Ausstichstelle.
- Mit zunehmend aufgewendeter Kraft ist eine Dehnung und damit Verlängerung des Fadens selbst erkennbar.

Bevor V-Loc™ selbst reißt, beginnt er aus dem Gewebe herauszurutschen, dieses zu durchschneiden und sich selbst in die Länge zu dehnen. Im Gegensatz zum Vollausriss, bei dem keinerlei Kraftübertragung über die Nahtstelle mehr möglich ist, bleibt hier eine gewisse Restadaption bestehen. Möglicherweise könnte dies in einer klinischen Verwendung von Nutzen sein, wenn dadurch die Gefahr einer Spontanruptur nach postoperativer Überbelastung verringert würde.

4.4 Versuchsdurchführung

4.4.1 Angewendete Testmethode

Die Verwendung von Zugtestmaschinen, bei denen die Sehnenenden in Klemmbacken fixiert werden müssen, erfordert stets eine zusätzliche Befestigungsvorrichtung, um die Sehnen am Ausreißen oder Herausrutschen zu hindern. Mit Hilfe einer Experimentier Vorrichtung in Form eines Sehnenrings konnte die Widerstandskraft einer Naht uneingeschränkt gemessen werden (Rees et al. 2009). Zudem war es durch die Variabilität des Abstandes zwischen den Eisenbolzen möglich, auch kürzere Sehnenstücke zu verwenden und so eine Fusion zweier Sehnen zu vermeiden.

Durchaus wahrscheinlich ist, dass die so erhaltenen Ergebnisse der Maximalkräfte dadurch insgesamt höher liegen, als solche, die in anderen Studien mit Testvorrichtungen mittels Klemmbacken ermittelt wurden. Hier ist zu bedenken, dass es nicht unsere Absicht war, exakte, in vivo wirkende Kräfte zu messen, sondern das Stabilitätsverhältnis der Messreihen untereinander zu vergleichen. Die Werte müssen demnach im Verhältnis untereinander betrachtet werden.

Ebenso lässt es sich bei der Technik, Sehnen zu einem Ring zusammenzunähen nicht vermeiden, dass verschiedene Zonen der Beugesehnen mit unterschiedlichen Strukturen und biomechanischen Eigenschaften verbunden werden, was zu einer verringerten Belastbarkeit führt (Haddad et al. 2011). Dies lässt die Interpretation und den direkten Vergleich von Kraftwerten mit anderen Studien nur eingeschränkt zu.

Weitere Schwachstellen unserer Studie bestehen darin, dass ein ex vivo Modell verwendet wurde und die Messung der Zugstabilität bzw. Maximalkraft, der einzige Parameter für die Qualität der Sehnennaht war.

4.4.2 Lineare und zyklische Belastung

In vielen vorangegangenen Studien ist es Usus, lediglich die maximale Zugstabilität der Sehnennähte nach linearer Belastung zu messen, weshalb diese Angaben nicht uneingeschränkt mit den Verhältnissen in vivo verglichen werden können.

Um die Stabilität einer Sehnennaht ex vivo zu testen, ist es unsere Ansicht, dass eine Simulation physiologischer Bedingungen ausschlaggebend ist.

Aus diesem Grund wurde in unseren biomechanischen Tests ein Studienmodell angewandt, das die Ermittlung der maximalen Zugstabilität der Sehnen sowohl nach linearer, als auch nach zyklischer Vorbelastung umfasst.

Nachdem die frühe funktionelle und aktive Nachbehandlung sich auf die Prinzipien phasischer Belastungen und Abläufe stützt, korreliert die zyklische Beanspruchung besser mit der Physiologie, als rein lineare Tests (Pruitt et al. 1991; Pruitt et al. 1996).

Grundlage für die von uns gewählte Zyklenzahl, mit der jede Sehnennaht mit unterschiedlich starken Kräften vorbelastet wurde, war das Nachbehandlungsverfahren nach Kleinert (siehe Kapitel 1.5 Postoperative Nachbehandlung). Wie im Vorangegangenen beschrieben, sollen die verletzten Finger ab dem dritten postoperativen Tag bis zur dritten Woche, ca. 10 mal zu jeder wachen Stunde aktiv gestreckt werden. Bei einer durchschnittlichen Anzahl von 12,5 Stunden pro Tag, in einem Zeitraum von ca. 20 Tagen, wird eine Gesamtzahl von ca. 2500 Zyklen bis zur dritten Woche erreicht.

Aufgrund der in einem solch langen Zeitabschnitt physiologisch stattfindenden Veränderungen der biomechanischen Strukturen, die in einem Stabilitätsverfall durch zunehmende Resorption des Fadens und Heilungsvorgängen der Sehnen begründet sind, kann kein direkter Vergleich erbracht werden.

4.4.3 Abstandsmessungen

In unseren Versuchen verzichteten wir bewusst auf die Bestimmung der Kräfte, die aufgewendet werden müssen, um einen bestimmten Abstand zwischen den Sehnenenden zu erreichen. Der Dislokationsgrad, der möglicherweise ein funktionelles Defizit zur Folge haben könnte, hat eine große Variationsbreite zwischen 2 und 10 mm (Gelberman et al. 1999; Silfverskiöld et al. 1992).

Tran et al. beschreibt drei Varianten der Spaltbildung der Sehnen während zyklischer Tests (Tran et al. 2002). Der oszillierende Typ, in dessen Fall die Sehnenstümpfe unter Zugbelastung eine Distraction zeigten, der Spalt jedoch nach Entlastung wieder vollständig verschwand, hatte keinerlei klinische Relevanz. Im Fall des unelastischen Typs blieb der Spalt auch nach Nachlassen der Zugkraft erhalten und weist damit eine signifikante klinische

Relevanz auf. So auch in den Fällen des Typs der „katastrophalen“ Spaltbildung, bei dem die Zyklen der Zugbelastung durch verschiedene Nahtinsuffizienzen gar nicht erst über die Sehnennaht übertragen werden konnten.

Bei unseren dynamischen Testreihen entstand durch Aufwenden einer Kraft von ≥ 30 N zwischen den Sehnenstümpfen ein Spalt, der aufgrund des Wechsels aus An- und Abspannung und der Elastizität von Sehngewebe und Faden oszillierte. In linearen Zugtests ermittelten wir die Maximalkraft, der eine Sehnennaht bis zum Auftreten eines Spaltes von >3 mm entweder aufgrund eines Ausreißens des Fadens aus der Sehne oder einer Knoteninsuffizienz standhielt.

4.5 Ausblick

Die Verwendung von Nahtmaterial mit Widerhaken in einer knotenlosen Naht könnte große Vorteile mit sich bringen. Um das biologische Verhalten des getesteten Nahtmaterials hinsichtlich eventueller vorzeitiger Resorption oder Induktion von verstärkter Narbenbildung zu überprüfen, halten wir zusätzliche in vivo Studien für erforderlich.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Unsere Testergebnisse deuten darauf hin, dass die Interaktion zwischen Nahtmaterial mit Widerhaken und dem Sehngewebe, in einer modifizierten Kirchmayr-Kessler-Technik genäht, unter der Voraussetzung einer Verwendung von mindestens 4 Strängen gute Ergebnisse erzielen kann, und dass ohne Knoten Maximalkräfte, die mit einer geknoteten 4-Strang-Technik mit Faden aus Polydioxanon vergleichbar sind, erreicht werden können.

Somit postulieren wir nach diesen Erkenntnissen ex vivo, dass die Stabilität einer Sehnennaht bei Beugesehnenverletzungen durch eine Verwendung von Nahtmaterial mit Widerhaken und in knotenloser Technik ausreichend hoch ist, um frühe, aktive Nachbehandlung durchführen zu können.

Die Testergebnisse deuten darauf hin, dass Nahtmaterial mit Widerhaken eine potentielle Möglichkeit für Beugesehnennähte darstellt.

6 LITERATURVERZEICHNIS

- 1 Albers, W.; Geldmacher, J.; Giedl, H.; Beyer, W.: Sehnennähte mit einem neuen monofilen synthetischen resorbierbaren Fadenmaterial (PDS-Faden der Stärke 6-0). In: *Chirurg* 53 1982, S. 168–171.
- 2 Ansari, U.; Lawson, R. D.; Peterson, J. L.; Appleyard, R. C.; Tonkin, M. A.: Effect of partial versus complete circumferential repair on flexor tendon strength in cadavers. In: *J Hand Surg Am* 34 2009, S. 1771–1776.
- 3 Aoki, M.; Kubota, H.; Pruitt, D. L.; Manske, P. R.: Biomechanical and histologic characteristics of canine flexor tendon repair using early postoperative mobilization. In: *J Hand Surg Am* 22 1997, S. 107–114.
- 4 Aoki, M.; Pruitt, D. L.; Kubota, H.; Manske, P. R.: Effect of suture knots on tensile strength of repaired canine flexor tendons. In: *J Hand Surg Br* 20 1995, S. 72–75.
- 5 Arai, H.: Die Blutgefäße der Sehnen. In: *Anatomische Hefte* 1907; 434: S. 363-382.
- 6 Armenta, E.; Lehmann, A.: The vincula of the flexor tendons of the hand. In: *J Hand Surg Am* 5 1980, S. 127-134.
- 7 Armenta, E.; Fisher, J.: Anatomy of the flexor pollicis longus vinculum system. In: *J Hand Surg Am* 9 1984, S. 210-212.
- 8 Bainbridge, L. C.; Robertson, C.; Gillies, D.; Elliot, D.: A comparison of post-operative mobilization of flexor tendon repairs with "passive flexion-active extension" and "controlled active motion" techniques. In: *J Hand Surg Br* 19 1994, S. 517–521.
- 9 Barrie, K. A.; Tomak, S. L.; Cholewicki, J.; Wolfe, S. W.: The role of multiple strands and locking sutures on gap formation of flexor tendon repairs during cyclical loading. In: *J Hand Surg Am* 25 2000a, S. 714–720.
- 10 Barrie, K. A.; Wolfe, S. W.; Shean, C.; Shenbagamurthi, D.; Slade, J. F.; Panjabi, M. M.: A biomechanical comparison of multistrand flexor tendon repairs using an in situ testing model. In: *J Hand Surg Am* 25 2000b, S. 499–506.

- 11 Belusa, M.: Die Chirurgie durchtrennter Beugesehnen an der Hand: Geschichte, aktueller Entwicklungsstand, Beiträge zu Indikation u. Operationstechnik. In: Akademie für Ärztliche Fortbildung der Deutschen Demokratischen Republik 1986 1986.
- 12 Berkenbusch, H.: Die Blutversorgung der Beugesehnen der Finger. In: Nachrichten der königlichen Gesellschaft der Wissenschaften 1887; 14: S. 403-406.
- 13 Beyer, W.: Sehnennähte im Bereich der Beugesehnen, tierexperimentelle Erfahrungen mit einem neuen, synthetischen, monofilen resorbierbaren Nahtmaterial. [S.I.] (1982).
- 14 Boyes, J. H.: Immediate vs delayed repair of the digital flexor tendons. In: Ann West Med Surg 1 1947, S. 145–152.
- 15 Braun, B. Melsung AG: Resorbierbares Nahtmaterial im Überblick
- 16 Bunnell, S.: Repair of tendons in the fingers and description of two new instruments. In: Surgery, Gynecology and Obstetrics 1918, S. 103–110.
- 17 Bunnell, S.: Gig pull-out suture for tendons. In: J Bone Joint Surg Am 36 1954, S. 850–851.
- 18 Caplan, H.S.; Hunter, J.M.; Merklin, R.J.: Intrinsic vascularization of flexor tendons. In: Symposium on tendon Gurgery in the hand. St. Louis: Mosby; 1975, S. 48-58.
- 19 Caulfield, R. H.; Maleki-Tabrizi, A.; Patel, H.; Coldham, F.; Mee, S.; Nanchahal, J.: Comparison of zones 1 to 4 flexor tendon repairs using absorbable and unabsorbable four-strand core sutures. In: J Hand Surg Eur Vol 33 2008, S. 412–417.
- 20 Dahlke, H.; Dociu, N.; Thurau, K.: Synthetisches, resorbierbares und synthetisches, nicht resorbierbares Nahtmaterial in der mikrovaskulären Chirurgie--Tierexperimentelle Studie. In: Handchirurgie 11 1979, S. 3–13.
- 21 Demyttenaere, S. V.; Nau, P.; Henn, M.; Beck, C.; Zaruby, J.; Primavera, M. et al.: Barbed Suture for Gastrointestinal Closure: A Randomized Control Trial. In: Surgical Innovation 16 2009, S. 237–242.
- 22 Dionis, P. E.: Chirurgische Operationes. In: Paul Kühtsen 1712.

- 23 Dovan, T. T.; Ditsios, K. T.; Boyer, M. I.: Eight-strand core suture technique for repair of intrasynovial flexor tendon lacerations. In: *Tech Hand Up Extrem Surg* 7 2003, S. 70–74.
- 24 Elliot, D.; Moiemmen, N. S.; Flemming, A. F.; Harris, S. B.; Foster, A. J.: The rupture rate of acute flexor tendon repairs mobilized by the controlled active motion regimen. In: *J Hand Surg Br* 19 1994, S. 607–612.
- 25 Emery, F. E.: Immediate mobilization following flexor tendon repair. A preliminary report. In: *J Trauma* 17 1977, S. 1–7.
- 26 Gelberman, R. H.; Boyer, M. I.; Brodt, M. D.; Winters, S. C.; Silva, M. J.: The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons. An experimental study on the early stages of tendon-healing in dogs. In: *J Bone Joint Surg Am* 81 1999, S. 975–982.
- 27 Geldmacher, J.; Köckerling, F.: *Sehnenchirurgie*. München, Wien, Baltimore (1992).
- 28 Giesen, T.; Sirotakova, M.; Copsey, A. J.; Elliot, D.: Flexor pollicis longus primary repair: further experience with the tang technique and controlled active mobilization. In: *Journal of Hand Surgery (European Volume)* 34 2010, S. 758–761.
- 29 Green, D. P.: *Operative hand surgery*. New York (1982-).
- 30 Greulich, M. K. Wilhelm C. H. Nehring: *Die Tendolyse*. In: *Chir. Prax.* 1977.
- 31 Haddad, R.; Peltz, T. S.; Walsh, W. R.: Biomechanical evaluation of flexor tendon repair using barbed suture material: a comparative ex vivo study. In: *J Hand Surg Am* 36 2011, S. 1565–1566.
- 32 Heister, L.: *Chirurgie*. Nürnberg (1718).
- 33 Hitchcock, T. F.; Light, T. R.; Bunch, W. H.; Knight, G. W.; Sartori, M. J.; Patwardhan, A. G.; Hollyfield, R. L.: The effect of immediate constrained digital motion on the strength of flexor tendon repairs in chickens. In: *J Hand Surg Am* 12 1987, S. 590–595.
- 34 Hunter, J. M.: *Rehabilitation of the hand*. Saint Louis (1978).

- 35 Kessler, I.; Nissim, F.: Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital sheath. An experimental and clinical study. In: *Acta Orthop Scand* 40 1969, S. 587–601.
- 36 Ketchum, L. D.; Martin, N. L.; Kappel, D. A.: Experimental evaluation of factors affecting the strength of tendon repairs. In: *Plast. Reconstr. Surg* 59 1977, S. 708–719.
- 37 Kleinert, H. E.; Kutz, J. E.; Atasoy, E.; Stormo, A.: Primary repair of flexor tendons. In: *Orthop. Clin. North Am* 4 1973, S. 865–876.
- 38 Kölliker, A.: *Handbuch der Gewebelehre des Menschen*. Engelmann: Leipzig; 1852.
- 39 Koslowski, L.: *Wundheilung, Nahttechnik und Nahtmaterial*. Melsungen (1977).
- 40 Kubota, H.; Aoki, M.; Pruitt, D. L.; Manske, P. R.: Mechanical properties of various circumferential tendon suture techniques. In: *J Hand Surg Br* 21 1996a, S. 474–480.
- 41 Kubota, H.; Manske, P. R.; Aoki, M.; Pruitt, D. L.; Larson, B. J.: Effect of motion and tension on injured flexor tendons in chickens. In: *J Hand Surg Am* 21 1996b, S. 456–463.
- 42 Langer, M., Meffert, R., Grünert J., Fischer G., Brug E.: Aktueller Stand der Beugesehnenchirurgie. Teil 2 Makroskopische Anatomie der Beugesehnen und ihre Zoeneinteilng. In: *Chirurgische Praxis* 01/2003; 61(2003): 85-96.
- 43 Lawrence, T.; Davis, T.: A Biomechanical Analysis of Suture Materials and Their Influence on a Four-Strand Flexor Tendon Repair. In: *The Journal of Hand Surgery* 30 2005, S. 836–841.
- 44 Leffert, R.D.; Weiss, C.; Athanasoulis, C.A.: The vincula; with particular reference to their vessels and nerves. In: *J Bone Joint Surg Am*. 1974; 56:1191-1198.
- 45 Lister, G. D.; Kleinert, H. E.; Kutz, J. E.; Atasoy, E.: Primary flexor tendon repair followed by immediate controlled mobilization. In: *J Hand Surg Am* 2 1977, S. 441–451.
- 46 Lüllmann-Rauch, R.: *Taschenlehrbuch Histologie*. Stuttgart (2006).

- 47 Lundborg, G.; Myrhage, R.: The vascularization and structure of the human digital tendon sheath as related to flexor tendon function. An angiographic and histological study. In: *Scand J Plast Reconstr Surg* 11 1977, S. 195-203.
- 48 Lundborg, G.; Myrhage, R.; Rydevik, B.: The vascularization of human flexor tendons within the digital synovial sheath region--structural and functional aspects. In: *J Hand Surg Am* 2 1977, S. 417-427.
- 49 Mangus, D. J.; Brown, F.; Byrnes, W.; Habal, A.: Tendon repairs with nylon and a modified pullout technique. In: *Plast. Reconstr. Surg* 48 1971, S. 32-35.
- 50 Manske, P.R.; Lesker, P.A.: Flexor tendon nutrition. In: *Hand Clin* 1 1985, S. 13-24.
- 51 Mason, M. L.; Allen, H. S.: The rate of healing of tendons: An experimental study of tensile strength. In: *Ann. Surg* 113 1941, S. 424-459.
- 52 Matsui, T.; Hunter, J.M.: Injury to the vascular system and its effect on tendon injury in no man's land. In: Hunter J.M.; Schneider, L.H.; Mackinnon, E.J.; editors: *Tendon and nerve surgery in the hand. A third decade*. St. Louis-Baltimore-Boston: Mosby 1997, S. 279-285.
- 53 Matthews, P.; Richards, H.: The repair potential of digital flexor tendons. An experimental study. In: *J Bone Joint Surg Br* 56 1974, S. 618-625.
- 54 Matthews, P.; Richards, H.: Factors in the adherence of flexor tendon after repair: an experimental study in the rabbit. In: *J Bone Joint Surg Br* 58 1976, S. 230-236.
- 55 McClellan, W. T.; Schessler, M. J.; Ruch, D. S.; Levin, L. S.; Goldner, R. D.: A knotless flexor tendon repair technique using a bidirectional barbed suture: an ex vivo comparison of three methods. In: *Plast. Reconstr. Surg* 128 2011, S. 322e-327e.
- 56 McKenzie, A. R.: An experimental multiple barbed suture for the long flexor tendons of the palm and fingers. Preliminary report. In: *J Bone Joint Surg Br* 49 1967, S. 440-447.

- 57 Mishra, V.; Kuiper, J. H.; Kelly, C. P.: Influence of core suture material and peripheral repair technique on the strength of Kessler flexor tendon repair. In: *J Hand Surg Br* 28 2003, S. 357–362.
- 58 Murtha, A. P.; Kaplan, A. L.; Paglia, M. J.; Mills, B. B.; Feldstein, M. L.; Ruff, G. L.: Evaluation of a Novel Technique for Wound Closure Using a Barbed Suture. In: *Plastic and Reconstructive Surgery* 117 2006, S. 1769–1780.
- 59 O'Broin, E. S.; Earley, M. J.; Smyth, H.; Hooper, A. C.: Absorbable sutures in tendon repair. A comparison of PDS with prolene in rabbit tendon repair. In: *J Hand Surg Br* 20 1995, S. 505–508.
- 60 Osada, D.; Fujita, S.; Tamai, K.; Yamaguchi, T.; Iwamoto, A.; Saotome, K.: Flexor tendon repair in zone II with 6-strand techniques and early active mobilization. In: *J Hand Surg Am* 31, S. 987–992.
- 61 Parikh, P. M.; Davison, S. P.; Higgins, J. P.: Barbed Suture Tenorrhaphy: An Ex Vivo Biomechanical Analysis. In: *Plastic and Reconstructive Surgery* 124 2009, S. 1551–1558.
- 62 Potenza, A. D.: Critical evaluation of flexor-tendon healing and adhesion formation within artificial digital sheaths. In: *J Bone Joint Surg Am* 45 1963, S. 1217–1233.
- 63 Pruitt, D. L.; Manske, P. R.; Fink, B.: Cyclic stress analysis of flexor tendon repair. In: *J Hand Surg Am* 16 1991, S. 701–707.
- 64 Pruitt, D. L.; Tanaka, H.; Aoki, M.; Manske, P. R.: Cyclic stress testing after in vivo healing of canine flexor tendon lacerations. In: *J Hand Surg Am* 21 1996, S. 974–977.
- 65 Pulvertaft, R. G.: Suture materials and tendon junctures. In: *Am. J. Surg* 109 1965, S. 346–352.
- 66 Rees, L.; Matthews, A.; Masouros, S. D.; Bull, A. M. J.; Haywood, R.: Comparison of 1- and 2-knot, 4-strand, double-modified kessler tendon repairs in a porcine model. In: *J Hand Surg Am* 34 2009, S. 705–709.
- 67 Schink, W. W. Gersbach: Eine experimentelle Studie über die Festigkeit genähter Sehnen bei verschiedenen Nahtmethoden. In: *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie* 1961, S. 191–235.

- 68 Schuind, F.; Garcia-Elias, M.; Cooney, W. P.; An, K. N.: Flexor tendon forces: in vivo measurements. In: *J Hand Surg Am* 17 1992, S. 291–298.
- 69 Sebastian, S. J.; Ho, A.; Karjalainen, T.; Chung, K. C.; Hisotry and evolution of the Kessler repair. In: *J Hand Surg* 2013 Mar; 38 (3): 552-61.
- 70 Seradge H.: Elongation of the repair configuration following flexor tendon repair. In: *J Hand Surg Am*. 1983, 8: 182-185.
- 71 Shaieb, M. D.; Singer, D. I.: Tensile strengths of various suture techniques. In: *J Hand Surg Br* 22 1997, S. 764–767.
- 72 Silfverskiöld, K. L.; May, E. J.; Törnvall, A. H.: Gap formation during controlled motion after flexor tendon repair in zone II: a prospective clinical study. In: *J Hand Surg Am* 17 1992, S. 539–546.
- 73 Srugi, S.; Adamson, J. E.: A comparative study of tendon suture materials in dogs. In: *Plast. Reconstr. Surg* 50 1972, S. 31–35.
- 74 Strickland: Flexor Tendon Injuries: I. Foundations of Treatment. In: *J Am Acad Orthop Surg* 3 1995, S. 44–54.
- 75 Strickland, J. W.: Biologic rationale, clinical application, and results of early motion following flexor tendon repair. In: *Journal of Hand Therapy* 1989 1989, S. 71–83.
- 76 Strickland, J. W.: Development of flexor tendon surgery: twenty-five years of progress. In: *J Hand Surg Am* 25 2000, S. 214–235.
- 77 Tang, J. B.; Wang, B.; Chen, F.; Pan, C. Z.; Xie, R. G.: Biomechanical evaluation of flexor tendon repair techniques. In: *Clin. Orthop. Relat. Res* 2001, S. 252–259.
- 78 Towfigh, H.: *Handchirurgie*. Springer Verlag GmbH, 2011, S. 122-124.
- 79 Trail, I. A.; Powell, E. S.; Noble, J.: An evaluation of suture materials used in tendon surgery. In: *J Hand Surg Br* 14 1989, S. 422–427.
- 80 Tran, H.; Cannon, D.; Lieber, R.; Abrams, R.: In vitro cyclic tensile testing of combined peripheral and core flexor tenorrhaphy suture techniques. In: *The Journal of Hand Surgery* 27 2002, S. 518–524.
- 81 Trocchia, A. M.; Aho, H. N.; Sobol, G.: A re-exploration of the use of barbed sutures in flexor tendon repairs. In: *Orthopedics* 32 2009.

- 82 Urbaniak, J. R.: Tendon suturing methods: Analysis of tensile strength. In: A. A. O. S. Symposium on Tendon Surgery in the Hand Park Ridge, 1974.
- 83 Verdan, C. E.: Primary repair of flexor tendons. In: *J Bone Joint Surg Am* 42 1960, S. 647–657.
- 84 Vesalius, A.: *De humani corporis fabrica libri septem* (1568).
- 85 Viinikainen, A.: A comparative analysis of the biomechanical behaviour of five flexor tendon core sutures. In: *The Journal of Hand Surgery: Journal of the British Society for Surgery of the Hand* 29 2004, S. 536–543.
- 86 Wada, A.; Kubota, H.; Hatanaka, H.; Miura, H.; Iwamoto, Y.: Comparison of mechanical properties of polyvinylidene fluoride and polypropylene monofilament sutures used for flexor tendon repair. In: *J Hand Surg Br* 26 2001a, S. 212–216.
- 87 Wada, A.; Kubota, H.; Miyanishi, K.; Hatanaka, H.; Miura, H.; Iwamoto, Y.: Comparison of postoperative early active mobilization and immobilization in vivo utilising a four-strand flexor tendon repair. In: *J Hand Surg Br* 26 2001b, S. 301–306.
- 88 Warner, J. P.; Gutowski, K. A.: Abdominoplasty With Progressive Tension Closure Using A Barbed Suture Technique. In: *Aesthetic Surgery Journal* 29 2009, S. 221–225.
- 89 Wray, C. R. P. M. Weeks: Experimental comparison of techniques of tendon repair. In: *J. Hand Surg.* 5 1980, S. 144–148.
- 90 Xie, R. G.; Tang, J. B.: Investigation of locking configurations for tendon repair. In: *J Hand Surg Am* 30 2005, S. 461–465.
- 91 Xie, R. G.; Xue, H. G.; Gu, J. H.; Tan, J.; Tang, J. B.: Effects of Locking Area on Strength of 2- and 4-Strand Locking Tendon Repairs. In: *The Journal of Hand Surgery* 30 2005, S. 455–460
- 92 Zeplin PH, Zahn RK, Meffert RH, Schmidt K.: Biomechanical evaluation of flexor tendon repair using barbed suture material: a comparative ex vivo study. In: *J Hand Surg Am.* 2011, S. 446-449.

DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich mich bei vielen Personen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit sehr unterstützt haben.

Ich danke...

... meinem Doktorvater Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Rainer H. Meffert für die Übernahme des Referates und die Bereitstellung des Arbeitsplatzes.

... ganz besonders meinem Betreuer Herrn Priv.-Doz. Dr. med. habil. Philip H. Zeplin nicht nur für die freundliche Überlassung des Themas. Er hat mich während meiner gesamten Promotionsphase begleitet und stand mir immer mit Rat und Tat bei inhaltlichen sowie methodischen Fragen zur Seite. Vielen Dank!

... Prof. Dr. med. Thomas Meyer für die Übernahme des Korreferates.

... Dr. med. Robert K. Zahn für die vielen Stunden des Programmierens der Testsoftware und das Einstellen der Maschine. Ohne ihn wären die Versuche nicht möglich gewesen.

... Dr. med. Martin Jordan und meinem Vater Thomas Henle für das sorgfältige Korrekturlesen.

... der Firma Covidien für die finanzielle Unterstützung und Bereitstellung des Nahtmaterials.

... schließlich und keineswegs zuletzt meinem Mann und allen meinen Freunden, die immer für mich da waren und an mich geglaubt haben.