

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. M. J. Raschke

BIOMECHANISCHE UNTERSUCHUNG DER  
PRIMÄRSTABILITÄT VON BEUGESEHNENNÄHTEN

INAUGURAL- DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms- Universität Münster

vorgelegt von

LACHI, ADINA

aus Kronstadt/Brasov, Rumänien

2006

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-  
Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. H. Jürgens

1. Berichterstatter: PD Dr. W. Petersen

2. Berichterstatter: Prof. Dr. U. R. Lilienqvist

Tag der mündlichen Prüfung: 10.10.2006

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. M. J. Raschke  
Referent: PD Dr. W. Peteresen  
Koreferent: Prof. Dr. U. R. Lilienqvist

## ZUSAMMENFASSUNG

### **Biomechanische Untersuchung der Primärstabilität von Beugeschnennähten**

Lachi, Adina

Im Rahmen dieser Arbeit werden die Ergebnisse aus biomechanischen Untersuchungen an 120 glatt durchtrennten Schweinestreckersehnen, die Ähnlichkeit mit menschlichen Fingerbeugesehnen haben, vorgestellt. Es handelt sich um Maximallastversuche und zyklische Belastungen à 1000 Zyklen mit abschließendem Maximallastversuch.

Auf Grundlage unserer Testergebnisse und der Anwendung bisheriger Erkenntnisse zur Beugeschnennaht wurde im Rahmen dieser Arbeit eine neue Nahttechnik, die doppelte Sehnenrandnaht, entwickelt. Die Hypothese der vorliegenden Arbeit war, dass die biomechanischen Eigenschaften (maximale Last, Versagenslast, Steifigkeit, Elongation unter zyklischer Last) der doppelten Sehnenrandnaht den biomechanischen Eigenschaften herkömmlichen Kernnahttechniken überlegen ist.

Nach festgelegter standardisierter Vorgehensweise wurden die Sehnen mit Hilfe der Kernnähte nach Bunnell, Zechner, Smith-Evans und der neu entwickelten doppelten Sehnenrandnaht genäht. Als Nahtmaterial wurde PDS II (Polydioxanon) der Stärken 4/0 und 5/0 verwendet, ein resorbierbarer monofiler und in der Beugeschnenchirurgie oft eingesetzter Faden.

Die Maximalkräfte der neuen Naht liegen bei den Zugversuchen signifikant über den Maximalkräften der anderen Nähte ( $p < 0,05$ ). Ein 2 mm Spalt zwischen den Sehnenstümpfen, der bereits eine erschwerte Heilung verursacht, entsteht bei der neuen Naht erst bei signifikant höheren Belastungskräften ( $p < 0,05$ ).

Bei den zyklischen Versuchen, die sich zur Imitation der postoperativen Mobilisationsphase eignen, erreichte die neue Naht eine signifikant höhere Maximalkraft und eine signifikant geringere Spaltbildung als die Nähte nach Bunnell und nach Zechner ( $p < 0,05$ ). Auch im Vergleich zur Naht nach Smith-Evans zeigt sich eine Überlegenheit der neuen Naht in beiden Fadenstärken bezüglich Maximalkraft und Spaltbildung, jedoch ohne statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ ). Bei den Maximallastversuchen und bei den zyklischen Tests bestehen zwischen den zwei Fadenstärken der doppelten Sehnenrandnaht keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ).

Der Vergleich mit den gewählten gängigen Kernnahttechniken verdeutlicht, dass die neu entwickelte Naht in beiden Fadenstärken die höchste Reißfestigkeit bei geringster Spaltbildung aufweist. Sie erlaubt eine frühe postoperative Mobilisation, die bessere Rehabilitationsergebnisse und eine kürzere Behandlungsdauer sichert. Aufgrund der geringeren Traumatisierung der Sehne durch den dünneren PDS II 5/0 Faden können glatt durchtrennte Fingerbeugesehnen mit Hilfe dieser Naht, auch unter dem Aspekt der Erhaltung der Gefäßversorgung, schonend und gleichzeitig stabil versorgt werden.

Tag der mündlichen Prüfung: 10.10.2006

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>5</b>
2.1	Untersuchte Sehnen	5
2.2	Versuchsaufbau für die Sehnentestung	6
2.3	Untersuchungsziel	8
2.4	Verwendete Fäden	9
2.5	Angewendete Nahttechniken	10
2.5.1	Die Zechnernaht (1985)	12
2.5.2	Die Bunnellnaht (1918)	13
2.5.3	Die Smith-Evans Naht (2001)	14
2.5.4	Die neuentwickelte doppelte Sehnenrandnaht	16
2.6	Statistische Auswertung der gewonnenen Daten	19
<b>3</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>20</b>
3.1	Maximallastversuche/ MLV– Deskriptive Statistik der einzelnen Nähte	20
3.1.1	Bunell PDS II 5/0	20
3.1.2	Smith-Evans PDS II 5/0	21
3.1.3	Zechner PDS II 5/0	22
3.1.4	Zechner PDS II 4/0	22
3.1.5	Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0	23
3.1.6	Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0	24
3.1.7	Zusammenfassende Darstellung der Maximallastversuche	25
3.2	Maximallastversuche/ MLV– Statistische Vergleiche der einzeln. Nähte	26
3.2.1	Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0	26
3.2.2	Bunnell PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0	26
3.2.3	Smith-Evans PDS II 5/0 vs. dopp. Sehnenrandnaht PDS II 5/0	26
3.2.4	Zechner PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0	27
3.2.5	Zechner PDS II 4/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0	27
3.3	Zyklische Versuche – Deskriptive Statistik der einzelnen Nähte	27
3.3.1	Bunell PDS II 5/0	27
3.3.2	Smith-Evans PDS II 5/0	28

3.3.3 Zechner PDS II 5/0.....	29
3.3.4 Zechner PDS II 4/0.....	29
3.3.5 Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0.....	30
3.3.6 Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0.....	31
3.3.7 Zusammenfassende Darstellung der zyklischen Versuche.....	32
3.4 Zyklische Versuche – Statistische Vergleiche der einzelnen Nähte.....	33
3.4.1 Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0.....	33
3.4.2 Bunnell PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0.....	34
3.4.3 Smith-Evans PDS II 5/0 vs. dopp. Sehnenrandnaht PDS II 5/0...	34
3.4.4 Zechner PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0.....	34
3.4.5 Zechner PDS II 4/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0.....	34
<b>4 DISKUSSION.....</b>	<b>35</b>
4.1 Hypothese.....	35
4.2 Vergleich mit Ergebnissen aus dem Schrifttum.....	36
4.2.1 Allgemeiner Vergleich.....	36
4.2.2 Spezieller Vergleich.....	39
4.2.2.1 Sehnenmaterial.....	39
4.2.2.2 Nahtmaterial.....	40
4.2.2.3 Nahtmaterialdicke.....	40
4.2.2.4 Anzahl der Nahtstränge.....	41
4.2.2.5 Nahttechniken.....	43
4.2.2.6 Zyklische Belastung.....	44
4.3 Schlussfolgerungen.....	45
<b>5 ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>46</b>
<b>6 LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>48</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis.....</b>	<b>52</b>
<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>53</b>
<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>54</b>
<b>Diagrammverzeichnis.....</b>	<b>54</b>
<b>Lebenslauf.....</b>	<b>55</b>
<b>Danksagung.....</b>	<b>56</b>

# 1 EINLEITUNG

Die Durchtrennung der Beugesehnen der Hand stellt eine schwerwiegende Verletzung dar. Der Behandlungserfolg hängt wesentlich von der Interaktion zwischen operativer und postoperativer Therapie ab. Die Naht stellt die Hauptherausforderung zur Wiederherstellung einer durchtrennten Beugesehne dar. Sie muss die Stabilität der Sehnenverbindung ohne Beeinträchtigung der Gleitfunktion gewährleisten.

In den letzten Jahren hat sich die Wiederherstellung von durchtrennten Beugesehnen durch sofortige Naht erfolgreich durchgesetzt. In Verbindung mit einer der primären Beugesehennaht folgenden Bewegungstherapie wurde in zahlreichen Veröffentlichungen nachgewiesen, dass sich sowohl bessere Rehabilitationsergebnisse, als auch eine verkürzte Behandlungsdauer ergeben (WOO et al. 1981, SILFVERSKIÖLD & MAY 1994, KARLANDER et al. 1996, SILVA et al. 2004). Ziel von Sehnennahttechniken ist es, eine ausreichende Reißfestigkeit der Sehnennaht, bei gleichzeitig geringer Spaltbildung und guter Gleitfähigkeit zu gewährleisten, was die Voraussetzung für eine frühe Mobilisation darstellt.

Bei passiver Mobilisation der Finger, die in der postoperativen Rehabilitationsphase stattfindet, wurden von SCHUIND et al. (1992) Kräfte von bis zu 9 N gemessen. Bei aktiver Bewegung gegen einen moderaten Widerstand wies URBANIAK (1974) eine Kraft von 15 N bis 20 N auf die menschliche Beugesehne nach. Beim Greifen oder lateraler Bewegung wirkt nach AOKI et al. (1997) eine Kraft von ca. 65 N. Die Zugfestigkeit einer nativen menschlichen Sehne wird mit ca. 90 N/mm<sup>2</sup> angegeben (SEMPLE 1980).

Die in zahlreichen experimentellen Untersuchungen ermittelten Zugfestigkeiten genähter Sehnen (Kombination aus Kernnaht und Ringnaht) liegen häufig in einer Größenordnung oberhalb der auf die menschliche Sehne einwirkenden Kraft. Diese Kraft würde also theoretisch für eine frühe Mobilisation reichen. Aber die Sehne wird nach der Verletzung „weicher“, so dass nur noch ein Fünftel der früheren Festigkeit vorhanden sein kann (URBANIAK 1974). Daher sollte die anfängliche Nahtfestigkeit fünffach größer als 15 N sein, also 75 N betragen.

Die Festigkeit der Naht wird durch verschiedene Parameter beeinflusst. Wichtige Faktoren sind hierbei z.B. das Material des verwendeten Fadens und die Fadenstärke. Als Nahtmaterial hat sich in den letzten Jahren Polydioxanon (PDS II) durchgesetzt. Fadenstärken von 4/0 und 5/0 werden von den meisten Autoren empfohlen (BRUG 1997, WADA et al. 2001). Mit steigendem Durchmesser des Fadens steigt zwar einerseits die Reißfestigkeit der Naht,

andererseits kommt es bei steigender Fadenstärke zu größeren Knoten und damit zu einer wesentlichen Beeinträchtigung der Gleitfähigkeit der Sehne.

Ein weiterer wesentlicher Faktor ist die Nahttechnik. Um die Stabilität von Sehnennähten zu verbessern, wurden zahlreiche Techniken zur Verbesserung der Nahtverankerung entwickelt. So ist z. B. die Bunnell-Naht (Abb 1) durch zickzackförmiges Durchstechen mit einer Nadel eines doppelt-armierten Fadens gekennzeichnet und entspricht einer Art „Durchflechtung“. Bei der Verblockungsschlaufennaht („*locking loop tendon suture*“ nach PENNINGTON 1979, Abb. 2) verläuft die im oberen Drittel der Sehne gesetzte Naht so, dass die Längsnaht (führt von einem Sehnenstumpf zum anderen) unter der Quernaht (führt von einer Seite zur anderen quer durch die Sehne) liegt. Somit dient die Quernaht bei Zugbelastung als Halterung für die Längsnaht.

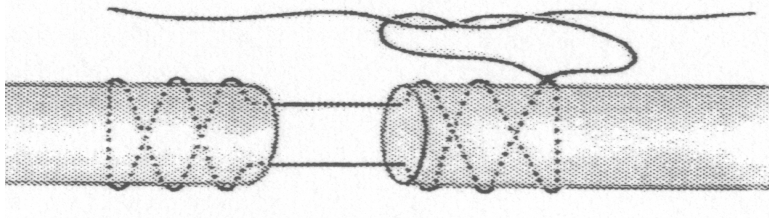


Abb. 1 Naht nach BUNNELL (aus GELDMACHER & KÖCKERLING 1991)

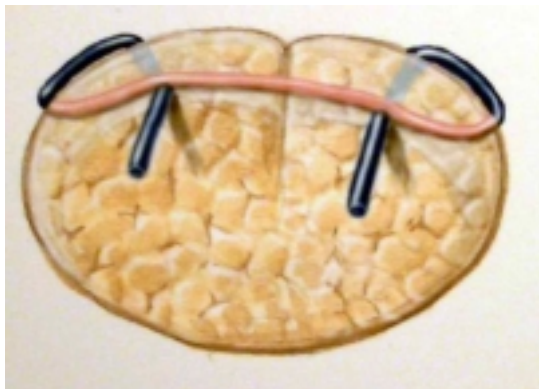


Abb. 2 „*locking loop tendon suture*“ nach PENNINGTON (aus LANGER, M.: Beugesehnen-Nahttechniken. Poster. Kongress Deutschsprachige Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie. 43. Kongress der DAH Wien, 23.-26.10.2002)



Beide Nahttechniken haben jedoch einen wesentlichen Nachteil. Wird die Naht auf Zug beansprucht, kann es zu einer wesentlichen Strangulation der Sehnenstümpfe mit Beeinträchtigung der für die Sehnenheilung wichtigen Blutgefäßversorgung kommen. Auf diese Weise kann es zu Nekrosen im Bereich der Stümpfe kommen, die eine intrinsische Sehnenheilung beeinträchtigen.

Aus diesem Grund haben wir eine Kernnahttechnik entwickelt, bei der zwei Verblockungsschlaufennähte an beiden Sehnenrändern platziert werden. Wir bezeichnen sie als doppelte Sehnenrandnaht (Abb. 3a und 3b). Diese Naht hat zwei Vorteile: es entstehen Strangulationen nur im Bereich der Sehnenränder und durch die Verwendung von zwei Nähten erhöht sich die Reißfestigkeit.

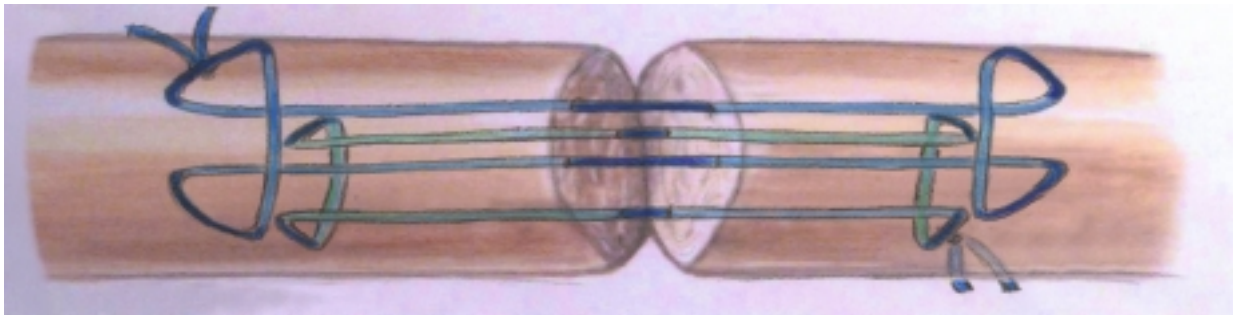


Abb. 3a Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Sehnennaht (eigene Skizze) mit der Bezeichnung doppelte Sehnenrandnaht



Abb. 3b Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Sehnennaht (eigene Skizze) mit der Bezeichnung doppelte Sehnenrandnaht im Querschnitt

Ziel der vorliegenden Dissertationsschrift war es, die biomechanischen Eigenschaften dieser Nahttechnik im Vergleich zu herkömmlichen Sehnennähten (Bunnell, Smith-Evans, Zechner) zu evaluieren. Hierzu wurden die erwähnten Nahttechniken mit einer Materialprüfmaschine im Maximallastversuch sowie unter zyklischer Last untersucht.

Es wurde die Hypothese formuliert, dass die biomechanischen Eigenschaften (maximale Last, Versagenslast, Steifigkeit, Spaltbildung) der neu entwickelten doppelten Sehnenrandnaht denen der herkömmlichen Techniken überlegen ist.

## 2 MATERIAL UND METHODEN

### 2.1 Untersuchte Sehnen

Die untersuchten 120 Sehnen wurden aus den Pfoten frisch geschlachteter, ca. sechs Monate alter Schweine präpariert. Während der Präparation, die 10 bis 20 Minuten dauerte, sind die Sehnen durch NaCl-Besprühung feucht gehalten worden, um sie vor eventueller Austrocknung zu schützen. Die Länge der Sehnen betrug ca. 6 cm bis 8 cm.

Nach der Präparation wurden die Sehnen bei minus 20°C eingefroren. Dies fand in Plastikbehälter statt, um die Sehnen vor Gefrierbrand zu schützen. Zwischen Präparation und Testung vergingen nicht mehr als 48 Stunden.

Es handelt sich um Schweinestreckersehnen. Diese liefern aufgrund ihrer geringeren Dicke im Vergleich zu den Schweinebeugesehnen eine bessere Bezugsgröße zu den menschlichen Beugesehnen. Die präparierten Schweinestreckersehnen hatten einen Umfang von 7 mm bis 12 mm. Es wurde darauf geachtet, dass bereits optisch eindeutig davon abweichende Sehnen nicht für die Versuche benutzt wurden.

Vor Versuchsbeginn wurden die Sehnen bei Zimmertemperatur aufgetaut und in NaCl-getränkten Tüchern feucht gehalten. Kurz vor Versuchsbeginn wurden die Sehnen in zwei gleich lange Hälften mit einem Skalpell glatt durchtrennt. Während des Nähens wurden die Sehnen durch NaCl-Besprühung feucht gehalten.

Die Dauer eines Maximallastversuches, d.h. ein Ausreißzugversuch (Nähen, Einspannen in Universalprüfmaschine, Testung), betrug ca. 30 Minuten bis 40 Minuten. Bei den zyklischen Testreihen dauerte ein Versuch - aufgrund der 1000 Zyklen - je nach Sehnen- und Nahtverhalten ca. 60 Minuten bis 120 Minuten. Während der Testzeit wurden die Sehnen durch NaCl-Besprühung befeuchtet und es wurde stets für eine konstante Raumtemperatur gesorgt.

An drei intakten nativen Schweinesehnen wurden Kraft-/Dehnungsversuche durchgeführt. In zwei Fällen rutschten die Sehnen bei einer Kraft über 200 N trotz spezieller Klemmen zunehmend aus der Einspannvorrichtung. Ein Versuch wurde bei einer Kraft von über 400 N von der Universalprüfmaschine selbst abgebrochen. Auch hier kam es nicht zu einem Riss der Sehne. Es zeigte sich lediglich eine Art „Auffiederung“ und Elongation der nativen Schweinesehnen.

Die Zugfestigkeit nativer Schweinesehnen beträgt damit mindestens 105 N/mm<sup>2</sup> und liegt in dem für die menschliche Sehne angegebenen Bereich der Zugfestigkeit von ca. 90 N/mm<sup>2</sup> (SEMPLE 1980). Die absolute Reißfestigkeit nativer Schweinesehnen wurde nicht untersucht,

da diese weit größer als bei den untersuchten durchgeschnittenen und frisch zusammengenähten Sehnen ist. Eine Relevanz hinsichtlich der Untersuchungsziele (Primärstabilität, Bruchfestigkeit und Spaltbildung genähter Sehnen) ist damit nicht gegeben. Die Versuchsbedingungen für die nativen und die nach Durchtrennung genähten Sehnen waren identisch.

## 2.2 Versuchsaufbau für die Sehnentestung

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Versuche an nativen und genähten Schweinestreckersehnen mit der Universalprüfmaschine Zwick/Roell (Material-Prüfmaschine Z005/TNA) durchgeführt.

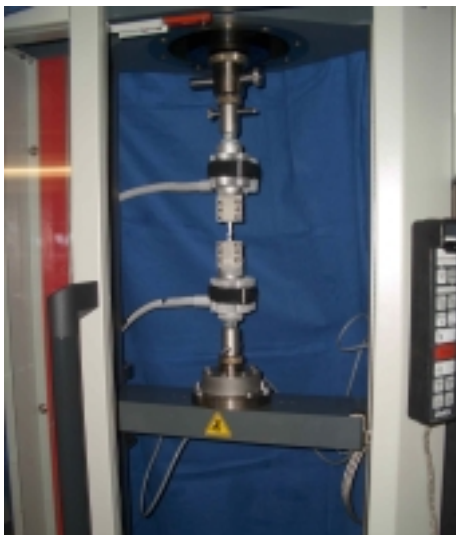


Abb. 4 Universalprüfmaschine mit Haltevorrichtungen (Kryoklemmen)

Mit Hilfe der Material-Prüfmaschine stehen nach der Fixierung der Prüfkörper sowohl für die 1. Achse (Zug/Druck) als auch für die 2. Achse (Torsion) folgende Prüfverfahren zur Auswahl: Konstanthaltungsversuch, konstante Zyklen, stufige Belastung und die sich hieraus ergebenden Kombinationsmöglichkeiten.

Zur Ermittlung der Primärstabilität der genähten Sehnen wurden zwei verschiedene Testverfahren angewendet. Es wurden zunächst 60 Sehnen als Maximallastversuche, d. h. Zugversuche bis zum Versagen der Naht, des Knotens u.s.w. durchgeführt. Anschließend

wurden nochmals 60 Sehnen präpariert und mit den gleichen Nähten versehen. Sie wurden zyklisch mit 1000 Zyklen bei 5,5 N getestet. Abschließend erfolgte ein Maximallastversuch. Die 5,5 N entsprechen der mittleren Kraft, die in der postoperativen Trainingsphase bei passiver Fingermobilisation in den Beugesehnen auftritt (SCHUIND et al. 1992). SILVA et al. (2001) empfehlen in der postoperativen Therapie Kräfte von 5 N und raten von höheren Belastungen ab.

Dank der verwendeten testXpert®-Software wurden während der Versuche Kraft und Zeit aufgezeichnet und als Diagramm dargestellt. Weiterhin ließen sich damit Weg, Steifigkeit, Spaltbildung und Versagenslast ermitteln.

Um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, wurde die Zuggeschwindigkeit durchgehend für alle Versuche bei 25 mm/min festgelegt. Außerdem war es wichtig, eine „Nullposition“ der Sehne bei Versuchsstart festzulegen. Hierfür wurde zu Beginn der gesamten Testungen ein Abstand zwischen den Einspannvorrichtungen von 30 mm gewählt, nullgemessen und im Prüfungsprotokoll integriert. Vor jedem einzelnen Versuch wurde die Material-Prüfmaschine automatisch in diese Position gefahren. Dadurch wurden identische Ausgangsbedingungen für die Versuche geschaffen.

Um die Schweinesehnen biomechanisch testen zu können, wurden diese in der Prüfmaschine eingespannt. Dabei kamen speziell angefertigte Haltevorrichtungen zur Anwendung. Einerseits gewährleisteten sie einen sicheren Halt; andererseits verhindern sie ein Durchtrennen der Sehnen durch zu starkes Zuschrauben.

Vorteilhaft wirkt sich zur schonenden und noch präziseren Fixierung der Sehnen auch die Anwendung von Kälte aus (MATTHEWS et al. 1996). Dafür wurde das in der Reparatur von Heizungssystemen bewährte elektrische Rohr-Einfriergerät Rems Frigo 2<sup>®</sup> genutzt. Laut Herstellerangaben erreicht es durch das Kältemittel R 404 A eine maximale Kühltemperatur von minus 30°C. Durch das Verwenden verschiedener Einfriereinsätze konnte die Kontaktfläche variiert werden.

Damit wurde gewährleistet, dass die Sehnen in der „Nullposition“ bereits durch die Kälte fixiert sind, was ein präziseres endgültiges Einspannen ermöglicht. Gleichzeitig trat kein Einfrieren der Sehnen im versuchsrelevanten Bereich auf. Die bei den Messungen erreichte Temperatur an den Kryoklemmen betrug ca. minus 6°C.

Als Kryoklemmen bezeichnet man die Haltevorrichtungen der Material-Prüfmaschine und die um diese mit Klettbindern fixierten Einfriererinsätze des elektrischen Rohr-Einfriergerätes (Abb. 4).

### 2.3 Untersuchungsziele

Aufgabe des oben beschriebenen Versuchsaufbaus sollte das Erreichen folgender Untersuchungsziele sein:

- Ermittlung von Belastungsdaten :
  - Bei nativen und in unterschiedlichen Nahttechniken mit verschiedenen Nahtmaterialien genähten Schweinesehnen
- Ermittlung des Belastungsverlaufes während eines Maximallastversuches mit einer konstanten Geschwindigkeit von 25 mm/min:
  - Messung der maximalen Kraft (Reißkraft), der Steifigkeit, der Versagenslast und der 2 mm Spaltbildung von in unterschiedlichen Nahttechniken genähten Sehnen
- Ermittlung des Belastungsverlaufes während der zyklischen Testungen à 1000 Zyklen mit 5,5 N und anschließendem Maximallastversuch:
  - Messung der maximalen Kraft (Reißkraft), der Versagenslast, der Steifigkeit, der Spaltbildung bei 1 bis 1000 Zyklen bei in unterschiedlichen Nahttechniken genähten Sehnen
- Auswertung und Bewertung der Versuchsreihen und Entwicklung einer eigenen neuen Nahttechnik unter Berücksichtigung der anatomischen und funktionellen Sehneneigenschaften
- Durchführung von Belastungsversuchen gemäß vorgenannter Vorgehensweisen mit dieser neu entwickelten Nahttechnik
- Auswertung und Bewertung der Ergebnisse für die neue Sehnennaht
- Vergleich der neuen Naht mit den anderen Nähten

## 2.4 Verwendete Fäden

Das verwendete Nahtmaterial und dessen Festigkeit nehmen entscheidenden Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Naht. Zusätzlich kommen Faktoren wie Dehnbarkeit (Elastizität) des Nahtmaterials und auch der operative Aspekt der Handhabung (z.B. Knotentechnik, Nähen der Sehnen durch die gleiche Person) hinzu.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden alle Testserien zunächst mit einem PDS II Faden der Stärke 5/0 (monofiles Polydioxanon, resorbierbar) genäht, da dieses Nahtmaterial häufig im Klinikalltag zur Naht von durchtrennten Fingerbeugesehnen eingesetzt wird (BRUG 1997). Die geringe Dicke dieses Fadens wirkt sich postoperativ günstig auf die Gleitfähigkeit der Sehne aus. Anschließend wurde eine der gängigen Nahttechniken ausgesucht (Zechnernaht) und zusätzlich mit einem PDS II Faden der Stärke 4/0, der dicker ist, getestet. Diese Nahtmaterialien kamen auch bei der neu entwickelten Naht zur Anwendung, um aussagekräftige Rückschlüsse über deren biomechanischen Eigenschaften ziehen zu können. Die eingesetzten Fäden waren einfach armiert und doppelt armiert. Diese Tatsache hat für die Ermittlung der Belastbarkeit der einzelnen Nahttechniken insofern keinen Einfluss, da darauf geachtet wurde, dass bei Stumpfwerden einer Nadel neues Nahtmaterial eingesetzt wird. Somit wurden die Sehnen nicht zusätzlich traumatisiert.

Violette Fäden besitzen im Gegensatz zu farblosen Fäden den Vorteil, dass sie sich aufgrund des farblichen Kontrastes zur Fotodokumentation besser eignen. Zusätzlich erlauben sie ein noch exakteres Durchführen und Nachvollziehen der Naht, da sie in den dünnen und weißlichen Schweinestreckersehnen deutlich sichtbar sind. In dieser Arbeit wurde deshalb ausschließlich violette Nahtmaterial verwendet.



Abb. 5 PDS II Faden der Stärke 4/0, violett, einfach armiert (eines der verwendeten Nahtmaterialien)

## 2.5 Angewendete Nahttechniken

Bei allen angewendeten Nähten handelt es sich um reine Kernnähte. Zusätzliche Ringnähte wurden nicht untersucht. Sämtliche Ergebnisse ermöglichen also gezielt Rückschlüsse auf die Eigenschaften der verwendeten Kernnähte. Es wurde darauf geachtet, dass die am weitesten von den Sehnenstümpfen entfernte Nahteinstichstelle bei allen Nähten ca. 10 mm beträgt, um standardisierte Ausgangsbestimmungen zu schaffen.

Da der Vergleich der neu entwickelten Naht mit gängigen Nahttechniken eines der Hauptziele darstellte, wurden sowohl bei der Zechner-Naht als auch bei der neuen doppelten Sehnenrandnaht zusätzlich zum PDS II 5/0 Faden auch ein dickerer PDS II 4/0 Faden verwendet. Bei beiden kam außerdem die „*locking loop tendon suture*“ (PENNINGTON 1979) zum Einsatz. Das bedeutet, die im oberen Drittel der Sehne gesetzte Naht verläuft so, dass die Längsnaht (führt von einem Sehnenstumpf zum anderen) unter der Quernaht (führt von einer Seite zur anderen quer durch die Sehne) liegt. An der Sehnenoberfläche sind etwa 2 bis 3 mm vom Aus- zum Einstich zu überbrücken. Somit dient die Quernaht bei Zugbelastung als Verankerung für die Längsnaht. Deswegen spricht man von einer „*locking loop tendon suture*“ (Abb. 2).

Die folgende Tabelle liefert eine Übersicht über sämtliche Versuche, die innerhalb dieser Arbeit durchgeführt wurden.



Tabelle 1 Im Rahmen dieser Arbeit angewandte Nahttechniken

<b>Sehnennahttechnik</b>	<b>Nahtmaterial</b>	<b>Fadenstärke</b>	<b>Testmodus</b>	<b>Versuchsanzahl/ davon auswertbar</b>
Zechner	PDS II	5/0	Maximallast- versuch	10/ 9
	PDS II	4/0	Maximallast- versuch	10/ 8
	PDS II	5/0	zyklisch	10/ 7
	PDS II	4/0	zyklisch	11/ 7
Bunnell	PDS II	5/0	Maximallast- versuch	10/ 7
	PDS II	5/0	zyklisch	10/ 7
Smith-Evans	PDS II	5/0	Maximallast- versuch	10/ 10
	PDS II	5/0	zyklisch	10/ 7
Doppelte Sehnenrandnaht	PDS II	5/0	Maximallast- versuch	10/ 10
	PDS II	4/0	Maximallast- versuch	10/ 10
	PDS II	5/0	zyklisch	10/ 7
	PDS II	4/0	zyklisch	10/ 7

Die nicht auswertbaren Versuche hatten stets folgende Ursachen: bei den Maximallastversuchen handelte es sich um Knotenversager, d.h. bereits unter geringer Belastung kam es zur Knotenlösung. Die Naht nach Bunnell, die eine Art „Durchflechtungnaht“ darstellt, hat die meisten Knotenversager. Es war sehr schwierig, einerseits einen festen Knoten zu erzeugen und andererseits die Sehnenenden nicht zu sehr zu straffen, was mit einem optimalen Heilungsprozess der Sehnen nicht in Einklang zu bringen wäre. Bei den zyklischen Messreihen handelte es sich ausnahmslos um ein Problem der verwendeten Computertechnik, die ein reibungsloses Verarbeiten und Speichern der riesigen Datenmengen während der 1000 Zyklen nicht immer bewältigte.

### 2.5.1. Die Zechernaht (1985)

Die von ZECHNER (1985) entwickelte zweisträngige Nahttechnik kann als eine modifizierte Naht nach KIRCHMAYR (1917) und KLEINERT (1967) aufgefasst werden. Der bei KIRCHMAYR an der Sehnenoberfläche und bei KLEINERT an der Durchtrennungsstelle liegende Knoten wurde von ZECHNER durch eine zusätzliche kleine Inzision in den proximalen oder distalen Sehnenstumpf verlegt. Er bezeichnet die Naht als eine Kombination zwischen Kleinert- und Ikuta-Naht. Die Ikuta-Naht (1977) ist durch das „Versenken“ der außerhalb der Schnittfläche liegenden Knoten mittels einer kleinen Inzision gekennzeichnet. Die Führung der Kernnaht nach IKUTA entspricht aber nicht der Nahtführung nach KIRCHMAYR.

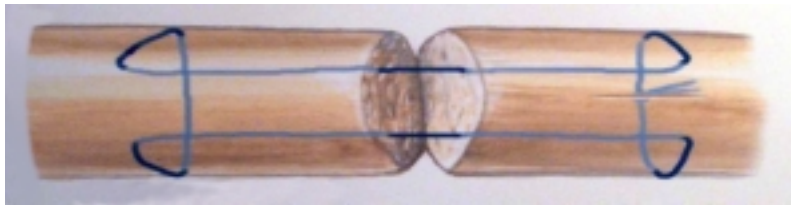


Abb. 6 Naht nach ZECHNER (aus LANGER, M.: Beugesehnen-Nahttechniken. Poster. Kongress Deutschsprachige Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie. 43. Kongress der DAH Wien, 23.-26.10.2002)



Abb. 7 Naht nach Zechner (Nahtmaterial PDS 5/0) zu Beginn eines Maximallastversuches

## 2.5.2 Die Bunnellaht (1918)

Diese zweisträngige Naht ist durch zickzackförmiges Durchstechen mit einer Nadel eines doppelt-armierten Fadens gekennzeichnet und entspricht einer Art „Durchflechtung“. Die Naht kann durch einen peripheren Knoten (Abb.8 rechts) oder zwei Knoten (Abb. 8 links) innerhalb der Schnittfläche fixiert werden. Im Rahmen dieser Versuche wurden die zwei Knoten innerhalb der Schnittfläche gewählt.

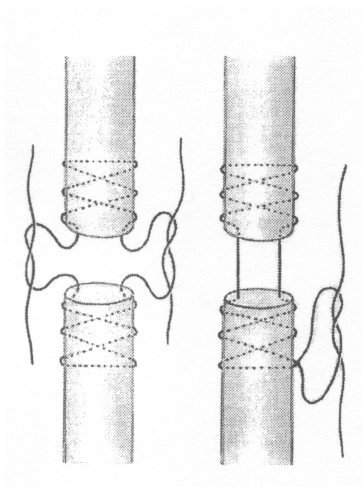


Abb. 8 Naht nach BUNNELL (aus GELDMACHER & KÖCKERLING 1991)



Abb. 9 Naht nach BUNELL (Nahtmaterial PDS 5/0) vor biomechanischem Versuch (Nahtanteil des linken Sehnenstumpfes ist durch ein Stück des Sehnenschlauches verdeckt)

### 2.5.3 Die Smith-Evans Naht (2001)

Es handelt sich um eine viersträngige Adaptation der zweisträngigen Naht nach KESSLER (1973). Bei der Kessler-Naht werden Randbündel von der Größe eines Viertels des Sehnenquerschnitts - „*grasping suture*“- von zwei Fäden doppelt umstochen. Die beiden Knoten liegen sich an der Sehnenoberfläche diagonal gegenüber.

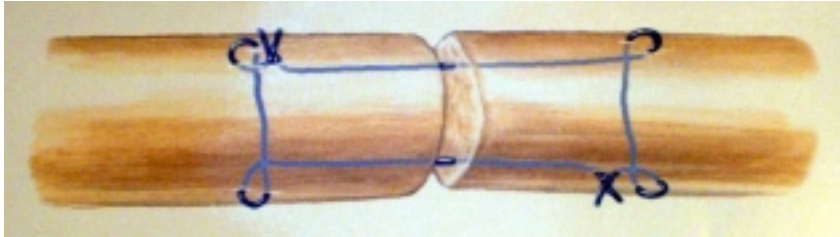


Abb.10 Naht nach KESSLER (aus LANGER, M.: Beugesehnen-Nahttechniken. Poster. Kongress Deutschsprachige Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie. 43. Kongress der DAH Wien, 23.-26.10.2002)



Abb. 11 „*grasping suture*“ (aus LANGER, M.: Beugesehnen-Nahttechniken. Poster. Kongress Deutschsprachige Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie. 43. Kongress der DAH Wien, 23.-26.10.2002)

Bei der „*grasping suture*“ verläuft also die im oberen Drittel der Sehne gesetzte Naht so, dass die Längsnaht (führt von einem Sehnenstumpf zum anderen) über der Quernaht (führt von einer Seite zur anderen quer durch die Sehne) liegt. Bei der bereits beschriebenen „*locking loop tendon suture*“ (PENNINGTON 1979) befindet sich die Längsnaht unter der Quernaht.

SMITH und EVANS (2001) positionieren im Prinzip zwei Kessler-Nähte im rechten Winkel zueinander. Zunächst wird die oben beschriebene normale Kessler-Naht durchgeführt, wobei aber beachtet werden muss, dass sich der Knoten innerhalb der Schnittfläche befinden soll. Die zweite Naht wird im rechten Winkel zur ersten gesetzt, wobei sie die erste Naht umfassen und nicht verletzen soll. Der Knoten der zweiten Naht befindet sich an der Sehnenoberfläche.



Abb. 12 Smith-Evans Naht (aus LANGER, M.: Beugesehnen-Nahttechniken. Poster. Kongress Deutschsprachige Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie. 43. Kongress der DAH Wien, 23.-26.10.2002

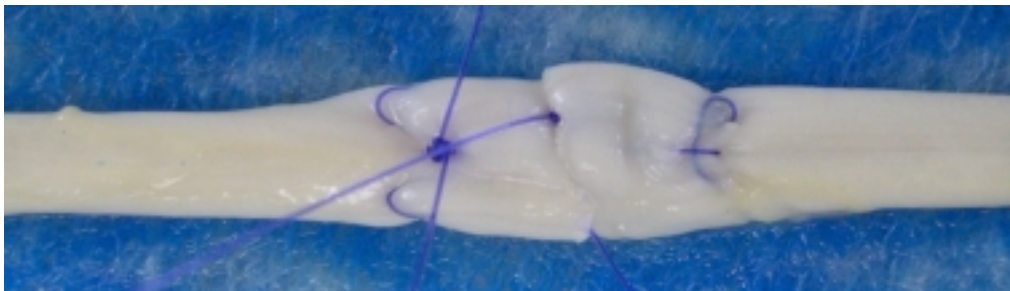


Abb. 13 Naht nach SMITH- EVANS (Nahtmaterial PDS 5/0) vor einem biomechanischen Versuch (Nahtanteil der „normalen“ Kessler-Naht – rechte untere Ecke – nicht sichtbar, da durch Sehenschlauchanteile verdeckt)

#### 2.5.4 Die neu entwickelte doppelte Sehnenrandnaht

Aufgrund von theoretischen Überlegungen und praktischen Anforderungen an eine Sehnennaht wurde eine eigene Sehnennahttechnik entwickelt.

Eckpunkte des Designs der neuen Sehnennaht sind im Prinzip zwei Nähte nach KIRCHMAYR (2.5.1), die aber 90° gekippt werden und jeweils seitlich längs der Sehne liegen. Es handelt sich also um eine viersträngige Nahttechnik.

Man beginnt mit einem Einstich etwa 10 mm vom Sehnenstumpf entfernt. Anschließend führt man die Nadel aber nicht quer zur Sehne wie bei den anderen Nähten, sondern nach unten. Befindet man sich wieder mit der Nadel an der Sehnenoberfläche, überbrückt man etwa 2 bis 3 mm nach oben und sticht dann so ein, dass die Längsnaht zum anderen Sehnenstumpf unter der seitlichen Quernaht liegt, d.h. es entsteht eine „locking loop tendon suture“ (PENNINGTON 1979). Sie verläuft etwa 2 mm unterhalb der Sehnenoberfläche und führt somit nicht zu einer Traumatisierung der zentralen Sehnenstrukturen.

Nach dem gleichen Prinzip verfährt man auch am anderen Sehnenstumpf, auch in etwa 10 mm von diesem entfernt. Nach der Naht befindet sich der Knoten auf der Sehnenoberfläche an der ursprünglichen Einstichstelle. Es wird wie bei den anderen im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Nähten vier Mal geknotet.

Die zweite Naht der doppelten Sehnenrandnaht ist identisch mit der soeben beschriebenen Naht. Jedoch verläuft diese aus der umgekehrten Richtung, d.h. wurde beispielsweise bei der ersten Naht vom proximalen zum distalen Sehnenstumpf genäht, so findet das bei der zweiten Naht vom distalen zum proximalen Stück statt. Grund dieser Reihenfolge sind die entstehenden Knoten, die dadurch nicht nebeneinander an einem Sehnenstumpf liegen. Sie befinden sich folglich diagonal gegenüber an der Sehnenoberfläche.

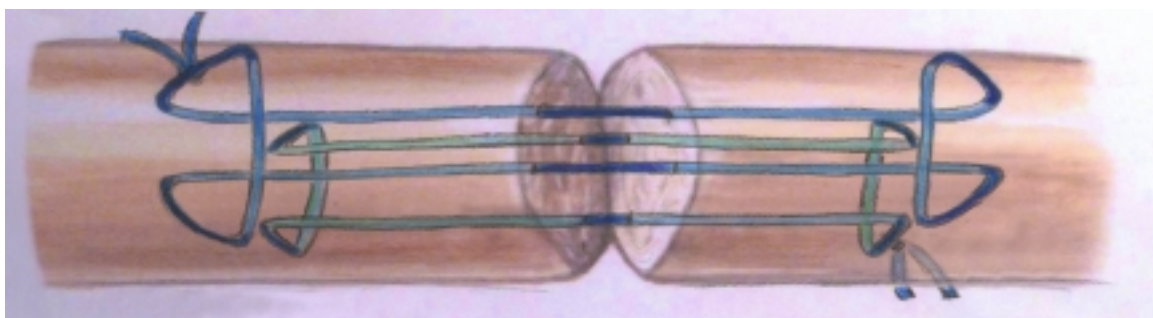


Abb.14a Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Sehnennaht mit der Bezeichnung doppelte Sehnenrandnaht (eigene Skizze)



Abb.14b Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Sehnennaht mit der Bezeichnung doppelte Sehnenrandnaht (eigene Skizze) im Querschnitt

Man beachte, dass im Vergleich zu den sonst in Rahmen dieser Arbeit benutzten Sehnenabbildungen (mit Blick von oben auf die Sehne) in der ersten Darstellung (Abb. 14a) von der Seite geschaut wird. Die erste Naht liegt also auf der dem Betrachter zugewandenen Seite. Die zweite Naht liegt auf der dem Betrachter abgewandenen Seite. In der Abb 14a dunkler erscheinende Anteile befinden sich auch hier an der Sehnenoberfläche, hellere innerhalb der Sehne. Aufgrund der Projektionsebene erscheinen die Nähte unterschiedlich lang und breit. Wie beschrieben sind sie jedoch identisch, nur die beiden Knoten liegen diagonal gegenüber. Die zweite Darstellung (Abb. 14b) verdeutlicht die Anordnung der beiden Nähte im Querschnitt. Heller erscheinende Nahtanteile verlaufen innerhalb des Sehnenstumpfs. Die im Zentrum des Sehnenquerschnitts sichtbaren vier Nahtenden verlaufen in Längsrichtung zum abgetrennten Sehnenanteil.



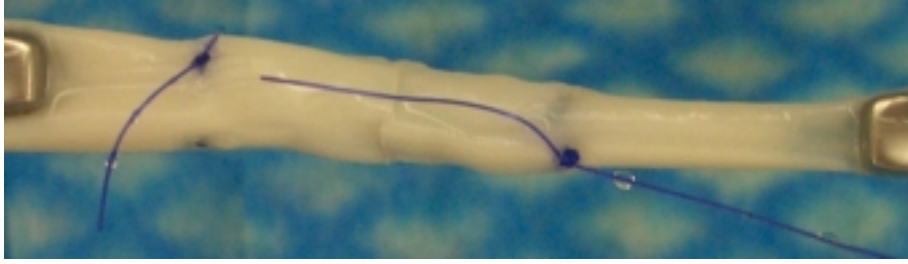


Abb.15 Die neu entwickelte Naht (Nahtmaterial ist hier PDS II 4/0) in Nahtvorrichtung

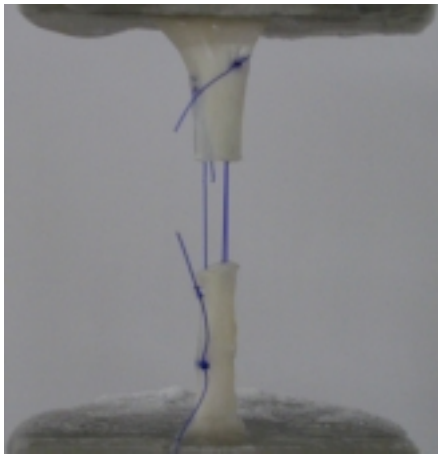


Abb.16 Doppelte Sehnenrandnaht (Präparat aus Abb.15) nach einem Maximallastversuch (der Versagensmodus entspricht hier einem Fadenriss)



## 2.6 Statistische Auswertung der gewonnenen Daten

Die statistische Auswertung der Messergebnisse erfolgte mit dem Programm SPSS 8.0. Mit Hilfe der gemessenen Daten wurden folgende statistische Werte berechnet.

Der Mittelwert ist die Summe aller Messwerte einer Messreihe, dividiert durch die Anzahl der Messwerte (arithmetisches Mittel). Die Standardabweichung einer normalverteilten Grundgesamtheit beschreibt den Bereich um den Mittelwert, in dem mit einer Wahrscheinlichkeit von 68% ein Wert  $x$  der Versuchsreihe liegt. Das Minimum und Maximum ist der jeweils tiefste und höchste Wert einer Messreihe.

Statistische Test:

Der zu ermittelnde Grad der Ähnlichkeit der Messverteilung mit der Gauß'schen Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorow-Smirnov-Anpassungstest überprüft. Mit Hilfe dieses Testverfahrens wird statistisch kontrolliert, ob sich die Messwerte einer Gruppe (Naht) signifikant von der Normalverteilung unterscheiden. Der dabei ermittelte p-Wert gibt also Auskunft darüber, ob es sich bei den Messdaten um eine Stichprobe aus einer normalverteilten Grundgesamtheit handelt. Dabei spricht ein hoher p-Wert ( $p > 0,05$ ) für eine Normalverteilung. Ein kleiner p-Wert, der unterhalb der (wie allgemein üblich) festgesetzten Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% (Signifikanzniveau) liegt, deutet auf ein signifikantes Abweichen der Messdaten von einer normalverteilten Grundgesamtheit hin. Für alle Messreihen konnte eine Normalverteilung der Messergebnisse mit dem Kolmogorow-Smirnov-Anpassungstest nachgewiesen werden.

Mit Hilfe des t-Test für zwei unverbundene Stichproben wurde die neu entwickelte Naht mit den sonstig verwendeten, gängigen Nahttechniken bezüglich ihrer Mittelwerte verglichen. Bei der Berechnung dieses Testverfahrens wird immer berücksichtigt, ob die Streuungen der beiden betrachteten Gruppen (Nähte) als gleich groß angenommen werden können oder nicht (Levene-Test der Varianzgleichheit). Ein p-Wert  $< 0,05$  spricht auch hier für einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen.

### **3 ERGEBNISSE**

Grundlage für die nachfolgend dargestellten Ergebnisse ist die Auswertung der durchgeführten Versuche und deren statistische Bearbeitung. Zunächst werden die Maximallastversuche aufgeführt: es erfolgt eine deskriptive Statistik der einzelnen Nahtergebnisse (Mittelwert MW, Standardabweichung STABW, Minimum Min und Maximum Max) und anschließend ein statistischer Vergleich der einzelnen Nähte. Danach werden die zyklischen Versuche mit abschließendem Maximallastversuch nach dem gleichen Prinzip betrachtet: deskriptive Statistik der einzelnen Nahtresultate und statistischer Vergleich.

Bei den Maximallastversuchen (MLV) werden Angaben zur maximalen Kraft ( $F_{max}$ ), zur Steifigkeit (Steigung Maximallastversuch, d. h. linearer Kraftanstieg während des Versuches), zur Versagenslast ( $F-X$ -% Steigung MLV, d. h. Kraft, bei der die Kurve das erste Mal vom linearen Anstieg abweicht, also abflacht) und zum 2 mm Spalt zwischen den Sehnenstümpfen gemacht. Beschrieben wird auch der am häufigsten auftretende Versagensmodus (z. B. Fadenriss, Fadenriss am Knoten). Bei den zyklischen Testreihen ist zusätzlich die Spaltbildung zwischen erstem und tausendstem (letztem) Zyklus von Bedeutung.

#### **3.1 Maximallastversuche/ MLV– Deskriptive Statistik der einzelnen Nähte**

##### **3.1.1 Bunnell PDS II 5/0**

Bei sieben gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der maximal erreichten Kraft vor Nahtbruch  $15,69 \pm 1,60$  N. Das Minimum der Maximalkraft liegt bei 12,59 N und das Maximum bei 17,08 N. Die Steifigkeit beträgt  $1,67 \pm 0,20$  N/mm mit einem Minimum von 1,47 und einem Maximum von 2,06 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $10,25 \pm 2,38$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 7,34 N bzw. 13,61 N. Eine 2 mm Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen tritt bei einer mittleren Kraft von  $4,57 \pm 0,81$  N auf. Das Minimum dieser Kraft beträgt 3,28 N, das Maximum liegt bei 5,61 N.

Der häufigste Versagensmodus war durch einen Fadenriss am Knoten gekennzeichnet. Die drei nicht auswertbaren Versuche ergaben sich durch Knotenversager, d. h. bereits unter geringer Belastung kam es zu einer Knotenlösung. Das Knoten bei der Bunnellnaht gestaltete sich recht schwierig, da ein zu straffes Festziehen zu einer Raffung der Sehne führte und ein zu schwaches Knoten des Fadens zu einem Knotenversager führte.

Tabelle 2 Ermittelte statistische Größen, MLV Bunnell PDS II 5/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>2 mm Spalt N</b>
Versuchszahl	7	7	7	7
MW	15,69	1,67	10,25	4,57
STABW	1,60	0,20	2,38	0,81
Min	12,59	1,47	7,34	3,28
Max	17,08	2,06	13,61	5,61

### 3.1.2 Smith-Evans PDS II 5/0

Bei zehn gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der maximal erreichten Kraft vor Nahtbruch  $23,47 \pm 4,29$  N. Das Minimum der Maximalkraft liegt bei 18,50 N und das Maximum bei 30,25 N. Die Steifigkeit beträgt  $3,00 \pm 0,68$  N/mm mit einem Minimum von 2,08 und einem Maximum von 4,06 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $13,71 \pm 5,93$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 5,03 N bzw. 22,24 N. Eine 2 mm Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen tritt bei einer mittleren Kraft von  $5,20 \pm 2,19$  N auf. Das Minimum dieser Kraft beträgt 2,49 N, das Maximum liegt bei 7,96 N.

Der häufigste Versagensmodus war der Fadenriss. Alle Versuche waren auswertbar.

Tabelle 3 Ermittelte statistische Größen, MLV Smith-Evans PDS II 5/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>2 mm Spalt N</b>
Versuchszahl	10	10	10	10
MW	23,47	3,00	13,71	5,20
STABW	4,29	0,68	5,93	2,19
Min	18,50	2,08	5,03	2,49
Max	30,25	4,06	22,24	7,96

### 3.1.3 Zechner PDS II 5/0

Bei neun gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der maximal erreichten Kraft vor Nahtbruch  $18,63 \pm 2,15$  N. Das Minimum der Maximalkraft liegt bei 15,03 N und das Maximum bei 20,76 N. Die Steifigkeit beträgt  $1,46 \pm 0,33$  N/mm mit einem Minimum von 1,15 und einem Maximum von 2,26 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $9,13 \pm 1,64$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 5,21 N bzw. 10,49 N. Eine 2 mm Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen tritt bei einer mittleren Kraft von  $3,53 \pm 0,70$  N auf. Das Minimum dieser Kraft beträgt 2,32 N, das Maximum liegt bei 4,85 N.

Der häufigste Versagensmodus war der Fadenriss. Ein Versuch war aufgrund eines Knotenversagens nicht auswertbar.

Tabelle 4 Ermittelte statistische Größen, MLV Zechner PDS II 5/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>2 mm Spalt N</b>
Versuchszahl	9	9	9	9
MW	18,63	1,46	9,13	3,53
STABW	2,15	0,33	1,64	0,70
Min	15,03	1,15	5,21	2,32
Max	20,76	2,26	10,49	4,85

### 3.1.4 Zechner PDS II 4/0

Bei acht gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der maximal erreichten Kraft vor Nahtbruch  $18,63 \pm 2,15$  N. Das Minimum der Maximalkraft liegt bei 15,03 N und das Maximum bei 20,76 N. Die Steifigkeit beträgt  $1,46 \pm 0,33$  N/mm mit einem Minimum von 1,15 und einem Maximum von 2,26 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $9,13 \pm 1,64$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 5,21 N bzw. 10,49 N. Eine 2 mm Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen tritt bei einer mittleren Kraft von  $3,53 \pm 0,70$  N auf. Das Minimum dieser Kraft beträgt 2,32 N, das Maximum liegt bei 4,85 N.

Der häufigste Versagensmodus war durch einen Ausriss des Fadens aus der Sehne gekennzeichnet. Zwei Versuche konnten nicht ausgewertet werden. Es handelte sich um Knotenversager. Der im Vergleich zum PDS II 5/0 Faden dickere Faden (PDS II 4/0) erschwert eine optimale Knotenbildung, da er nicht so flexibel ist und da er bei zu starkem Zuziehen des Knotens zu einer Raffung der Sehne führt. Dies würde die Sehnenheilung belasten.

Tabelle 5 Ermittelte statistische Größen, MLV Zechner PDS II 4/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>2 mm Spalt N</b>
Versuchszahl	8	8	8	8
MW	29,89	1,60	13,19	2,88
STABW	4,39	0,35	4,30	1,20
Min	22,40	1,11	5,77	1,27
Max	33,66	2,13	18,45	4,85

### 3.1.5 Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0

Bei zehn gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der maximal erreichten Kraft vor Nahtbruch  $29,91 \pm 5,53$  N. Das Minimum der Maximalkraft liegt bei 20,37 N und das Maximum bei 39,13 N. Die Steifigkeit beträgt  $3,76 \pm 0,67$  N/mm mit einem Minimum von 2,97 und einem Maximum von 4,96 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $18,49 \pm 6,88$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 9,95 N bzw. 34,02 N. Eine 2 mm Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen tritt bei einer mittleren Kraft von  $7,41 \pm 2,34$  N auf. Das Minimum dieser Kraft beträgt 4,49 N, das Maximum liegt bei 11,31 N.

Der häufigste Versagensmodus war der Fadenriss. Alle Versuche waren auswertbar.

Tabelle 6 Ermittelte statistische Größen, MLV doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>2 mm Spalt N</b>
Versuchszahl	10	10	10	10
MW	29,91	3,76	18,49	7,41
STABW	5,53	0,67	6,88	2,34
Min	20,37	2,97	9,95	4,49
Max	39,13	4,96	34,02	11,31

### 3.1.6 Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0

Bei zehn gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der maximal erreichten Kraft vor Nahtbruch  $31,29 \pm 7,53$  N. Das Minimum der Maximalkraft liegt bei 21,52 N und das Maximum bei 43,34 N. Die Steifigkeit beträgt  $4,26 \pm 0,59$  N/mm mit einem Minimum von 3,59 und einem Maximum von 5,13 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $19,81 \pm 9,37$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 8,55 N bzw. 35,02 N. Eine 2 mm Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen tritt bei einer mittleren Kraft von  $6,29 \pm 1,72$  N auf. Das Minimum dieser Kraft beträgt 4,18 N, das Maximum liegt bei 10,11 N.

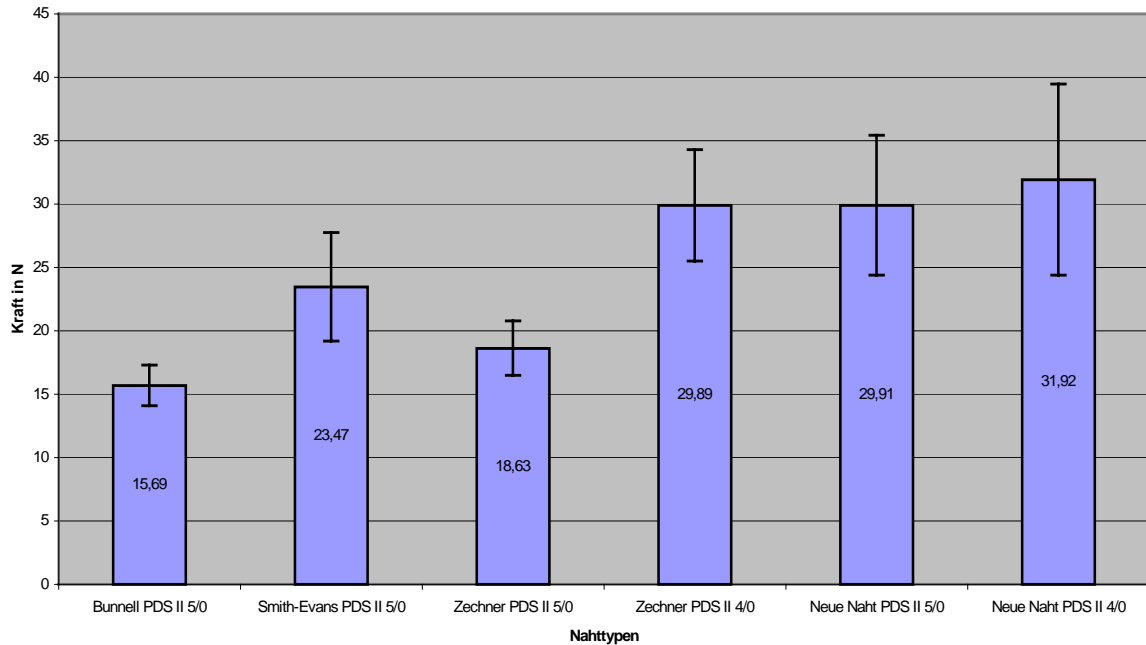
Der häufigste Versagensmodus war der Fadenausriß. Alle Versuche waren auswertbar.

Tabelle 7 Ermittelte statistische Größen, MLV doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>2 mm Spalt N</b>
Versuchszahl	10	10	10	10
MW	31,92	4,26	19,81	6,29
STABW	7,53	0,59	9,37	1,72
Min	21,52	3,59	8,55	4,18
Max	43,34	5,13	35,02	10,11

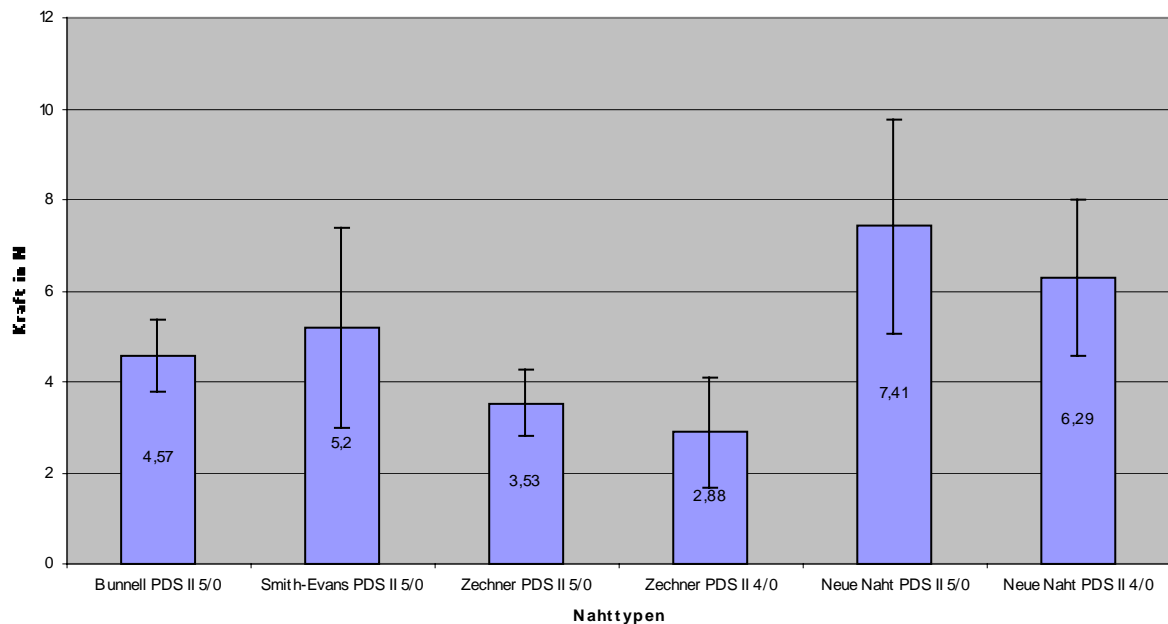
### 3.1.7 Zusammenfassende Darstellung der Maximallastversuche

Diagramm 1 Mittelwert und Standardabweichung der erreichten Maximalkraft ( $F_{max}$ )



Bei der neuen Sehnenrandnaht fallen hohe Maximalkräfte auf, wobei kein großer Unterschied zwischen den zwei Fadenstärken besteht. Auch die Zechner Naht mit einem PDS II 4/0 Faden hat eine ähnlich hohe Maximalkraft.

Diagramm 2 Mittelwert und Standardabweichung der 2 mm Spaltbildung



Die Kräfte bei Bildung des 2 mm Spaltes sind bei der neuen Sehnenrandnaht höher; beim dünneren PDS II 5/0 sogar höher als beim dickeren PDS II 4/0 Faden.

### 3.2 Maximallastversuche/ MLV– Statistische Vergleiche der einzelnen Nähte

Die bei den Zugversuchen ermittelten statistischen Größen sind in der folgenden Tabelle für alle gemessenen Merkmale zusammenfassend aufgeführt. Anhand dieser Größen wurde ein statistischer Vergleich der Nähte vorgenommen.

Tabelle 8 Darstellung der Versuchsergebnisse bei den Maximallastversuchen

<b>Nahttyp</b>	<b>Faden</b>	<b>F max (N) MW±STABW</b>	<b>2 mm Spalt (N) MW±STABW</b>	<b>Steifigkeit (N/mm) MW±STABW</b>	<b>Versagenslast (N) MW±STABW</b>
<b>Bunnell</b>	PDS II 5/0	15,69 ± 1,60	4,57 ± 0,81	1,67±0,20	10,25±2,38
<b>Smith-Evans</b>	PDS II 5/0	23,47 ± 4,29	5,19 ± 2,19	3,00±0,68	13,71±5,93
<b>Zechner</b>	PDS II 5/0	18,63 ± 2,15	3,53 ± 0,70	1,46±0,33	9,13±1,64
<b>Zechner</b>	PDS II 4/0	29,89 ± 4,39	2,88 ± 1,19	1,60±0,35	13,19±4,30
<b>Doppelte Sehnenrandnaht</b>	PDS II 5/0	29,91 ± 5,53	7,41 ± 2,34	3,76±0,67	18,49±6,88
<b>Doppelte Sehnenrandnaht</b>	PDS II 4/0	31,92 ± 7,53	6,29 ± 1,72	4,26±0,59	19,81±9,37

#### 3.2.1 Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0

Die neu entwickelte doppelte Sehnenrandnaht zeigt bezüglich der Maximalkraft, der 2 mm Spaltbildung, der Steifigkeit und der Versagenslast keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Fadenstärken ( $p > 0,05$  bei jeder der genannten Messgrößen).

#### 3.2.2 Bunnell PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0

Die Nähte unterscheiden sich bezüglich der Maximalkraft, der 2 mm Spaltbildung, der Steifigkeit und der Versagenslast signifikant voneinander ( $p < 0,05$ ).

#### 3.2.3 Smith-Evans PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0

Die Maximalkraft, Steifigkeit und 2 mm Spaltbildung betreffend unterscheiden sich die Nähte signifikant voneinander ( $p < 0,05$ ). Die Versagenslast zeigt keinen Unterschied auf ( $p > 0,05$ ).



### **3.2.4 Zechner PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0**

Die Nähte unterscheiden sich bezüglich der Maximalkraft, der 2 mm Spaltbildung, der Steifigkeit und der Versagenslast signifikant voneinander ( $p < 0,05$ ).

### **3.2.5 Zechner PDS II 4/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0**

Die 2 mm Spaltbildung und die Steifigkeit betreffend unterscheiden sich die Nähte signifikant voneinander ( $p < 0,05$ ). Bei der Maximalkraft und der Versagenslast gibt es keinen Unterschied ( $p > 0,05$ ).

## **3.3 Zyklische Versuche – Deskriptive Statistik der einzelnen Nähte**

Bei den zyklischen Versuchen handelt es sich um Messreihen à 1000 Zyklen mit einer Kraft von ca. 5,5 N und abschließendem Maximallastversuch. Es waren stets sieben von zehn und teilweise von elf Versuchen auswertbar. Grund für das Fehlen der restlichen drei bzw. vier Messungen pro Gruppe (Nahttyp) war die vorhandene Computertechnik, die ein zuverlässiges Speichern und Verarbeiten der riesigen Datenmengen nicht immer ermöglichte.

### **3.3.1 Bunnell PDS II 5/0**

Bei sieben gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Maximalkraft vor Nahtbruch  $20,25 \pm 2,11$  N. Das Minimum der maximal erreichten Kraft liegt bei 17,87 N und das Maximum bei 22,82 N. Die Steifigkeit beträgt  $6,04 \pm 0,74$  N/mm mit einem Minimum von 4,78 und einem Maximum von 6,86 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $8,11 \pm 0,99$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 6,22 N bzw. 9,14 N. Zwischen dem ersten und tausendstem Zyklus der Messreihe kommt es im Mittel zu einer Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen von  $1,74 \pm 0,41$  mm. Das Minimum dieser Spaltbildung beträgt 1,33 mm, das Maximum liegt bei 2,54 mm. Der häufigste Versagensmodus war der Fadenriss am Knoten.

Tabelle 9 Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche Bunnell PDS II 5/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>Spaltbildung 1-1000 mm</b>
Versuchszahl	7	7	7	7
MW	20,25	6,04	8,11	1,74
STABW	2,11	0,74	0,99	0,41
Min	17,87	4,78	6,22	1,33
Max	22,82	6,86	9,14	2,54

### 3.3.2 Smith-Evans PDS II 5/0

Bei sieben gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Maximalkraft vor Nahtbruch  $30,48 \pm 3,47$  N. Das Minimum der maximal erreichten Kraft liegt bei 27,10 N und das Maximum bei 35,13 N. Die Steifigkeit beträgt  $8,12 \pm 1,11$  N/mm mit einem Minimum von 6,84 und einem Maximum von 10,22 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $13,17 \pm 0,81$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 11,75 N bzw. 14,45 N. Zwischen dem ersten und tausendstem Zyklus der Messreihe kommt es im Mittel zu einer Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen von  $0,98 \pm 0,23$  mm. Das Minimum dieser Spaltbildung beträgt 0,72 mm, das Maximum liegt bei 1,36 mm. Der häufigste Versagensmodus war der Fadenriss.

Tabelle 10 Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche Smith-Evans PDS II 5/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>Spaltbildung 1-1000 mm</b>
Versuchszahl	7	7	7	7
MW	30,48	8,12	13,17	0,98
STABW	3,47	1,11	0,81	0,23
Min	27,10	6,84	11,75	0,72
Max	35,13	10,22	14,45	1,36

### 3.3.3 Zechner PDS II 5/0

Bei sieben gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Maximalkraft vor Nahtbruch  $20,35 \pm 2,62$  N. Das Minimum der maximal erreichten Kraft liegt bei 16,13 N und das Maximum bei 22,89 N. Die Steifigkeit beträgt  $5,09 \pm 0,53$  N/mm mit einem Minimum von 4,47 und einem Maximum von 6,19 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $7,60 \pm 0,46$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 7,22 N bzw. 8,41 N. Zwischen dem ersten und tausendstem Zyklus der Messreihe kommt es im Mittel zu einer Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen von  $1,86 \pm 0,39$  mm. Das Minimum dieser Spaltbildung beträgt 1,45 mm, das Maximum liegt bei 2,52 mm. Der häufigste Versagensmodus war der Fadenriss.

Tabelle 11 Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche Zechner PDS II 5/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>Spaltbildung 1-1000 mm</b>
Versuchszahl	7	7	7	7
MW	20,35	5,09	7,60	1,86
STABW	2,62	0,53	0,46	0,39
Min	16,13	4,47	7,22	1,45
Max	22,89	6,19	8,41	2,52

### 3.3.4 Zechner PDS II 4/0

Bei sieben gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Maximalkraft vor Nahtbruch  $24,73 \pm 4,45$  N. Das Minimum der maximal erreichten Kraft liegt bei 19,52 N und das Maximum bei 30,42 N. Die Steifigkeit beträgt  $6,15 \pm 0,57$  N/mm mit einem Minimum von 5,62 und einem Maximum von 7,13 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $8,78 \pm 0,65$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 7,88 N bzw. 9,38 N. Zwischen dem ersten und tausendstem Zyklus der Messreihe kommt es im Mittel zu einer Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen von  $1,71 \pm 0,31$  mm. Das Minimum dieser Spaltbildung beträgt 1,25 mm, das Maximum liegt bei 2,17 mm. Der häufigste Versagensmodus war der Fadenriss am Knoten.

Tabelle 12 Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche Zechner PDS II 4/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>Spaltbildung 1-1000 mm</b>
Versuchszahl	7	7	7	7
MW	24,73	6,15	8,78	1,71
STABW	4,45	0,57	0,65	0,31
Min	19,52	5,62	7,88	1,25
Max	30,42	7,13	9,38	2,17

### 3.3.5 Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0

Bei sieben gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Maximalkraft vor Nahtbruch  $32,55 \pm 6,51$  N. Das Minimum der maximal erreichten Kraft liegt bei 24,22 N und das Maximum bei 39,63 N. Die Steifigkeit beträgt  $7,51 \pm 2,00$  N/mm mit einem Minimum von 5,17 und einem Maximum von 9,83 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $19,35 \pm 6,75$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 11,29 N bzw. 30,55 N. Zwischen dem ersten und tausendstem Zyklus der Messreihe kommt es im Mittel zu einer Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen von  $0,91 \pm 0,22$  mm. Das Minimum dieser Spaltbildung beträgt 0,61 mm, das Maximum liegt bei 1,21 mm. Der häufigste Versagensmodus war der Fadenriss.

Tabelle 13 Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>Spaltbildung 1-1000 mm</b>
Versuchszahl	7	7	7	7
MW	32,55	7,51	19,35	0,91
STABW	6,51	2,00	6,75	0,22
Min	24,22	5,17	11,29	0,61
Max	39,63	9,83	30,55	1,21

### 3.3.6 Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0

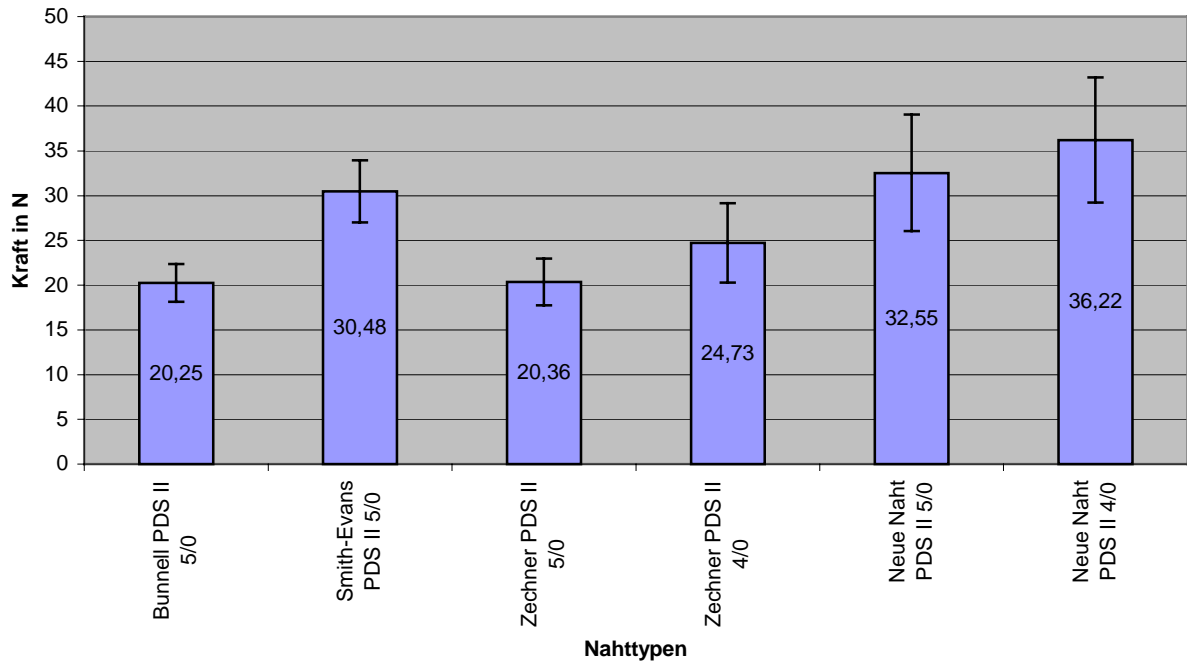
Bei sieben gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Maximalkraft vor Nahtbruch  $36,22 \pm 6,99$  N. Das Minimum der maximal erreichten Kraft liegt bei 25,82 N und das Maximum bei 49,34 N. Die Steifigkeit beträgt  $8,69 \pm 0,70$  N/mm mit einem Minimum von 7,19 und einem Maximum von 9,20 N/mm. Die Versagenslast liegt bei  $20,63 \pm 5,94$  N und deren Minimum und Maximum befinden sich bei 12,62 N bzw. 31,94 N. Zwischen dem ersten und tausendstem Zyklus der Messreihe kommt es im Mittel zu einer Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen von  $1,03 \pm 0,23$  mm. Das Minimum dieser Spaltbildung beträgt 0,77 mm, das Maximum liegt bei 1,41 mm. Bei dieser Versuchsreihe gab es keinen häufigsten Versagensmodus. Bei der Hälfte der Sehnen am es zu einem Fadenriss. Bei der anderen Hälfte handelte es sich um einen Ausriss des Nahtmaterials aus der Sehne.

Tabelle 14 Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0

	<b>F max N</b>	<b>Steifigkeit MLV N/mm</b>	<b>Versagenslast MLV N</b>	<b>Spaltbildung 1-1000 mm</b>
Versuchszahl	7	7	7	7
MW	36,22	8,69	20,63	1,03
STABW	6,99	0,70	5,94	0,23
Min	25,82	7,19	12,62	0,77
Max	49,34	9,20	31,94	1,41

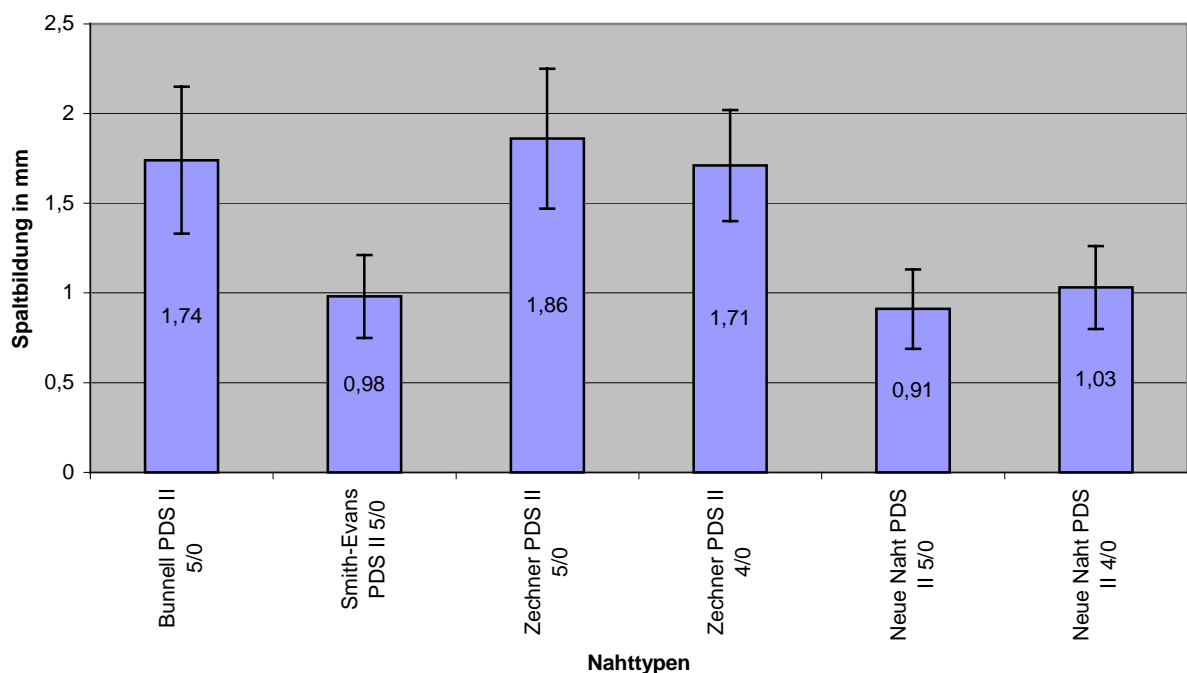
### 3.3.7 Zusammenfassende Darstellung der zyklischen Versuche

Diagramm 3 Mittelwert und Standardabweichung der Maximalkraft ( $F_{max}$ ), die nach den tausend Zyklen beim abschließenden Maximallastversuch erreicht wurde



Die doppelte Sehnenrandnaht besitzt in beiden Fadenstärken eine hohe Maximalkraft. Auch die Smith-Evans Naht erreicht eine hohe Maximalkraft.

Diagramm 4 Mittelwert und Standardabweichung der Spaltbildung, die zwischen dem ersten und tausendstem (letztem) Zyklus entstand



Die doppelte Sehnenrandnaht in beiden Fadenstärken und auch die Smith-Evans Naht zeigen eine geringe Spaltbildung nach Beenden der tausend Zyklen.

### 3.4 Zyklische Versuche – Statistische Vergleiche der einzelnen Nähte

Die bei den zyklischen Versuchen ermittelten statistischen Größen sind in der folgenden Tabelle für alle gemessenen Merkmale zusammenfassend aufgeführt. Anhand dieser wurde ein statistischer Vergleich der Nähte vorgenommen.

Tabelle 15 Darstellung der Versuchsergebnisse bei den zyklischen Versuchen

<b>Nahttyp</b>	<b>Faden</b>	<b>F max (N) MW±STABW</b>	<b>Spaltbildung (mm) MW±STABW</b>	<b>Steifigkeit (N/mm) MW±STABW</b>	<b>Versagenslast (N) MW±STABW</b>
<b>Bunnell</b>	PDS II 5/0	20,25 ± 2,11	1,74 ± 0,41	6,05±0,74	8,11±0,99
<b>Smith- Evans</b>	PDS II 5/0	30,48 ± 3,47	0,98 ± 0,23	8,12±1,11	13,17±0,81
<b>Zechner</b>	PDS II 5/0	20,36 ± 2,62	1,86 ± 0,39	5,09±0,53	7,60±0,46
<b>Zechner</b>	PDS II 4/0	24,73 ± 4,45	1,71 ± 0,31	6,15±0,57	8,78±0,65
<b>Doppelte Sehnen- rand- naht</b>	PDS II 5/0	32,55 ± 6,51	0,91 ± 0,22	7,51±2,00	19,35±6,75
<b>Doppelte Sehnen- rand- naht</b>	PDS II 4/0	36,22 ± 6,99	1,03 ± 0,23	8,69±0,70	20,63±5,94

#### 3.4.1 Doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0

Die neu entwickelte Naht zeigt bezüglich der Maximalkraft, der Spaltbildung nach den tausend Zyklen, der Steifigkeit und der Versagenslast keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Fadenstärken ( $p > 0,05$  bei jeder der genannten Messgrößen).

### **3.4.2 Bunnell PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0**

Bezüglich der Maximalkraft, der Spaltbildung nach den tausend Zyklen und der Versagenslast bestehen zwischen den Nähten signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ). Die Steifigkeit zeigt keinen signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ).

### **3.4.3 Smith-Evans PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0**

Die Maximalkraft, die Spaltbildung nach den tausend Zyklen, die Steifigkeit und die Versagenslast zeigen keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Nähten ( $p > 0,05$  bei jeder der genannten Messgrößen).

### **3.4.4 Zechner PDS II 5/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0**

Die Nähte unterscheiden sich im Hinblick auf alle Messgrößen ( Maximalkraft, Spaltbildung, Steifigkeit und Versagenslast) signifikant voneinander ( $p < 0,05$ ).

### **3.4.5 Zechner PDS II 4/0 vs. doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0**

Bezüglich der Maximalkraft, der Spaltbildung nach den tausend Zyklen, der Steifigkeit und der Versagenslast bestehen zwischen den Nähten signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ).



## 4 DISKUSSION

### 4.1 Hypothese

Die Hypothese der vorliegenden Arbeit war, dass die biomechanischen Eigenschaften (maximale Last, Versagenslast, Steifigkeit, 2 mm Spaltbildung und Elongation unter zyklischer Last) der neuen doppelten Sehnenrandnaht den biomechanischen Eigenschaften herkömmlichen Kernnahttechniken überlegen ist.

Tatsächlich lagen die Maximalkräfte der neuen Naht bei den Zugversuchen signifikant über den Maximalkräften der anderen Nähte ( $p < 0,05$ ). Ein 2 mm Spalt zwischen den Sehnenstümpfen, der bereits für eine erschwerte Heilung spricht, entstand bei der neuen Naht erst bei signifikant höheren Belastungskräften ( $p < 0,05$ ). Zwischen den zwei verwendeten Fadenstärken der neuen Naht bestanden keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ).

Auch bei den zyklischen Versuchen, die sich zur Imitation der postoperativen Mobilisationsphase eignen, erreichte die neue Naht eine signifikant höhere Maximalkraft als die Naht nach Bunnell und nach Zechner ( $p < 0,05$ ). Nach den tausend Zyklen zeigt die neue Naht eine signifikant geringere Spaltbildung als die Naht nach Bunnell und Zechner. Auch im Vergleich zur Naht nach Smith-Evans zeigt sich eine Überlegenheit der neuen Naht in beiden Fadenstärken bezüglich Maximalkraft und Spaltbildung, jedoch ohne statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ ). Auch bei den zyklischen Tests bestanden zwischen den zwei Fadenstärken der neu entwickelten Naht keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ).

Der Vergleich mit den gewählten gängigen Kernnahttechniken verdeutlicht, dass die neu entwickelte doppelte Sehnenrandnaht in beiden Fadenstärken die höchste Reißfestigkeit bei geringster Spaltbildung und damit auch bei minimaler Adhäsion mit dem benachbarten Gewebe aufweist. Sie erlaubt eine frühe postoperative Mobilisation, die bessere Ergebnisse und eine kürzere Behandlungsdauer sichert. Aufgrund der geringeren Traumatisierung der Sehne durch den dünneren PDS II 5/0 Faden können also glatt durchtrennte Fingerbeugesehnen mit Hilfe dieser Naht, auch unter dem Aspekt der Erhaltung der Gefäßversorgung, schonend und gleichzeitig stabil versorgt werden.

## 4.2 Vergleich mit Ergebnissen aus dem Schrifttum

### 4.2.1 Allgemeiner Vergleich

Ziel der Arbeit ist es, die erhaltenen Ergebnisse mit denen anderer Autoren zu vergleichen. Eine unzählige Anzahl an Studien zum Thema Beugesehnenchirurgie ist aufzufinden. Strenggenommen ist dennoch ein absoluter Vergleich mit international dokumentierten Arbeiten aufgrund der unterschiedlichen Randbedingungen nicht möglich. Diese sind:

- ungleiche Versuchs- und Mess(aufzeichnungs)geräte
- andere zyklische Untersuchungsbedingungen (Kraft, Zyklenzahl)
- ungleiches Sehnenmaterial (Mensch, Huhn, Kaninchen, Schaf, Schwein, Ratte)
- andere Nahttechniken
- meist vorhandene Ringnaht
- anderes Nahtmaterial und Nahtmaterialstärken

Die reichlich vorhandene Literatur wurde auf mögliche Ähnlichkeiten oder Differenzen zur vorliegenden Arbeit untersucht. Von Bedeutung waren uns Aktualität, sehr ähnliche Versuchsbedingungen, in vitro Versuche, möglichst gleiches oder ähnliches Sehnenmaterial. Unterschiede gab es stets bei den Nahttechniken, beim Nahtmaterial, der Stärke des Fadens und der fast immer vorhandenen Ringnaht.

Wichtige Arbeiten zur Beugesehnenchirurgie sind im Folgenden aufgeführt.

SMITH & EVANS (2001) untersuchten Schweinesehnen mit einer Naht nach Kessler und Smith-Evans. Alle Nähte erhielten zusätzlich eine Prolene 6/0 Ringnaht. Die Maximalkraft der Kessler-Naht mit einem Ethibond 4/0 Faden lag bei 33 N und mit einem Ti.cron 4/0 Faden bei 31 N. Die Smith-Evans-Naht mit dem Ti.cron 4/0 Faden erreichte 52 N. Zu beachten sind natürlich die unterschiedlichen Nahtmaterialien im Vergleich zu unserer Arbeit. Bedenkt man zusätzlich, dass eine Ringnaht für eine viel größere Stabilität sorgt (PRUITT 1991, LOTZ 1998, SERADGE 2000), so kann man die doppelte Sehnenrandnaht als sehr stabil bezeichnen, sogar in dem dünnen PDS II 5/0 Faden und ohne Ringnaht.

LEE (1990) verwendete für seine „double-locking“ Naht einen 4/0 Dacron, 4/0 Ethibond und 4/0 Supramid Faden. Die Maximalkräfte betragen 42 N, 37 N und 47 N. Auch nähte er die Naht nach Kessler mit einem 4/0 Dacron Faden und erhielt 23 N. Wiederum handelt es sich nicht um einen PDS II Faden, jedoch liegen die Werte für die doppelte Sehnenrandnaht in einem ähnlichen Bereich hinsichtlich der Maximalkräfte.

ROBERTSON & AL-QUATTAN (1992) praktizierten ihre „*interlock-technique*“ mit Prolene 3/0 und erreichten eine Maximalkraft von 51 N. Die Naht nach Kessler mit dem gleichen Faden lag bei 35 N.

TANG et al. untersuchten 2001 Schweinesehnen mit unterschiedlichsten Nahtmaterialien und machten auch Aussagen zu dem postoperativ wichtigen 2 mm Spalt. Die Kernnähte sind eine „*multiple-locking*“ Naht und eine modifizierte Kessler-Naht. Die „*multiple-locking*“ Naht mit Kono 4/0 hatte eine Maximalkraft von 55,5 N und eine Krafteinwirkung von 43,7 N bei Auftreten eines 2 mm Spaltes. Mit zusätzlicher Ethilon 5/0 Kreuzstich-Ringnaht erhöhten sich die Werte auf 94,6 N und 71,9 N. Bei Versorgung mit einer Ethilon 5/0 Halsted-Ringnaht liegen diese sogar bei 116,8 N und 86,6 N. Die modifizierte Naht nach Kessler mit einem Kono 4/0 Faden besaß eine Maximalkraft von 28,2 N und eine Kraft von 23,2 N bei Ausbildung eines 2 mm Spaltes. Mit zusätzlicher Ethilon 5/0 Kreuz-Stichnaht erreichte sie 68 N und 46,8 N. Mit einer Ethilon 5/0 Halsted-Ringnaht lagen die Werte sogar bei 82,2 N und 61,9 N.

Daraus ist ersichtlich, dass der Einsatz einer Ringnaht eindeutig zu einer Stabilitätszunahme beiträgt. Da in unserer Arbeit Ringnähte nicht verwendet wurden, können auch nicht die von TANG et al. erreichten hohen Werte vorgewiesen werden. Es ist jedoch davon auszugehen, dass die Nähte unserer Arbeit (zweisträngige und viersträngige) ein ähnliches Verhalten aufzeigen, d.h. die Maximalkraft und Krafteinwirkung bei 2 mm Spaltbildung wären wesentlich höher.

TARAS et al. (2001) verwendeten Leichensehnen und nähten diese mit einer modifizierten Technik nach Bunnell, nach Kessler und einer „*double-grasping*“ Naht. Als Nahtmaterial kam Ethibond in verschiedenen Stärken zum Einsatz. Die modifizierte Bunnell Naht mit Ethibond 5/0 hatte eine Bruchkraft von 11,95 N, mit Ethibond 4/0 von 23,91 N, mit Ethibond 3/0 von 35,86 N und mit Ethibond 2/0 von 58,72 N. Die modifizierte Naht nach Kessler lag bei 15,51 N, 22,29 N, 31,47 N und 41,43 N. Die „*double-grasping*“ Naht erreichte 13,93 N, 22,62 N, 36,47 N und 57,06 N. Wie bereits an anderer Stelle erwähnt, zeigte auch diese Arbeit, dass ein dickerer Faden auch eine höhere Bruchkraft erzeugt. Die Werte der TARAS Studie mit dem Faden der Stärke 5/0 und 4/0 bestätigen uns, dass unsere Auswahl des Fadens und die Stabilität der neuen Naht, sogar mit dem schonenden und dünnen PDS II 5/0 Faden, durchaus eine Alternative darstellt.

Die bisher aufgeführten Autoren untersuchten die genähten Sehnen mit Hilfe von Zugversuchen. Einige wenige Arbeiten, v. a. an Leichensehnen, machen auch Aussagen zum Sehnenverhalten während zyklischer Testungen. Auf die grundlegende Bedeutung zyklischer

Versuche für Erkenntnisse zur postoperativen Mobilisation und deren genaue Gestaltung im Rahmen dieser Arbeit wird an anderer Stelle eingegangen.

CHOUÉKA et al. (2000) untersuchten Leichensehnen mit Hilfe der Naht nach Kessler, nach Strickland und einer modifizierten Becker-Naht. Als Nahtmaterial diente ein Ethibond 4/0 Faden und ein zusätzlicher Nylon 6/0 Faden für die Ringnaht. Die ermittelte Maximalkraft für die Kesslernaht lag bei 33,8 N, die der Strickland-Naht bei 30,4 N und die der modifizierten Becker-Naht bei 76,3 N. Nach hundert Zyklen betrug die Spaltbildung dieser Nähte 0,12 mm, 0,00 mm und 0,19 mm.

ANGELES et al. (2002) testeten Beugesehnen von Leichen. Alle Sehnen wurden mit einer Ethilon 6/0 Ringnaht versorgt. Zunächst wurden mit einem Ethibond 4/0 Faden eine modifizierte Becker-Naht, eine „*locked cruciate*“ Naht, eine Robertson-Naht und eine Strickland-Naht erzeugt. Dabei lag die Maximalkraft der modifizierten Becker-Naht bei 69,37 N und der Spalt nach tausend Zyklen bei 1,33 mm. Die Werte der „*locked cruciate*“ Naht lagen bei 64,12 N und 0,47 mm, die der Robertson-Naht bei 34,28 N und 0,78 mm und die der Strickland-Naht bei 46,41 N und 0,84 mm. Anschließend wurden eine modifizierte double Tsuge- und eine Lee-Naht getestet. Als Nahtmaterial diente Supramid 4/0. Die Ringnaht bestand erneut aus Ethilon 6/0. Die modifizierte double Tsuge-Naht besaß eine Bruchkraft von 60,28 N und einen Spalt von 0,42 mm nach tausend Zyklen. Die Lee-Naht lag bei 51,08 N und 0,94 mm.

Im Rahmen dieser Arbeit zeigte die neu entwickelte doppelte Sehnenrandnaht während der zyklischen Versuche die höchsten Maximalkräfte bei der geringsten Spaltbildung auf. Mit dem PDS II 5/0 Faden erreicht sie die Maximalkraft von  $32,55 \pm 6,51$  N und mit dem PDS 4/0 Faden eine Maximalkraft von  $36,22 \pm 6,99$  N. Nach tausend Zyklen zeigt die doppelte Sehnenrandnaht eine Spaltbildung von  $0,91 \pm 0,22$  mm (PDS II 5/0) und  $1,03 \pm 0,23$  mm (PDS II 4/0) auf.

Ein absoluter Vergleich zu den oben erläuterten Arbeiten ist nicht möglich. Es handelt sich um ein anderes Nahtmaterial, um verschiedene Stärken dieser, um andere Nähte, um andere Sehnen und andere Versuchsbedingungen. In Anbetracht des von uns benutzten sehr dünnen Nahtmaterials und des Fehlens einer beträchtlich verstärkenden Ringnaht (PRUITT et al. 1991, LOTZ et al. 1998, SERADGE et al. 2000), sprechen die von uns erzielten Ergebnisse jedoch von einer sehr guten Bruchfestigkeit und geringen Spaltbildung.

## 4.2.2 Spezieller Vergleich

### 4.2.2.1 Sehnenmaterial

In der Literatur findet man eine Vielzahl von experimentellen Arbeiten zum Thema Sehnenchirurgie und auch speziell für die Beugesehnenchirurgie entdeckt man eine Fülle an Studien. Hierbei spielt der Einsatz diverser Sehnenarten eine Rolle. So verwenden z. B. SILVA et al. (2002), CONSTANTINESCU et al. (1996) und DITSIOS et al. (2003) Sehnen von Kaninchen. Versuche an Hühnern finden z. B. bei MORAN et al. (2000) und NISHIJAMA et al. (1995) statt. Einige Arbeiten beschäftigen sich mit Hundesehnen, so z. B. GELBERMANN et al. (1999). Auch existieren zahlreiche Studien über Leichensehnen (ASLAM & AFOKE 2000, ANGELES et al. 2002, BARRIE et al. 2000). Schafsehnen waren z. B. bei DONA et al. (2004) Gegenstand von Untersuchungen.

Aufgrund der etablierten Verwendung in der Sehnenchirurgieforschung, der Einfachheit der Beschaffung, keiner ethischen Bedenken und des fortgeschrittenen Alters möglicher menschlicher Leichen mit entsprechender Pathologie der Sehnen wurden im Rahmen dieser Arbeit Schweinesehnen verwendet. Eine orientierende Pubmed-Recherche hierzu erbringt für die Suchbegriffe „pig tendon“ über 220 Treffer. Besonders wichtig sind außerdem die Größenverhältnisse der in Frage kommenden Sehnen zusammen mit den umgebenden Weichteilverhältnissen. Unter diesem Gesichtspunkt eignen sich die Streckersehnen der Schweinefüße ausgezeichnet dafür, die Situation der menschlichen Hand und deren Fingerbeugesehnen im Experiment zu rekonstruieren (BOYER et al. 2001). Experimentelle Arbeiten von z. B. SAVAGE (1985), ROBERTSON & AL-QUATTAN (1992), ZATITI et al. (1998), SMITH & EVANS (2001) und CAO et al. (2002) bezeugen diese Feststellung. Die von uns im Vorfeld getesteten intakten Schweinestreckersehnen besaßen eine Zugfestigkeit von etwa 105 N/mm<sup>2</sup> und liegen dadurch in dem für menschliche Sehnen angegebenen Bereich von ca. 90 N/mm<sup>2</sup> (SEMPLE 1980), was deren Auswahl zusätzlich bekräftigt.

Ein Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen anderer Autoren ist also zum einen durch die unterschiedlichen Sehnenarten nicht als absolut anzusehen. Selbst bei der Verwendung von Schweinesehnen werden manchmal die Beugesehnen anstatt der Streckersehnen gewählt. Diese sind jedoch erheblich dicker als die Schweinestreckersehnen und erlauben keinen Rückschluss auf die dünnen menschlichen Fingerbeugesehnen. Trotz schwierigerer Präparation und viel anspruchsvollerer Versorgung durch eine Naht entschieden wir uns aufgrund oben genannter Gründe für die Testung von Schweinesteckersehnen.

#### **4.2.2.2 Nahtmaterial**

Auch bei der Auswahl des Nahtmaterials zur Versorgung von Beugesehnenschnitten kann man auf eine große Palette von Möglichkeiten zurückgreifen. Wesentlich hierbei ist jedoch nicht nur die Stabilität und gleichzeitig Elastizität des Nahtmaterials, sondern auch die Verträglichkeit. Ein stabiler, aber entzündungs- und adhäsionsfördernder Faden wäre also wenig sinnvoll. BRUG (1997) hob hervor, dass PDS II in der Stärke 5/0 häufig im Klinikalltag zur Versorgung durchtrennter Fingerbeugesehnen verwendet wird. Die geringe Dicke hat außerdem während der postoperativen Mobilisation eine positive Auswirkung auf die Gleitfähigkeit der Sehne. PDS II ist ein resorbierbares, monofiles, gut verträgliches Polydioxanon, das bei verzögerter Wundheilung eingesetzt wird. Laut WADA et al. (2001) behält es als Nahtmaterial für Kernnähte die längste Stabilität und erzeugt die geringste entzündliche Reaktion aller resorbierbaren Fäden. Auch ALBERS et al. stellten bereits 1982 fest, dass PDS II aufgrund der langsamen Resorption eine lange Stabilität gewährleistet und eine minimale Fremdkörperreaktion aufweist.

Ähnlich der unterschiedlichen Sehnenarten ist auch durch die Vielfältigkeit der in der Literatur verwendeten Nahtmaterialien ein absoluter Vergleich der erzielten Ergebnisse nicht möglich. Die Benutzung des PDS II Nahtmaterials bei der Versorgung von Beugesehnenschnitten mit anschließender Bewegungstherapie ist jedoch aus oben genannten Gründen durchaus gerechtfertigt.

#### **4.2.2.3 Nahtmaterialdicke**

Es stellt sich auch die Frage, ob ein dickerer Faden zu einer optimierten Stabilität einer Sehnennaht führt. TARAS et al. (2001) fanden z. B. heraus, dass eine 4/0 Naht um 66 Prozent stärker als eine 5/0 Naht war. Hierbei handelte es sich aber nicht um das PDS II Nahtmaterial der gegenwärtigen Arbeit sondern um einen Ethibond Faden. Diese Aussage ist somit nicht absolut übertragbar. Die Tendenz ist jedoch die gleiche. Bei der Naht nach Zechner und auch bei der neuen doppelten Sehnenrandnaht, die beide zusätzlich zum 5/0 PDS II Faden in einer weiteren Testreihe mit dem dickeren PDS II 4/0 Faden versorgt wurden, bestätigt sich diese Tendenz. Die Maximalkräfte vor Bruch sind beim dickeren 4/0 Faden höher als bei dem dünneren 5/0 Nahtmaterial, bei der doppelten Sehnenrandnaht jedoch ohne statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ ).

Sehr interessant und nicht zu übersehen ist allerdings dabei folgende Tatsache: bei der neuen Naht weist der dickere PDS II 4/0 Faden zwar etwas höhere Maximalwerte der Bruchkraft auf, aber die Spaltbildung betrachtend erkennt man Nachteile. Bei den Zugversuchen wird der auf die Heilung sich ungünstig auswirkende 2 mm Spalt bereits bei einer kleineren Kraft ausgebildet. Bei den zyklischen Tests ist nach den tausend durchlaufenen Zyklen der Spalt größer als bei dem dünneren 5/0 PDS II Faden. Es handelt sich zwar stets um nicht signifikante Ergebnisse ( $p > 0,05$ ), aber die Tendenz ist nicht zu vernachlässigen.

Wenn man davon ausgeht, dass ein dickerer Faden auch mit einer höheren Kraft belastet werden kann, warum ist der entstandene Spalt größer, obwohl die Naht stabiler zu sein scheint? Dafür sehen wir folgende Lösung: der rigidere und dickere 4/0 PDS II Faden schneidet sich bei Belastung zunehmend in die Sehne hinein. Er selbst wird später beschädigt, aber die Traumatisierung der Sehne beginnt früher. Beobachtungen während der Versuche bestätigen uns in dieser Annahme: bei Versuchen mit dem dickeren PDS II 4/0 Faden kam es gelegentlich zu Ausrissen des Fadens aus der Sehne. Der Faden schnitt sich also in die versorgten Sehnen ein.

Aus den aufgeführten eigenen Feststellungen und mit Hilfe der Orientierung an weiterer Literatur (ZECHNER et al. 1985, BRUG 1997, WADA et al. 2001) ist es demzufolge denkbar, dass der Einsatz der doppelten Sehnenrandnaht mit einem 5/0 PDS II Faden sinnvoll ist. Das Benutzen des dickeren PDS II 4/0 Fadens würde keine Verbesserung der Ergebnisse bringen.

#### **4.2.2.4 Anzahl der Nahtstränge**

Bei den im Rahmen der vorliegenden Arbeit erzielten Ergebnisse in Bezug auf Bruchfestigkeit und auf Spaltbildung der genähten Sehnen nimmt die doppelte Sehnenrandnaht eine sehr gute Position ein.

Die zusätzlich im Ergebnissteil aufgeführten Werte zur Steifigkeit (N/mm) und zur Versagenslast (N) dienen zur Orientierung und Beobachtung des Nahtverhaltens. Dadurch ist z. B. ersichtlich, dass die viersträngigen Nähte (Naht nach Smith-Evans und die doppelte Sehnenrandnaht) im Vergleich zu den zweisträngigen Nähten (Naht nach Bunnell und Zechner) eine deutlich höhere Steifigkeit haben. Der lineare Anstieg im Kraft-Weg-Diagramm ist also viel steiler. Dies lässt sich dadurch erklären, dass vier anstatt zwei Stränge

stabilisierend auf die Sehne wirken. VIHKAINEN et al. (2004) machten bei der Untersuchung von Kernnähten ähnliche Beobachtungen.

Die Versagenslast beschreibt die Stärke der intakten Naht. Das heißt Kräfte über diesem Wert, die auf die Naht einwirken, würden zwar nicht sofort zum Bruch aber zu einer irreparablen Veränderung des Sehnen-Naht-Komplexes führen. Nach dem linearen Anstieg in dem Kraft-Weg-Diagramm kommt es zu einer Abflachung. Die Kraft steigt zwar weiterhin, aber flacher. Dieser Wert wird in der Literatur seltener gebraucht.

So wie VIHKAINEN et al. (2004), die auch Untersuchungen zu Kernnähten durchführten, stellten wir fest, dass die viersträngigen Nähte auch zu einer Erhöhung der Versagenslast führten.

Schwerpunkte der Betrachtungen sind jedoch in der zahlreich vorhandenen Literatur zu Beugeschnennähten folgende: bei den Maximallastversuchen die erreichte Maximalkraft vor Nahtbruch und die 2 mm Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen. Bei den zyklischen Versuchen handelt es sich um den entstandenen Spalt nach den durchlaufenen Zyklen und die beim abschließenden Zugversuch die erreichte Maximalkraft.

Die zweisträngige Naht nach Bunnell stellte sich als eine Naht mit bereits bei kleineren Kräften auftretendem Bruch und mit recht großer Spaltbildung heraus.

Die zweisträngige Naht nach Zechner , die zusätzlich zum PDS II 5/0 Faden auch mit einem Faden der Stärke 4/0 versorgt wurde, nahm eine mittlere Position ein. Dabei lagen die Kraftwerte der 4/0 Nähte stets über die des dünneren 5/0 Fadens. Auch die Spaltbildung beim 4/0 Faden fiel positiver aus und war geringer als beim 5/0 Nahtmaterial.

Die viersträngige Smith-Evans Naht zeichnete sich durch hohe Maximalkräfte aus, bei den zyklischen Versuchen lag diese nah am Bereich der neuen Naht. Zusätzlich beeindruckt sie durch eine hohe Spaltstabilität.

Die viersträngige doppelte Sehnenrandnaht besaß die höchsten Maximalkräfte vor Bruch sowohl bei den Zugversuchen als auch bei den zyklischen Tests. Bezüglich der Spaltbildung zeigte sie die geringsten Werte auf. Diese Ergebnisse trafen für beide Fadenstärken zu.

Man könnte also davon ausgehen, dass eine Erhöhung der Stranganzahl zu einer verbesserten Stabilität der Naht führt. Neben BARRIE et al.(2000) bestätigten auch SILVA et al. (2002) diese Aussage in ihrer Untersuchung an Kaninchensehnen mit vier- und achtsträngigen Nähten. Auch die Studie von VIINIKAINEN et al. (2004) zu Kernnähten bekräftigt dies. Bei STRICK et al. (2004) steigen im Hühnermodell die Maximalkraft sowie die Steifigkeit und gleichzeitig wird die Spaltbildung reduziert unter Verwendung viersträngiger anstatt zweisträngiger Nähte. Jedoch geben sie zu bedenken, dass generell eine weitere Zunahme der



Stranganzahl auch zu einer vermehrten Gefahr der Sehnenverletzung führt: viele Ein- und Ausstiche bedeuten zusätzliche Traumatisierung, könnten die Blutversorgung der Sehne negativ beeinflussen und liefern mehr Knoten, die für eine höhere Reibung sorgen. DUBERT (2002) betrachtete die letzten 30 Jahre der Beugesehnenchirurgie und betonte die Überlegenheit von viersträngigen Nähten. Er empfahl die viersträngige Naht als Technik der Wahl bei der Versorgung von Schnittverletzungen der Sehnen, da sie das gesunde Mittelmaß zwischen erreichter Stabilität und Sehnentraumatisierung darstellt. Wir entschieden uns, bei der Entwicklung der doppelten Sehnenrandnaht dieser Empfehlung zu folgen.

#### **4.2.2.5 Nahttechniken**

Es sei an dieser Stelle nochmals betont, dass im Rahmen dieser Arbeit reine Kernnähte untersucht wurden. Unser Interesse lag darin, gezielte Rückschlüsse über die biomechanischen Eigenschaften von Kernnähten zu ziehen.

Auf die genaue Beschreibung der von uns verwendeten gängigen Nahttechniken wurde bereits detailliert in Abschnitt 2.5 eingegangen. Es handelt sich um die Naht nach Bunnell (1918), nach Zechner (1985) und nach Smith-Evans (2001).

Die Nähte sollten gut erlernbar, leicht anwendbar und nicht nur von versierten Operateuren praktikierbar sein. Das bedeutet trotzdem, dass ein ausreichend langes und intensives „Einnähen“ zu jeder Naht notwendig war. Nach zahlreichen Übungsnähten war jedoch ein identisches Reproduzieren durchaus möglich. Die Wahl fiel auf zwei zweisträngige Nahttechniken (Bunnell und Zechner) und auf eine viersträngige Naht (Smith-Evans).

Da die Naht nach Bunnell bereits 1918 entwickelt wurde, könnte auch eine gewisse historische Entwicklung interessant sein. Es stellt sich die Frage, ob die 1985 von Zechner eingeführte Naht eine Verbesserung darstellt, oder ob die von Smith-Evans 2001 verwendete Naht noch bessere Resultate liefert ist? Zu welchen Ergebnissen kommt die von uns entwickelte doppelten Sehnenrandnaht?

Eine zusätzliche Ringnaht führt, unabhängig vom Nahttyp, der Nahttiefe, des Abstandes von den Sehnenstümpfen und des Nahtmaterials, stets zu einer Erhöhung der Maximalkraft und Minimierung der Spaltbildung.

SERADGE et al. (2000) stellten fest, dass unabhängig von der gewählten Kernnaht eine Ringnaht für eine signifikant höhere Reißfestigkeit und eine geringere Spaltbildung sorgt.

PRUITT et al. (1991) empfahlen nach Zugversuchen und zyklischen Test stets eine zusätzliche Ringnaht.

LOTZ et al. (1998) konstatieren, dass in einer Kombination aus Kern- und Ringnaht bei der Zerlegung der Gesamtkraft die Kernnaht nur zu ca. 1/3 beiträgt, während die Ringnaht für 2/3 der Gesamtkraft verantwortlich ist. DIAO et al. (1996) fanden heraus, dass ein tieferes Nähen der Ringnaht die Maximalkraft sogar um bis zu 80 Prozent erhöhen kann.

Die vorliegende Arbeit liefert Basisdaten für die Auswahl einer Kernnaht. Als Erweiterung dieser Arbeit erscheint es vielversprechend, die neu entwickelte Naht mit zusätzlichen Ringnähten zu kombinieren und zu testen. Unser Schwerpunkt lag aber zunächst auf den biomechanischen Eigenschaften von Kernnähten und der Entwicklung einer stabilen Kernnaht.

#### **4.2.2.6 Zyklische Belastung**

Eine zentrale Frage dieser Arbeit war die Gestaltung der zyklischen Versuche. In der Literatur stellen Maximallastversuche sehr häufig die alleinige Standarduntersuchung dar. Seltener werden zyklische Belastungen durchgeführt, wie in Abschnitt 4.2.1 aufgeführt (DITSIOS et al. 2002, CHOUEKA et al.2000). Für die postoperative Mobilisation sind jedoch gerade diese zyklischen Belastungen von immenser Bedeutung. Sie erlauben ein Reproduzieren des Nahtverhaltens bezüglich der postoperativen Bruchfestigkeit und Spaltbildung.

Trotz des wesentlich größeren Aufwandes im Vergleich zu den Zugversuchen entschieden wir uns für zyklische Tests. Die Frage nach einem geeigneten Kraftwert klärte sich durch die Arbeiten von SCHUIND et al. (1992) und von SILVA et al. (2001). Die verwendeten 5,5 N entsprechen dem mittleren Wert der von Schuind angegebenen Empfehlung und orientiert sich auch sehr gut an dem mit 5 N festgelegten Wert von Silva. Letzterer lehnte sogar höhere Kräfte ab, da sie zu keiner Verbesserung der Operationsergebnisse führten und eher eine Gefährdung dieser darstellten. In der vorliegenden Arbeit war außerdem zu bedenken, dass die stabilisierenden Ringnähte fehlen. Nur die Kernnähte waren Untersuchungsgegenstand. Weiterhin wurden dünne Fäden eingesetzt. So entschieden wir, uns an die Empfehlung von SCHUIND et al. und SILVA et al. zu halten.

### 4.3 Schlussfolgerungen

In vitro ist es unmöglich, die Umgebung und die Bedingungen zu reproduzieren, in denen genähte menschliche Fingerbeugesehnen in vivo heilen. Trotzdem sind solche Studien unerlässlich, um biomechanische Basisdaten bezüglich Nahttechniken, Maximalkräften, Bruchverhalten, Spaltbildung und Reaktion auf zyklische Tests zu liefern.

An anderer Stelle haben wir detailliert erklärt, warum sich die Streckersehnen der Schweinefüße ausgezeichnet dafür eignen, die Situation der menschlichen Hand und deren Fingerbeugesehnen im Experiment zu rekonstruieren. Bei der eventuellen Untersuchung von menschlichen Leichensehnen ist außerdem das hohe Alter und die häufig fortgeschrittene Pathologie zu bedenken.

Auf Grundlage der im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Ergebnisse aus Zugversuchen und zyklischen Tests von genähten Sehnen konnten wir zeigen, dass die neu entwickelte doppelte Sehnenrandnaht den Anforderungen einer bruch- und spaltstabilen Beugesehnennaht gerecht wird. Der dünnere PDS II 5/0 Faden kommt als Nahtmaterial in Frage. Durch das Design der neuen Naht dürfte es zu keiner Schädigung der Blutversorgung der Sehne kommen, die für einen Heilungsprozess unerlässlich ist.

Jedoch ergibt sich aus allen oben angeführten Fakten die Notwendigkeit zur weiteren Evaluation des Einsatzes dieser Naht.

Weiterführende Untersuchungen wären z. B. ein „Versenken“ der Knoten durch Inzision (ähnlich der Naht nach Zechner), da dies evtl. zu einer verminderten Reibung postoperativ führt. Außerdem könnten in vivo Tests an Tieren mit anschließenden histologischen und biomechanischen Untersuchungen das Verhalten der Naht während der Heilungsphase dokumentieren. Auch wäre zu evaluieren, inwieweit eine zusätzliche Ringnaht die bereits bruchssichere und spaltstabile doppelte Sehnenrandnaht in diesen Qualitäten verstärken würde.

## 5 ZUSAMMENFASSUNG

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden die Ergebnisse aus biomechanischen Untersuchungen vorgestellt. Es handelt sich um Zugversuche und zyklische Belastungen à 1000 Zyklen mit abschließendem Maximallastversuch an 120 glatt durchtrennten Schweinestreckersehnen. Aufgrund ihrer Ähnlichkeit mit menschlichen Fingerbeugesehnen eignen sie sich sehr gut für Experimente dieser Art, was sich in der Literatur zum Thema „Beugesehnennaht“ widerspiegelt.

Auf Grundlage unserer Testreihenergebnisse und der Anwendung bisheriger Erkenntnisse zur Beugesehnennaht wurde im Rahmen dieser Arbeit die doppelte Sehnenrandnahttechnik entwickelt. Diese soll sowohl durch die Festigkeit der Naht eine frühe postoperative Mobilisation ermöglichen, als auch eine gute Gleitfunktion bei geringer Spaltbildung aufweisen. Außerdem soll durch Erhaltung der Gefäßversorgung der Sehne ein sicherer Heilungsprozess gewährleistet werden.

Es wurde die Hypothese formuliert, dass die biomechanischen Eigenschaften (maximale Last, Versagenslast, Steifigkeit, Spaltbildung) der neu entwickelten doppelten Sehnenrandnaht denen der herkömmlichen Kernnahttechniken überlegen ist.

Die Sehnen wurden mit dem Nahtmaterial PDS II in den Stärken 5/0 und 4/0 genäht. Es handelt sich um einen resorbierbaren monofilen Faden, der gut verträglich ist und bei verzögerter Wundheilung eingesetzt wird. In der Beugesehnenchirurgie wird er häufig verwendet. Nach festgelegten standardisierten Vorgehensweisen wurden die glatt durchtrennten Sehnen mit Hilfe von gängigen Kernnähten für Beugesehnen der Hand (Naht nach Bunnell mit PDS II 5/0, Naht nach Zechner mit PDS II 5/0 und 4/0, Naht nach Smith-Evans mit PDS II 5/0) genäht. Die Ergebnisse stellen die Primärstabilität von Beugesehnennähten dar, die mit Kernnähten rekonstruiert wurden.

Nach Konstruktion spezieller Einspannvorrichtungen für die Sehnen mit zusätzlichem Einsatz von Kälte, um ein optimales Fixieren der Sehnenstümpfe zu garantieren, erfolgte die systematische Durchführung der Versuche an der Universalprüfmaschine. Den Schwerpunkt der Testreihen stellte die Ermittlung und Dokumentation der Reißfestigkeit, Steifigkeit, Versagenslast und Spaltbildung der Nähte dar.

Die Maximalkräfte der neuen Naht liegen bei den Zugversuchen mit  $29,91 \pm 5,53$  N (PDS II 5/0) und mit  $31,92 \pm 7,53$  N (PDS II 4/0) über den Maximalkräften der anderen Nähte. Dadurch unterscheiden sie sich signifikant ( $p < 0,05$ ) von der Naht nach Bunnell, nach Smith-

Evans und nach Zechner (PDS II 5/0). Ein 2 mm Spalt zwischen den Sehnenstümpfen, der bereits zu einer erschwerten Heilung führt, entsteht bei der neuen Naht bei  $7,41 \pm 2,34$  N (PDS II 5/0) und bei  $6,29 \pm 1,72$  N (PDS II 4/0). Auch diese Werte sind signifikant größer als die der anderen Nähte ( $p < 0,05$ ), d. h. die neu entwickelte Nahttechnik bildet erst bei höheren Belastungskräften einen 2 mm Spalt aus. Zwischen den zwei verwendeten Fadenstärken der neuen Naht bestehen keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ).

Bei den zyklischen Versuchen, die sich zur Imitation der postoperativen Mobilisationsphase eignen, erzielt die doppelte Sehnenrandnaht mit dem PDS II 5/0 Faden die Maximalkraft von  $32,55 \pm 6,51$  N und mit dem PDS 4/0 Faden eine Maximalkraft von  $36,22 \pm 6,99$  N. Sie erreichen somit eine signifikant höhere Kraft ( $p < 0,05$ ) als die Naht nach Bunnell und nach Zechner. Nach tausend Zyklen weist die doppelte Sehnenrandnaht eine Spaltbildung von  $0,91 \pm 0,22$  mm (PDS II 5/0) bzw.  $1,03 \pm 0,23$  mm (PDS II 4/0) auf, was signifikant weniger ist als bei den Nähten nach Bunnell und Zechner. Auch im Vergleich zur Naht nach Smith-Evans zeigt sich eine Überlegenheit der neuen Naht in beiden Fadenstärken bezüglich der Maximalkraft und der Spaltbildung, jedoch ohne statistische Signifikanz. Wie bei den Zugversuchen besteht auch in den zyklischen Tests zwischen den zwei Fadenstärken der neu entwickelten doppelten Sehnenrandnaht kein signifikanter Unterschied bezüglich der gemessenen Werte ( $p > 0,05$ ).

Der Vergleich mit den gewählten gängigen Kernnahttechniken verdeutlicht, dass die doppelte Sehnenrandnaht in beiden Fadenstärken die höchste Reißfestigkeit bei geringster Spaltbildung aufweist. Sie erlaubt eine frühe postoperative Mobilisation, die bessere Rehabilitationsergebnisse und eine kürzere Behandlungsdauer ermöglicht. Aufgrund der geringeren Traumatisierung der Sehne durch den dünneren PDS II 5/0 Faden können durchtrennte Fingerbeugesehnen mit Hilfe dieser Naht, auch unter dem Aspekt der Erhaltung der Gefäßversorgung, schonend und gleichzeitig stabil versorgt werden.

## 6 LITERATURVERZEICHNIS

1. ALBERS, W., GELDMACHER, J., GIEDEL, H., BEYER, W. (1982): Tendon sutures with a new monofilament synthetic absorbable suture material (PDS-suture of 6-0 strength). Results of animal experiments. *Chirurg.* 53(3), 168-171
2. ANGELES, J. G., HEMINGER, H., MASS, D. P. (2002): Comparative biomechanical performances of 4-strand core suture repairs for zone II flexor tendon lacerations. *J Hand Surg* 27A, 508-517
3. AOKI, M., KUBOTA, H., PRUITT, D. L. MANSKE, P. R. (1997): Biomechanical and histologic characteristics of canine flexor tendon repair using early postoperative mobilisation. *J Hand Surg* 22A, 107-114
4. ASLAM, A., AFOKE, A. (2000): A new core suture technique for flexor tendon repair: biomechanical analysis of tensile strength and gap formation. *J Hand Surg* 25B, 390-392
5. BARRIE, K. A., WOLFE, S. W., SHEAN, C., SHENBAGAMURTHI, D., SLADE, J. F., PANJABI, M. M.(2000): A biomechanical comparison of multistrand flexor tendon repairs using an in situ testing model. *J Hand Surg* 25A, 499-506
6. BOYER, M.I., MEUNIER, M. J., LESCHIED, J., BURNS, M. E., GELBERMANN, R. H., SILVA, M. J. (2001): The influence of cross-sectional area on the tensile properties of flexor tendons. *J Hand Surg* 26A, 828-832
7. BRUG, E. (1997): Die primäre Versorgung von Beugesehnenverletzungen der Hand. *Unfallchirurg* 100, 602-612
8. BRUG, E., LANGER, M., PROBST, A. (2000): Die Verletzungen der Beuge- und Strecksehnen im Handbereich. *Orthopäde* 29, 216-227
9. CAO, Y., XIE, R. G., TANG, J. B. (2002): Dorsal-enhanced sutures improve tension resistance of tendon repair. *J Hand Surg* 27B, 161-164
10. CHOUEKA, J., HEMINGER, H., MASS, D. P. (2000): Cyclical testing of zone II flexor tendon repairs. *J Hand Surg* 25A, 1127-1134
11. CONSTANTINESCU, M. A. GREENWALD, D. P., AMARANTE, M. T., NISHIOKA, N. S., MAY, J. W., Jr. (1996): Effects of laser versus scalpel tenolysis in the rabbit flexor tendon. *Plast Reconstr Surg* 97, 595-601
12. DIAO, E., HARIHARAN, J. S., SOEJIMA, O., LOTZ, J. C. (1996): Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs. *J Hand Surg* 21A, 234-239

13. DITSIOS, K. T., LEVERSEDGE, F J., GELBERMANN, R. H., SILVA, M. J., BOYER, M. I. (2003): Neovascularisation of the flexor digitorum profundus tendon after avulsion injury: an in vivo canine study. *J Hand Surg* 28A, 231-236
14. DITSIOS, K. T., BURNS, M. E., BOYER, M. I., GELBERMANN, R. H., SILVA, M. J.(2002): The rigidity of repaired flexor tendon increases following ex vivo cyclic loading. *J Biomech* 35, 853-856
15. DONA, E., GIANOUTSOS, M. P., WALSH, W. R. (2004): Optimizing biomechanical performance of the 4-strand cruciate flexor tendon repair. *J Hand Surg* 29A, 571-580
16. DUBERT, T. (2002): Current techniques for flexor tendon repair. *Chir Main* 21(4): 218-224
17. GELBERMANN, R. H., BOYER, M. I., BRODT, M. D., WINTRES, S. C., SILVA, M. J.(1999): The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons. An experimental study on the early stages of tendon healing in dogs. *J Bone Joint Surg* 81A, 975-982
18. GELDMACHER, J., KÖCKERLING, F. (1991): *Sehnenchirurgie*. Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore
19. IKUTA, Y. (1977): Replantation surgery in the upper extremity. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 9, 51-57
20. KARLANDER, L.E., ADOLFSSON, L., SÖDERBERG, G., LARSSON, M. (1996): The effects of a shortened postoperative mobilisation after flexor tendon repair in zone II. *J Hand Surg* 21B, 67-71
21. KESSLER, I. (1973): The “grasping” technique for tendon repair. *The Hand* 5/3, 253-255
22. KIRCHMAYR, L. (1917): Zur Technik der Sehnennaht. *Zbl Chir* 40, 906-907 und 44, 906-907
23. KLEINERT, H.E., KUTZ, J.E., ASHBELL, T., MARTINEZ, E. (1967): Primary repair of flexor tendons in no man’s land. *J Bone Joint Surg* 49A, 577
24. LANGER, M.: Beugesehnen-Nahttechniken. Poster. Kongress Deutschsprachige Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie. 43. Kongress der DAH Wien, 23.-26.10.2002
25. LEE, H.(1990): Double-locking suture. *J Hand Surg* 15A, 945-952
26. LOTZ, J. C., HARIHARAN, J. S., DIAO, E. (1998): Analytic model to predict the strength of tendon repairs. *J Orthop Res* 16(4): 399-405
27. MATTHEWS, G. L., KEEGAN, K. G., GRAHAM, H. L. (1996): Effects of tendon grip technique (frozen versus unfrozen) on in vitro surface strain measurements of the equine deep digital flexor tendon. *Am J Vet Res* 57(1), 111-115

28. MORAN, S. L., RYAN, C. K., ORLANDO, G. S., PRATT, C. E., MICHALKO, K. B. (2000): Effects of 5-fluorouracil on flexor tendon repair. *J Hand Surg* 25A, 242-251
29. NISHIJAMA, N., FUJIO, K., YAMAMURO, T. (1995): Growth of severed flexor tendons in chickens. *J Orthop Res* 13, 138-142
30. PENNINGTON, D. G. (1979): The locking loop tendon suture. *Plast Reconstr Surg* 63, 648-652
31. PRUITT, D.L., MANSKE, P. R., FINK, B. (1991): Cyclic stress analysis of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 16A, 701-707
32. ROBERTSON, G. A., AL-QATTAN, M .M. (1992): A biomechanical analysis of a new interlock suture technique for flexor tendon repair. *J Hand Surg* 17B, 92-93
33. SAVAGE, R. (1985): In vitro studies of a new method of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 10B, 135-141
34. SCHUIND, F., GARCIA-ELIAS, M., COONEY III, W. P., AN, K.-N. (1992): Flexor tendon forces: In vivo measurements. *J Hand Surg* 17A, 291-298
35. SEMPLE, C. (1980): Scientific foundations of orthopaedics and traumatology. William Heinemann Medical Books, p. 76, London
36. SERADGE, H., TIAN, W., KASHEF, G. H., SERADGE, A., OWEN, W. (2000): The Oklahoma repair technique: a biomechanical study of a new suture repair technique. *J Okla State Med Assoc* 93, 551-556
37. SILVA, M. J., BOYER, M. I., GELBERMANN, R. H. (2001): Recent progress in flexor tendon healing. *J Orthop Sci* 7, 508-514
38. SILVA, M. J., BOYER, M. I., GELBERMANN, R. H. (2002): Recent progress in tendon healing. *J Orthop Sci* 7, 508-514
39. SILVA, M. J., RITTY, T. M., DITSIOS, K., BURNS, M. E., BOYER, M. I., GELBERMANN, R. H. (2004): Tendon injury response: assessment of biomechanical properties, tissue morphology and viability following flexor digitorum profundus tendon transection. *J Orthop Res* 22, 990-997
40. SMITH, A. M., EVANS, D. M. (2001): Biomechanical assessment of a new type of flexor tendon repair. *J Hand Surg [British and European Volume]* 26B, 217-219
41. STRICK, M. J., FILAN, S. L., HILE, M., MCKENZIE, C., WALSH, W. R., TONKIN, M. A. (2004): Adhesion formation after flexor tendon repair: a histologic and biomechanical comparison of 2- and 4-strand repairs in a chicken model. *J Hand Surg* 29A, 15-21



42. TANG, J. B., WANG, B., CHEN, F., PAN, C. Z., XIE, R. G. (2001): Biomechanical evaluation of flexor tendon repair techniques. *Clin Orthop* 386, 252-259
43. TARAS, J. S., RAPHAEL, J. S., MARCZYK, S. C., BAUERLE, W. B. (2001): Evaluation of suture calibre in flexor tendon repair. *J Hand Surg* 26A, 1100-1104
44. URBANIAK, J. R. (1974): Tendon suturing methods: analysis of tensile strength. A. A. O. S. Symposium on tendon surgery in the hand, Park Ridge
45. URBANIAK, J. R., CAHILL jr, J. D., MORTENSON, R. A. (1974): Tendon suturing methods: analysis of tensile strength. Symposium on tendon surgery in the hand. Mosby, Philadelphia Pennsylvania March
46. VIINIKAINEN, A., GÖRANSSON, H., HUOVINEN, K., KELLOMÄKI, M., PROKKANEN, P. (2004): A comparative analysis of the biomechanical behavior of five flexor tendon core sutures. *J Hand Surg* 29B, 536-543
47. WADA, A., KUBOTA, H., AKIYAMA, T., HATANAKA, H., MIURA, H., IWAMOTO, Y. (2001): Effect of absorbable polydioxanone flexor tendon repair and restricted active mobilisation in a canine model. *J Hand Surg* 26A, 398-406
48. WOO, S. L., GELBERMAN, R. H., COBB, N. G., AMIEL, D., LOTHINGER, K., AKESON, W. H. (1981): The importance of controlled passive mobilisation on flexor tendon healing. A biomechanical study. *Acta Orthop Scand* 52(6), 615-622
49. ZATITI, S. C. A., MAZZER, N., BARBIERI, C. H. (1998): Mechanical strengths of tendon sutures: an in vitro comparative study of six techniques. *J Hand Surg* 23B, 228-233
50. ZECHNER, W., BUCK-GRAMCKO, D., LOHMANN, H., GOTH, D., STOCK, W. (1985): Überlegung zur Verbesserung der Nahttechnik bei Beugesehnenverletzungen. Klinische und experimentelle Studie. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 17(1), 8-13

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.	Abbildung
cm	Zentimeter
dopp.	doppelte
F max	maximale Kraft
MLV	Maximallastversuch /Zugversuch
mm	Millimeter
MW	Mittelwert
N	Newton
N/mm	Newton je Millimeter
N/mm <sup>2</sup>	Newton je Millimeter <sup>2</sup>
NaCl	Natriumchlorid
PDS	Polydioxanon
STABW	Standardabweichung
vs.	versus

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

- Abb. 1 Naht nach Bunnell
- Abb. 2 „*locking loop tendon suture*“ nach Pennington
- Abb. 3a Im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Sehnennaht mit der Bezeichnung doppelte Sehnenrandnaht
- Abb. 3b Im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Sehnennaht mit der Bezeichnung doppelte Sehnenrandnaht im Querschnitt
- Abb. 4 Universalprüfmaschine mit Haltevorrichtungen (Kryoklemmen)
- Abb. 5 PDS II 4/0 Faden, violett, einfach armiert
- Abb. 6 Naht nach Zechner
- Abb. 7 Naht nach Zechner im Versuch
- Abb. 8 Naht nach Bunnell
- Abb. 9 Naht nach Bunnell im Versuch
- Abb. 10 Naht nach Kessler
- Abb. 11 „*grasping suture*“
- Abb. 12 Naht nach Smith- Evans
- Abb. 13 Naht nach Smith- Evans im Versuch
- Abb. 14a Im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Sehnennaht mit der Bezeichnung doppelte Sehnenrandnaht
- Abb. 14b Im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Sehnennaht mit der Bezeichnung doppelte Sehnenrandnaht im Querschnitt
- Abb. 15 Doppelte Sehnenrandnaht mit PDS II 4/0 in Nahtvorrichtung
- Abb. 16 Doppelte Sehnenrandnaht aus Abb. 15 nach Maximallastversuch

## **TABELLENVERZEICHNIS**

Tabelle 1	Im Rahmen dieser Arbeit angewandte Nahttechniken
Tabelle 2	Ermittelte statistische Größen, MLV Bunnell PDS II 5/0
Tabelle 3	Ermittelte statistische Größen, MLV Smith-Evans PDS II 5/0
Tabelle 4	Ermittelte statistische Größen, MLV Zechner PDS II 5/0
Tabelle 5	Ermittelte statistische Größen, MLV Zechner PDS II 4/0
Tabelle 6	Ermittelte statistische Größen, MLV doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0
Tabelle 7	Ermittelte statistische Größen, MLV doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0
Tabelle 8	Darstellung der Versuchsergebnisse bei den Maximallastversuchen
Tabelle 9	Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche Bunnell PDS II 5/0
Tabelle 10	Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche Smith-Evans PDS II 5/0
Tabelle 11	Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche Zechner PDS II 5/0
Tabelle 12	Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche Zechner PDS II 4/0
Tabelle 13	Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche doppelte Sehnenrandnaht PDS II 5/0
Tabelle 14	Ermittelte statistische Größen, zyklische Versuche doppelte Sehnenrandnaht PDS II 4/0
Tabelle 15	Darstellung der Versuchsergebnisse bei den zyklischen Versuchen

## **DIAGRAMMVERZEICHNIS**

Diagramm 1	Mittelwert und Standardabweichung der bei den Maximallastversuchen erreichten Maximalkraft ( $F_{max}$ )
Diagramm 2	Mittelwert und Standardabweichung der 2 mm Spaltbildung während der Maximallastversuche
Diagramm 3	Mittelwert der Maximalkraft ( $F_{max}$ ), die nach den tausend Zyklen beim abschließenden Maximallastversuch erreicht wurde
Diagramm 4	Mittelwert der Spaltbildung, die zwischen dem ersten und tausendstem (letztem) Zyklus entstand



## DANKSAGUNG

Meinen herzlichen Dank möchte ich all denen aussprechen, die mich bei der Realisierung meiner Promotionsarbeit unterstützt und motiviert haben:

Herrn Univ.-Prof. Dr. M. J. Raschke, Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Westfälischen Wilhelms- Universität Münster, danke ich für die Bereitstellung des Themas, der Räumlichkeiten, der benötigten Technik und der Materialien.

Herrn PD Dr. W. Petersen, Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Westfälischen Wilhelms- Universität Münster, sein unbeschwerter Optimismus, sein Blick für das Relevante und seine konstruktive Kritik waren mir immer ein Ansporn.

Herrn Dr. A. Weimann, Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Westfälischen Wilhelms- Universität Münster, ehemaliger Kommilitone und Mitdotorand zu Beginn meiner Laborarbeit, der trotz seiner knapp bemessenen Zeit mich in die Welt der Biomechanik einführte.

Herrn Dr. M. Langer, Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Westfälischen Wilhelms- Universität Münster, für seine hilfreichen Tipps, seinen Enthusiasmus und sein künstlerisches Können (Posterskizzen).

Herrn Dr. Ch. Ranft, Lubinus Clinicum Kiel, für die sofortige Bereitstellung von notwendigem und kostspieligem Buchmaterial.

Frau Dipl.-Math. E. Fritzer danke ich herzlichst für die strukturierte Auseinandersetzung mit den ausgewerteten Daten und für die sehr angenehme und produktive Zusammenarbeit.

Meinem Freund Christoph gilt besonderer Dank, da er mich in dieser langen Zeit sehr unterstützt hat. Seine Liebe und Geduld waren mir immer eine große Freude und Hilfe. Ohne seinen technisch versierten Verstand wäre mir ein Fertigstellen der Arbeit in dieser Form nicht möglich gewesen.

Meinen Eltern, die mich stets ermutigt haben, nicht aufzugeben und mir den Frohsinn zu bewahren. Meiner Oma, die immer an mich glaubt.

Meiner promotionserfahrenen/-geplagten Freundin Nicola, die immer einen guten Tipp parat hatte und ansonsten wusste, wo die entsprechenden Infos zu finden waren.

Christian, Dieter und „Recki“, die bewiesen haben, dass eine Promotion auch ein Ende hat.

Mir selbst, für den Ehrgeiz, die Geduld und die ruhige Hand.