

Aus der Abteilung Orthopädie
(Prof. Dr. med. W. Schultz)
im Zentrum Chirurgie
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Belastungsuntersuchungen von arthroskopischen und offenen
Knotentypen unter Verwendung von polyfilem, hochfestem Nahtmaterial**

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades

der Medizinischen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
Christian Sachs

aus
Buxtehude

Göttingen 2013

Dekan: Prof. Dr. rer. nat. H. K. Kroemer

I. Berichterstatter: PD Dr. med. M.H. Baums

II. Berichterstatter/in: PD Dr. med. Wachowski

III. Berichterstatter/in: Prof. Dr. med. dent. Mausberg

Tag der mündlichen Prüfung: 16.12.2013

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	6
<u>1. Grundlagen</u>	
1.1 Knoten	7
1.2 Nomenklatur der Knotengeometrie und Knotenstrukturen	8
1.3 Eigenschaften von Knotentypen	9
1.4 Mechanik der Knotengeometrie und das Verhalten von Knoten	10
1.5 Anforderungen an Knoten	12
1.6 Knotentechnik	13
1.7 Knotenschieber	14
1.8 Knotenstärke, Gewebeirritation	15
1.9 Nahtmaterialien	16
1.10 Testmethoden	17
1.11 Fadenmilieu	18
1.12 Entwicklung der Fragestellung	19
1.13 Hypothesen und Zielsetzung	20
<u>2. Material und Methoden</u>	
2.1 Anforderungen an die Studie	21
2.1.1 Studiendesign	21
2.2 Physikalische Grundlagen und Vorüberlegungen zum Versuchsaufbau	22
2.3 Versuchsaufbau	24
2.3.1 Prüfmaschine	24
2.3.2 Haltevorrichtung für das Nahtmaterial	26
2.3.3 Arthroskopie-Kanüle und Kanülenhalter	27
2.3.4 Bewässerung	29
2.3.5 Knotenschleife und Schlaufendurchmesser	30
2.4 Testverfahren	32
2.4.1 Anzahl der untersuchten Knoten	32
2.4.2 Zyklisches Belasten und Belastungsstufen	32
2.4.3 Dehnung nach 1000 Zyklen	35
2.4.4 Belastungsgeschwindigkeit	36

2.4.5	Schlaufensicherheit	37
2.4.6	Knotensicherheit als Maximalkrafttest	37
2.4.7	Definitionen für das Versagen von Knotenkonstrukten	37
2.5	Verwendetes Nahtmaterial	38
2.6	Untersuchte Knotentypen	38
2.6.1	Dines-Knoten	39
2.6.2	SMC-Knoten	39
2.6.3	Chirurgischer Knoten	40
2.6.4	Sicherung der Grundknoten mit halben Schlägen	40
2.7	Vorbereitung des Nahtmaterials, arthroskopische und offene Knotentechnik	41
<u>3. Ergebnisse</u>		49
3.1	Statistische Analyse der Ergebnisse	49
3.2	Normalverteilung	50
3.3	Zeichenerklärung zur Interpretation der Boxplotdiagramme und Korrelationskoeffizienten	50
3.4	Schlaufensicherheit	51
3.4.1	Deskriptive Statistik der Schlaufensicherheit	51
3.4.2	Auswertung Schlaufensicherheit	52
3.5	Knotensicherheit	54
3.5.1	Deskriptive Statistik der Knotensicherheit	54
3.5.2	Auswertung Knotensicherheit	55
3.6	Zyklisches Belasten	58
3.6.1	Deskriptive Statistik zyklisches Belasten	58
3.6.2	Deskriptive Statistik Dehnung nach zyklischem Belasten	59
3.6.3	Auswertung zyklisches Belasten	61
<u>4. Diskussion</u>		65
4.1	Material- und Methodendiskussion	65
4.1.1	Grundsätze der Testapparatur und der Methode	65
4.1.2	Vorspannung	68
4.1.3	Schlaufendurchmesser, Dehnung und Schlupf	69
4.1.4	Zyklische Belastungen und Geschwindigkeit der Belastung	71

4.1.5	Fadenmilieu	73
4.1.6	Knotentechnik	74
4.2	Diskussion der Ergebnisse	76
4.2.1	Arthroskopische versus offene Knotentechnik	76
4.2.2	Knoteneigenschaften, Modus des Versagens, Einfluss der Testparameter	76
4.2.3	Schlaufensicherheit	79
4.2.4	Knotensicherheit	80
4.2.5	Zyklisches Belasten und Dehnung	80
4.3	Diskussion des Nahtmaterials	82
4.4	Limitationen der Studie	84
4.5	Kernaussagen, Beantwortung der Fragestellung	85
4.6	Überprüfung der Hypothesen	88
4.7	Einfluss der Versuchsergebnisse auf die praktische Tätigkeit	89
<u>5. Zusammenfassung</u>		91
<u>6. Tabellenverzeichnis</u>		93
<u>7. Abbildungsverzeichnis</u>		93
7.1	Grafiken	95
<u>8. Literaturverzeichnis</u>		96

Einleitung

Neuartige Knotenkonstrukte oder Knoten in Verbindung mit neuen Nahtmaterialien sollten vor ihrer klinischen Anwendung getestet werden (Loutzenheiser et al. 1998). Durch die Entwicklung neuer Fadenankersysteme zur arthroskopischen Operation in den letzten Jahren, ist als Schwachstelle bei Sehnenrekonstruktionen nicht mehr in erster Linie der Ausriss des Fadenankersystems, sondern der Bruch oder das Durchrutschen von Knoten bzw. der Ausriss der Fäden aus den Sehnen anzusehen (Kettler et al. 2007).

Unter Berücksichtigung dieser Entwicklung ist die Überprüfung der von Herstellern postulierten Vorteile neuer Nahtmaterialien für deren praktische Anwendung empfehlenswert. Dies gilt insbesondere für die Prüfung der Qualität des Konstruktes von Nahtmaterialien in Kombination mit einem Knoten unter möglichst angenäherten in-vivo-Bedingungen. Hierbei sollte auch der Einfluss verschiedener Knüpft Techniken berücksichtigt werden.

In dieser Arbeit sollen drei in der Praxis gebräuchliche arthroskopische Knoten in Bezug auf ihre Eigenschaften hinsichtlich Leistungsfähigkeit und Festigkeit unter Verwendung von hochfestem, polyfilem Nahtmaterial überprüft werden.

Unter Ausschaltung der Nachteile bisheriger Testverfahren zur Nahttestung, der in dieser Studie aufgezeigten und bei Nahttestungen üblicherweise verwendeten „Schlaufenmethode“, und bei größtmöglicher Annäherung an in-vivo- Operationsbedingungen, wurde für diese Arbeit gemäß der Fragestellung nach dem hierfür günstigsten Konzept unter Laborbedingungen eine Testapparatur zur standardisierten Naht-Knoten-Testung neu entwickelt.

1. Grundlagen

1.1 Knoten

Ein Knoten ist definitionsgemäß die Verschlingung von Fäden oder anderen band- oder seilförmigen Strukturen (Brockhaus 2005). Es finden sich bereits in der historischen Medizin Hinweise auf die frühe Verwendung von Knoten- und Nahttechniken. In der römischen Antike beschreibt Plinius der Ältere (Jahr 23 bis 79 n. Chr.), dass mit dem Herkulesknoten zusammengebundene Wunden schneller heilen (Warner 1996). Der Herkulesknoten entspricht dabei dem noch heute verwendeten Kreuzknoten.

In der antiken und modernen Medizin waren und sind Chirurgische Knoten ein fester Bestandteil der täglichen Praxis und somit auch Bestandteil chirurgischer Anwendungen. „Ein Knoten hat die Aufgabe, nach einer gelegten Naht (...) die Fadenenden so miteinander zu verschlingen, dass sich die Naht nicht wieder lösen kann und ihre (...) Lage und Spannung unverändert beibehält“ (Nockemann 1992, S.101).

In den letzten Jahren hat die in rascher Weiterentwicklung stehende arthroskopische Chirurgie einen immer größer werdenden Stellenwert in der Behandlung von Patienten eingenommen, verbunden mit der Verbreitung arthroskopisch verwendbarer Knoten. Das Hauptanwendungsfeld arthroskopischer Knoten stellt die Schulterchirurgie dar. Hierbei sei insbesondere die arthroskopische Bankart-Operation und die in den letzten Jahren zunehmend etablierte arthroskopische Rotatorenmanschetten-Refixation erwähnt (Buess et al. 2005). In Zeiten des steigenden Anspruches auf die Funktionalität und des zunehmenden Alters der noch sportlich Aktiven ist davon auszugehen, dass die operative Therapie von Rotatorenmanschettenläsionen einen immer größer werdenden Stellenwert einnehmen wird (Habermeier und Lehmann 2002).

Die Frage nach dem hierfür geeigneten Knotenkonstrukt bleibt dabei bisher aber unbeantwortet (Nho et al. 2007).

Auf der Suche nach stabilen, einfachen Knoten und bei gleichzeitig wachsender Popularität und Zahl arthroskopischer Operationen erweitert sich das Spektrum der chirurgischen und arthroskopischen Knoten laufend (Baumgarten et al. 2008). Es werden neue Knoten entwickelt (Abbi et al. 2006, Conca et al. 2007, Dines et al. 2008, Kim und Ha 2000, Wiley und Goradia 2004) oder traditionelle Knoten für den chirurgischen oder arthroskopischen Gebrauch verwendet bzw. dafür modifiziert (Balg und Boileau 2007, Hammerman et al. 2009, Ramirez et al. 2009).

1.2 Nomenklatur der Knotengeometrie und Knotenstrukturen

Neben der Kategorisierung von Knotentypen ist vorab eine Nomenklatur von Strukturen und Gebilden innerhalb eines Knotens hilfreich, um die Fadenanteile in und außerhalb des Knotens auch ohne grafische Darstellung adäquat beschreiben und identifizieren zu können. Anhand der Abb. 1 und 2 ist die Nomenklatur der Strukturen modifiziert nach Hage und van der Steen (2009) sowie nach Thiede und Geiger (2008) und Amortegui und Restrepo (2002) erläutert:

Schlaufe (A):

(engl. „loop“) Nach Durchdringung des Gewebes und Überkreuzung (B) des stehenden Anteils des Knotens entstehende kreisförmige Fadenformation

Knüpfaden (C, rot):

(engl. „working end“) Oft ebenfalls „loop“ genannt, (**Cave:** Verwechslungsgefahr!) wird auch als Arbeitsfaden bezeichnet und ist der Abschnitt des Fadens, mit dem der eigentliche Knoten geknüpft wird.

Stehender Teil (D, blau):

(engl. „post“). Dieser straff gehaltene Teil des Knotenkonstruktes, wird bei einem ihn umschlingenden halben Schlag auch als *Zugfaden* (Thiede und Geiger 2008) oder Haltefaden (Kettler et al. 2007) bezeichnet.

Schlag (E+F):

(engl. „throw“) Schläge können aus einer oder mehreren Windungen/ Umschlingungen (engl. „turns“) des Knüpfadens um den stehenden Teil oder den Schlaufenteil bestehen.

Halber Schlag (G):

(engl. „half hitch“) Vollständige Umschlingung eines Fadenendes (=Knüpfaden), einem Winkel von 360° entsprechend, um den stehenden Teil (D, blau, s.o.), wobei die Fadenenden einen Winkel von 90° bilden.

Schlinge (H):

Vollständige Umschlingung zweier Fadenenden, einem Winkel von 360° entsprechend, wobei beide Fadenenden in einem Winkel von 180° gleichmäßig angezogen werden.

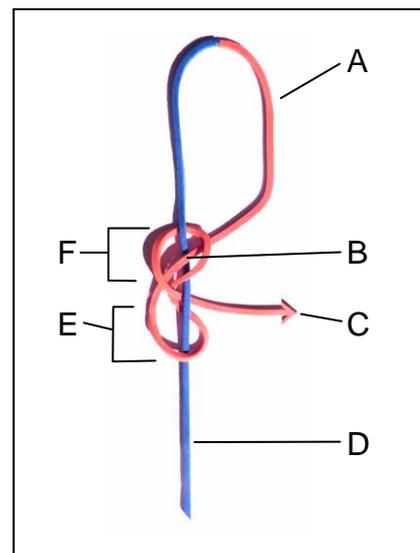


Abbildung 1: Knotenstrukturen am Dines-Knoten modifiziert nach Hage und van der Steen (2009, S.752)

Knoten (I):

Ein Knoten besteht aus mindestens zwei übereinander gelegten *Schlingen* (Abb. 2). Knoten werden weiterhin in 2 Hauptgruppen unterteilt: Flache Knoten und Gleitknoten (bzw. Rutschknoten) (s.u.).

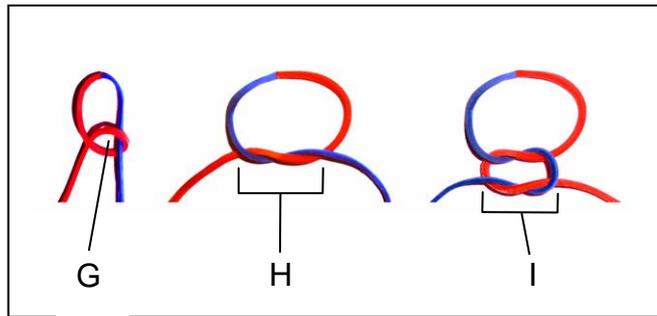


Abbildung 2:

Halber Schlag, Schlinge und Schifferknoten modifiziert nach Thiede u. Geiger (2008, S.14)

1.3 Eigenschaften von Knotentypen

In Bezug auf ihre Grundeigenschaften ist es wichtig, die chirurgischen Knoten zu differenzieren.

Zwei grundlegende und für die praxisbezogene Anwendung wichtige Typen werden von Unger et al. (2003) unterschieden:

Statische, konventionelle Knoten:

Hier gleitet die Schlaufe nicht durch das Gewebe (engl. „nonsliding knots“). Statische Knoten sind in der Regel als flache Knoten ausgelegt. Diese sind nach Amortegui und Restrepo (2002) symmetrische Knoten (z.B. Kreuzknoten/Schifferknoten), die flach gezogen sind (Abb. 2 (I)). In solchen Knoten ist der Reibungskoeffizient gleichmäßig auf beide Fäden verteilt. Jedes der beiden Fadenenden verlässt den Knoten in genau entgegengesetzter Richtung.

Nichtstatische, mobile Knoten:

Hier gleitet die Schlinge beim Festziehen durch das durchdrungene Gewebe (engl. „sliding knots“). Nichtstatische Knoten sind in der Regel Gleitknoten.

Es handelt sich um asymmetrische Knoten, in denen der Reibungskoeffizient nicht gleichmäßig auf beide Fadenanteile verteilt ist. In Gleitknoten wird ein axiales Fadenende unter Spannung gehalten, während das andere Ende um dieses geknotet wird.

Die Verwendung eines statischen versus nichtstatischen Knotens hängt von der Gewebequalität, der Gleiteigenschaft des Fadens im Gewebe oder Fadenankerör sowie der Fadenlänge ab (Unger et al. 2003).

Aufgrund kontroverser und inkonsequenter Kategorisierung von chirurgischen Knoten stellten Hage und van der Steen (2009) eine wichtige Klassifikation von chirurgi-

schen Knoten aufgrund ihrer mechanischen und geometrischen Eigenschaften auf. Bei dieser Untersuchung von zum großen Teil arthroskopisch verwendeten Knoten fiel auf, dass beispielsweise etliche als selbst-blockierend bekannte Knoten diese Eigenschaft gar nicht besitzen oder einige Knoten sogar falsch klassifiziert sind. Die Kategorisierung ist modifiziert in Tab. 1 abgebildet. Sie gilt zur Unterscheidung der Eigenschaften von Gleitknoten.

Knotentyp		Eigenschaft /Definition
Rutschknoten (Sliding knot)		Erlaubt Vorwärts- und Rückwärtsgleiten, sogar nach Festziehen des Knotens
Ratschenknoten (Ratchet knot)		Erlaubt nur Vorwärtsgleiten in Richtung der Nahtschleufe, nach Festziehen des Knüpfadens - Dieses Konzept ist geometrisch betrachtet ein Trugschluss! (Hassinger 2006, Hage und van der Steen 2009)
Klemmknoten (Jamming knot)		Verhindert sowohl Vorwärts- als auch Rückwärtsgleiten durch ein Gebilde vom stehenden Teils des Knotens (Steg), das weniger als eine u-förmige Schleufe mit Fadenrichtungsänderung von 180° darstellt und welches durch Zug am Knüpfaden entsteht.
Blockierender Knoten (Locking knot)		Verhindert sowohl Vorwärts- als auch Rückwärtsgleiten durch die Änderung des Knotens in einen flachen Knoten oder durch die Verzerrung des stehenden Teils des Fadens in eine u-förmige Schleufe mit Fadenrichtungsänderung von 180° („=Bucht“) durch die Traktion am Knüpfende des Fadens .
Untertypen	Retrograd blockierender Knoten	Blockiert mittels Verzerrung durch Zug am Schlaufenteil des Knüpfadens (= Traktion bzw. Druck von innerhalb der Schleufe)
	Antegrad blockierender Knoten	Blockiert mittels Verzerrung durch Zug am freien Ende des Knüpfadens (=Traktion außerhalb der Schleufe)
	Proximal antegrad blockieren-der Knoten	Blockiert durch eine „Faden-Bucht“ (s.o.), die im Stehenden Teil durch die am weitesten proximale Schlinge des Knüpfadens gebildet wird, welche sich am dichtesten zum Knotenknüpfer befindet.
	Mittlerer antegrad blockieren-der Knoten	Blockiert durch eine „Faden-Bucht“ des Stehenden Teils, welche durch eine im mittleren Teil des Knotens befindliche Schlinge des Knüpfadens gebildet wird.
	Distal antegrad blockierender Knoten	Blockiert durch eine „Faden-Bucht“ (s.o.), die im Stehenden Teil durch die am weitesten distale Schlinge des Knüpfadens gebildet wird, welche sich am dichtesten zur Schleufe befindet.

Tabelle 1: Kategorien von Knoten
modifiziert und erweitert nach Hage und van der Steen (2009, S.756)

1.4 Mechanik der Knotengeometrie und das Verhalten von Knoten

Die wichtigsten Faktoren mit Einfluss auf einen festen Knotensitz sind Reibung, innere Interferenz und Durchhang des Fadens (Burkhart et al. 2000). Damit die im Knoten umschlungenen Anteile des Fadens miteinander in Verbindung bleiben, ist eine bestimmte Haftreibung erforderlich. Dabei gilt für die Haftreibung F_H die physikalische Gesetzmäßigkeit:

$$F_H \leq \mu_H \cdot F_N$$

Hierbei ist μ_H die Haftreibungszahl entsprechend dem Reibungskoeffizienten und F_N die Normalkraft entsprechend der Kraft senkrecht zur Reibungsfläche.

Die Haftreibungszahl ist abhängig von der Rauigkeit und dem Material der sich berührenden Flächen. Sie bestimmt, wie groß die Reibungskraft im Verhältnis zur Normalkraft ist. Eine höhere Reibungszahl bedeutet dabei eine größere Reibungskraft.

Auf einen Knoten bezogen bedeutet dies, dass F_N die Kraft darstellt, mit welcher die sich berührenden Fäden im Knoten aneinander gedrückt werden. Solange die Haftreibung groß genug ist, bewegen sich die beiden Fäden nicht gegeneinander.

Ebenso steigert sich die Knotensitzfestigkeit bei geflochtenem Faden, während ein glatter (z.B. monofiler) Faden die Festigkeit vermindert (Nockemann 1992). Wird die Haftreibung überwunden, so gelten bei Bewegung der Flächen gegeneinander die Gesetze der Gleitreibung:

$$F_G = \mu_G \cdot F_N$$

Hierbei ist die nun geltende Gleitreibungszahl μ_G entsprechend dem Gleitreibungskoeffizienten immer geringer als die Haftreibungszahl μ_H . Als Beispiel sei ein durchrutschender Knoten genannt.

Zudem hat die Art und Weise der Kombination der Richtungsänderungen und Umlenkungen des Fadens (Interferenz) einen Einfluss auf die Festigkeit. So ziehen sich beispielsweise beim Schiffer-Knoten, auch Kreuzknoten genannt, bei steigendem Fadenzug die beiden gleichartigen aber entgegengesetzt ineinander verschlungenen Schlaufen immer mehr zu und es kommt zum festen Knotensitz (Nockemann 1992). Dies ist erklärbar durch die beim Zuziehen und Aneinanderdrücken der Fäden steigende Kraft F_N , die damit eine Zunahme der Haftreibung bewirkt.

Um einen Knoten fest zu ziehen, bedarf es eines Zuges an einem oder beiden Fadenenden. Je nach symmetrischem oder asymmetrischem Zug entsteht ein flacher oder überworfener Knoten (siehe Abb.3).

Warner (1996) und Hage (2007) erläuterten das Phänomen des „Umschlagens“ und Änderns der Knotengeometrie von verschiedenen Knoten in jeweils einen anderen Knoten durch Wechsel des Fadenzuges.

Für die Praxis spielt dies insofern eine Rolle, da überworfene Knoten leichter in der Tiefe platziert werden können und bei einigen Knotentypen sogar durch plötzlichen Wechsel des Fadenzuges anschließend ein Liegeknoten entstehen kann (s. Abb. 3).

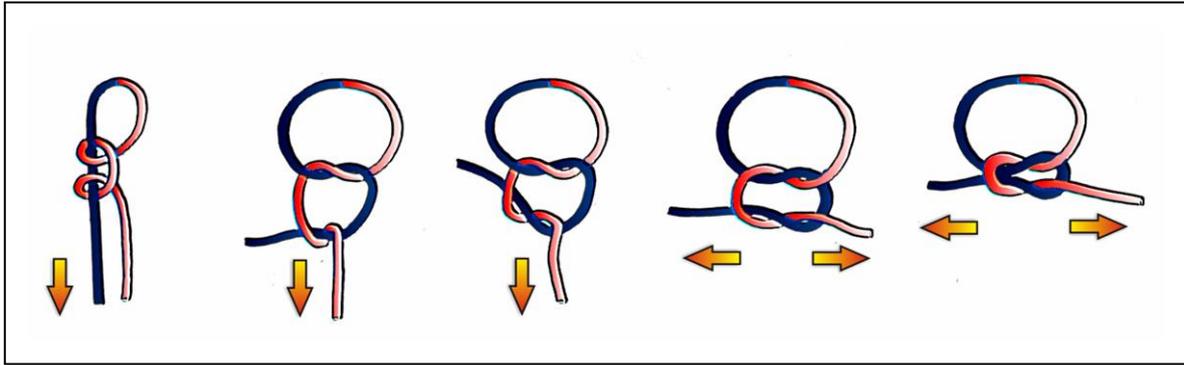


Abbildung 3:

Überführung eines überworfenen Kreuzknotens (Schifferknotens) in einen flachen Kreuzknoten durch Wechsel des Fadenzuges, modifiziert nach Nockemann (1992, S.113)

1.5 Anforderungen an Knoten

Bei chirurgischen und arthroskopischen Knoten sind eine einfache und sichere Platzierbarkeit sowie ein sicherer Sitz, auch unter nur geringer oder keiner Belastung, maßgeblich. Dies ist aus der Notwendigkeit der kontinuierlichen Geweheadaption bis zur Heilung erforderlich.

Arthroskopisch gebräuchliche Knoten sind üblicherweise als Gleit- bzw. Rutschknoten mit oder ohne Blockiermechanismus ausgelegt, und werden mit einer Serie von Halbschlägen gesichert (Barber et al. 2009). Der ideale arthroskopische Knoten sollte minimale Reibung für optimales Gleiten und minimalen oder keinen Durchhang nach dessen Sicherung aufweisen (Kim und Ha 2000). Nach dessen Blockierung sollte der Knoten eine möglichst hohe innere Haftreibung haben (Hughes et al. 2001).

Kein aktuell bekannter Knoten kann hinsichtlich seiner Eigenschaften anderen Knoten als überlegen angesehen werden. Vielmehr ist die Erfüllung der Anforderungen an einen Knoten immer als ein Kompromiss zu sehen. Daher sollte ein Chirurg für verschiedene Situationen verschiedene Knoten beherrschen und sich deren Funktion mit ihren Vor- und Nachteilen bewusst sein.

1.6 Knotentechnik

Eine gute Knotentechnik unter Nutzung der Fadenqualitäten liefert die sicherste Naht (Holmlund 1977). Dabei gehört eine zuverlässige Knotentechnik zum Rüstzeug eines jeden operativ tätigen Arztes (Nockemann 1992).

In den letzten Jahren hat es eine zunehmende Entwicklung in der arthroskopischen Instrumentation gegeben. So wurden beispielsweise knotenlose Fadenanker (Thal 2001) oder thermoverformbare, bioresorbierbare Faden-Plomben (engl. „suture seat“) (Bonutti et al. 2003) vorgestellt, die ein Naht-Konstrukt ganz ohne Knoten ermöglichen. Die Knoten-Substitution oder knotenlose Fadenanker können jedoch nur als adjuvant und nicht komplett ersetzend angesehen werden (McMillian und Caspari 2003).

Die Erstellung arthroskopischer Knoten ist schwieriger als das Knüpfen offener Knoten (Baumgarten und Wright 2004). Dabei begegnen dem Anwender einige Besonderheiten, die das Knüpfen im Gegensatz zur offenen Technik komplizieren: Zum einen sind viele arthroskopisch gebräuchliche Knoten im Gegensatz zu konventionellen Knoten komplizierter im Aufbau und entsprechend schwieriger zu erlernen. Zum anderen werden die Knoten nicht direkt an Ort und Stelle geknüpft, sondern extrakorporal erstellt und anschließend durch eine Arbeitskanüle hindurch im Gelenk mithilfe eines Knotenschiebers platziert (Kettler et al. 2007).

Zum Standard-Instrumentarium arthroskopischer Interventionen zählen nach McMillian und Caspari (2003): Nahtmaterial, Knotenschieber, wasserdichte Arthroskopie-Trokare (verschiedene Durchmesser) und Fadenholer (Greifer, Naht-Haken).

Dieser Einsatz von Instrumenten und Hilfsmitteln sowie ein bestimmtes Repertoire an arthroskopischen Knoten muss vom Chirurgen vorher trainiert werden. Unger et al. (2003) postulieren, dass das Beherrschen von mindestens einem konventionellen und einem Gleitknoten wichtig sei, um in verschiedenen Situationen während einer Arthroskopie einen entsprechend benötigten Knoten platzieren zu können.

Eine ausreichende Sicht und Bilddarstellung auf das Knoten-Gebiet sowie ein räumliches Vorstellungsvermögen sind obligat. Ein weiterer wichtiger Punkt ist die korrekte Identifizierung der Fadenenden und die Vermeidung einer Verdrillung des Nahtmaterials. Das Setzen einer Klemme am Zugfaden und die Verwendung eines Knotenschiebers sind hierbei hilfreich (Unger et al. 2003, McMillian und Caspari 2003). Der Fadenführung und -handhabung wird eine hohe Bedeutung beigemessen. So sollte während der Knoten-Prozedur nur eine Naht durch die Arbeitskanüle ge-

führt werden. Der Gebrauch von transparenten Kanülen erleichtert die Visualisierung der Fäden und das Erkennen von einer ggf. bestehenden Verdrillung (Unger et al. 2003).

Der Arbeitstrokerar sollte so nah wie möglich am zu nähernden Gewebe platziert werden (Unger et al. 2003), um die Gefahr von Weichgewebeeinklemmung im Knoten so gering wie möglich zu halten (McMillian und Caspari 2003). Für Gleitknoten und blockierende Knoten muss der Knüpfaden mindestens doppelt so lang sein wie der Zugfaden (Baumgarten und Wright 2004), da der Zugfaden später beim Hinuntergleiten des Knotens auf demselben deutlich länger und der Knüpfaden kürzer wird.

Zur Platzierung des Knotens, der entlang des Zugfadens hinunterläuft, ist es wichtig, den Faden als Zugfaden zu wählen, welcher am weitesten von der Gelenkfläche entfernt ist (Baumgarten und Wright 2004). Dies soll eine spätere Irritation des Knotens auf empfindlichem Gewebe oder Knorpel vermeiden. Beim Vorschieben des Knotens darf der Knüpfaden nicht angezogen werden, da der Knoten sonst vorzeitig blockiert (Kettler et al. 2007).

Die Revision einer schlechten Naht oder eines lockeren Knotens ist schwieriger und langwieriger als bei der offenen Technik, da die Fadenanker oftmals schon mit Nahtmaterial vorbestückt sind und die arthroskopische Neuplatzierung einer Naht deutlich mehr Zeit in Anspruch nimmt.

1.7 Knotenschieber

Knotenschieber werden nach McMillian und Caspari (2003) für 3 Prozeduren der arthroskopischen Knotentechnik benutzt:

- zur Überprüfung, ob die Fadenenden verdrillt sind
- zum Knüpfen von statischen, flachen Knoten
- zum Knüpfen von Rutschknoten

Es gibt mittlerweile eine Vielzahl von speziellen Knotenschiebern. Die wichtigsten sind:

Ein-Loch Knotenschieber (in dieser Arbeit verwendet)

Der Ein-Loch Knotenschieber ist der einfachste und gebräuchlichste unter den Knotenschiebern. Er besteht aus einem Rundstahl mit einer an der vorderen und seitlichen Spitze befindlichen Öffnung, durch die der Faden gefädelt wird (ge-

schlossene Ausführung). Bei Rutschknoten sollte der Knotenschieber über den Zugfaden geschoben werden, wenn der initiale Knoten geknüpft wird, um diesen hinunter zu schieben. Anschließend sollte er auf den Knüpfaden gesetzt werden, um die Sicherungs-Halbschläge entsprechend dem Push&Pull-Prinzip zu ziehen (Chan und Burkhart 1999). Bei statischen Knoten sollte er bei jedem Schlag oder Halbschlag auf den Knüpfaden aufgefädelt werden (McMillian und Caspari 2003).

Doppel-Loch-Knotenschieber

Der Doppel-Loch-Knotenschieber bietet eine sichere Handhabung, da beide Fäden eingefädelt werden. Fadenverdrehungen lassen sich auf diese Weise einfach beheben, das Vorschieben der Fadenschlingen ist gut kontrollierbar. Es benötigt aber mehr Zeit zum Einfädeln der Fäden (Kettler et al. 2007).

Doppel-Hülsen Knotenschieber

Der Doppel-Hülsen Knotenschieber, genannt Chirurgischer 6.Finger (Arthrex®) ist nur als Einmal-Instrument verfügbar und „eignet sich für Situationen, in denen Knoten unter Spannung geknüpft werden müssen. Die innere Hülse führt den Haltefaden und blockiert währenddessen die vorgelegten Knotenschlingen“ (Kettler et al. 2007, S 864).

Zum Knüpfen von flachen Knoten ist der Knotenschieber insofern unverzichtbar, da mit ihm das so genannte „past-pointing“ durchgeführt wird. Hierbei zieht der Knotenschieber, welcher auf dem Knüpfaden aufgesetzt ist, den halben Schlag hinunter zum Grundknoten und bewirkt durch ein Vorbeischieben seiner Spitze am Knoten von ca. 0,5-1cm ein Flachziehen des Halben-Schlages. Einige Knotenarten, wie der arthroskopische Kreuzknoten (Schifferknoten) können ohne diese Technik nicht sicher ausgeführt werden (Hammerman et al. 2009, Kettler et al. 2007).

1.8 Knotenstärke, Gewebeirritation

In der Regel kommt der Naht eine nur zeitlich begrenzte Bedeutung zu. Während der Heilung des Gewebes und bei nicht resorbierbaren Produkten stellt das Nahtmaterial einen Fremdkörper dar (Nockemann 1992). Weiterhin spielt die Knotengröße bzw. die Erhabenheit des Gesamtknotens mit seinen Sicherungshalbschlägen eine wichtige Rolle. Je dicker ein Faden und je umfangreicher das in das Gewebe versenkte

Nahtmaterial ist, desto größer ist der mechanische Fremdkörperreiz (Nockemann 1992). Es ist davon auszugehen, dass aufwändige und vielfach verschlungene Knoten, ggf. mit vielen halben Schlägen gesichert, als „Knotenbäumchen“ imponieren und einen ungünstigen Effekt auf die Heilung haben. Nicht zuletzt ist die Unverträglichkeitsreaktion des Gewebes im Gebiet des Knotens durch die dort herrschende Dichte an Fremdkörpermaterial am größten (van Rijssel et al. 1989). Hierbei hat unterschiedliches Nahtmaterial auch einen deutlichen Einfluss auf die Größe der Knoten (Kerin et al. 2008). In Bezug auf die Knotensicherheit spielt das Knotengewicht, welches mit der Knotengröße korreliert, jedoch keine Rolle (Hassinger et al. 2006). So zeigte beispielsweise die Studie von Barber et al. (2009), dass der Duncan Loop, welcher ein „auftragender“ Knoten mit vielfacher Umschlingung und hoher Knotenmasse ist, in Verbindung mit UHMWPE- Nahtmaterial (Erläuterung siehe Kapitel 1.9) eine verminderte Knotenfestigkeit und eine größere Tendenz zum Rutschen als konkurrierende „flachere“ Knoten hat. Insofern ist die Wahl flacher Knoten zu bevorzugen, um mechanische Komplikationen zu vermeiden (Hassinger et al. 2006).

1.9 Nahtmaterialien

In Bezug auf die Rotatorenmanschetten-Refixation besteht die Möglichkeit der Verwendung von resorbierbaren oder nicht resorbierbaren Nähten. In den letzten Jahren kommen zunehmend nicht resorbierbare Nähte zum Einsatz (Lee et al. 2001, Mishra et al. 1997, Nho et al. 2007). „Bei den bisher bekannten resorbierbaren Nahtmaterialien wurde der Vorteil der Biodegradation durch den raschen Festigkeitsverlust bei der Resorption aufgehoben“ (Kettler et al. 2007, S. 863). Gewebeunverträglichkeitsreaktionen können bei resorbierbaren Nahtmaterialien öfter als bei nicht resorbierbaren Materialien auftreten und sich damit nachteilig auf das Naht-Gewebe-Konstrukt auswirken.

In den letzten Jahren wurden im Bereich der nichtresorbierbaren Fäden neue polyethylenhaltige Nahtmaterialien mit verbesserten mechanischen Eigenschaften entwickelt und vorgestellt (Wüst et al. 2006). Diese bestehen aus geflochtenen Polyethylenfasern (PE) bzw. aus geflochtenen, ultra-hoch-molekular-gewichtigen Polyethylenfasern, nachfolgend als UHMWPE bezeichnet, oder als Hybridgewebe aus Polyethylen und Polyester (z.B. FiberWire[®], Force Fiber[®]).

Im Vergleich zu herkömmlich verwendeten geflochtenen Polyester-Fäden, wie beispielsweise Ethibond[®] oder resorbierbaren monofilen Polydioxanone-Materialien

wie PDS, bescheinigen verschiedene Arbeiten (Abbi et al. 2006, Barber et al. 2006, Elkousy et al. 2006, Mahar et al. 2006, Nho et al. 2007, Wüst et al. 2006) den geflochtenen Polyethylenfäden eine 2- bis 2,5-fach höhere mechanische Zugfestigkeit. Geflochtenes Nahtmaterial besitzt allerdings gegenüber monofilem Nahtmaterial einen stärkeren „Sägeeffekt“ und verursacht dadurch eine höhere Gewebeabrasion mit dem Nachteil einer leichteren Durchschneidung von Weichteilgewebe bzw. bioresorbierbarer Fadenankerösen (Wüst et al. 2006). Außerdem ist aufgrund der geflochtenen Oberflächeneigenschaft ein Anhaften von Bakterien als Herd für latente Infektionen leichter möglich, als an glatten monofilen Fadenoberflächen (Grigg et al. 2004).

Die Oberflächeneigenschaften und die Nahtmaterialstruktur beeinflussen die Tendenz des Durchrutschens von Knoten. Es wurde festgestellt, dass bestimmte arthroskopische Knoten bei Verwendung von UHMWPE–Nahtmaterialien (z.B. Fibre Wire®) im Vergleich zu Ethibond® eine größere Tendenz zum Rutschen aufwiesen (Abbi et al. 2006, Barber et al. 2009). Für arthroskopische Anwendungen im Bereich der Rotatorenmanschettenrefixation oder Bankart-Operation werden in der Regel Fadenstärken zwischen USP 1 und 2 verwendet (Baumgarten und Wright 2004) .

1.10 Testmethoden

Zur Testung von Knoten-Naht-Konstrukten haben sich in der Vergangenheit zwei grundsätzliche Verfahrensprinzipien durchgesetzt: die Schlaufen-Methode und die Einzelstrang-Methode.

Die Schlaufen-Methode wurde von Herrmann (1971) eingeführt. Hierbei wird der Faden um einen Zylinder mit vordefiniertem Durchmesser geknotet, von diesem hinunter geschoben und anschließend über zwei im Zugmessgerät befindliche Rundstähle gelegt (Abb. 4). Diese bewegen sich zur Naht- und Knotenmessung dynamisch auseinander.

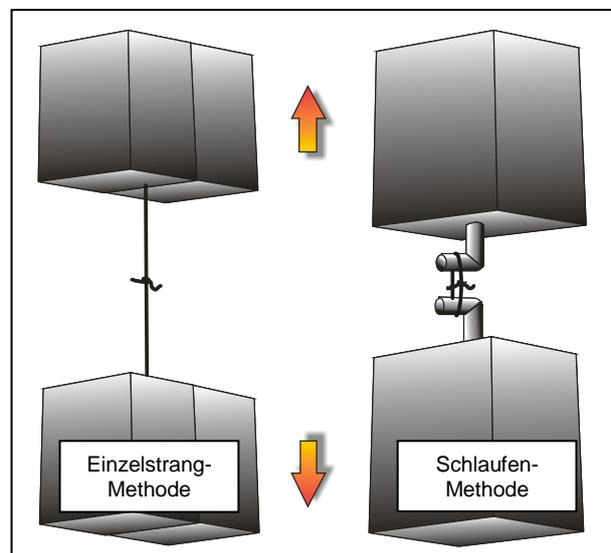


Abbildung 4: Einzelstrang- und Schlaufen Methode

Holmlund stellte die Einzelstrang-Methode 1974 vor. Bei dieser Methode wird die um einen Zylinder geknüpft Schlaufe anschließend durchtrennt, die Fadenenden

werden (mit dem Knoten mittig) in zwei Halteblöcke des Prüfgerätes eingespannt und es erfolgt eine Belastung des Einzel-Stranges (Abb. 4).

Die Schlaufen-Methode ist nach Sichtung der Literatur das häufiger angewandte Verfahren (Abbi et al. 2006, Barber et al. 2009, Baumgarten et al. 2008, Elkousy et al. 2005, Elkousy et al. 2006, Hassinger et al. 2006, Ilahi et al. 2004, Lee et al. 2008, Li et al. 2004, Lo et al. 2004, Mahar et al. 2006, Shah et al. 2007, Swan et al. 2009).

Dies ist dadurch erklärbar, dass es nach Dinsmore (1995) eher den in-vivo-Bedingungen angenähert ist, als das Einzelstrang-Verfahren. Viele Untersucher knüpfen die Knotenschleife bei beiden Verfahren um einen definierten Zylinder, um sie anschließend in eine Versuchsapparatur einzuhängen. Hierbei wird der Nachteil der nachfolgenden Manipulation der Fadenschleife nicht berücksichtigt und birgt die Gefahr einer Testreihenverfälschung.

1.11 Fadenmilieu

Bei der Untersuchung von Nahtmaterial spielt das Test-Milieu eine wichtige Rolle. So wird die Reibungszahl μ_H bei nasser Oberfläche kleiner, welches eine geringere Haftreibung zur Folge hat. Unter Berücksichtigung des körperlernen Milieus, das aus Blut, Gewebe und Gerinnungsbestandteilen besteht, kann sowohl eine Verringerung von μ_H durch die nasse Oberfläche, als auch eine Zunahme von μ_H durch Gerinnungsaktivierung bzw. Blutbenetzung des Fadens resultieren (Klebewirkung).

In bisherigen Untersuchungen arthroskopischer Knoten unter Verwendung verschiedener Nahtmaterialien wurden bezüglich des Testmilieus bisher keine Standards entwickelt. Es werden sowohl komplett nasse Testverfahren mit vollständiger Benetzung der Testapparatur (Shah et al. 2007) als auch halbtrockene Verfahren mit Benetzung des Fadens ausschließlich vor der Testung, jedoch mit möglicher Trocknung während der Versuche (Baumgarten et al. 2008), durchgeführt.

Bei den benetzenden Testverfahren werden in der aktuellen Literatur bis dato mehrheitlich blutisotone Kochsalzlösungen als Milieuumfeld beschrieben, um arthroskopische Bedingungen zu simulieren (Baumgarten et al. 2008). Ebenso wurden auch komplett trocken geknüpfte und trocken getestete Fäden untersucht. (Abbi et al. 2006, Hassinger et al. 2006, Lo et al. 2004, Mahar et al. 2006) .

1.12 Entwicklung der Fragestellung

In dieser Arbeit sollen folgende Fragestellungen geklärt werden:

- 1) Von welchen Einflüssen hängen die erreichten Kräfte bis zum mechanischen oder klinischen Versagen bei drei verschiedenen, arthroskopisch gebräuchlichen Knoten mit polyfilem, UHMWPE-haltigem Nahtmaterial ab?
- 2) Gibt es qualitative Unterschiede zwischen einer arthroskopischen oder offenen Knüpftechnik mit UHMWPE-haltigem Nahtmaterial bei drei gebräuchlichen Knotentypen bezüglich Knotensicherheit, Schlaufensicherheit und Maximalkraft nach zyklischem Belasten?
- 3) Hat eine zyklische Belastung einen Einfluss auf die Knotensicherheit der untersuchten Knoten?
- 4) Unterscheiden sich bei den Naht-Knoten-Konstruktionen die Ergebnisse zwischen zyklischem Belasten und Maximalkrafttest?
- 5) Welcher der drei untersuchten Knoten hat in offener oder arthroskopischer Knüpftechnik die höchste Schlaufensicherheit bei Verwendung von UHMWPE-haltigem Nahtmaterial?
- 6) Nach welchem Modus versagen die untersuchten Knoten?
- 7) Lassen sich mit der für diese Arbeit entwickelten Testapparatur reproduzierbare Versuchsergebnisse erreichen?
- 8) Welche Rückschlüsse für die klinische Anwendung lassen sich aus den gewonnenen Daten ziehen?

1.13 Hypothesen und Zielsetzung

Für diese Studie wurden die folgenden Hypothesen aufgestellt:

Hypothese 1

In Verbindung mit UHMWPE-haltigem Nahtmaterial erreicht der Dines-Knoten gegenüber dem SMC-Knoten und dem Chirurgischen Knoten, sowohl offen als auch arthroskopisch geknüpft, nach zyklischen Belastungen höhere Knotenhaltekräfte.

Hypothese 2

Der Dines-Knoten hat in Verbindung mit UHMWPE-haltigem Nahtmaterial eine signifikant höhere Schlaufensicherheit im Vergleich zum SMC-Knoten und zum Chirurgischen Knoten.

Hypothese 3

Der Dines-Knoten hat in Verbindung mit UHMWPE-haltigem Nahtmaterial eine signifikant höhere Knotensicherheit als der SMC-Knoten und der chirurgische Knoten.

Hypothese 4

Die offene Knüpftechnik der drei untersuchten Knotentypen in Verbindung mit UHMWPE-haltigem Nahtmaterial erbringt eine signifikant höhere Schlaufensicherheit, Knotensicherheit und höhere Knotenhaltekräfte nach zyklischem Belasten.

Ziel dieser Studie ist es, verschiedene Knotentypen in Kombination mit unterschiedlichen Knüpftechniken unter Verwendung von hochfestem, polyfilem Nahtmaterial zu vergleichen. Hierbei soll insbesondere der Dines-Knoten hinsichtlich seiner als vorteilhaft beschriebenen Eigenschaften (Hassinger et al. 2006) nun unter Verwendung von UHMWPE- Nahtmaterial und zyklischer Belastung näher untersucht werden.

2. Material und Methoden

2.1 Anforderungen an die Studie

Zur vergleichenden Untersuchung von unterschiedlichen Knotentechniken und verschiedenen Nahtmaterialien sind mittlerweile diverse Studien erschienen (Abbi et al. 2006, Barber et al. 2009, Baumgarten et al. 2008, Burkhart et al. 2000, De Carli et al. 2005, Elkousy et al. 2006, Elkousy et al. 2005, Hassinger et al. 2006, Ilahi et al. 2004, Kim et al. 2005, Lee et al. 2008, Li et al. 2004, Lo et al. 2010, Lo et al. 2004, Mahar et al. 2006, Shah et al. 2007, Swan et al. 2009, Wüst et al. 2006).

Die in diesen Untersuchungen beschriebenen Versuchsanordnungen und Versuchsbedingungen sowie die Art der Durchführungen der Materialtestungen variieren jedoch von Studie zu Studie. Es ist festzustellen, dass aktuell keine einheitliche Standardmethode für das Testen von Nahtmaterial und Knoten existiert.

Mit dieser Studie sollen verschiedene Knotentypen in Kombination mit unterschiedlichen Knüpftechniken unter Verwendung von hochfestem, polyfilem Nahtmaterial verglichen werden. Hierzu bedarf es standardisierter Ausgangsbedingungen, die die Konstanz der durchgeführten Versuche und damit die Reliabilität der gewonnenen Ergebnisse garantieren. Die Konstruktion des hier vorgestellten Versuchsaufbaus berücksichtigt, im Gegensatz zu bisher veröffentlichten Studien, physikalische Gesetze und minimiert äußere Störfaktoren.

In dieser Arbeit wurde in besonderem Maße Wert auf den Bezug zur klinischen Praxis und den Vergleich mit bestehenden Routineanwendungen bzw. mit reellen in-vivo-Bedingungen gelegt, wie von Dinsmore (1995) gefordert.

2.1.1 Studiendesign

Diese Arbeit wurde als experimentelle biomechanische Laborstudie konzipiert. Die Knoten wurden von ein und derselben Person erstellt, die sich intensiv mit der arthroskopischen Knotentechnik vertraut gemacht hatte.

2.2 Physikalische Grundlagen und Vorüberlegungen zum Versuchsaufbau

Viele vorbeschriebene Testverfahren zum Vergleich von Knoten oder Nahtmaterialien verwenden als Aufhängevorrichtung für die zu testende Fadenschlaufe starre und nicht reibungsfrei gelagerte Metall-Ringe oder Rundhaken nach dem Schlaufenprinzip (Abbi et al. 2006, Elkousy et al. 2006, Elkousy et al. 2005, Hassinger et al. 2006, Ilahi et al. 2004, Kim et al. 2005, Lo et al. 2004, Mahar et al. 2006, Shah et al. 2007, Swan et al. 2009).

Durch den in dieser Studie beschriebenen Versuchsaufbau wurde der den bisherigen Studien anhaftende Mangel, nämlich die Nichtberücksichtigung von Reibungskräften an den Aufhängepunkten, eliminiert.

Hierfür wurde eine Prüfhalterung nach eigens angestellten und im Folgenden beschriebenen physikalischen Grundüberlegungen konstruiert und verwendet. Eine vom ersten Augenschein her ähnliche, sich aber dennoch von diesem Versuchsaufbau wesentlich unterscheidende Aufhängevorrichtung wurde von Baumgarten et al. (2008) vorgestellt. In dieser vorgestellten Versuchseinrichtung werden die störenden Reibungskräfte von dem System Schlaufe-Aufhängepunkt auf das System Aufhängepunkt-Gleitlager verlagert, jedoch im Gesamtversuchsaufbau dadurch nicht grundsätzlich eliminiert.

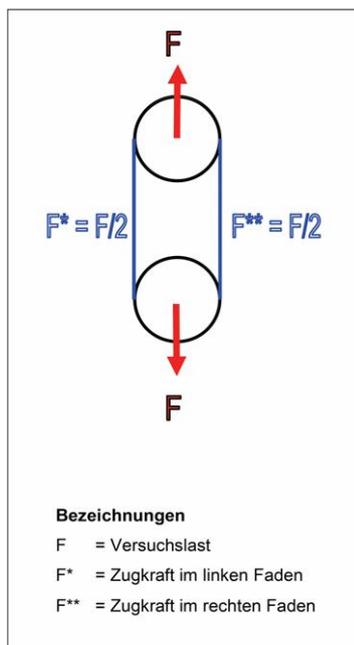


Abbildung 5:
Prinzip des Versuchsaufbaus

In den Belastungsversuchen wird üblicherweise das zu untersuchende Nahtmaterial als Ring zwischen zwei Aufhängepunkten mit einer Zuglast F beaufschlagt. Das Versagen des Nahtmaterials wird durch Bruch oder eine unzulässige Längenänderung definiert.

Bei einem Vergleich zwischen dem prinzipiellen Versuchsaufbau und einem labortechnischen Versuchsaufbau fallen zwei Inponderabilien auf:

1. ein Faden ist durch einen Knoten gestört
2. der Knoten verursacht unter Belastung eine undefinierte Längenänderung (Schlupf)

Vorerst ausgehend von einem linear elastischen Element zur Beschreibung der Eigenschaften des Fadens, wird die durch Belastung hervorgerufene elastische Längenänderung ΔL in den Fäden durch das Hookesche Gesetz beschrieben:

$$F = D \times \Delta L \text{ mit: } D = \text{Federkonstante}$$

Unter Berücksichtigung dessen, dass der Schlupf im Knoten unter Belastung zu einer weiteren, jedoch undefinierten Längenänderung führt, werden die aus dem prinzipiellen Versuchsaufbau (Abb. 5) herzuleitenden Gleichungen

$$1. F^* = F^{**} = D \times \Delta L$$

$$2. F = F^* + F^{**} = 2 \times D \times \Delta L$$

mit Hinweis auf das Hookesche Gesetz gestört, da sich nun im geknoteten Faden die gesamte Längenänderung aus der Summe der elastischen Längenänderung ΔL und der schlupfbedingten Längenänderung des Knotens zusammensetzen würde.

Im prinzipiellen Versuchsaufbau ist die gesamte Längenänderung beider Fäden gleich. Dies bedeutet, dass der elastische Anteil der Längenänderung im geknoteten Faden kleiner als im ungeknoteten Faden ist. Es gilt damit für die Zugkraft

$$F^{**} < F^*$$

Die Fixierung der beiden Fäden bzw. die Reibung in den Aufhängepunkten verhindert einen Längenausgleich zwischen beiden Fäden (Abb. 6).

Es folgt daraus:

$$F^* \neq F^{**}$$

wobei immer noch gilt:

$$F^* + F^{**} = F$$

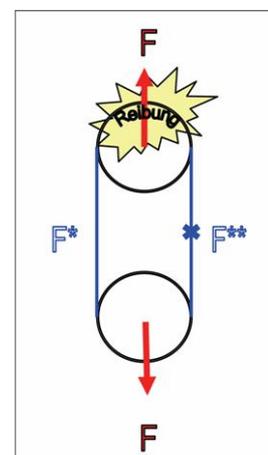


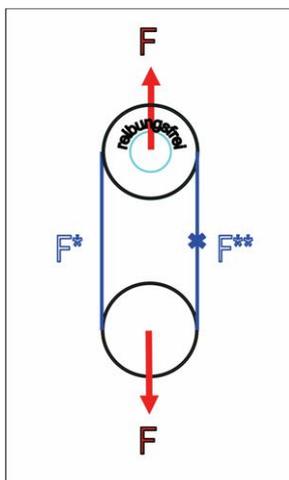
Abbildung 6:
Reibung an der
Fadenrolle

Schlussfolgerung:

In bisherigen labortechnischen Versuchen wurde die Kraft F gemessen, die jedoch keine Aussage über die Einzelgrößen der beiden Fadenkräfte F^* und F^{**} zulässt.

Ein Rückschluss von der Kraft F auf die beiden Fadenkräfte F^* und F^{**} wird dann möglich, wenn sich die schlupfbedingte Längenänderung auf beide Fäden gleichmäßig verteilt. In diesem Fall gelten wieder die Gleichgewichtsbeziehungen des prinzipiellen Versuchsaufbaues.

Der schlupfbedingte Längenausgleich wird durch eine reibungsfreie Lagerung eines der beiden Aufhängepunkte nach dem Prinzip eines Waagebalkens erreicht (Abb. 7).



Nach diesem Prinzip kann also im Gegensatz zur nicht reibungsfrei gelagerten Aufhängevorrichtung die Kraft F^{**} aus F errechnet werden:

$$F = F^* + F^{**}$$

Durch die gleichmäßige Verteilung der Längenänderung auf beide Fäden gilt zu jedem Messzeitpunkt:

$$F^{**} = \frac{1}{2} F.$$

Abbildung 7:
Verminderung der
Reibung

2.3 Versuchsaufbau

2.3.1 Prüfmaschine

Zur Durchführung der Versuche wurde eine elektromechanische Universalprüfmaschine der Firma Zwick/Roell, Ulm, Deutschland, Modell 1446 (Abb. 8) verwendet, die bereits in vorhergegangenen biomechanischen Studien (Baums et al. 2008, Baums et al. 2009, Baums et al. 2010) in zyklischen Belastungstests verwendet wurde. Die Maschine verfügt über einen basal statischen, unbeweglichen Universal-Aufnehmer zur Befestigung verschiedener Versuchs- bzw. Haltevorrichtungen, sowie über eine, über zwei Spindeln elektromechanisch angetriebene bewegliche Fahrtraverse. An dieser ist ein Kraftaufnehmer mit einem Gewindestab M12 befestigt. Der

Kraftaufnehmer der Traverse darf bis zu einer zulässigen Kraft von 10 kN belastet werden.

Die technischen Daten und Messgrößen der Maschine sind:

- Kraftmessbereich 0,02 - 10 kN
- Traversengeschwindigkeit 0,001 - 2000 mm/min
- Genauigkeit Traversengeschwindigkeit <0,1 mm/min <1%, >100mm/min < 0,05%
- Messauflösung Traversenweg 0,1 mm
- Arbeitsraum Höhe 1872 mm, Breite 630 mm

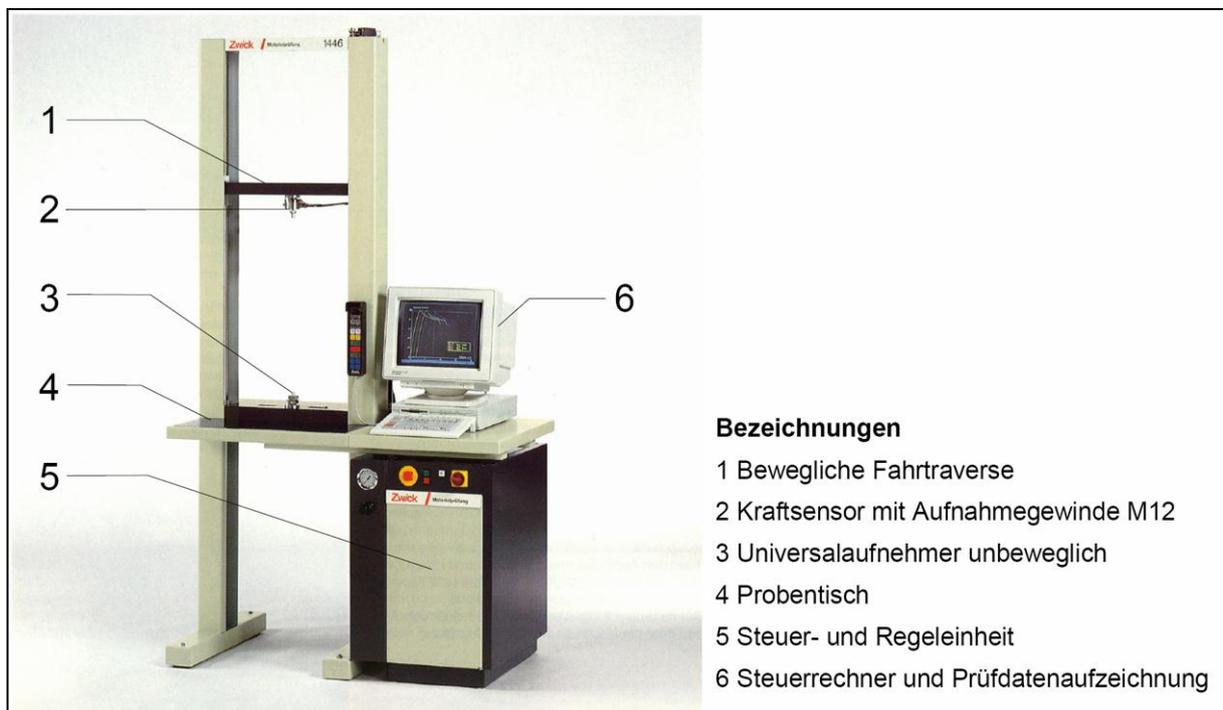


Abbildung 8: Universalprüfmaschine der FA Zwick/Roell Modell 1446 (Fa. Zwick/Roell)

Die EDV-unterstützte Regelung des Versuchsablaufes und die Datenerfassung der Ergebnisse wurde über einen Microsoft-Windows® XP-basierten PC unter Einsatz des Steuer- und Prüfdatenerfassungsprogrammes TestXpert® 12.2 der Firma Zwick/Roell durchgeführt.

2.3.2 Haltevorrichtung für das Nahtmaterial

Zur Aufnahme und Testung der Fadenschleife wurde nach eigenen Erkenntnissen und Vorgaben eine Haltevorrichtung mittels CAD (Computer-Aided-Design, deutsch: rechnerunterstütztes Zeichnen) konstruiert, mit der das vorbebeschriebene Prinzip des Waagebalkens erreicht wurde. Die Haltevorrichtung besteht aus zwei Hauptteilen:

Einem oberen, an der Fahrtraverse befestigten dynamischen Halter (Abb. 9: graues oberes Element), sowie einem an der Grundplatte der Testmaschine fixierten statischen Halter (Abb. 9: grünes unteres Element).

Hauptbestandteile der beiden Haltevorrichtungen stellen zwei, auf je eine Welle gepresste Fadenrollen mit einem Durchmesser von 15mm dar, von denen die am unteren Element befestigte Rolle mit A2-Edelstahl-Keramik-Kugellagern auf der Welle reibungsfrei gelagert ist. Die obere Fadenrolle ist unbeweglich auf der Welle befestigt. Wellen sowie Halteapparate und Fadenrollen sind als CNC-Fräs- bzw. -Drehteile aus korrosionsbeständigem A2-Stahl gefertigt (Abb. 9 und Abb. 10).

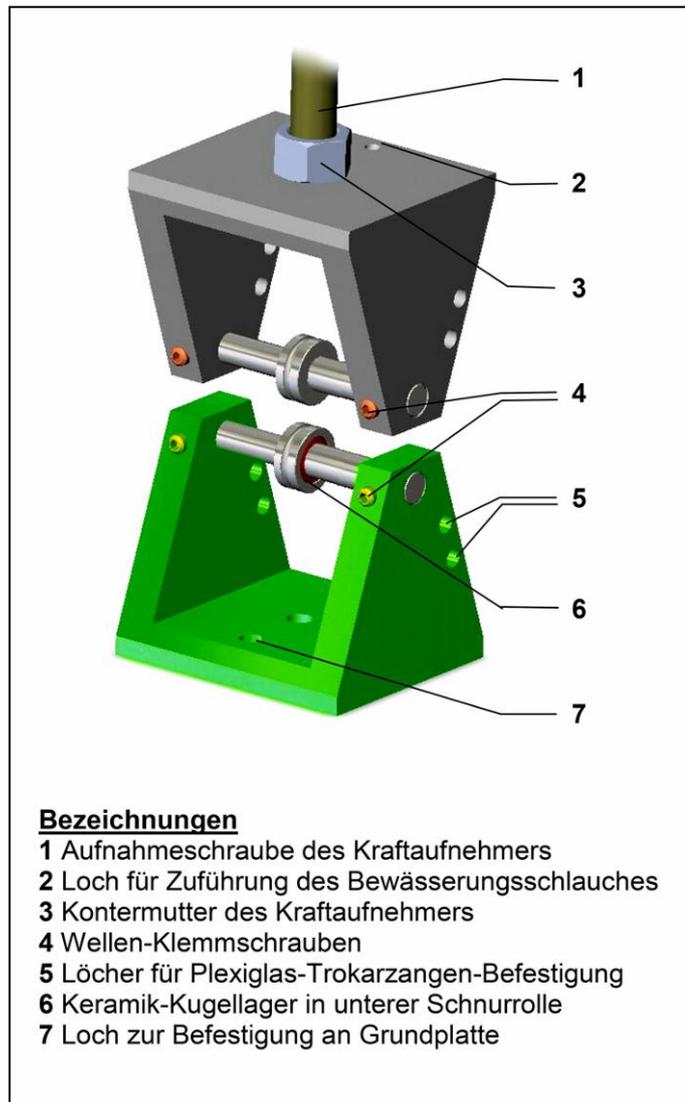


Abbildung 9: Haltevorrichtung

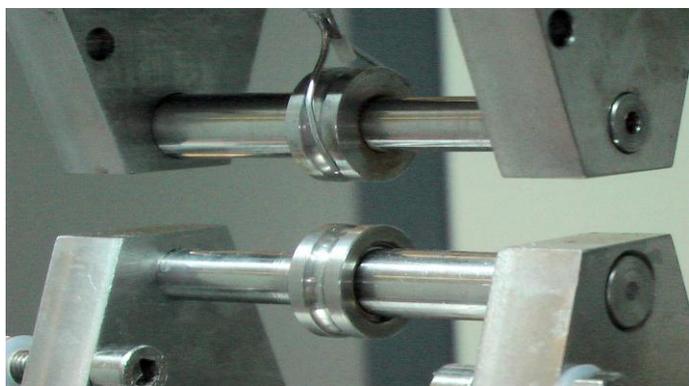


Abbildung 10: Fadenrollen

2.3.3 Arthroskopiekanüle und Kanülenhalter

Zur Erstellung arthroskopisch geknoteter Knoten wurde eine gelb-transparente Standard-Arthroskopie-Kanüle Ø 8,0mm, Länge 85 mm, Dry-Doc® (ConMed Linvatec, Largo, FL, USA) verwendet. Für eine konstante Fixierung der Kanüle, wurde ein spezieller Plexiglashalter konzipiert. Er ist durch 4 seitlich angebrachte Schrauben am unteren Halterelement montier- bzw. demontierbar (Abb. 11 und 12). Entsprechend der Empfehlungen zu arthroskopischen Knotentechniken (Unger et al. 2003) wird hiermit die innere Kanülenöffnung knapp vor der späteren Knotenposition (ca. 15mm) platziert. Dabei ist die Kanüle am Durchtrittspunkt durch den Plexiglashalter festgeklemmt, bleibt aber in beschränktem Maße durch ihre Eigenelastizität beweglich, wie es auch bei Platzierung in menschlichem Gewebe der Fall ist. Es ist bisher keine Studie bekannt, in der mit einer statisch fixierten Arthroskopiekanüle (und konstantem Abstand) ein Knoten direkt um ein sich später bewegendes Testkonstrukt geknotet wurde. In der Studie von Kim et al. (2005) wurde zwar eine eigene Arthroskopie-Box zur Erstellung der Knoten verwendet, jedoch wie auch in diversen anderen Studien (Abbi et al. 2006, Baumgarten et al. 2008, Burkhart et al. 1998, Li et al. 2004, Mahar et al. 2006, Shah et al. 2007, Swan et al. 2009) die Knotenschleife um einen Rundstab mit von Studie zu Studie differierendem Durchmesser geknotet, anschließend vom Stab heruntergeschoben und in die Testmaschine eingehängt. Auf die Manipulation und möglicherweise zu erwartenden Verfälschung der Testergebnisse bei diesem Vorgehen wurde bereits in Kapitel 1.10 hingewiesen.

Nur wenige Studien (Elkousy et al. 2006, Elkousy et al. 2005, Hassinger et al. 2006, Ilahi et al. 2004) erstellen die Knoten direkt im Versuchsaufbau. In diesen Studien wird ohne fixierte Kanülen gearbeitet, wodurch eine Beeinflussung der Knotenerstellung durch eine sich bewegende Kanüle zu befürchten ist. Darüber hinaus wird in diesen Studien das Knotenkonstrukt jeweils mit Vorspannungen belastet, welches den Vergleich mit in-vivo Bedingungen erschwert.



Abbildung 11: Plexiglashalter mit Arthroskopie-Kanüle

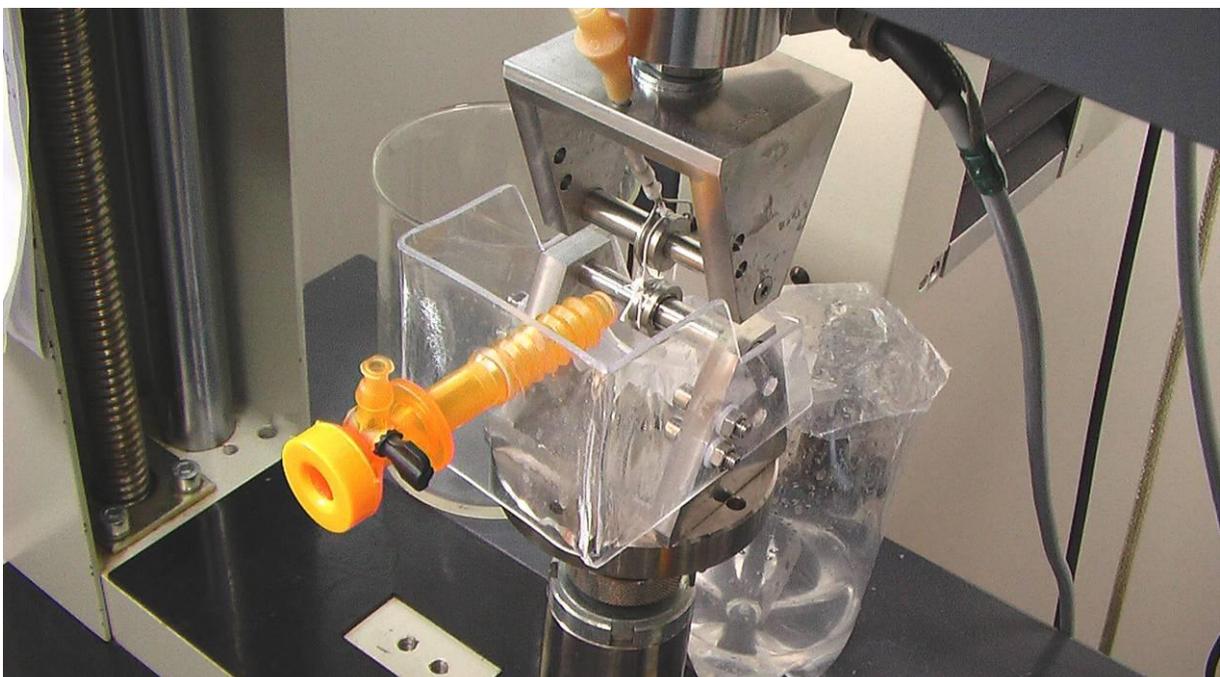


Abbildung 12: Plexiglashalter am Versuchsaufbau montiert

2.3.4 Bewässerung

Um die Versuchsbedingungen klinischen Operationsbedingungen anzugleichen, in denen erfahrungsgemäß nur nasses und mit Blut durchtränktes Nahtmaterial Belastungen ausgesetzt ist, wurde ein System zur Bewässerung der Fadenschlaufe mit blutisotoner NaCl-Lösung entwickelt.

Die konstante Befeuchtung des Nahtmaterials während der Testungen wurde bisher nur in einigen wenigen Studien (Ilahi et al. 2004, Li et al. 2004, Shah et al. 2007) zu Nahtmaterial bzw. Knotentestung in jedoch anderer Art und Weise durchgeführt. Der hier vorgestellte Versuchsaufbau verfügt über eine Zuleitung, über die kontinuierlich blutisotone (0,9%ige) NaCl-Lösung auf die Fadenrollen und das Knotenkonstrukt tropfen kann. Die Zuleitung besteht aus einem gekürzten Schlauch eines Standard-Infusionsbesteckes, verbunden mit einem Aluminium Röhrchen, das durch die obere Bohrung am oberen Halter gesteckt ist (Abb. 13 / 2). Die Zuleitung ist am tropfenden Ende mittels 3 abgerundeter Edelstahlkanülen in 3 feinere Zuleitungen aufgeteilt, um die vollständige Benetzung der Fadenschlaufe zu gewährleisten (Abb. 13 / 2). Die Kanülen enden mittig und knapp über der oberen Fadenrolle sowie über beiden Fadenschenkeln. Die Kochsalzlösung befindet sich in einer 1000ml Standard-Infusionsflasche, die ca. 1m über der Versuchsanordnung am Gestell der Testmaschine aufgehängt ist. Da eine große Menge von NaCl-Lösung, vor allem während der zyklischen Versuche benötigt wird, ist ein Recycling der Lösung vorgesehen. Nach Benetzung des Knotenkonstruktes fließt die Lösung über einen Ablauf (Abb. 13 / 3) unterhalb der unteren Fadenrolle in einen Sammelbehälter und wird manuell durch den Untersucher über einen Trichter (am Flaschenboden aufgeschnittene Infusionsflasche mittels angeschlossenen Schlauch) der 1000 ml Infusionsflasche, und damit dem System wieder zugeführt (Abb.14).

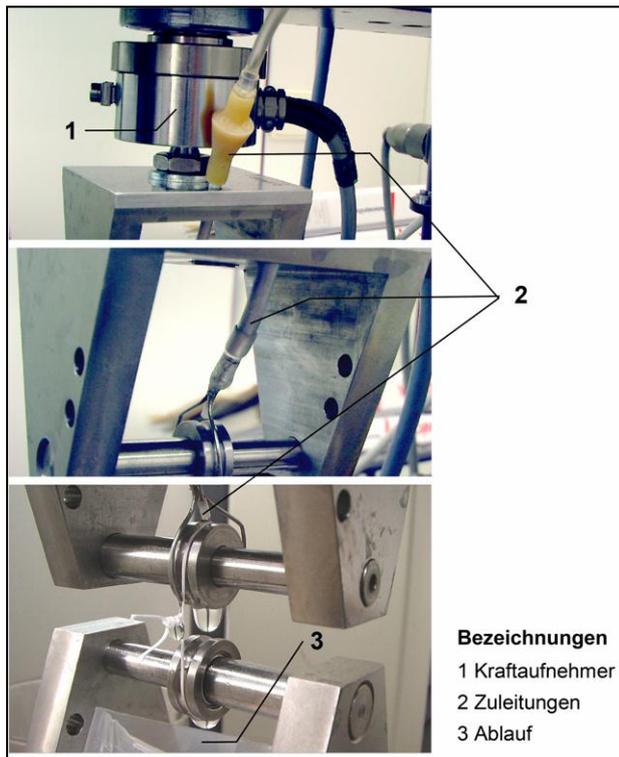


Abbildung 13: Bewässerung



Abbildung 14: Versuchsaufbau

2.3.5 Knotenschleife und Schlaufendurchmesser

Knoten in der offenen und arthroskopischen Chirurgie sind in den meisten Fällen Knoten einer Schleife, die in ihrer Position durch den Knoten fixiert werden soll. Der Durchmesser der Knotenschleifen variiert je nach Anwendungsgebiet oder auch zwischen zwei Knoten innerhalb einer Anwendung erheblich. Zur vergleichenden Testung von Knotenkonstrukten war in dieser Studie ein konstanter Schlaufendurchmesser erforderlich. In bisherigen Studien zu Knotentestungen differieren die Durchmesser von überprüften Fadenschleifen von 5 mm bis 65 mm (Barber et al. 2009). In der vorgelegten Arbeit wurde ein Durchmesser der Knotenschleife von 30mm nach dem Modell von Hassinger et al. (2006) verwendet. Dieser Durchmesser liegt etwa in der Mitte der bisher getesteten Schlaufengrößen und erlaubt noch eine praktikable Umsetzung einer Testapparatur mit kugelgelagerten Aufhängepunkten. Ein Schlaufendurchmesser von 30 mm ist darüber hinaus auch praxisbezogen.

Für das Knoten einer Schleife im beschriebenen Testapparat waren konstruktionsbedingt bestimmte Grundeinstellungen der Maschine erforderlich, um definierte Abstände der Fadenrollen zu erhalten.

Bei einem Schlaufendurchmesser von 30 mm errechnet sich der Umfang der Schlaufe aus der Kreisberechnungsformel:

$$\begin{aligned}
 U_{\text{Schlaufe}} &= \pi \times d \\
 &= \pi \times 30 \text{ mm} \\
 &= 94,25 \text{ mm}
 \end{aligned}$$

Um die verwendeten Fadenrollen mit je einem Innendurchmesser von 15 mm wurde die Fadenschlaufe gespannt. Es ergibt sich bei beibehaltenem Schlaufendurchmesser nun ein Oval, der Umfang der Schlaufe bleibt gleich. Somit errechnet sich aus den gegebenen Rollendurchmessern der Achsabstand a (Abb. 15) zwischen beiden Fadenrollen

$$\begin{aligned}
 U_{\text{Schlaufe}} &= 94,25 \text{ mm} \\
 U_{\text{Rolle}} &= 47,12 \text{ mm}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 a &= \frac{(U_{\text{Schlaufe}} \cdot U_{\text{Rolle}})}{2} \\
 a &= \frac{(94,25 \text{ mm} \cdot 47,12 \text{ mm})}{2} \\
 a &= \underline{\underline{23,56 \text{ mm}}}
 \end{aligned}$$

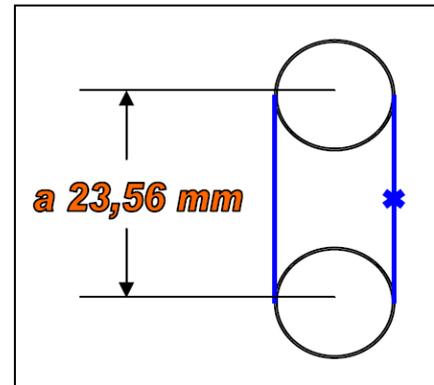


Abbildung 15:
Abstand der Fadenrollen

Die Ausrichtung des Abstandes der beiden Rollen zueinander erfolgte durch Heranfahren der Fahrtraverse mit dem daran befindlichen oberen Halter am fixierten unteren Halter. Der Abstand wurde mittels eines digitalen Messschiebers zwischen den beiden Haltern exakt justiert. Dieser ergibt sich wiederum aus dem errechneten Achsabstand und der Differenz zwischen je einer Achse und Abschluss des Halters (7mm) (Abb. 16). Er beträgt demnach:

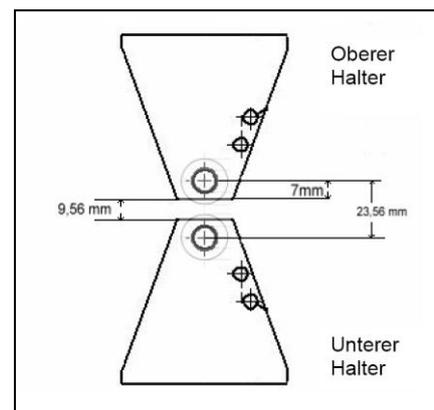


Abbildung 16:
Abstand der Halter

$$23,56 \text{ mm} - 7 \text{ mm} - 7 \text{ mm} = \underline{\underline{9,56 \text{ mm}}}$$

Nach Ausrichtung wurde die so eingestellte Position der Fahrtraverse im Testprogramm des Steuercomputers gespeichert und als Basiseinstellung des Zeitpunktes 0 für alle durchzuführenden Versuche verwendet. Diese Position wurde nach Ende jedes durchgeführten Versuches wieder angefahren.

2.4 Testverfahren

Die zu untersuchenden Knoten wurden 3 verschiedenen Testverfahren unterzogen:

- 1) Zyklische Belastung mit anschließendem Maximalkraft-Test
- 2) Schlaufensicherheits-Test
- 3) Knotensicherheits-Test

Dabei wurden die Knoten bei jedem Testverfahren in einer Serie offen und in einer zweiten Serie arthroskopisch erstellt.

2.4.1 Anzahl der untersuchten Knoten

Jeder Knotentyp wurde pro Testverfahren 12-mal offen und 12-mal arthroskopisch geknotet, so dass sich bei 3 verschiedenen Knotentypen und 3 verschiedenen Testmethoden eine Gesamtzahl von $(12 \times 2 \times 3 \times 3) = 216$ Knoten ergab.

In den zyklischen Belastungstests wurde jeder Knotentyp bei 1000 Zyklen je offen und arthroskopisch damit 12 000 Einzelbelastungen ausgesetzt.

2.4.2 Zyklisches Belasten und Belastungsstufen

Nach einer abgeschlossenen Operation erfährt ein Naht-Knoten-Konstrukt eine Vielzahl an wechselnden Belastungen. Zur Annäherung an diese wechselnden Last-Bedingungen wurden die untersuchten Naht-Knoten-Konstrukte zyklischen Belastungen unterzogen und so die Sicherheit des Naht-Knoten-Konstruktes geprüft. Hierbei wechselten sich Be- und Entlastung ab.

Während einige bisherige Studien keine zyklischen Belastungstests zur Knotentestung durchführten (Burkhart et al. 1998, Hassinger et al. 2006, Komatsu et al. 2006, Shah et al. 2007), wurden Knoten in anderen Studien auch zyklisch getestet. Die Anzahl der Zyklen und die verschiedenen Kraftstufen variieren jedoch stark. Während Li et al. (2004) 10 Zyklen mit 1 Kraftstufe à 30 N beschreiben, verwendet die Studie von Ilahi et al. (2004) 2250 Zyklen mit 9 Kraftstufen von 40 bis 120 N. Abbi et al. (2006) und Mahar et al. (2006) belasteten das Nahtmaterial mit 1000 Zyklen in Stufen zwischen 10 – 45 N.

Das hier vorgestellte Testmodell zur zyklischen Nahttestung orientiert sich an praxisrelevanten Gegebenheiten:

- die Häufigkeit postoperativer Belastungszyklen:

Wetzler et al. (1996) beschreiben, dass während der Rehabilitationsphase 6 Wochen nach arthroskopischen Schulteroperationen etwa durchschnittlich 1000 bis 2000 Belastungszyklen auf das operierte Gewebe wirken können. Ähnliche Parameter werden auch in Studien von Burkhart et al. (1997,1998) beschrieben.

- die Höhe der Kraft, die je Belastungsimpuls auf ein Knoten-Naht-Konstrukt im operierten Gewebe wirkt:

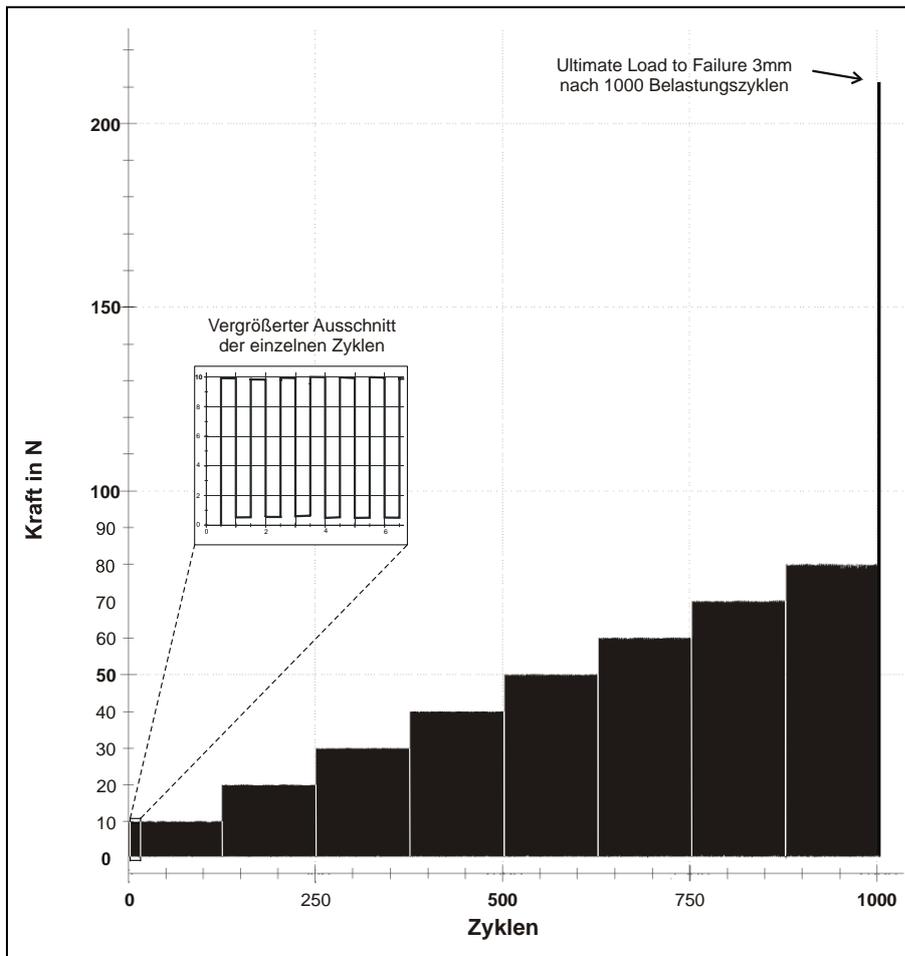
Hierzu hat Burkhart (2000) beschrieben, dass bei einem 4 cm großen, halbmondförmigen Riss der Rotatorenmanschette eine errechnete Muskelkraft von 302 N auf das zu refixierende Gewebe bei maximaler Muskelkontraktion wirkt. Dies bedeutet, dass bei 5 Nähten pro Nahtkonstrukt (single-row-Technik = eine Nahtreihe) eine durchschnittliche Kraft von 60,4 N und bei 8 Nähten (double-row-Technik = zwei parallel verlaufende Nahtreihen) eine durchschnittliche Kraft von 37,75 N wirksam ist. Um die hier beschriebene Versuchsreihe für eine weiter gefächerte Anwendung, z.B. Cerclagen vergleichbar zu machen und eine Sicherheitsreserve pro Knotenkonstrukt von über 100%, bezogen auf die double-row-Technik zu erlangen, wurden die Kraftstufen bis 80 N gewählt. Damit sollten die Bedingungen bis zum Ausriss oder Bruch eines oder mehrerer Nähte simuliert werden.

Die untersuchten Knoten wurden jeweils mit 3 halben Schlägen gesichert (siehe Kapitel Knotensicherheit 2.4.5). Das untersuchte Nahtmaterial wurde während eines Versuches innerhalb einer Testreihe insgesamt 1000 Belastungs-Entlastungs-Zyklen ausgesetzt. Hierbei wurden die 1000 Belastungszyklen in je 8 Kraftstufen à 125 Zyklen aufgeteilt. Die 8 Kraftstufen wurden in 10er Schritten von 10 N bis 80 N unterteilt. Zwischen den einzelnen Belastungszyklen wurde das System bis auf eine verbleibende Restkraft von 0,5 N entlastet. Hierdurch wird ein Verrutschen des Knotens auf die untere Fadenrolle verhindert und die Eigenelastizität des Gewebes simuliert.

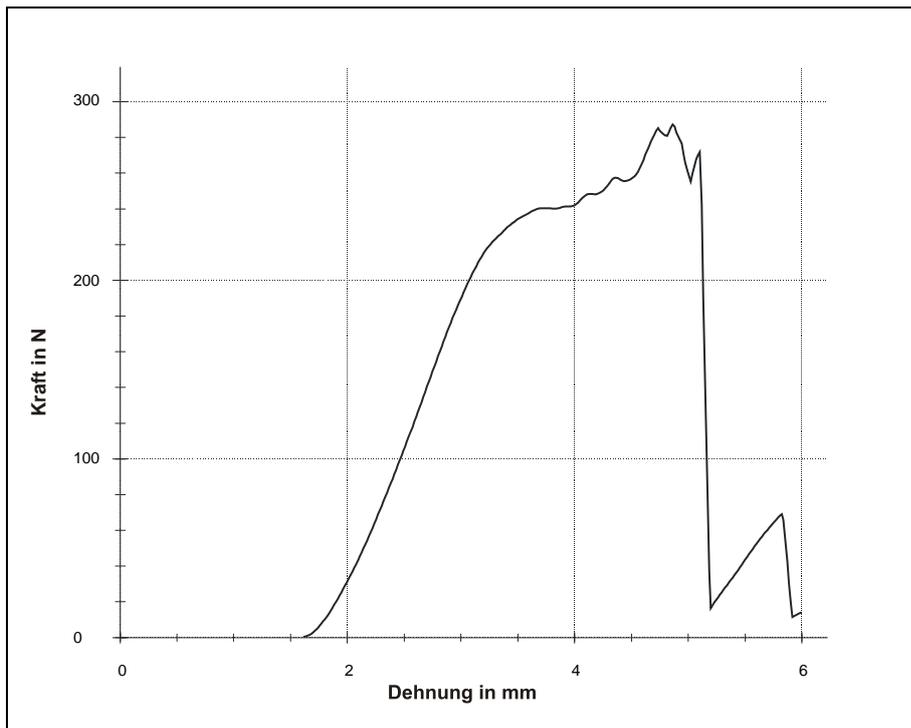
Nach jedem 125. Belastungszyklus, also nach jeder durchlaufenen Kraftstufe, erfolgte eine Pause von 30 Sekunden, analog zum Belastungsmodell von Ilahi et al.

(2004), unter Beibehaltung der Restkraft von 0,5 N auf dem System. Anschließend wurde die nächste Kraftstufe durchlaufen (Grafik 1).

Nachdem die 80 N Kraftstufe und damit alle 1000 Zyklen vollständig durchlaufen waren, erfolgte, soweit das Naht-Knoten-Konstrukt nicht vorher klinisch versagt hatte, ein Maximalkraft-Belastungstest bei einer Längenänderung von 0,8mm/sec in 2 Stufen. In der ersten Stufe des Maximalkrafttests wurde das Schlaufensystem um 3 mm gelängt, und die dafür erforderliche Kraft gemessen.



Grafik 1:
Beispiel -
Kraftdiagramm
über 1000 Belas-
tungszyklen auf 8
Kraftstufen (je 125
Zyklen) mit nach-
folgendem Maxi-
malkrafttest bis zu
einer Längung von
3mm.
(hier: Testreihe eines
chirurgischen Knotens
offen geknüpft)



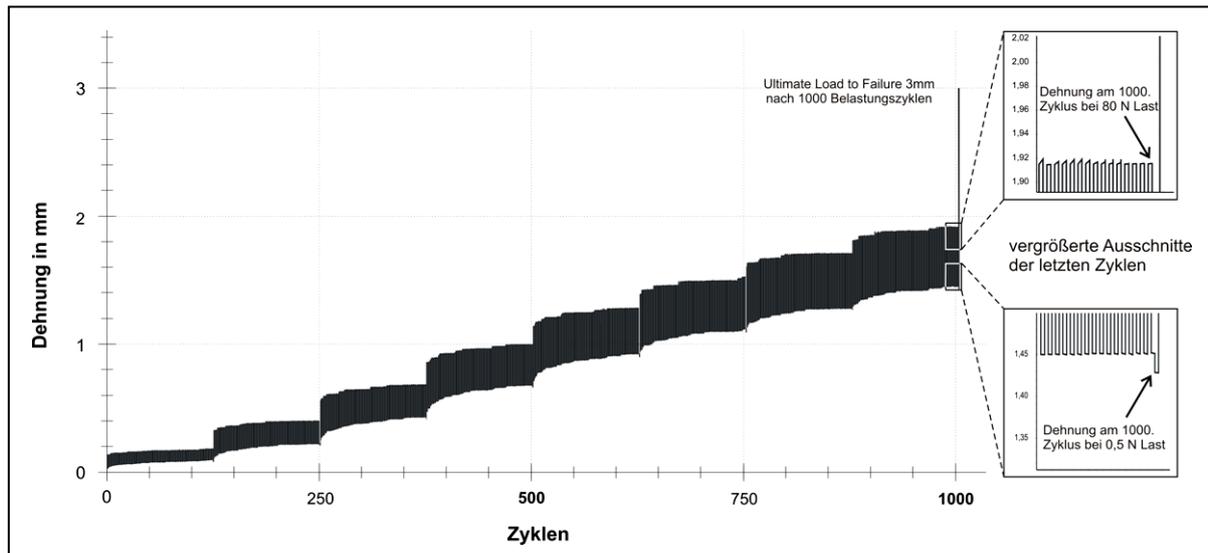
Grafik 2:
 Beispiel -
 Kraftdiagramm des Folge-
 Maximalkrafttestes
 bis zu einer Längung
 von 6mm.
 (nach der Testreihe
 von 1000 Zyklen und
 Maximalkrafttest
 bis 3mm (siehe Grafik
 1)).

(hier: Diagramm eines
 chirurgischen Knotens,
 offen geknüpft)

Soweit die angestrebte Längung des Nahtkonstruktes von 3mm wegen vorherigen Bruches nicht erreicht wurde, galt die zuletzt gemessene Kraft als Wert der Maximalkraft. In der zweiten Stufe erfolgte eine weitere Längung bis 6 mm bzw. bis zu einer eventuell schon vorher erfolgten Zerstörung der Fadenschlaufe, bei der wiederum die Maximalkraft gemessen wurde (Grafik 2).

2.4.3 Dehnung nach 1000 Zyklen

Die Dehnung des Konstruktes wurde beim 1000sten Zyklus unter Belastung mit 80 N während der letzten Kraftstufe und anschließend unter Entlastung mit 0,5 N Restspannung nach dem 1000sten Zyklus gemessen. Dies erfolgte unmittelbar vor dem anschließenden Maximalkrafttest (Grafik 3).



Grafik 3: Beispiel-Dehnungsdiagramm über 1000 Belastungszyklen auf 8 Kraftstufen von 10N bis 80N: Die Dehnung nach 1000 Zyklen wird vor dem Maximalkrafttest unter Belastung von 80N und 0,5N (=Restspannung) gemessen. (hier: Testreihe eines chirurgischen Knotens, offen geknüpft)

2.4.4 Belastungsgeschwindigkeit

Die Belastungsgeschwindigkeit des Nahtmaterials von bisherigen Maximalkraft-Tests differiert ebenfalls von Studie zu Studie. Während Kim et al. (2005) das untersuchte Material mit 0,2 mm/sec Längung testeten, untersuchten Baumgarten et al. (2008) und Elkousy et al. (2005 und 2006) mit einer Geschwindigkeit von 1,25 mm/sec. Abbi et al. (2006), Mahar et al. (2006) und Shah et al. (2007) verwendeten 0,5 mm/sec, Burkhart et al. (1998), Ilahi et al. (2004) und Lo et al. (2004) wiederum 1,0 mm/s.

In zyklischen Belastungstests variieren die in der Literatur angegebenen Geschwindigkeiten und Frequenzen. Sie reichen von 33 mm/sec bei einem Zyklus von 5 Sekunden (entsprechend 0,2 Hz) in einem menschlichen Gewebemodell mit Leichengewebe (Burkhart et al. 1997a) bzw. 0,5 Hz (Abbi et al. 2006, Mahar et al. 2006) und 1 Hz bei einer Kraftstufe (Kim et al. 2005) sowie 1 Hz bei 9 unterschiedlichen Kraftstufen (Ilahi et al. 2004). In einer weiteren Studie von Elkousy et al. (2006) wurde mit einer stetigen Kraftänderung von 1 N/sec untersucht.

In Anlehnung an die vorgenannten Studien wurde für diese Arbeit eine Belastungsgeschwindigkeit von 0,8 mm/sec für die Maximalkraft-Versuche (Schlaufensicherheit und Knotensicherheit) gewählt.

Bei den zyklischen Belastungen wurde das hier untersuchte Nahtmaterial mit einer Traversengeschwindigkeit von 0,8 mm/sec bis zur jeweiligen Kraftstufe belastet. Dies entspricht in etwa dem Mittelwert vorhergehender Studienmethoden (siehe oben).

Damit ergab sich für die untersuchten Kraftstufen jeweils eine zugehörige Belastungsfrequenz.

2.4.5 Schlaufensicherheit

Schlaufensicherheit (engl. „Loop Security“) beschreibt nach Festziehen des initialen Grundknotens ohne Sicherungs-Halb-Schläge dessen Fähigkeit, die Fadenschlinge in ihrer Position zu fixieren und vor einer Längung, durch Eigenelastizität des Gewebes oder Muskelzuges zu schützen (Burkhart et al. 1998, Kim et al. 2001).

Zur vergleichenden Überprüfung der Schlaufensicherheit wurde von den untersuchten Knotentypen jeweils nur der Grundknoten ohne halbe Schläge um das System geknotet und ein Maximalkrafttest mit einer Traversengeschwindigkeit von 0,8mm/sec bis zur Längung von 3 mm und anschließend bis zur Längung von 6 mm durchgeführt.

2.4.6 Knotensicherheit als Maximalkrafttest

Knotensicherheit (engl. „Knot Security“) bezeichnet die Festigkeit eines Knotens nach seiner Sicherung durch mehrere halbe Schläge. In der Literatur wird die Empfehlung zur Sicherung eines Knotens mit 3 halben Schlägen mit je alternierendem Steg gegeben (Loutzenheiser et al. 1995, Kim et al. 2005).

Zur Testung der Knotensicherheit wurde separat von den zyklischen Belastungstests eine eigene Knotensicherheits-Testreihe als Maximalkrafttest durchgeführt. Dazu wurde der Grundknoten mit 3 halben Schlägen mit wechselndem Steg um das System geknotet und wieder ein Maximalkrafttest in 2 Stufen mit einer Traversengeschwindigkeit von 0,8 mm/sec bis zur Längung von zunächst 3 mm und anschließend bis zur Längung von 6 mm durchgeführt.

2.4.7 Definitionen für das Versagen von Knotenkonstrukten

Eine pauschale Definition für das Versagen (engl. „Failure-Definition“) von Naht-Knoten-Konstrukten existiert nicht. Durch mehrere Studien wurde als Definition für ein klinisches Versagen festgelegt, dass keine zufrieden stellende Verbindung oder Heilung des Gewebes mehr stattfinden kann, wenn sich das genähte Gewebe um

mehr als 3 mm durch eine Längenänderung der Knotenschleife voneinander entfernt (Brouwers et al. 1991, Kim et al. 2005, Lo et al. 2004, Loutzenheiser et al. 1995, Mishra et al. 1997, Richmond 2001). Nach dieser Erkenntnis stellt eine Schlaufenlängung von 3 mm in den hier durchgeführten Versuchen das klinische Versagen des Konstruktes dar. Dabei bedeutet 3 mm Längung eine Abstandszunahme der Rollen zueinander von 3 mm.

Zur Untersuchung weiterer Eigenschaften des Nahtmaterials und des jeweils verwendeten Knotens unter höheren Belastungen, wurde noch eine weitere Belastung jenseits der Längenänderung von 3mm, bis zu einer Längung von 6mm als Maximalkrafttest durchgeführt.

2.5 Verwendetes Nahtmaterial

Zur Anwendung kam Nahtmaterial der Stärke USP 2, Typ Hi-Fi[®] der Firma CONMED Linvatec (Largo, FL, USA). Hi-Fi[®] ist ein geflochtenes, nichtresorbierbares Nahtmaterial der neueren Generation. Es besteht aus hochmolekularem Polyethylen unter Verwendung von Dyneema-Purity[®]. Dyneema[®] ist eine hochfeste, hochmolekulargewichtige Polyethylenfaser (PE) mit einer Zugfestigkeit von 250–300 daN/mm² (2500 - 3000 N/mm²). Laut Herstellerangaben sei Hi-Fi[®] besonders für Weichgewebenähte in der orthopädischen Chirurgie geeignet mit dem Vorteil der Bildung flacher Knotenprofile und einer hohen mechanischen Belastbarkeit (Conmed Linvatec 2009).

Das HiFi[®]-Nahtmaterial ist das Nachfolgeprodukt des Herculine[®]-Nahtmaterials. In einer Studie zum Vergleich von verschiedenen Knochenankern verwendeten Barber et al. (2006) das Produkt Hi-Fi[®] vergleichend neben anderen Polyethylen-Nahtmaterialien. In einer weiteren Studie von Barber et al. (2009) wurde es unter zyklischen Belastungsversuchen untersucht.

2.6 Untersuchte Knotentypen

Unter dem Gesichtspunkt der minimalen Gewebeirritation wurden 3 relativ flache Grund-Knoten zum Vergleich untersucht. Hierzu wurden 3 verschiedene Knotentypen ausgewählt: der Dines-Knoten (Dines et al. 2008) (Abb. 17), der SMC-Knoten (Kim und Ha 2000) (Abb. 18) und ein Chirurgischer Standard-Knoten (Abb. 19) mit 3 Sicherungs-Halbschlägen nach Lo et al. (2004). Davon sind die Knotentypen Dines und SMC reine arthroskopisch gebräuchliche Knoten, der Chirurgische Standardknoten wird sowohl arthroskopisch als auch offen verwendet.



Abbildung 17: Dines-Knoten

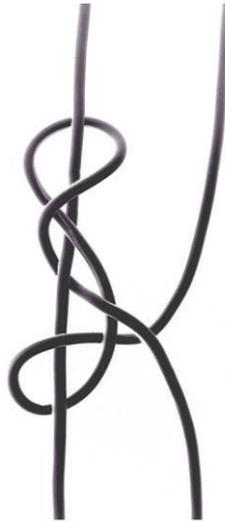


Abbildung 18: SMC-Knoten



Abbildung 19: Chir. Knoten

2.6.1 Dines-Knoten

Der Dines-Knoten wurde von D. M. Dines entwickelt und in der orthopädischen Literatur als vorteilhafter, mobiler und blockierender Knoten (engl. „new locking, flip knot“) beschrieben (Dines et al. 2008). Aufgrund seiner geometrischen Eigenschaften wurde er von Hage und van der Steen (2009) in die Kategorie der antegrad distal blockierenden Knotentypen eingeordnet (Tab. 1). Gegenüber neun weiteren Knoten in der Studie von Hassinger et al. (2006) schnitt dieser Knoten als durchschnittlich bester Knoten bei der Schlaufen und Knotensicherheit ab. Es erfolgte hierbei jedoch kein zyklischer Belastungstest.

Unter kontinuierlicher Bewässerung sowie mit neuartigem geflochtenem Nahtmaterial wie HiFi[®] oder FiberWire[®] wurde dieser Knoten ebenfalls noch nicht getestet. Ebenso erfolgte bisher kein Vergleich von handgeknoteter und arthroskopischer Erstellung des Dines-Knotens.

2.6.2 SMC-Knoten

Der SMC-Knoten ist ein häufig verwendeter mobiler, mit selbst blockierender Funktion ausgestatteter und erstmalig von Kim und Ha (2000) beschriebener Knoten. Er gehört wie der Dines-Knoten in die Kategorie der antegrad distal blockierenden Knoten nach Hage und van der Steen (2009). In einem zyklischen Belastungstest stellten Kim et al. (2005) den Knoten als vorteilhaft mit nur einem Sicherheitshalbschlag gegenüber anderen Knoten vor, er wurde hierbei jedoch mit Ethibond[®] geknüpft. In ei-

ner Studie von Barber et al. (2009) wurde dieser Knoten in Verbindung mit UHMWPE –Nahtmaterialien, unter anderem auch HiFi[®], unter trockenen Versuchsbedingungen getestet und erwies sich zusammen mit den Revo-Knoten als einer der stärksten Knoten mit geringer Tendenz zum Durchrutschen. In feuchtem Milieu unter Verwendung von UHMWPE –Nahtmaterialien erfolgte bisher keine Testung.

2.6.3 Chirurgischer Knoten

Der hier untersuchte Chirurgische Knoten ist als statischer und nicht durch das Gewebe gleitender chirurgischer Gleitknoten und ähnlich des Revo-Knotens ausgelegt (Tab. 1). Er besteht im Basisknoten aus 3 gleichen „*underhand-throws*“-Halbschlägen, welche mit 3 halben Schlägen mit wechselndem Zugfaden gesichert werden. Sobald der Knoten flach gezogen wird, stellt er einen 3-fachen halben Schlag nach Art des Weiberknotens dar.

Dieser Knoten wurde von Lo et al. (2004) als überlegen in Bezug auf die beste Kombination von Knoten und Schlaufensicherheit beschrieben. Hierzu muss jedoch angemerkt werden, dass der in dieser Studie getestete Chirurgische Basis-Knoten im Vergleich zu den anderen Knoten zu jeder Zeit mit 3 halben Schlägen gesichert war, während die anderen arthroskopischen Knoten in Schlaufensicherheits-Tests ohne Sicherung untersucht wurden. Von einigen Autoren wird dieser Knoten (Weiberknoten) als grundsätzlicher Knoten weniger empfohlen, da er u.a. im Vergleich zum Schifferknoten (Kreuzknoten) eher zur Lockerung neige (Thiede und Geiger 2008). In bestimmten Fällen, in denen ein Nachgeben des Knotens erwünscht ist, beispielsweise zur Verhinderung zu starker Druckwirkung und damit folgender Narbenbildung, ist er jedoch brauchbar (Nockemann 1992).

In der vorliegenden Arbeit wurde die Schlaufensicherheit des Chirurgischen Knotens nur für den Basisknoten ohne halbe Schläge zur Sicherung getestet. Die Untersuchung der Knotensicherheit und die zyklischen Belastungstests erfolgten jedoch praxisbezogen mit halben Schlägen zur Sicherung.

2.6.4 Sicherung der Grundknoten mit halben Schlägen

Um einen Grundknoten gegen Lockerung zu schützen, ist es erforderlich, ihn nachfolgend mit mehreren halben Schlägen zu sichern. Wie viele halbe Schläge verwendet werden sollten, hängt in erster Linie vom verwendeten Nahtmaterial und Knoten ab. Bei geflochtenen, polyfilen Fäden und arthroskopischen Knoten sollten 3 halbe

Schläge zur Sicherung mit Zugfadenwechsel verwendet werden (Kim et al. 2005, Loutzenheiser et al. 1995). Bei monofilem Nahtmaterial kann durch die verminderte Oberflächenrauigkeit für einen sicheren Knotensitz jedoch eine höhere Anzahl an Sicherungsschlingen nötig sein (Thiede und Geiger 2008). Bei dem hier verwendeten Nahtmaterial wurden zur Knotensicherheit und den zyklischen Belastungstests 3 halbe Schläge zur Sicherung (Abb. 20) mit Zugfadenwechsel für jeden Grundknoten verwendet.

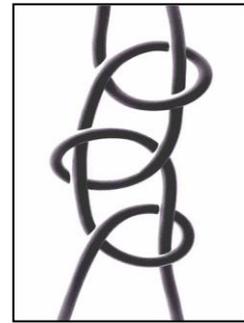


Abbildung 20:
Halbe Schläge
zur Sicherung

2.7 Vorbereitung des Nahtmaterials, arthroskopische und offene Knotentechnik

Die Erstellung der Knoten erfolgte unter standardisierten Bedingungen: das Nahtmaterial wurde vor Erstellung der Knotenschlaufe im Versuchsaufbau 10 Minuten in blutisotone NaCl-Lösung (0,9%-Infusionslösung) gelegt. Die NaCl-Lösung befand sich in

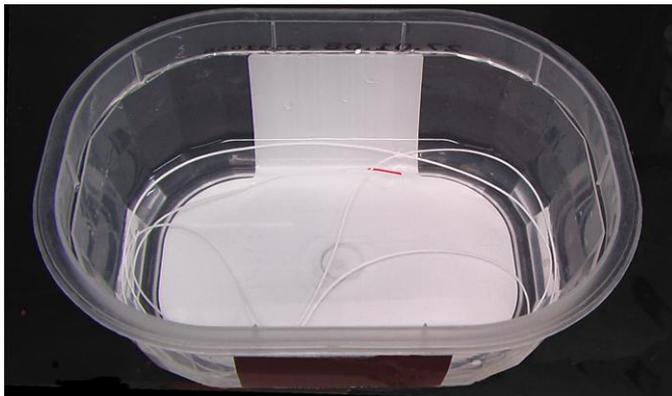


Abbildung 21: Gefäß zur Benetzung des Nahtmaterials

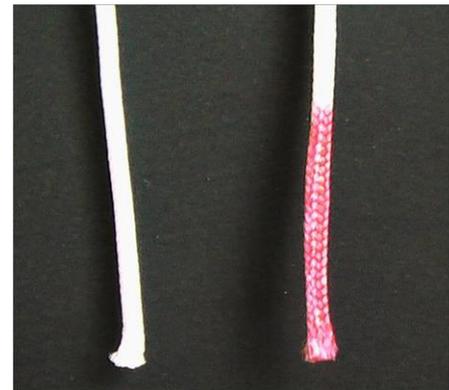


Abbildung 22: Markierung der Fadenenden

einem Plastikbehälter (Abb. 21). Hierdurch sollte eine Annäherung an die Bedingungen während und nach einem operativen Eingriff erreicht werden. Für die Simulation

der Operationsbedingungen wurden zwei Paar Latex-Untersuchungs-Handschuhe verwendet. Für die Herstellung vollkommen identischer Knoten war es notwendig, die Fadenenden farblich zu markieren. Dies gewährleistete die eindeutige Identifizierung der Fadenenden als Zugfaden und Knüpfaden (engl. „post“ und „loop“) während des Knotenvorganges. Ein Ende des Nahtmaterials wurde mit einem wasserfesten Faser-Marker rot markiert, das andere Ende verblieb weiß (Abb. 22).

Zur Vorbereitung der arthroskopisch erstellten Knoten wurde die Plexiglas-Zange mit der 8 mm Arthroskopiekanüle an der unteren Haltevorrichtung des Versuchsaufbaus befestigt. Das vorbereitete Nahtmaterial wurde mit dem rot markierten Fadenende voran durch die Kanüle und weiter unter der unteren Fadenrolle händisch hindurch geführt.

Anschließend wurde das rote Fadenende über die obere Faden-Rolle (Abb. 23), wieder zurück durch die Kanüle geleitet und unter Zuhilfenahme eines Standard-Nadelhalters in Richtung des Untersuchers aus der Kanüle hervorgezogen (Abb. 24 und 25). Damit lag das rot markierte Fadenende auf der oberen Fadenrolle, das weiße auf der unteren. Diese Lage des Nahtmaterials bildete die Ausgangsposition für die Erstellung aller arthroskopisch geknoteten Knoten. Der unten liegende weiße Faden bildete den Zugfaden, also den Steg (engl. „post“), als stehenden Teil der Fadenschleife. Das rot markierte Ende bildete mit dem Knüpfaden den mobilen Teil, also die erste Schlaufe bzw. den auf dem Steg verschiebbaren arthroskopischen Grundknoten (engl. „loop“).



Abbildung 23: Führen des Fadens

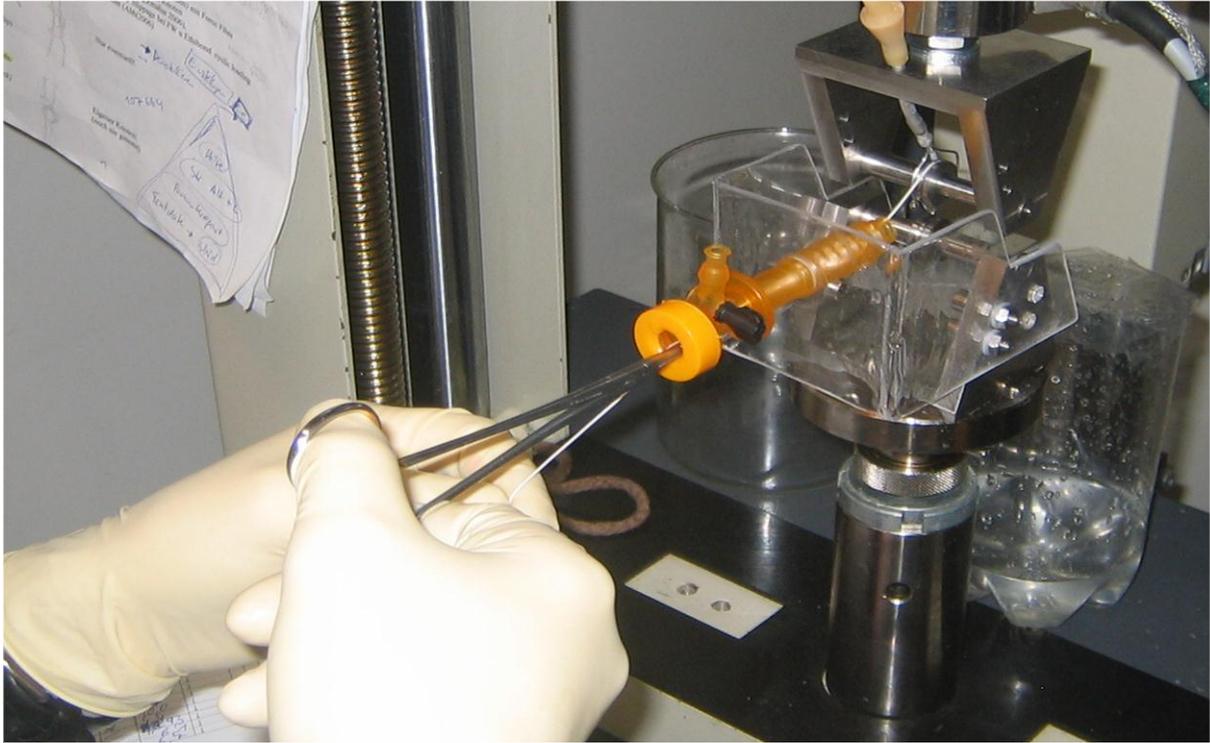


Abbildung 24: Hervorholen des Fadens



Abbildung 25: Hervorholen des Fadens

Die arthroskopisch angelegten Knoten wurden wie in der Praxis üblich außerhalb der Arthroskopiekanüle vorgelegt. Hierbei wurden die Knoten jedoch nicht zu fest ange-

zogen, da sie auf dem Zugfaden hinunter durch die Kanüle rutschen mussten (Abb. 26 und 27).

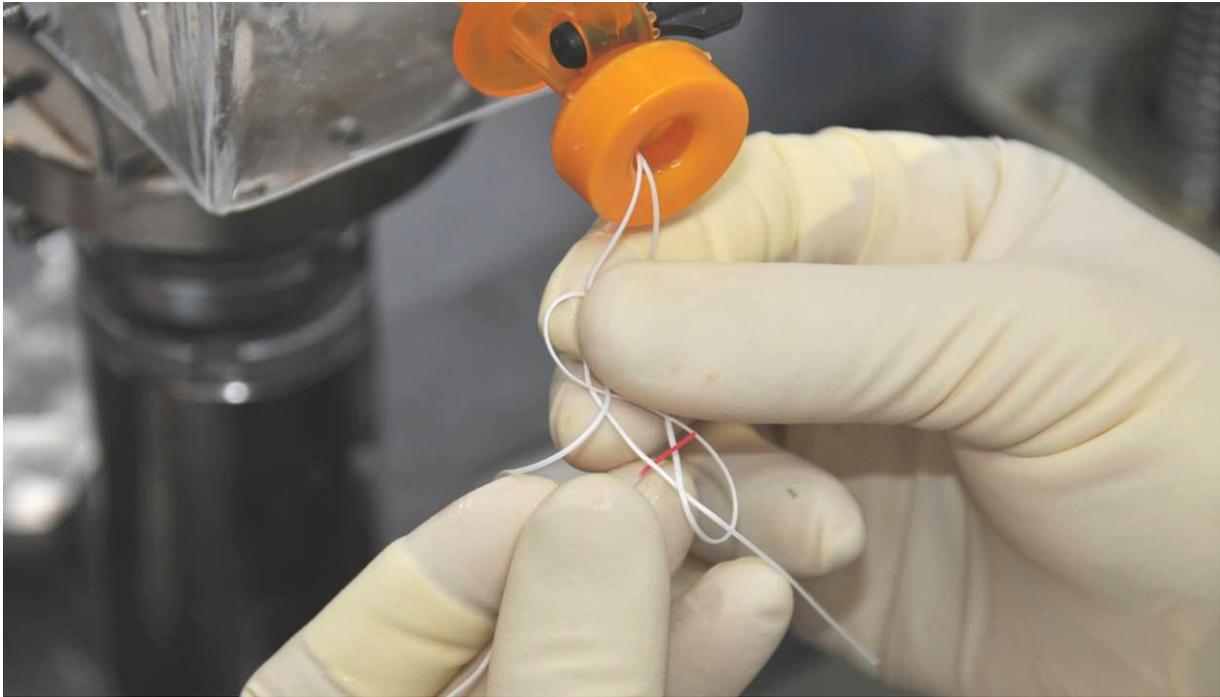


Abbildung 26: Vorlegen des Knotens

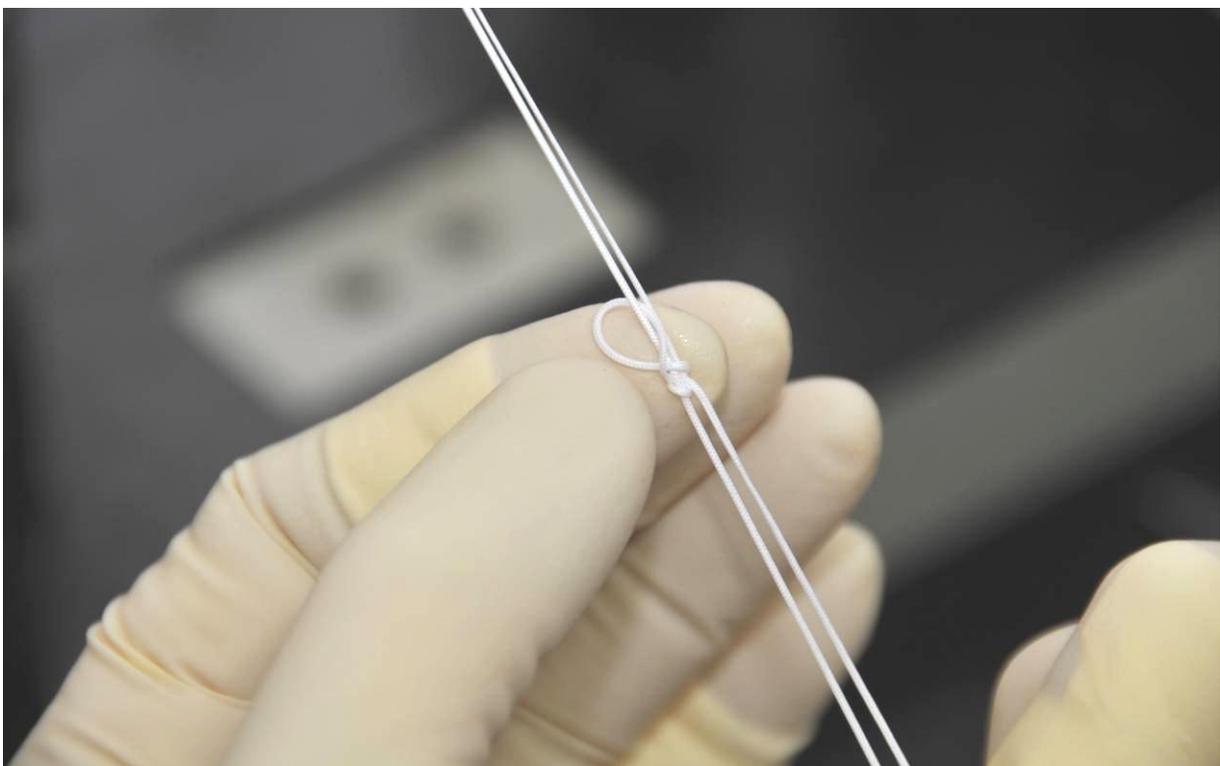


Abbildung 27: Vorgelegter Knoten

Nach dem Anfertigen wurde der Knotenschieber auf den Steg gesetzt (Abb. 28) und mit dem Daumen der rechten Hand geführt. Er schob den Knoten durch die Arthroskopiekanüle hindurch, bis die Knotenschleife straff um die Fadenrollen gespannt war.



Abbildung 28: Vorschieben des Knotens mit dem Knotenschieber

Danach wurde der Einloch-Knotenschieber ca. 0,5-1 cm vorbei am Knoten geführt und der jeweilige Knoten je nach Konfiguration „blockiert“ bzw. flach festgezogen (engl. „past-pointing“) (Abb. 29 und 30). Hierbei hielten die linke und die rechte Hand das Nahtmaterial fest und erhöhten damit die Spannung auf das Naht-Knoten-Konstrukt (Abb. 29), welche durch den gleichzeitigen Druck auf den Knotenschieber entstand. Der erste Knoten erhielt so eine dosierte Grundspannung.

Zur Knotensicherung wurden entsprechend der beiden Testverfahren „Zyklisches Belasten“ und „Knotensicherheit“ die halben Schläge zur Sicherung ebenfalls mittels Knotenschieber gesetzt und festgezogen.



Abbildung 29: Festziehen des Knotens

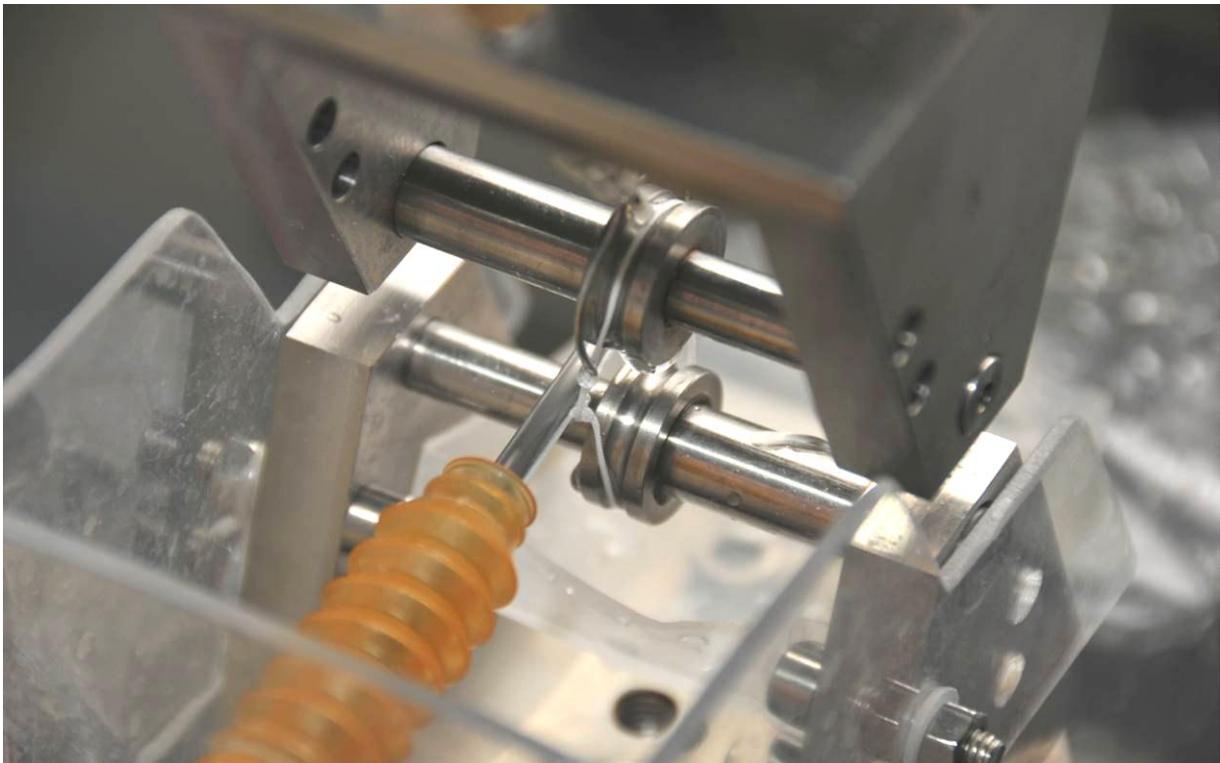


Abbildung 30: Flachziehen des Knotens „Past pointing“



Abbildung 31: Fertig gestellter Knoten

Die Spannung der halben Schläge zur Sicherung wurde jeweils mit einer Kraft von nicht weniger als 4 kg gesetzt.

Die entstehende Spannung, die die Fadenschleife durch das Festziehen des Knotens auf das Versuchssystem, also auf die beiden Fadenrollen, ausübte, wurde über den Kraftsensor der beweglichen Traverse gemessen. Nach der Fertigstellung des Knotens (Abb. 31) wurde diese Kraft als Vorkraft (abgekürzt F_{vor}) zum Zeitpunkt 0 notiert. Bevor die Belastung des Knotenkonstruktes erfolgte, wurde die Anzeige des Kraftaufnehmers auf 0 gesetzt. Zur Herstellung der offen geknüpften Knoten wurde ebenfalls das zuvor beschriebene Procedere durchgeführt, hier jedoch ohne Plexiglas-Haltevorrichtung, ohne Arthroskopiekanüle, ohne Nadelhalter und Knotenschieber (Abb. 32).

Die Positionen der farblich markierten Enden der Fäden auf den Fadenrollen entsprachen dem arthroskopischen Procedere. Die Knoten bzw. halben Schläge zur Sicherung wurden per Hand geknotet und mithilfe des rechten Zeigefingers des Untersuchers zur Schleife hinunter geschoben. Vorspannung und Messung erfolgten analog zur arthroskopischen Knotentechnik.

Alle arthroskopisch und offen geknüpften Knoten wurden nach in der Literatur beschriebener und empfohlener Technik erstellt (Dines et al. 2008, Kettler et al. 2007, Unger et al. 2003, McMillian und Caspari 2003).

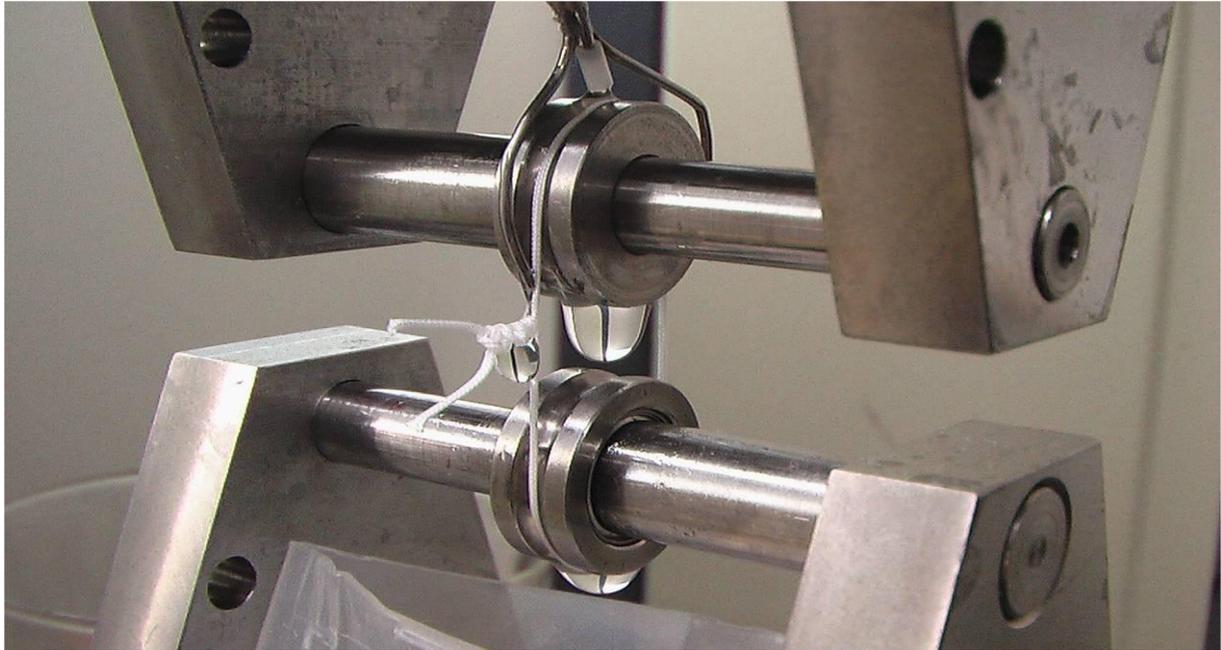


Abbildung 32: Versuchsanordnung ohne Arthroskopiekanüle

3. Ergebnisse

3.1 Statistische Analyse der Ergebnisse

Statistisch untersucht und verglichen wurden folgende Testreihen und Einflussfaktoren:

- Schlaufensicherheit
- Knotensicherheit
- Zyklisches Belasten
- Dehnung nach zyklischem Belasten
- Korrelation der Vorspannung mit der Maximalkraft (alle 3 Testreihen)
- Korrelation der Dehnung mit der Maximalkraft und Vorkraft bei zyklischem Belasten
- Einflussfaktoren im Sinne unterschiedlicher Knotentechnik und verschiedener Knotentypen in den einzelnen Testreihen

Zur statistischen Auswertung der Ergebnisse wurden diese zunächst auf Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk-Test sowie Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft. Anschließend erfolgte die Auswertung mittels zweifaktorieller ANOVA (analysis of variance) mit Post-hoc-Paarvergleichen.

Die Korrelationsanalyse für die Vorkraft, und die Dehnung mit den Ergebnissen wurde nach der Methode von Pearson durchgeführt.

Die Auswertung erfolgte unter Zuhilfenahme des Statistikprogrammes SPSS, Version 17.0 (Standard statistical software, Chicago, Illinois 2009).

Zur Darstellung der deskriptiven Statistik erfolgte die Berechnung der Mittelwerte, Standardabweichungen, sowie Minimum, Maximum und die 25., 50. und 75. Perzentilen. Um die grafische Veranschaulichung dieser Werte (u.a. zur besseren Vergleichbarkeit) zu optimieren, wurden zur Darstellung Boxplots verwendet.

Die Rohdatentabellen der experimentell ermittelten Werte sind im Anhang aufgeführt. Zur Darstellung von Korrelationen wurden Scatter-Plots verwendet.

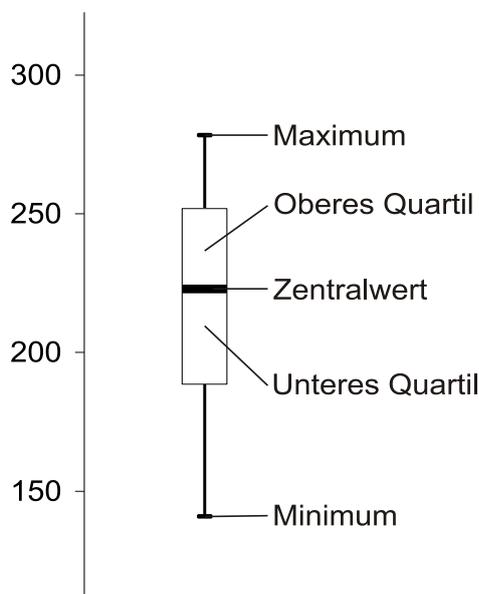
3.2 Normalverteilung

Anhand des Shapiro-Wilk-Tests sowie Kolmogorov-Smirnov-Tests wurden für die Testreihen

- Schlaufensicherheit
- Knotensicherheit
- Zyklisches Belasten
- Dehnung nach zyklischem Belasten

jeweils in allen Bereichen normalverteilte Werte ermittelt. Daher konnte ohne Einschränkung parametrisch getestet werden.

3.3 Zeichenerklärung zur Interpretation der Boxplot-Diagramme und Korrelationskoeffizienten



Maximum Größter Datenwert des Datensatzes

Oberes Quartil Die kleinsten 75 % der Datenwerte sind kleiner oder gleich diesem Kennwert

Zentralwert oder Median Die kleinsten 50 % der Datenwerte sind kleiner oder gleich diesem Kennwert

Unteres Quartil Die kleinsten 25 % der Datenwerte sind kleiner oder gleich diesem Kennwert

Minimum Kleinster Datenwert des Datensatzes

Abbildung 33: Legende der Boxplot-Darstellung

Interpretation der Korrelationskoeffizienten $|R|$:

- $|R| \leq 0,2$ keine Korrelation
 $0,2 < |R| \leq 0,5$ schwach bis mäßige Korrelation
 $0,5 < |R| \leq 0,8$ deutliche / starke Korrelation
 $0,8 < |R| \leq 1,0$ hohe / perfekte Korrelation
(falls $p < 0,05$ ist die Korrelation signifikant)

3.4 Schlaufensicherheit

3.4.1 Deskriptive Statistik der Schlaufensicherheit

Knotenart	Knotentyp	F max	N	Mittelwert	Std-Abw.	Minimum	Maximum	Perzentile		
								25.	50. (Median)	75.
arthroskopisch	Chirurgisch	F max 3 mm	12	24,40	9,77	12,90	44,40	15,49	24,02	29,50
		F max 6 mm	12	41,88	9,22	27,62	61,76	36,77	39,86	47,09
		F Vor	12	20,53	3,54	16,30	28,00	17,63	19,85	23,45
	SMC	F max 3 mm	12	40,04	14,87	16,73	58,62	25,18	43,55	53,65
		F max 6 mm	12	53,04	23,10	23,14	86,75	35,12	43,67	75,42
		F Vor	12	12,83	10,08	1,00	35,00	4,83	9,10	20,98
	Dines	F max 3 mm	12	100,12	17,95	66,32	126,44	87,10	97,84	116,41
		F max 6 mm	12	139,07	31,09	90,39	193,22	111,71	139,85	166,20
		F Vor	12	22,95	6,54	16,00	34,00	17,08	20,70	29,05
offen	Chirurgisch	F max 3 mm	12	15,29	6,78	7,25	32,80	11,47	13,42	17,83
		F max 6 mm	12	35,58	5,67	25,74	47,59	32,35	34,84	38,85
		F Vor	12	22,93	4,18	15,80	28,00	18,13	24,50	26,38
	SMC	F max 3 mm	12	25,66	10,80	11,56	49,22	16,47	24,11	32,22
		F max 6 mm	12	52,22	22,33	11,62	86,04	32,61	53,88	72,58
		F Vor	12	9,07	3,66	2,60	16,60	6,78	10,10	10,58
	Dines	F max 3 mm	12	59,71	25,21	22,70	106,29	37,06	65,24	77,39
		F max 6 mm	12	118,37	31,11	58,84	178,88	97,43	119,13	136,69
		F Vor	12	10,03	4,67	4,20	17,00	4,98	10,60	14,20

Tabelle 2: Deskriptive Statistik der Testreihe Schlaufensicherheit

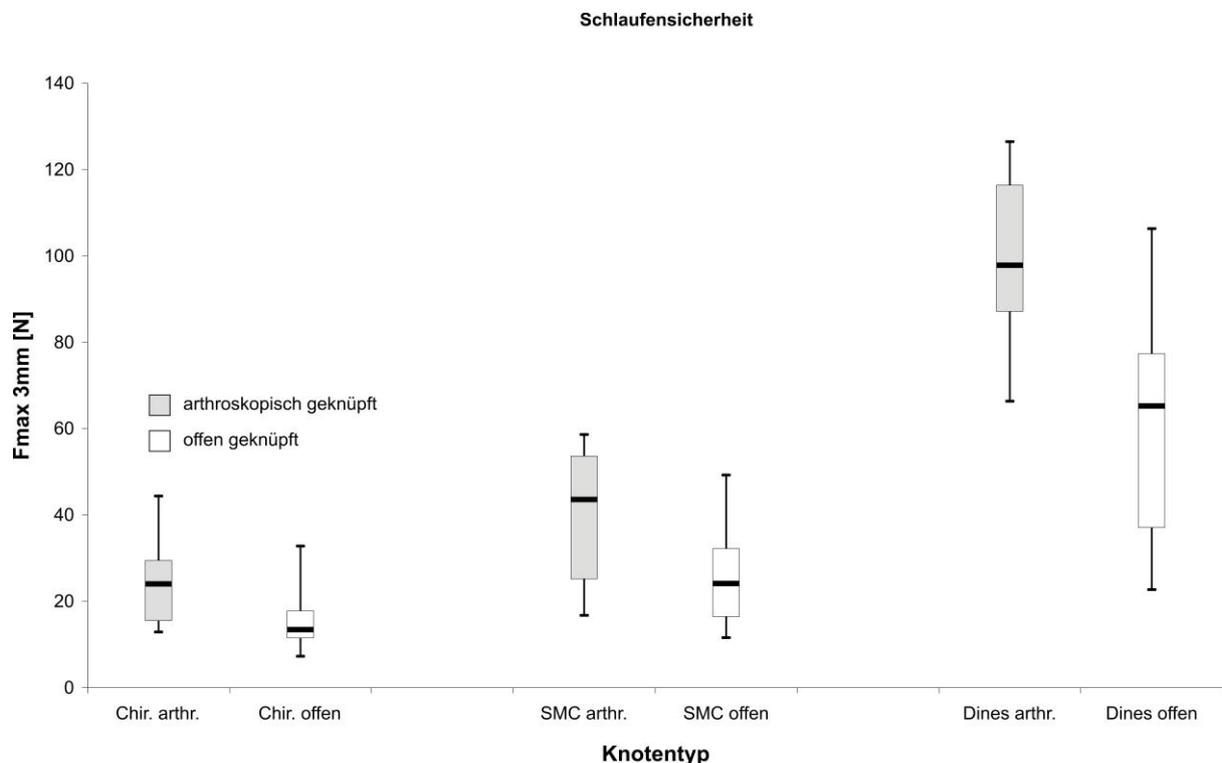


Abbildung 34: Boxplot-Darstellung der Testreihe Schlaufensicherheit mit Fmax bei 3mm Längung

3.4.2 Auswertung Schlaufensicherheit

Für die Schlaufensicherheit zeigten sich nach Durchführung der ANOVA folgende Ergebnisse:

1) *Knotentechnik:*

3mm Längung

Arthroskopisch erstellte Knoten unterschieden sich hinsichtlich der Schlaufensicherheit signifikant von offen geknüpften Knoten bezogen auf die erreichbaren Maximalkräfte bis zur Längung von 3mm der Knotenschlaufe (Zweifaktorielle Varianzanalyse, $p < 0,001$).

Hierbei erreichten die arthroskopisch geknüpften Knoten deutlich höhere Knotenhaltekräfte, welches aus der Abb. 34 zu entnehmen ist.

6mm Längung

In Bezug auf die maximale Kraft bis zu einer Längung von 6mm zeigten sich in der Schlaufensicherheit keine signifikanten Unterschiede zwischen offen und arthroskopisch geknüpften Knoten.

2) *Knotentyp*

3mm Längung

Es zeigte sich für die Schlaufensicherheit ein signifikanter Einfluss des Knotentyps auf die erreichte Maximalkraft bei einer Längung von 3mm ($p < 0,001$).

Alle drei Knotentypen unterschieden sich signifikant voneinander (Post-Hoc-Tests nach Scheffé, $p = 0,019$ und $p < 0,001$).

Anhand der Abb. 34 wird deutlich, dass der Dines-Knoten die größten Haltekräfte erreichte, während der SMC-Knoten deutlich geringere Kräfte erzielte und der Chirurgische Grundknoten die schwächste Schlaufensicherheit präsentierte.

6mm Längung

Es zeigte sich ein signifikanter Einfluss des Knotentyps auf die erreichte Maximalkraft bei einer Längung von 6mm ($p < 0,001$).

Hierbei erreichte der Dines-Knoten gegenüber dem Chirurgischen Knoten (Post-Hoc-Tests nach Scheffé, $p < 0,001$) sowie dem SMC-Knoten ($p < 0,001$) höhere Haltekräfte.

SMC- und Chirurgischer Grund-Knoten unterschieden sich in ihren Haltekräften nicht signifikant voneinander ($p=0,113$).

3) Korrelation der Vorkraft mit der Maximalkraft bei 3 und 6mm Längung

Es waren weitestgehend keine oder nur schwache Korrelationen hinsichtlich der maximal erreichten Kräfte und der Vorkraft zu beobachten. Die einzige deutliche Korrelation zwischen erzeugter Vorspannung und erreichter Maximalkraft konnte in der Testreihe des offen geknoteten Dines-Knoten bei F_{max} 3mm erkannt werden (Korrelationskoeffizient 0,794) (Abb. 35).

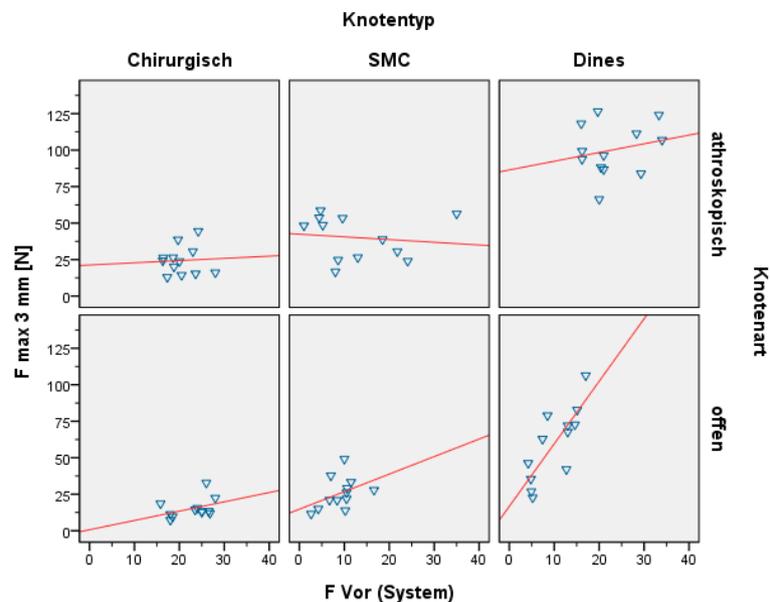


Abbildung 35: Scatter-Plot-Darstellung der Korrelation von Vorkraft (F_{Vor}) und Maximalkraft (F_{max}) Testreihe Schlaufensicherheit

4) Modus des Versagens

Ausnahmslos alle Knotenkonstrukte versagten bei der Überprüfung der Schlaufensicherheit durch ein Durchrutschen des Knotens.

3.5 Knotensicherheit

3.5.1 Deskriptive Statistik der Knotensicherheit

Knotenart	Knotentyp	F max	N	Mittelwert	Std-Abw.	Minimum	Maximum	Perzentile		
								25.	50. (Median)	75.
arthroskopisch	Chirurgisch	F max 3 mm	12	219,32	41,07	140,90	278,39	188,51	222,82	251,91
		F max 6 mm	12	305,44	16,17	282,54	339,07	291,90	306,40	316,00
		F Vor	12	15,16	3,15	8,40	20,00	13,50	15,95	17,13
	SMC	F max 3 mm	12	127,70	40,30	77,94	203,33	95,91	114,37	160,13
		F max 6 mm	12	266,89	38,48	201,52	340,82	241,16	263,29	289,01
		F Vor	12	5,43	4,36	0,10	12,80	1,28	4,20	10,05
	Dines	F max 3 mm	12	171,26	41,10	115,37	243,75	144,28	161,90	195,94
		F max 6 mm	12	303,74	22,08	264,66	326,41	283,73	310,30	320,94
		F Vor	12	8,32	4,16	3,10	16,00	5,15	7,20	11,15
offen	Chirurgisch	F max 3 mm	12	246,50	30,74	195,36	282,38	219,58	259,46	271,47
		F max 6 mm	12	307,58	21,88	264,95	342,16	290,37	310,71	322,50
		F Vor	12	16,33	4,61	8,70	23,50	12,35	15,80	20,33
	SMC	F max 3 mm	12	224,07	53,27	148,36	305,70	186,68	200,60	272,99
		F max 6 mm	12	296,16	28,17	261,88	356,14	267,97	296,06	310,57
		F Vor	12	5,53	4,27	0,30	12,80	1,75	4,25	9,15
	Dines	F max 3 mm	12	262,13	33,50	208,51	303,38	222,39	270,41	291,81
		F max 6 mm	12	323,61	33,11	264,05	373,21	300,44	324,67	351,70
		F Vor	12	20,13	8,29	3,20	32,30	13,43	22,15	25,88

Tabelle 3: Deskriptive Statistik der Testreihe Knotensicherheit

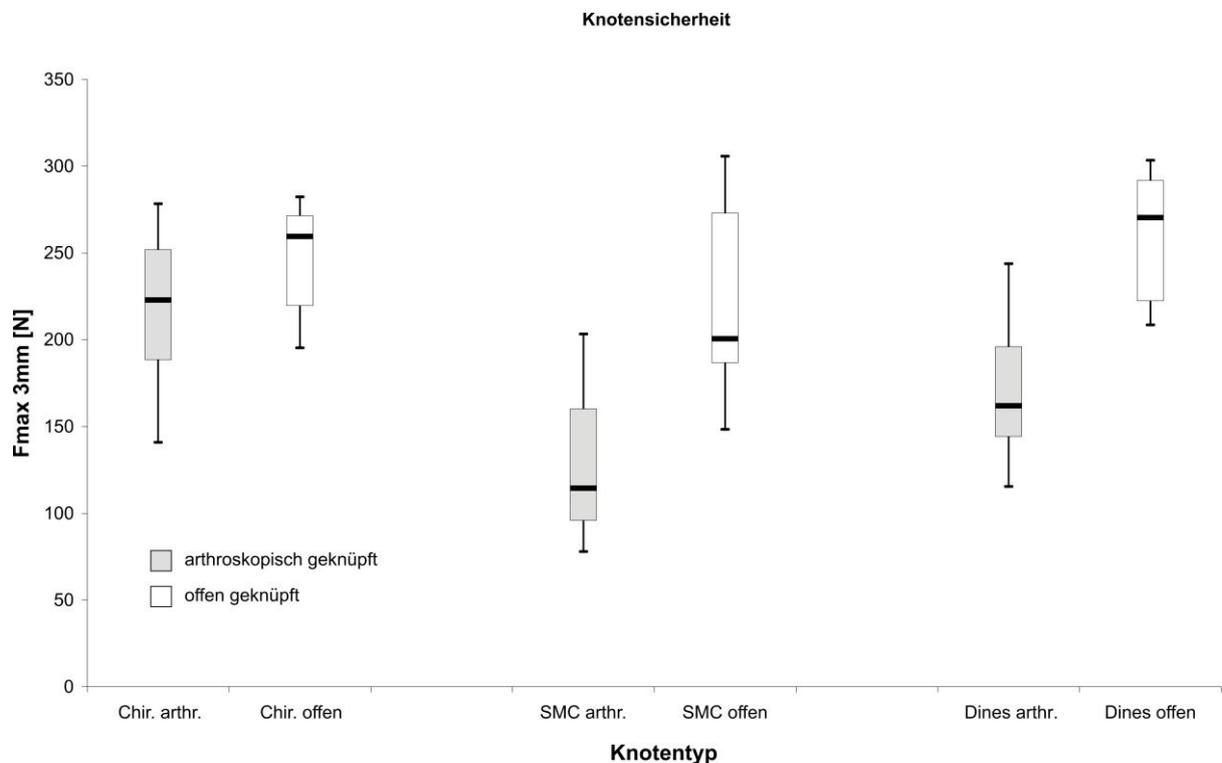


Abbildung 36: Boxplot-Darstellung der Testreihe Knotensicherheit mit Fmax bei 3mm Längung

3.5.2 Auswertung Knotensicherheit

Für die Knotensicherheit zeigten sich nach Durchführung der ANOVA folgende Ergebnisse:

1) *Knotentechnik:*

3mm Längung

Offen geknüpft Knoten unterschieden sich hinsichtlich der Knotensicherheit signifikant von arthroskopisch erstellten Knoten bezogen auf die erreichbaren Maximalkräfte bis zur Längung von 3mm der Knotenschleife (Zweifaktorielle Varianzanalyse, $p < 0,001$).

Hierbei erreichten die offen geknüpften Knoten jedoch anders als bei der Überprüfung der Schlaufensicherheit deutlich höhere Knotenhaltekräfte im Vergleich zu arthroskopisch erstellten Knoten (Abb. 36).

6mm Längung

Es zeigte sich ein signifikanter Einfluss der Knotentechnik auf die erreichte Maximalkraft bei einer Längung von 6mm (Zweifaktorielle Varianzanalyse, $p = 0,013$). Hierbei erreichten offen erstellte Knoten höhere Maximalkräfte als arthroskopisch geknüpft.

2) *Knotentyp*

3mm Längung

Es zeigte sich für die Knotensicherheit ein signifikanter Einfluss des Knotentyps auf die erreichte Maximalkraft bei einer Längung von 3mm ($p < 0,001$). Es unterschieden sich jedoch nicht alle drei Knotentypen voneinander:

Ein signifikanter Unterschied zwischen Chirurgischem Knoten und SMC-Knoten (Post-Hoc-Tests nach Scheffé, $p < 0,001$) konnte nachgewiesen werden, wobei der Chirurgische Knoten höhere Maximalkräfte als der SMC-Knoten erreichte. Auch erreichte der Dines-Knoten signifikant höhere Knotenhaltekräfte gegenüber dem SMC-Knoten ($p = 0,004$).

Kein signifikanter Unterschied konnte zwischen dem Chirurgischen und dem Dines-Knoten nachgewiesen werden ($p = 0,390$). Beide Knoten erreichten ähnliche Knotenhaltekräfte (Abb. 36).

6mm Längung

Bei den Krafttests bis zur Längung von 6 mm wurden maximale Knotenhaltekräfte erreicht, die im Mittel 57-139 N höher waren als die erreichten maximalen Kräfte bei Längung von 3mm.

Es zeigte sich, analog zur 3 mm Längung, ein signifikanter Einfluss des Knotentyps auf die erreichte Maximalkraft bei einer Längung von 6mm ($p < 0,001$). Hierbei erreichten der Chirurgische Knoten (Post-Hoc-Test nach Scheffé, $p = 0,009$) sowie der Dines-Knoten gegenüber dem SMC-Knoten ($p = 0,002$) signifikant höhere Haltekräfte. Chirurgischer Knoten und Dines-Knoten unterschieden sich analog zur Testung bis 3mm nicht signifikant in den maximalen Haltekräften ($p = 0,782$).

3) Korrelation der Vorkraft mit der Maximalkraft bei 3 und 6mm Längung

Korrelationen wurden nur in der Testung bis 3 mm Längung und nur für einige Knotentypen bzw. Knüpftechniken beobachtet.

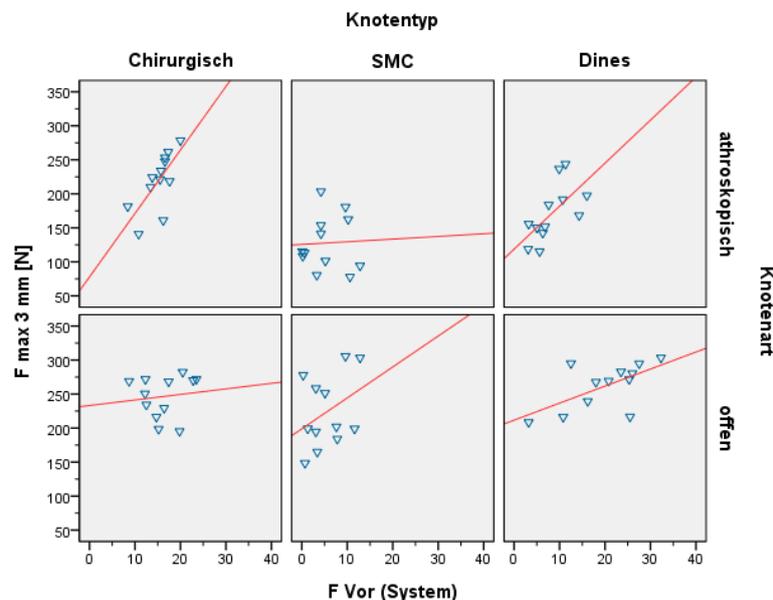


Abbildung 37: Scatter-Plot-Darstellung der Korrelation von Vorkraft (F Vor) und Maximalkraft (Fmax) Testreihe Knotensicherheit

Hier ließen der arthroskopisch geknüpften Chirurgische (Korrelationskoeffizient 0,716) und der Dines-Knoten (Korrelationskoeffizient 0,640) sowie der offen erstellte Dines-Knoten (Korrelationskoeffizient 0,620) deutliche Korrelationen von Vor- und Maximalkraft erkennen (Abb. 37).

In der Testreihe bis 6mm Längung war keine Korrelation von Vor- und Maximalkräften erkennbar.

4) Modus des Versagens

3mm Längung

Bei der Testung der Knotensicherheit bis 3 mm Längung versagten alle arthroskopisch erstellten Knoten mit dem Modus „Durchrutschen“. Bei den offen geknüpften Knoten gab es Unterschiede:

Alle Chirurgischen Knoten versagten mit dem Modus „Durchrutschen“, bei den SMC-Knoten versagte nur einer von insgesamt 12 Knoten durch Bruch des Fadens, bei den Dines-Knoten versagten 3 von insgesamt 12 Knoten durch Bruch des Nahtmaterials, alle anderen versagten mit dem Modus „Durchrutschen“ des Knotens.

6mm Längung

Beim darauf folgenden Maximalkraft-Belastungstest bis 6mm Längung versagten die arthroskopisch erstellten Knoten wie folgt:

Chirurgischer Knoten: 11 von 12 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

SMC-Knoten: 4 von 12 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

Dines-Knoten: 11 von 12 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

Die offen geknüpften Knoten versagten wie folgt:

Chirurgischer Knoten: 11 von 12 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

SMC-Knoten: 10 von 11 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

Dines-Knoten: 9 von 9 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

3.6 Zyklisches Belasten

3.6.1 Deskriptive Statistik zyklisches Belasten

Knotenart	Knotentyp	F max	N	Mittelwert	Std-Abw.	Minimum	Maximum	Perzentile		
								25.	50. (Median)	75.
arthroskopisch	Chirurgisch	F max 3 mm	12	157,14	52,23	91,39	225,78	100,16	173,58	199,89
		F max 6 mm	12	281,83	67,55	127,88	339,99	249,70	313,33	331,49
		F Vor	12	5,93	3,17	0,50	10,93	4,40	5,80	8,75
	SMC	F max 3 mm	12	146,54	37,14	81,27	208,96	121,87	139,10	180,39
		F max 6 mm	12	281,43	47,75	188,16	351,09	243,20	291,45	320,46
		F Vor	12	6,25	4,03	1,20	12,30	1,75	6,80	9,30
	Dines	F max 3 mm	12	135,04	32,27	79,60	176,03	105,90	143,55	165,27
		F max 6 mm	12	300,60	41,06	187,52	336,38	284,60	316,52	326,03
		F Vor	12	2,97	2,79	0,38	8,10	0,56	2,58	4,80
offen	Chirurgisch	F max 3 mm	12	207,18	39,53	131,46	251,00	188,33	214,00	240,71
		F max 6 mm	12	305,54	49,20	167,50	352,27	303,02	314,28	331,87
		F Vor	12	16,54	3,32	9,00	20,70	14,65	16,75	19,63
	SMC	F max 3 mm	12	189,84	30,74	137,09	247,00	169,56	188,86	207,39
		F max 6 mm	12	312,17	25,66	283,42	367,24	295,31	301,57	317,63
		F Vor	12	4,45	2,41	1,40	9,10	2,48	3,90	6,38
	Dines	F max 3 mm	12	148,58	24,14	103,01	187,06	130,99	152,59	162,79
		F max 6 mm	12	320,01	23,66	269,84	354,64	307,69	322,66	337,71
		F Vor	12	6,71	1,80	3,80	9,50	5,23	7,10	7,90

Tabelle 4: Deskriptive Statistik der Testreihe zyklisches Belasten

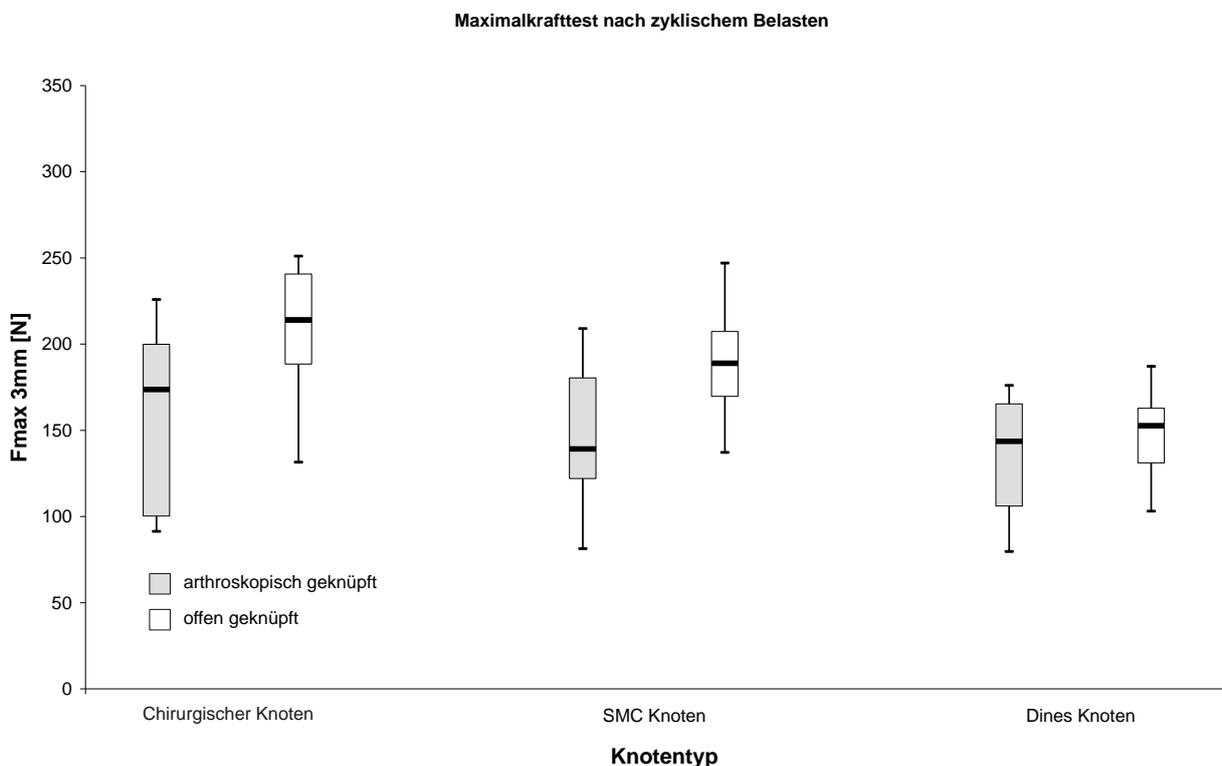


Abbildung 38: Boxplot-Darstellung der Testreihe zyklisches Belasten mit Fmax bei 3mm Längung

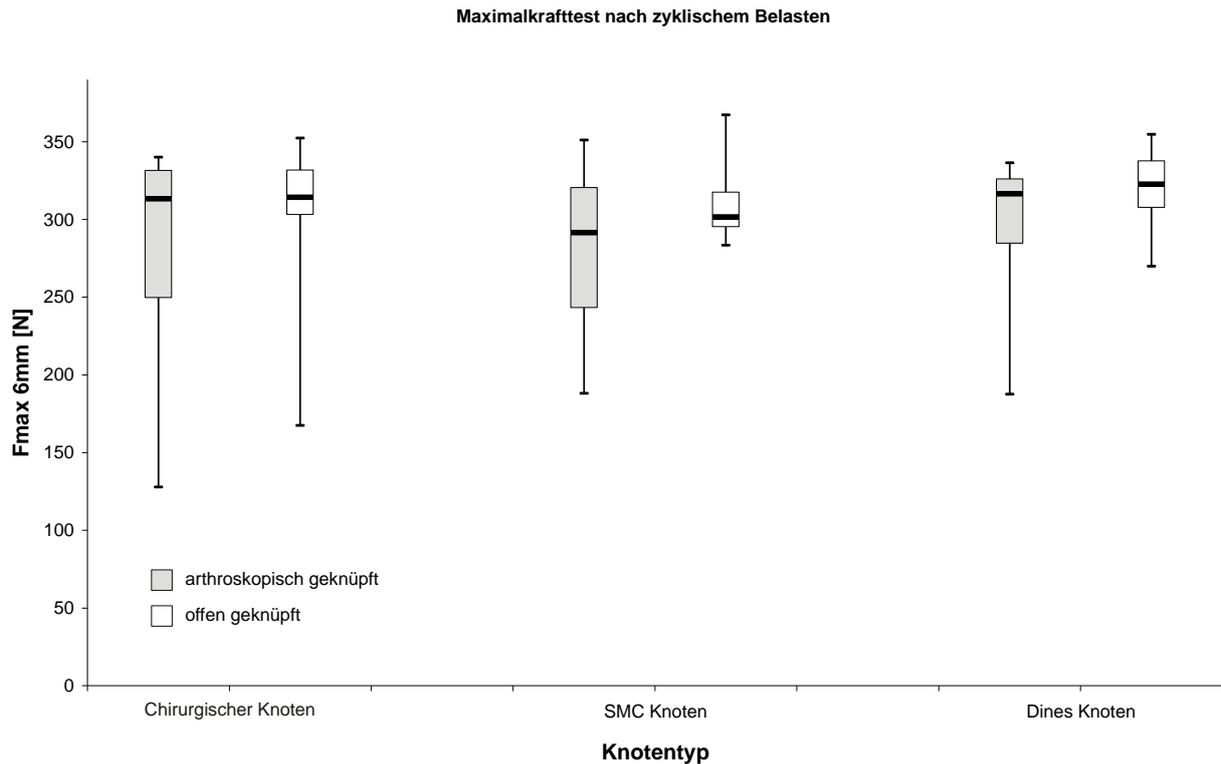


Abbildung 39: Boxplot-Darstellung der Testreihe zyklisches Belasten mit Fmax bei 6mm Längung

3.6.2 Deskriptive Statistik Dehnung nach zyklischem Belasten

Knotenart	Knotentyp	F max	N	Mittelwert	Std-Abw.	Minimum	Maximum	Perzentile		
								25.	50. (Median)	75.
arthroskopisch	Chirurgisch	80 N	12	2,21	0,61	1,37	3,00	1,62	2,04	2,85
		0,5N	12	1,83	0,71	1,02	3,00	1,17	1,61	2,34
	SMC	80 N	12	2,30	0,54	1,46	3,00	1,80	2,39	2,77
		0,5N	12	1,93	0,65	1,08	3,00	1,33	1,95	2,35
	Dines	80 N	12	2,39	0,38	1,93	3,00	2,11	2,26	2,76
		0,5N	12	1,92	0,56	1,33	3,00	1,60	1,72	2,12
offen	Chirurgisch	80 N	12	1,61	0,33	1,13	2,42	1,44	1,61	1,76
		0,5N	12	1,20	0,32	0,74	2,00	1,05	1,23	1,35
	SMC	80 N	12	1,98	0,28	1,46	2,45	1,78	1,96	2,18
		0,5N	12	1,50	0,26	1,03	1,98	1,31	1,49	1,70
	Dines	80 N	12	2,29	0,27	1,84	2,82	2,15	2,27	2,43
		0,5N	12	1,78	0,25	1,34	2,27	1,65	1,75	1,92

Tabelle 5: Deskriptive Statistik Dehnung nach zyklischem Belasten

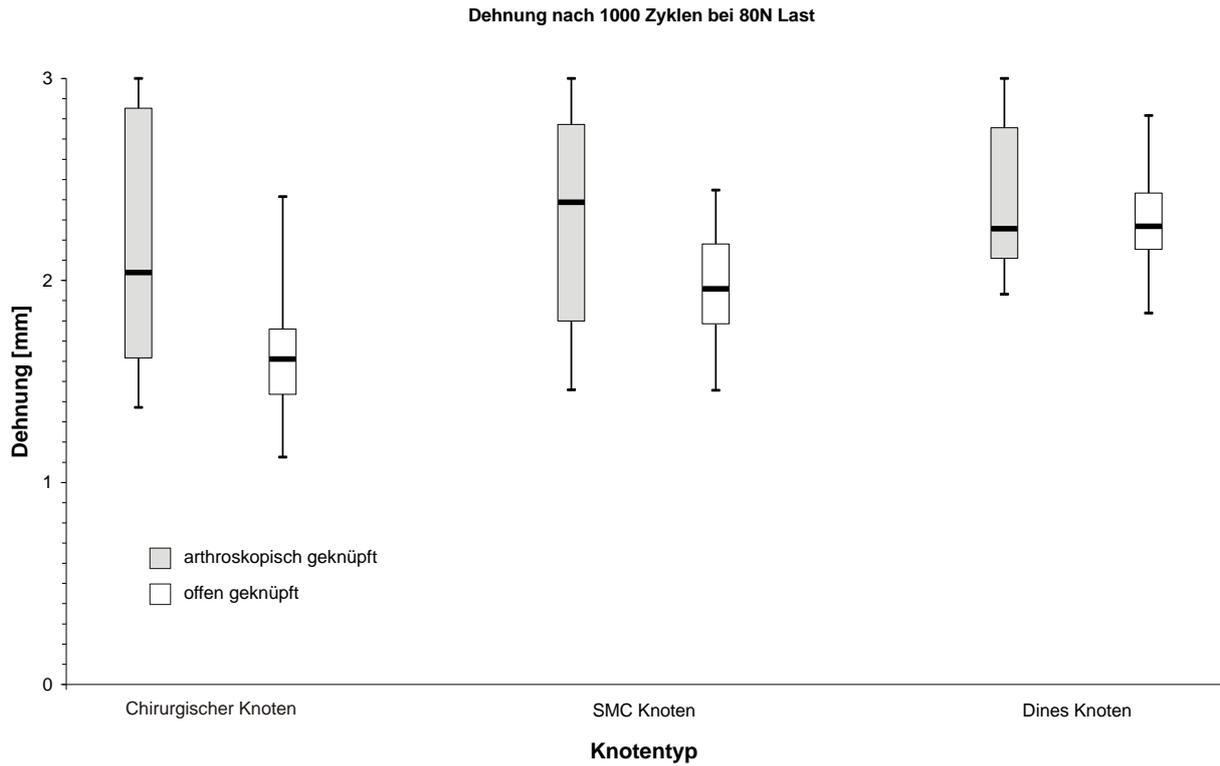


Abbildung 40: Boxplot-Darstellung der Testreihe Dehnung nach zyklischem Belasten bei 80N Last

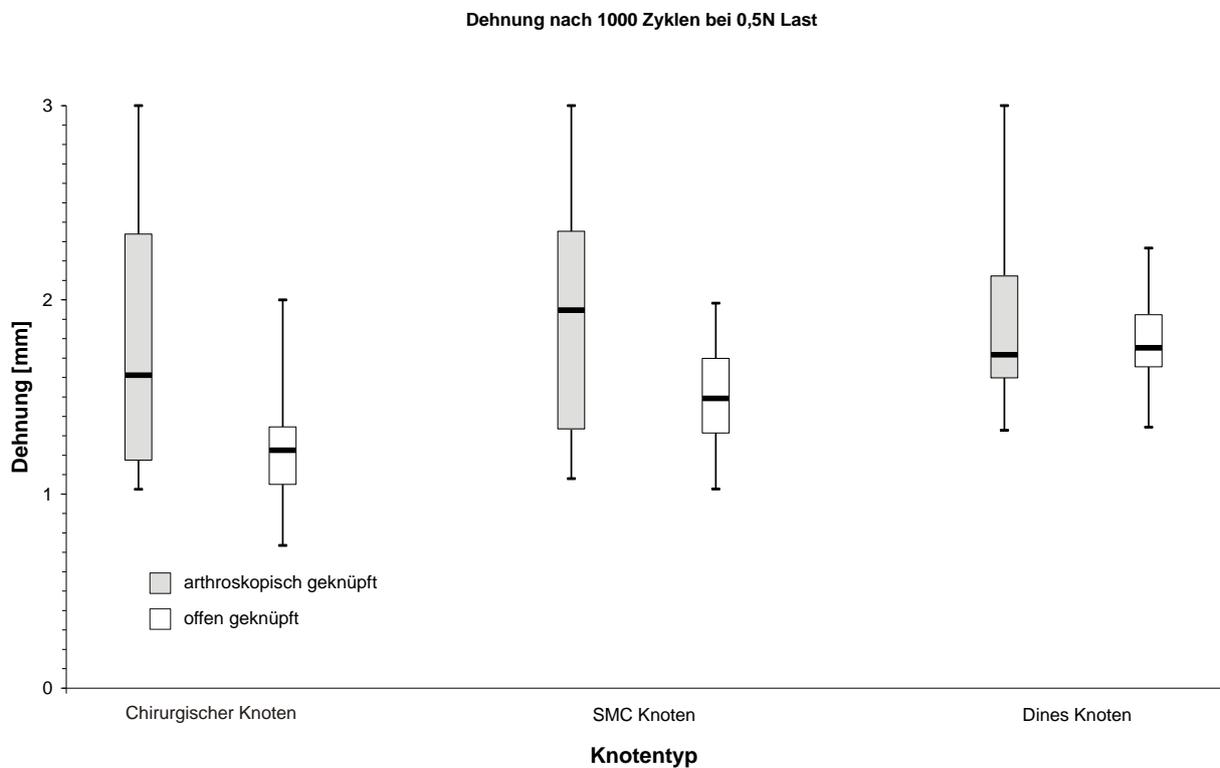


Abbildung. 41: Boxplot-Darstellung der Testreihe Dehnung nach zyklischem Belasten bei 0,5N Last

3.6.3 Auswertung zyklisches Belasten

Für die zyklischen Belastungen zeigen sich nach Durchführung der ANOVA folgende Ergebnisse:

1) *Knotentechnik:*

3mm Längung

Offen geknüpft Knoten unterschieden sich hinsichtlich der erreichbaren Maximalkräfte bis zur Längung von 3mm der Knotenschlaufe nach zyklischem Belasten signifikant von arthroskopisch erstellten Knoten (Zweifaktorielle Varianzanalyse, $p < 0,001$). Die offen geknüpften Knoten erreichten höhere Knotenhaltekräfte als die arthroskopisch erstellten (Abb. 38).

6mm Längung

Es zeigte sich ein signifikanter Einfluss der Knotentechnik auf die erreichte Maximalkraft bei einer Längung von 6 mm (Zweifaktorielle Varianzanalyse, $p = 0,023$). Offen erstellte Knoten erreichten höhere Maximalkräfte verglichen mit arthroskopisch geknüpften Knoten (Abb. 39).

2) *Knotentyp*

3mm Längung

Nach 1000 Belastungszyklen wurde ein signifikanter Einfluss des Knotentyps auf die erreichbare Maximalkraft bei einer Längung von 3mm beobachtet ($p < 0,001$). Es unterschieden sich jedoch nur der Chirurgische und der Dines-Knoten voneinander (Post-Hoc-Tests nach Scheffé, $p < 0,002$), wobei der Chirurgische Knoten höhere Maximalkräfte als der Dines-Knoten erreichte.

Kein signifikanter Unterschied konnte zwischen Chirurgischem und SMC-Knoten nachgewiesen werden ($p = 0,431$) sowie zwischen SMC und Dines-Knoten ($p = 0,055$). Beide Knoten erreichen ähnliche maximale Knotenhaltekräfte (Abb. 38).

6mm Längung

Bei den Krafttests bis zur Längung von 6 mm wurden Maximalkraftwerte erreicht, die im Mittel 98N bis 172 N höher waren als die erreichten Maximalkräfte bei Längung von 3mm. Es war jedoch kein signifikanter Effekt des Knotentyps auf die Maximalkraft bei 6mm nachweisbar ($p = 0,402$) (Abb. 39).

3) Dehnung nach 1000 Zyklen bei 0,5 N Last und unter 80 N Last

0,5N Last:

Es zeigte sich in Bezug auf die Dehnung des Konstruktes nach 1000 Zyklen bei einer Zuglast von 0,5N ein signifikanter Unterschied zwischen offen geknüpften und arthroskopisch geknüpften Knoten. Hierbei wiesen die Schlaufen der offen geknoteten Konstrukte eine geringere Dehnung auf, als die arthroskopisch erstellten Konstrukte (Zweifaktorielle Varianzanalyse, $p=0,001$).

Es zeigten sich keine signifikanten Einflüsse des Knotentyps auf die Dehnung ($p=0,073$) und es wurden keine Wechselwirkungen zwischen Knotentyp und Knotenart beobachtet ($p=0,248$).

80N Last:

Bei einer Zuglast von 80N nach 1000 Belastungszyklen konnte in Bezug auf die Dehnung ein signifikanter Unterschied zwischen offen erstellten und arthroskopisch erstellten Knotenschlaufen nachgewiesen werden, wobei die offen erstellten eine geringere Dehnung im Vergleich zu den arthroskopisch erstellten Schlaufen aufwiesen (Zweifaktorielle Varianzanalyse, $p=0,001$).

Der Knotentyp hatte ebenso einen signifikanten Einfluss auf die Dehnung des Konstruktes ($p=0,003$). Es unterschieden sich jedoch nur Dines- und Chirurgischer Knoten voneinander. Der Chirurgische Knoten wies eine geringere Dehnung als der Dines-Knoten auf (Post-Hoc-Test nach Scheffé, $p=0,003$).

4) Korrelation der Vorkraft mit der Maximalkraft bei 3 und 6mm Längung nach 1000 Belastungszyklen

Eine klare Korrelation ließ sich bei 3 mm Längung beim Dines-Knoten in offen geknoteter Technik (Korrelationskoeffizient 0,823) sowie etwas schwächer (Korrelationskoeffizient 0,502) in arthroskopischer Technik und beim Chirurgischen Knoten in arthroskopischer Knüpfweise (Korrelationskoeffizient 0,729) feststellen (Abb. 42). Bei der Längung bis 6 mm war keine signifikante Korrelation ersichtlich.

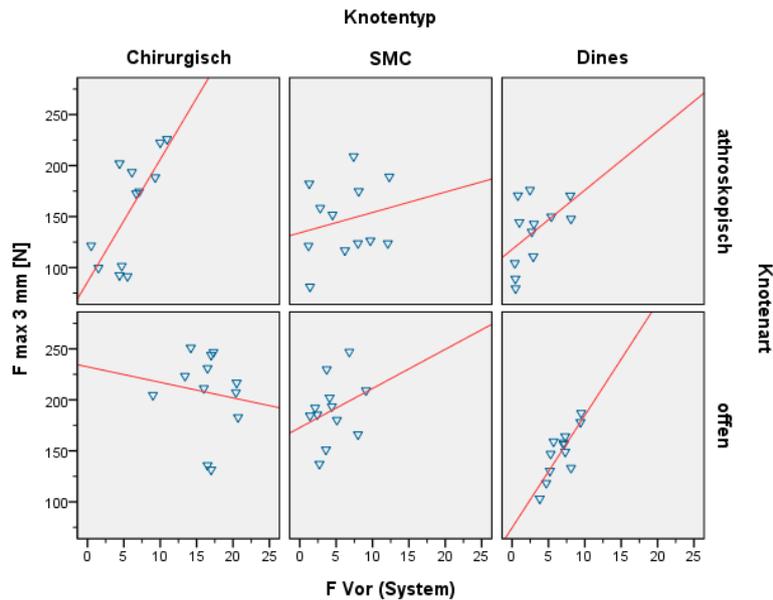


Abbildung 42: Scatter-Plot-Darstellung der Korrelation von Vorkraft (F Vor) und Maximalkraft (Fmax) Testreihe Zyklisches Belasten

5) Korrelation der Vorkraft mit der Dehnung nach 1000 Belastungszyklen

Es ließ sich keine deutliche Korrelation erkennen.

6) Korrelation der Maximalkraft bei 3 und 6mm Längung mit der Dehnung nach 1000 Belastungszyklen

Hier ließ sich eine deutliche Antiproportionalität der Dehnung in Bezug auf die Maximalkraft bei 3mm bei allen Knotentypen und Knüpfarten erkennen (Korrelationskoeffizienten zwischen 0,756 und 0,999). In Bezug auf die Längung bis 6mm war nur bei den arthroskopisch geknüpften Knoten eine schwächer ausgeprägte Korrelation (Korrelationskoeffizienten zwischen 0,553 und 0,797) erkennbar

7) Modus des Versagens

Frühzeitiges Durchrutschen während der Zyklen

Ein frühzeitiges Durchrutschen, das bedeutet eine Längenänderung von $\geq 3\text{mm}$ noch während der 1000 Belastungszyklen wurde bei je 2 von 12 Knoten aller drei Typen (Chirurgischer, Dines und SMC) in arthroskopischer Knüpftechnik beobachtet, (Tabelle 6). Bei den offen geknüpften Knoten zeigte sich kein frühzeitiges Versagen.

Knotentyp und Knüpfart	Anzahl der versagenden Knoten	Anzahl der getesteten Knoten	Zyklenzahl bei Versagen	Kraftstufe bei Versagen
Chirurgisch arthroskopisch	2	12	915 933	80 80
Chirurgisch offen	0	12		
SMC arthroskopisch	2	12	921 863	80 80
SMC offen	0	12		
Dines arthroskopisch	2	12	786 892	70 80
Dines offen	0	12		

Tabelle 6: Frühzeitiges Durchrutschen während der zyklischen Belastungen

3mm Längung

Nach 1000 Belastungszyklen versagten alle arthroskopisch und offen erstellten Knoten mit dem Modus „Durchrutschen“.

6mm Längung

Beim darauf folgenden Maximaltest bis 6mm Längung versagten die arthroskopisch erstellten Knoten wie folgt:

Chirurgischer Knoten: 8 von 12 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

SMC-Knoten: 6 von 12 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

Dines-Knoten: 7 von 12 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

Die offen geknüpften Knoten versagten wie folgt:

Chirurgischer Knoten: 9 von 12 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

SMC-Knoten: 11 von 12 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

Dines-Knoten: 10 von 12 versagten durch Bruch des Nahtmaterials.

4. Diskussion

Naht-Knoten-Konstrukte bilden die Grundlage für das Zusammenwachsen und die Heilung operierten Gewebes. In einer Knotenschleife stellt der Knoten den schwächsten Teil des Konstruktes dar, ungeachtet der Konfiguration oder des benutzten Nahtmaterials (Ramirez et al. 2009). Mit der wachsenden Popularität arthroskopischer Prozeduren gewinnt die Überprüfung der Sicherheit arthroskopischer Knoten somit an Bedeutung (Barber et al. 2009, Baumgarten et al. 2008, Hassinger et al. 2006, Kim et al. 2001, Kim et al. 2005, Lo et al. 2004, Mahar et al. 2006).

Bis heute existiert jedoch kein standardisiertes und validiertes Protokoll für die Testung arthroskopischer Knoten und es wurde bisher wenig unternommen, um in-vivo-Testbedingungen zu simulieren (Ilahi et al. 2004). Mit der Einführung neuer UHMWPE-haltiger Nahtmaterialien zeigen arthroskopische Knoten auch ein abweichendes Verhalten in Bezug auf die Art des Versagens im Vergleich zu geflochtenen Polyesterfäden (Abbi et al. 2006, Barber et al. 2009). Der Einfluss der Knüpfweise in offener und arthroskopischer Technik ist bisher nur in 2 Studien (Burkhart et al. 2000, Elkousy et al. 2006) unter Labor-Bedingungen untersucht worden.

4.1 Material- und Methodendiskussion

Zunächst wurden die in der Literatur bisher durchgeführten Methoden zur Naht- und Knotentestung kritisch bezüglich ihrer Vor- und Nachteile betrachtet und beurteilt, um die Vorteile der in dieser Studie zum Einsatz gekommenen Testmethode herausstellen zu können.

4.1.1 Grundsätze der Testapparatur und der Methode

Viele der in den letzten 18 Jahren durchgeführten Nahttestungen (Abbi et al. 2006, Amortegui und Restrepo 2002, Barber et al. 2009, Baumgarten et al. 2008, Burkhart et al. 1998, Burkhart et al. 2000, Elkousy et al. 2006, Elkousy et al. 2005, Hassinger et al. 2006, Hughes et al. 2001, Ilahi et al. 2004, Kim et al. 2001, Kim et al. 2005, Komatsu et al. 2006, Lee et al. 2008, Li et al. 2004, Lo et al. 2004, Loutzenheiser et al. 1995, Loutzenheiser et al. 1998, Mahar et al. 2006, Mishra et al. 1997, Richmond 2001, Shah et al. 2007) orientieren sich bezüglich ihres Versuchsaufbaues an der von Herrmann (1971) eingeführten Schlaufen-Methode (vgl. Kapitel 1.10.). Nur wenige verwenden die Einzelstrang-Methode (Lee et al. 2008, Viinikainen et al. 2006). Die Schlaufen-Methode ist in-vivo-Bedingungen ähnlicher als die Einzelstrang-

Methode. Bei der Schlaufen-Methode erfolgt eine Belastung der gesamten Knotenschleife, wie es auch in operiertem Gewebe stattfindet, während bei der Einzelstrang-Methode nur ein einzelner Fadenstrang belastet wird.

Einen wesentlichen Schwachpunkt der Schlaufen-Methode haben aber viele Untersucher in der Vergangenheit scheinbar ignoriert, indem sie starre und unbewegliche Aufhängevorrichtungen benutzten und damit die Reibung zwischen Nahtmaterial und den Aufhängepunkten nicht berücksichtigten.

Schon Holmlund (1974a, b) betonte, dass bei der Untersuchung von Nahtmaterial und Knoten die ermittelten Werte der Knoten-Halte-Kapazität mit der Schlaufen-Methode (engl. „loop-method“) nicht mit denen der Einzelstrang-Methode (engl. „single-strand-methode“) korrespondieren. Dies könne laut Holmlund mit der Reibung zwischen den Aufhängepunkten der Schleife (starrer Stab) und dem Nahtmaterial zusammenhängen. Auch Viinikainen et al. (2006) beschreiben, dass bei der Schlaufen-Methode ungleiche Steifigkeit, Festigkeit und Längung zwischen dem geknoteten Fadenschenkel und dem ungeknoteten Teil herrschen. Dies erklärt sich aus den physikalischen Gesetzmäßigkeiten, die bereits in der Einleitung unter Kapitel 2.2 erläutert wurden.

Die Einzelstrang-Methode vermeidet den ergebnisverfälschenden Reibungseffekt der Aufhängepunkte auf das Nahtmaterial. Sie hat jedoch den entschiedenen Nachteil, dass eine Durchtrennung der erstellten Knotenschleife notwendig, und ein Manipulieren am Konstrukt durch das folgende Einspannen der Fadenenden in die Klemmbacken des Prüfgerätes unvermeidlich ist.

Eine, wie für diese Studie entwickelte, optimierte Schlaufen-Methode ohne Reibung an den Aufhängepunkten, beseitigt die oben genannte Schwachstelle. Dies wird durch die Verwendung von Rollen, die auf Keramik-Kugellager gepresst sind, erreicht. Baumgarten et al. (2008) verwendeten, eine im ersten Augenschein ähnliche, jedoch bei genauerem Betrachten differente Versuchsanordnung, wobei die Lagerung der die Schleife haltenden Stange in Messing-Buchsen erfolgte. Die Arbeitsgruppe manipulierte jedoch, wie auch andere Untersucher (Abbi et al. 2006, Barber et al. 2009, Baumgarten et al. 2008, Hassinger et al. 2006, Lee et al. 2008, Li et al. 2004, Lo et al. 2004, Mahar et al. 2006, Shah et al. 2007, Swan et al. 2009), an der bereits geknüpften Fadenschleife unter Anwendung der „Zylinder-Methode“. Diese Manipulation, die einen weiteren Schwachpunkt der Schlaufen-Technik ausmacht, wird durch das Hinunterschieben der fertigen Schleife vom Zylinder und die damit

verbundenen undefinierten Einwirkungen auf das Knotenkonstrukt verursacht. Daher ist die „Zylinder-Methode“ wenig geeignet, um eine Testung unter möglichst angenäherten in-vivo Bedingungen durchzuführen.

Die Studien von Elkousy et al. (2005 und 2006), Hughes et al. (2001), Ilahi et al. (2004), Loutzenheiser et al. (1995 und 1998) und Mishra et al. (1997) vermeiden dieses Problem durch das direkte Knüpfen der Knotenschlaufe um die Testaufhängevorrichtung im Sinne des Systems der geschlossenen Schlaufe (engl. „closed-loop-system“). Allerdings besitzt keine der in diesen Studien verwendeten Testapparaturen reibungsgeminderte Aufhängepunkte. Auch ist festzustellen, dass in keiner dieser Quellen eine standardisierte Platzierung der Arthroskopiekanüle für den Knüpfvorgang gewählt ist. In der Studie von Elkousy et al. (2005) wird die Arthroskopiekanüle beispielsweise durch eine zweite Person festgehalten. Auf diese Weise ist allerdings kein konstanter Abstand zum Knotengebiet gewährleistet und die Beeinflussung der Knüpf-Qualität durch eine sich bewegende Arthroskopiekanüle ist sehr wahrscheinlich.

Lo et al. (2004) und Barber et al. (2009) verwenden zum Knüpfen arthroskopischer Knoten keine Arthroskopiekanülen. Durch die für die hier vorgestellte Arbeit entwickelte Plexiglas-Haltezange der Arthroskopiekanüle wurde zu jedem Zeitpunkt der arthroskopischen Knotenerstellung ein gleichbleibender Abstand zwischen Kanüle und Knoten gewährleistet. Der offene Aufbau der Apparatur und das transparente Material der Haltezange ermöglichten die gewünschte optische Kontrolle der durchgeführten Prozedur. In der verwendeten aktuellen Literatur findet sich keine Methode oder Testapparatur, in der die Knotenerstellung unter arthroskopischen Bedingungen direkt in einer Testapparatur mit reibungsgeminderten Aufhängepunkten und ohne nachfolgende Manipulation erfolgt.

Die Konstruktion der hier entwickelten Testapparatur erfolgte unter Berücksichtigung der weitgehenden Eliminierung der in den erwähnten Vorstudien unterschiedlich auftretenden Fehlerquellen. Dabei wurde besonderer Wert auf eine praktikable Testmethode und eine einfach zu bedienende Testapparatur gelegt.

4.1.2 Vorspannung

In fast allen vorher durchgeführten Studien zur Naht- und arthroskopischen Knotentestung wird die zu untersuchende Knotenschleife nach dem Einhängen in die Testapparatur oder nach Knüpfen in der Aufhängung einer Vorspannung (engl. „preload“) ausgesetzt, indem sie vor Beginn der Testungen mit einer bestimmten Kraft belastet wird. Diese Kraft variiert zwischen 5N (Baumgarten et al. 2008, Burkhardt et al. 2000) bis 10 N (Barber et al. 2009, Ilahi et al. 2004). Dabei längt sich erwartungsgemäß die Knotenschleife um einen bestimmten Wert und der Knoten zieht sich weiter zu. Die vor der Testung erfolgte Längung der Knotenschleife wird jedoch nicht in die gesamte Längenänderung des Tests mit einbezogen sondern als Startpunkt (Zeitpunkt 0) definiert (Barber et al. 2009, Baumgarten et al. 2008, Kim et al. 2005, Li et al. 2004, Loutzenheiser et al. 1995, Loutzenheiser et al. 1998, Mishra et al. 1997, Shah et al. 2007). Hierbei ergeben sich mit Hinweis auf die Definition des klinischen Versagens bei einer Längenänderung von 3mm in den Testungen tatsächlich Längungen von mehr als 3 mm. Dies ist den Ergebnistabellen der Studien zu entnehmen. Als Beispiel sei hier die Studie von Baumgarten et al. (2008) mit einer über 60% größeren Gesamtlängung als die vertretbaren 3mm angeführt. Conca et al. (2007) definierten das Versagen des Knotens sogar erst ab einer Längenänderung von 5mm. In der hier vorgestellten Arbeit wurde für das klinische Versagen stets eine Gesamtlängung des Schlaufenkonstruktes von 3mm definiert.

Einige Studien verwendeten zum Festziehen des um den Zylinder oder in der Testapparatur erstellten Knotens definierte Gewichte oder ein Zugkraftmessgerät an den Fadensträngen zur Erzeugung einer Vorspannung und damit verbundenen Beseitigung des Knotenschlupfes (Hassinger et al. 2006, Kim et al. 2001, Kim et al. 2005, Loutzenheiser et al. 1995, Shimi et al. 1994). Auch hier variieren die Zugkräfte von 5N (Hassinger et al. 2006) bis 45N (Mishra et al. 1997). Die Zugrichtung der Gewichte oder der Kräfte ist ebenso wenig normiert wie die Dauer der Belastung.

In der Studie von Shimi et al. (1994) knotete man die Fäden um einen Zylinder und belastete die beiden freien Fadenenden dann mit an Klemmen fixierten 250g schweren Gewichten über eine vorgegebene Zeit von drei Minuten, um den Knoten mit einer standardisierten Kraft zu straffen. Diese Prozedur erscheint im Vergleich zu Operationsbedingungen jedoch wenig realitätsnah.

Loutzenheiser et al. (1995) belasteten nur die offen geknüpften Knoten, nicht aber die mit einem Knotenschieber erstellten Knoten mit einer Kraft von 20 N. Die nachfolgenden Sicherungs-Halbschläge wurden mit 9 N belastet.

Die Vorbelastung des Knotenkonstruktes wird von vielen Untersuchern zur Standardisierung verwendet, sie beeinflusst allerdings die Versuchsergebnisse, wie die Ergebnisse der Testung dieser Arbeit zeigen.

Es erfolgt die Vorbelastung eines Knotenkonstruktes in-vivo nur durch die Eigenelastizität oder die Zugspannung des zu approximierenden Gewebes. In vorliegender Studie wurde keine Vorspannung auf das Konstrukt gegeben, da dies nicht den Operationsbedingungen entsprechen würde. Es wurde jedoch die nach dem Festziehen des Knotens bestehende und auf die Testapparatur wirkende Vorspannung der Knotenschleife gemessen (F_{vor}).

Das Erzeugen einer Vorspannung wird von uns als verfälschend erachtet, da die Längung der Knotenschleife durch Schlupf des Knotens nicht berücksichtigt wird.

Insgesamt muss kritisch beachtet werden, dass unterschiedliche Knotentypen bei Belastung, je nach Konfiguration und Komplexität, unterschiedliche Zeiten oder Dehnungen bis zur eigentlichen Endfestigkeit benötigen.

4.1.3 Schlaufendurchmesser, Dehnung und Schlupf

Der Schlaufendurchmesser bzw. der Schlaufenumfang variieren in den oben genannten vorangegangenen Studien zur Naht und Knotentestung zwischen 5 mm und 65 mm. Die Größe des Schlaufendurchmessers hat jedoch einen Einfluss auf die Testergebnisse bezogen auf die maximal erreichbare Kraft bei einer definierten Längenänderung.

Als physikalische Grundlage ist dabei zu berücksichtigen, dass die Längenänderung der Knotenschleife verursacht wird durch:

1. Den Schlupf im Knoten
2. Die Summe aus elastischer und plastischer Dehnung des Nahtmaterials.

Auf das Verhalten des Schlupfes bezogen gibt es wiederum zwei Möglichkeiten:

1. Der Schlupf bleibt zu jeder Zeit der Längung gleich, zum Beispiel bei einem durchrutschenden Knoten.

2. Der Schlupf verringert sich aufgrund steigender Reibungskräfte während der Längung. Als Beispiel sei ein sich unter Belastung immer fester schließender Knoten genannt, der früher oder später reißt.

Die Dehnung im Faden besitzt eine lineare Abhängigkeit zur Fadenlänge. Sie ist jedoch nicht linear abhängig zur aufzubringenden Kraft. Das heißt, je länger der Faden und damit der Durchmesser der Knotenschleufe ist, desto mehr spielt die Dehnung als Komponente der Längenänderung eine Rolle. Dies bedeutet, je kleiner die Knotenschleufe, desto weniger spielt die Dehnung eine Rolle, und umso größer wird der Einfluss des Schlupfes auf die Längenänderung der Schleufe. Danach ist bei einer großen Knotenschleufe ein großer Dehnungsspielraum vorhanden.

Es ist daher anzunehmen, dass bei klein gewählten Schlaufendurchmessern, wie sie von Kim et al. (2005) mit 5mm oder von Baumgarten et al. (2008) und Elkousy et al. (2006) mit 10mm gewählt werden, höhere Kräfte bis zum klinischen Versagen (Längung von 3mm) von der Knotenschleufe aufgenommen werden, als bei größeren Schlaufendurchmessern. Da die Dehnungskomponente eines kurzen Fadens und damit einer Schleufe mit kleinem Durchmesser sehr gering ist, spielt für die Längenänderung nur der Schlupf, der sich unter Belastung durch den sich zuziehenden Knoten verringert, die wesentliche Rolle. So können auch die erreichten Maximalkraftwerte bis zum klinischen Versagen der Studie von Baumgarten et al. (2008), sowie der Mechanismus des Versagens durch Bruch des Nahtmaterials, vor allem bei arthroskopischen blockierenden Knoten, erklärt werden.

Um die Konfiguration eines Knotens und seine Eigenschaften bezüglich des Schlupfes zu untersuchen, ist ein kleiner Schlaufendurchmesser ausreichend. In der Untersuchung einer Knoten-Nahtmaterial-Kombination sollte jedoch ein praxisgerechter Schlaufendurchmesser gewählt werden, um die Effekte der Dehnung bzw. Elastizität des Nahtmaterials zu berücksichtigen. Bei Z-Nähten oder neueren Nahttechniken für die Rotatorenmanschettenrefixation, wie z.B. bei der arthroskopischen Mason-Allen-Naht, werden größere Gesamtdurchmesser der Fadenschleufe als bei herkömmlichen Einzelknopfnah-Schleufen erreicht. Aufgrund dieser Fakten und der Bedingung, dass durch die Lagerung der Aufhängepunkte in der Testapparatur mittels Kugellager eine gewisse Mindestgröße der Schleufe erforderlich ist, wurde ein Schlaufendurchmesser von 30mm in dieser Studie gewählt.

4.1.4 Zyklische Belastungen und Geschwindigkeit der Belastung

Eine zyklische Belastungsuntersuchung lässt im Vergleich zu einer einfachen Testung im Sinne eines Maximalkrafttests eine differenziertere Beurteilung verschiedener Knoten zu. Die zyklische Untersuchung simuliert die auftretenden postoperativen repetitiven Krafterwirkungen, die durch Bewegungen des operierten Gewebes entstehen. Von den bisherigen Studien belasteten Abbi et al. (2006), Baumgarten et al. (2008), Elkousy et al. (2006), Elkousy et al. (2005), Ilahi et al. (2004), Kim und Ha (2000), Kim et al. (2005), Li et al. (2004), Loutzenheiser et al. (1995), Loutzenheiser et al. (1998), Mahar et al. (2006), Mishra et al. (1997) und Barber et al. (2009) das untersuchte Naht-Knotenkonstrukt zyklisch. Die Anzahl der verwendeten Zyklen ist in diesen Studien jedoch nicht einheitlich, wie Tab. 6 zeigt. Die Tabelle stellt eine Übersicht der o.g. Studien mit Anzahl der verwendeten Belastungszyklen sowie der während der Zyklen aufgebrauchten Belastungskräfte und durchgeführten Maximalbelastungen nach den Tests oder separate Krafttests mit dafür neu erstellten Knoten dar. In der Tabelle wurde die hier vorgestellte Arbeit rot hervorgehoben.

In vorliegender Studie wurden sowohl zyklische Belastungstests als auch separate Maximalkrafttests durchgeführt. Es wurde auch der Einfluss von Maximalkrafttests nach zyklischer Belastung im Vergleich zu Maximalkrafttests bei einem (frisch geknoteten) nicht vorbelasteten Faden untersucht. Die Versuche wurden mit einer ausreichenden Anzahl an Knoten pro Konfiguration und Test für eine aussagekräftige statistische Analyse durchgeführt. Die Möglichkeit der parametrischen Testung konnte anhand des Shapiro-Wilk-Tests sowie des Kolmogorov-Smirnov-Tests (Normalverteilte Werte) nachgewiesen werden.

Studien (nach Anzahl der Zyklen sortiert)	Anzahl [n] der Zyklen	Kraft während der Belas- tungs-Zyklen	Anzahl Knoten pro Konfigura- tion und Testver- fahren	Krafttest direkt nach den Zyklen	Art des Kraft- tests	Separater Krafttest
Loutzenheiser et al., 1995 und 1998	10	30 N	10	ja	LTCF ULTF	nein
Mishra et al., 1997	20	30 N	10 -15 (variabel)	nein		ULTF
Kim et al., 2001, Kim et al., 2005	20	30 N	10 (in 2001) 12 (in2005)	ja	LTCF ULTF	nein
Baumgarten et al., 2008	20	10 N – 30 N	10	ja	LTCF ULTF	nein
Li et al., 2004	>10	30 N	10	ja	LTCF ULTF	nein
Elkousy et al., 2005, Elkousy et al., 2006	50	7N – 30 N	6	nein		LTCF ULTF
Conca et al., 2008	100	7N	3	nein		nein
Abbi et al., 2006	1000	10 N – 45 N	8	ja	ULTF	nein
Mahar et al., 2006	1000	10 N – 45 N	10	ja	LTCF ULTF	nein
Barber et al., 2009	1000	10 N – 45 N	10	ja	LTCF (ULTF)	nein
Ilahi et al., 2004	2250	40 N –120 N	10	ja	LTCF ULTF	nein
Richmond, 2001	>2000	9 N – 69 N	30	nein		LTCF ULT F
Sachs et al., 2013	1000	10 – 80 N	12	ja	LTCF ULTF*	LTCF ULTF*

Tabelle 7: Vergleich ausgewählter bisheriger Studien zu zyklischen Nahttestungen

LTCF = Load To Clinical Failure = Kraft bis zum klinischen Versagen (3mm Längung)

ULTF = Ultimate Load To Failure = Kraft bis zum Bruch des Nahtmaterials oder massives Durchrutschen des Knotens

* = Maximalkraft bei 6mm Längung

Die Tabellenspalte „Anzahl Knoten pro Konfiguration und Testverfahren“ beschreibt, wie viele Knoten desselben Typs bzw. Konfiguration den zyklischen Belastungstests (= Testverfahren) ausgesetzt waren.

In der Tabellenspalte „separate Krafttests“ wurde die gleiche Anzahl Knoten wie in der vorgeannten Tabellenspalte verwendet. Diese wurden jedoch für die separaten Tests neu erstellt.

In Tabelle 7 wird deutlich, dass in 5 von 15 Studien die Naht- und Knotentestung mit 1000 oder mehr Zyklen erfolgte. Eine rekonstruierte Schulter wird in den ersten 6 Wochen postoperativ durchschnittlich 1000 bis 2000 Belastungen ausgesetzt (Wetzler et al. 1996). Unter Berücksichtigung dessen, dass der von vielen Untersuchern verwendete Bereich von 10 bis 50 Zyklen einen Anteil von nur 1 - 5% der durchschnittlichen natürlichen postoperativen Belastungen darstellt, sollte für zyklische Nahttestungen in Zukunft eine Mindestzyklenanzahl von 1000 gefordert werden. In der Tabelle fällt auf, dass nur in einer weiteren Studie mit einer Kraft von mindestens 80 N (die für diese Testreihen als erforderlich ermittelt wurden, vgl. Kap. 2.4.2) belastet wurde.

Die Kräfte der Zyklen wurden in den Testungen unserer Studie ebenso wie bei Ilahi et al. (2004) stufenweise erhöht, um die Veränderungen oder ein Versagen in

möglichst jeder Kraftstufe zu überprüfen. Die bewusste Wahl der Kraftstufen bis 80 N soll eine überprüfbare Sicherheitsreserve darstellen. Studien, die offene versus arthroskopische Knüpftechniken vergleichen (Burkhart et al. 2000, Elkousy et al. 2006), haben bisher keine (Burkhart et al. 2000) oder nur wenige (Elkousy et al. 2006) zyklische Belastungstests durchgeführt (vgl. Tabelle 6).

Die Distraktionsgeschwindigkeit während der Zyklen und der maximalen Belastungstests variiert in den bisher veröffentlichten Voruntersuchungen: Während Kim et al. (2005) das untersuchte Material mit 0,2 mm/sec Längung testeten, untersuchten Baumgarten et al. (2008), Elkousy et al. (2006) und Elkousy et al. (2005) mit einer Geschwindigkeit von 1,25 mm/sec. Abbi et al. (2006), Mahar et al. (2006) und Shah et al. (2007) verwendeten 0,5 mm/sec, Burkhart et al. (1998), Ilahi et al. (2004) und Lo et al. (2004) wiederum 1,0 mm/s.

Bei den angegebenen Distraktionsgeschwindigkeiten zwischen 0,2 mm/sec und 1,5 mm/sec kann eine Beeinflussung der Ergebnisse durch die verschiedenen Geschwindigkeiten nicht ausgeschlossen werden. Viinikainen et al. (2006) stellten in ihrer Studie unter Verwendung der Einzelstrangmethode dar, dass ein signifikanter Unterschied der Testergebnisse bei resorbierbarem Poly-L/D-Lactid (=PLDLA) und auch nichtresorbierbarem geflochtenem Polyester-Nahtmaterial (Ticron[®]) besteht, wenn mit unterschiedlichen Distraktionsgeschwindigkeiten von 0,33mm/sec und 1,16mm/sec belastet wird.

Die in der vorgestellten Arbeit verwendete Distraktionsgeschwindigkeit des Nahtmaterials liegt mit 0,8 mm/sec im arithmetischen Mittel der bisher verwendeten Werte. Es wird die Auffassung von Viinikainen et al. (2006) geteilt, dass eine standardisierte Belastungsgeschwindigkeit zur vergleichenden Testung von Knoten und Nahtmaterial verwendet werden sollte.

4.1.5 Fadenmilieu

Der Einfluss des äußeren Milieus, trocken oder nass, auf ein Faden-Knotengebilde aus UHMWPE-haltigem Nahtmaterial und seine daraus resultierenden Eigenschaften bzw. die Einflüsse auf die Testergebnisse, lassen sich aus der verwendeten Literatur nicht beantworten. Es ist grundsätzlich möglich, dass feuchte oder trockene Umgebungsbedingungen, je nach Art des verwendeten Nahtmaterials, unterschiedliche Einflüsse haben. In den Untersuchungen von von Leffern (2001) zeigt sich entgegen

der Annahme, dass in feuchtem, blutigem Milieu die Knotenhaltekräfte durch Erniedrigung der Haftreibungszahl μ_H geringer werden müssten, ein gegenteiliger Effekt. Da das getestete Nahtmaterial resorbierbar war (PDS + Vicryl), ist bei diesem Nahtmaterial von einem „Quellen“ und damit einer Dickenzunahme mit gesteigerter Knotenhaltekraft auszugehen. Auch für Ethibond[®] wird ein solcher Effekt von Conca et al. (2007) beschrieben.

Bei UHMWPE Nahtmaterialien, wie beispielsweise HiFi[®], wurde dieser Effekt noch nicht untersucht. Es ist zu erwarten, dass nur ein geringer oder kein Quell-Effekt bei diesem Material aufgrund der geringen Wasseraufnahmefähigkeit auftritt. In der hier vorgestellten Untersuchung wurde in feuchtem Milieu mit NaCl-Lösung getestet, um in-vivo-Bedingungen zu simulieren. Blut oder Blutbestandteile wurden aufgrund schlechter Praktikabilität und der langen Testdauer bei den zyklischen Belastungsversuchen (Gerinnung) nicht verwendet. Auf eine Untersuchung in trockenem Milieu wurde wegen der damit verbundenen geringeren Aussagekraft im Hinblick auf in-vivo-Bedingungen verzichtet.

4.1.6 Knotentechnik

Trimbos stellte 1984 Befragungen bei langjährigen und den Nachwuchs ausbildenden Chirurgen an. Er fand heraus, dass der Großteil (80%) die Meinung vertrat, sie würden Schifferknoten verwenden. Tatsächlich aber verwendeten sie Gleitknoten, da sie die Hände oder die Fadenstränge beim Knoten nicht überkreuzten. Nur ein Bruchteil (12%) der Befragten davon identifizierten ein Bild mit ihrem speziellen Knoten richtig (Trimbos 1984). Dies verfestigt die vor langer Zeit aufgestellte These von Haxton (1965): „Die Auswahl von Methoden und Material für Nähte ist normalerweise eine Angelegenheit von Gewohnheit, Raterei und Tradition.“ Nockemann bemängelt, dass junge Ärzte in der chirurgischen Grundausbildung oft dem Selbststudium des Knoten-Knüpfens ausgesetzt sind und sich viele Operateure zu Beginn ihrer ärztlichen Tätigkeit eine falsche Knotentechnik angewöhnen (Nockemann 1992).

Die Unfähigkeit von Chirurgen, gute Halbe Schläge zu beherrschen, ist nach Meinung von Conca et al. (2007) eine von mehreren Ursachen für das Versagen von Knoten. Es ist anzunehmen, dass einer der häufigsten Gründe für das Erstellen von insuffizienten bzw. falschen „Schifferknoten“ das Vergessen oder das nicht gelernte Überkreuzen der Fäden mit Zugfadenwechsel ist. Erfolgt sowohl kein Überkreuzen, als auch kein Zugfadenwechsel, ergibt sich je nach Anzahl der halben Schläge ein

gleichsinnig überworfener Gleitknoten nach Art des Weiberknotens (siehe Abb. 15). Erfolgt ein Überkreuzen, aber kein Knüpf- und Zugfadenwechsel, so entsteht ein Weiberknoten in der flachen Form. Der korrekte Schifferknoten entsteht durch Knüpf- und Zugfadenwechsel mit Überkreuzen der Fadenstränge bei jedem halben Schlag und dem obligatorischen Flachziehen der Schlingen (siehe Abb. 2 I).

Da arthroskopische Knoten prinzipiell durch arthroskopische Kanülen und mit einem Knotenschieber geknüpft werden, resultiert häufig ein asymmetrischer Zug an beiden Fadenenden (Mishra et al. 1997). Obwohl der Schifferknoten, auch Kreuzknoten genannt (engl. „square knot“), den Gold-Standard beim Knüpfen von Knoten in der offenen durchgeführten Chirurgie darstellt (Hammerman et al. 2009, Loutzenheiser et al. 1995), ist es bisher schwierig gewesen, diesen auch arthroskopisch zu knüpfen (Ilahi et al. 2004). Ein wesentlicher Punkt der Knüpftechnik des Kreuzknotens sind die flachen, halben Schläge, die durch gleichmäßigen Zug beider Fadenenden in entgegengesetzte Richtungen entstehen. 2009 stellten Hammerman et al. eine Technik zum Erstellen arthroskopischer Schifferknoten vor. Dazu sei jedoch angemerkt, dass der vorgestellte Initialknoten aus zwei gleichförmigen halben Schlägen besteht, deren Sicherung mit 3 weiteren, nun aber flach gezogenen halben Schlägen nach Art des Kreuzknotens erfolgt. Eine Gefahr stellt hierbei die vorzeitige Blockierung bei Zug am falschen Fadenende dar, was ggf. eine Neuplatzierung der Naht erforderlich macht. Nach Aussage von Elkousy et al. (2006) und Hammerman et al. (2009) habe der arthroskopische Kreuzknoten eine vergleichbare oder höhere Haltekraft als der offen geknüpfte Kreuzknoten. Ein Vergleich mit dem Dines-Knoten ist bisher nicht erfolgt.

Bei einer arthroskopischen Operation ist ein gutes räumliches und virtuelles Vorstellungsvermögen des Chirurgen wichtig, insbesondere um die Knoten korrekt zu platzieren. In der präsentierten Studie wird die korrekte Knotenplatzierung durch das offene und gut einsehbare Versuchsfeld begünstigt und durch die Arbeitskanüle an der Plexiglashaltezange eine arthroskopische Arbeitsumgebung simuliert.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Arthroskopische versus offene Knotentechnik

Bezüglich der Knüpftechnik wurde in dieser Arbeit ein Phänomen deutlich, welches in vorangegangenen Studien (Burkhart et al. 2000, Elkousy et al. 2006) zum Vergleich dieser Knüpftechniken nicht in dieser Deutlichkeit nachgewiesen wurde.

Die Schlaufensicherheit von arthroskopisch geknüpften Knoten war signifikant höher als die von offen geknüpften Knoten. In Bezug auf die Knotensicherheit und Maximalkrafttests nach zyklischem Belasten, bei denen drei Sicherungs-Halbschläge verwendet werden, hatten hingegen die offen geknüpften Knoten signifikant höhere Knotenhaltekräfte.

Dieser Umstand ist dadurch erklärbar, dass bei der Erstellung des Basisknotens in arthroskopischer Technik beim Herunterschieben des Knotens mittels Knotenschieber und anschließendem Festziehen bzw. Blockieren des Knotens mit dem Knotenschieber ein deutlich höherer Druck und Zug aufgebaut werden kann. So bekommt der initiale Knoten zunächst einen festeren Sitz. Angemerkt werden muss, dass diese Feststellung bezüglich der in dieser Arbeit untersuchten Knotentypen gilt.

Bei der Sicherung des Knotens durch drei halbe Schläge kann durch das offene Knüpfen ein effizienteres Flachziehen der Knoten und ein damit verbundenes festes Zuziehen im Vergleich zur arthroskopischen Knüpftechnik erfolgen. Hieraus resultieren beim offenen Verfahren die höheren Haltekräfte, da die Wahrscheinlichkeit mit den halben Schlägen einen Rutschknoten zu produzieren geringer ist.

Die Dehnung der Knoten nach 1000 Belastungszyklen unter 0,5N Last und unter 80N Last ist bei den offen erstellten Knoten ebenfalls geringer als bei den arthroskopisch geknüpften Knoten.

4.2.2 Knoteneigenschaften, Modus des Versagens, Einfluss der Testparameter

Dass ein Knoten einen Faden schwächt, ist seit langer Zeit bekannt (Ashley 2005). In Bezug auf hohe Belastungen betrachtet, versagt zuerst der Knoten bevor der Hauptteil des Fadens reißt. Dabei werden Knoten, die durch Durchrutschen versagen, als weniger sicher angesehen als solche, die durch Bruch des Nahtmaterials versagen (Warner 1996).

An welcher Stelle in einem Knotenkonstrukt der Knoten im Falle eines Versagens bricht, ist bisher nicht geklärt (Warner 1996). Es ist anzunehmen dass dies auch vom

verwendeten Knotentyp abhängt. Calvo et al. beschrieben 2002, dass der Faden typischerweise außerhalb des Knotens, am Eingang des Knotens bricht. Sie erwähnten auch, dass die wahrscheinlichste Ursache hierfür eine hohe lokale Krümmung des Stranges und die Reibung ist. In einigen Punkten des Naht- bzw. Fadematerials ist die lokale Reibung so stark, dass der in den Knoten eintretende Strang eher bricht, als sich vorwärts zu bewegen. Unter realen Bedingungen, würde ein Knoten aufgrund der Reibung reißen, bevor er komplett fest gezogen ist (Calvo et al. 2002).

Die Bedingung, ob das Versagen eines Schlaufenkonstruktes für eine Längung von 3mm oder 6 mm definiert wird, wirkte sich in der hier vorgestellten Arbeit signifikant auf die gewonnenen Ergebnisse aus.

Zunächst ist anzumerken, dass in der arthroskopischen Technik kein Knoten in Bezug auf die weit verbreitete Definition für klinisches Versagen (Längung von 3mm; Brouwers et al. 1991, Kim et al. 2005, Lo et al. 2004, Loutzenheiser et al. 1995, Mishra et al. 1997, Richmond 2001) in vorliegender Studie gerissen ist, sondern ausnahmslos alle arthroskopisch erstellten Knoten hierbei mit dem Modus „Durchrutschen“ versagten. Von den offen geknüpften Knoten versagten in der Testreihe „Knotensicherheit“ als einmaliger Maximalkrafttest alle Chirurgischen Knoten, 11 von 12 des SMC-Knotens und 7 von 12 des Dines-Knotens mit dem Modus „Durchrutschen“. Nach 1000 Belastungszyklen rutschten sowohl alle offen- als auch alle arthroskopisch erstellten Knoten durch. Von den arthroskopisch erstellten Knoten versagten je 2 von 12 aller drei Typen frühzeitig vor Erreichen des 1000. Belastungszyklus. Dies lässt die Annahme zu, dass es in arthroskopischer Technik nicht und in offener Technik nur bedingt möglich ist, mit dem getesteten Nahtmaterial HiFi® USP 2 die hier untersuchten Knoten so fest zu knüpfen, dass das Konstrukt durch den Modus „Bruch des Nahtmaterials“ klinisch versagt. Wie schnell sich der Schlupf im Knoten durch Zuziehen und Belasten der Knotenschleife ändert, hängt von der Knotengeometrie ab.

Bei Betrachtung der unterschiedlichen Ergebnisse bezogen auf alle Testreihen fällt auf, dass erwartungsgemäß die erreichten Knotenhaltekräfte bei einer Längung bis 6 mm höher waren als die Kräfte bei 3mm Längung. Nach den zyklischen Belastungsversuchen unterschieden sich die Haltekräfte der verschiedenen Knotentypen bei 3mm Längung signifikant, bei der daraufhin durchgeführten Folgetestung bis zur Längung von 6mm glichen sich jedoch die maximalen Haltekräfte der unterschiedli-

chen Knotentypen an und ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Knotentypen konnte nicht mehr nachgewiesen werden.

Es liegt die Vermutung nahe, dass der Basis-Knoten und die Sicherungshalbschläge zunächst durch das zyklische Belasten und in den dann folgenden Maximalkrafttests bei 3mm und 6mm Längung vollständig zugezogen wurden. Diese Vermutung wird auch dadurch untermauert, dass ab 6mm Längung sowohl bei der Untersuchung der Knotensicherheit (Bruch bei 33-91 %) als auch beim Maximalkrafttest nach zyklischem Belasten (Bruch bei 50-91 %) das Versagen des Knotenkonstruktes durch Bruch des Nahtmaterials deutlich häufiger auftrat.

Die Möglichkeit einer Korrelation der Vorkraft bezogen auf die Maximalkraft hängt nach Auswertung der Ergebnisse vom Knotentyp und der Knüpftechnik ab. In Bezug auf alle 3 Testreihen (Schlaufensicherheit, Knotensicherheit und Maximalkrafttest nach zyklischem Belasten) konnte eine klare Korrelation nur für den Dines-Knoten nachgewiesen werden. In Bezug auf Knotensicherheit und zyklisches Belasten konnte eine Korrelation auch für den arthroskopisch erstellten Chirurgischen Knoten nachgewiesen werden.

Erklärbar ist dieser Umstand dadurch, dass der Dines-Knoten durch seine Geometrie mit dem Blockiermechanismus und dem geringen Knotenvolumen schon initial sehr fest zugezogen werden kann. Das Erhöhen der Kraft nach dem Blockieren des Knotens wirkt sich offensichtlich auf die Kompression der gesamten Knotenstruktur aus, da die Reibung auf alle Teilbereiche des Knotens gleichmäßiger verteilt wird.

Wahrscheinlich ist beim Chirurgischen Knoten mit 3 Sicherungshalbschlägen die Benutzung des Knotenschiebers für die gleichmäßigere Verteilung der Reibung innerhalb der einzelnen halben Grund-Schläge ursächlich.

Beim SMC-Knoten und in der offen geknoteten Version des Chirurgischen Knotens ist keine Korrelation der Vorkraft mit den erreichten Maximalkraftwerten erkennbar. Hinreichend erklärende Aussagen hierzu können jedoch nicht gemacht werden.

Anzumerken ist, dass oben beschriebene Korrelationen nur im Messbereich bis zu einer Längung von 3 mm nachgewiesen werden konnten. Bei den Maximalkrafttests bis 6 mm Längung ließ sich keine Korrelation feststellen. Dies lässt darauf schließen, dass die Vorkraft ab einem bestimmten Festigkeitsgrad des Knotens, keinen Einfluss mehr auf die Maximalkraft hat und außerdem die Werte der Vorkraft im Verhältnis zu den erreichten Maximalkraftwerten sehr gering sind.

4.2.3 Schlaufensicherheit

In Bezug auf die Schlaufensicherheit zeigen sich in der hier vorgestellten Untersuchung Unterschiede der Knotenhaltekräft der verschiedenen Knotentypen und der verschiedenen Knüpftechnik.

Die Schlaufensicherheit eines Knotens ist für die initiale Phase der Erstellung eines sicheren Knotens von entscheidender Bedeutung. Bei Gewebe, das unter starker Spannung steht und zu approximieren ist, kann eine geringe Schlaufensicherheit des Basis-Knotens dazu führen, dass die folgenden und den Knoten stabilisierenden Sicherungshalbschläge eine zwischenzeitlich gelockerte Knotenschlaufe fixieren. Dies kann zu einer unzureichenden Adaption des Gewebes führen.

Es ist anzumerken, dass der hier vorgestellte Chirurgische Knoten in der Schlaufensicherheit als offen oder arthroskopisch geknüpfter Knoten die schlechtesten Ergebnisse aufzeigt. Bei Betrachtung der Knotengeometrie des Grundknotens liegt die Erklärung hierfür auf der Hand, denn beim hier untersuchten Chirurgischen Basisknoten handelt es sich um einen reinen Rutschknoten. J.B. Trimbos konnte schon 1984 in seiner Arbeit über die Sicherheit verschiedener und üblicherweise in der Chirurgie benutzter Knoten feststellen, dass Kreuzknoten (engl. „square knots“) sicherer sind als Rutschknoten (engl. „sliding knots“) (Trimbos 1984).

Beim offen oder arthroskopisch geknüpften Dines-Knoten zeigten sich im Vergleich zu den beiden anderen getesteten Knoten exzellente Knotenhaltekräfte, die bei arthroskopischer Knüpftechnik ohne Sicherungshalbschläge mit erreichten Maximalkraftwerten zwischen 66 und 126 N bei einer Längung von 3mm gemessen wurden. Arthroskopisch geknüpft ist dieser Knoten dem in der Schlaufensicherheit zweitstärksten SMC-Knoten und dem Chirurgischen Grundknoten signifikant überlegen.

Dies zeigt, dass der Blockiermechanismus des Knotens vor allem in der arthroskopisch geknüpften Technik sehr gut funktioniert. Diese Eigenschaft des Knotens kann aber auch nachteilig sein, wie Hughes et al. (2001) beschrieben:

„Der Knoten besitzt eine sehr geringe Haftreibung bis er umgeschlagen (geflippt) wird. Wird er zu früh umgeschlagen oder wird am falschen Fadenende gezogen, führt dies zu einem schnellen Blockieren des Knotens und es ist quasi unmöglich, ihn zu lösen.“

Der Blockiermechanismus des SMC-Knotens zeigt einen Vorteil gegenüber dem Chirurgischen Rutschknoten, wobei er jedoch dem Dines-Knoten deutlich unterlegen ist. Auch in der Studie von Hassinger et al. (2006) in der Testung mit Ethibond®-

Nahtmaterial ergaben sich analoge Ergebnisse beim Vergleich der Schlaufensicherheit zwischen Dines- und SMC-Knoten.

4.2.4 Knotensicherheit

In der Testreihe der Knotensicherheit mit einem direkten Maximalkrafttest nach der Erstellung des Basisknotens mit 3 Sicherheitshalbschlägen erreichen der Chirurgische Knoten und der Dines-Knoten die höheren Knotenhaltekräfte bis zum klinischen Versagen im Vergleich zum SMC-Knoten. Der Dines-Knoten unterscheidet sich hinsichtlich der Haltekräfte bei der Knotensicherheit nicht signifikant vom Chirurgischen Knoten. Bezüglich der Verteilung der Ergebnisse fällt nur beim offen erstellten SMC-Knoten eine breite Streuung im Gegensatz zu den anderen beiden Knotentypen auf. Im Vergleich zu den blockierenden Knoten, SMC und Dines, kann eine Erklärung für das bessere Abschneiden des Chirurgischen Knotens das insgesamt relativ kleine Knotenvolumen mit der Abfolge von einzeln geknüpften halben Schlägen sein. Diese einzeln geknüpften, halben Schläge werden schon während ihrer Erstellung, arthroskopisch oder offen, relativ fest zugezogen. Der SMC-Knoten oder der Dines-Knoten können und dürfen nach dem Vorlegen nur sehr locker angezogen werden, da sonst die Gefahr eines frühzeitigen Blockierens und schlechter Rutscheigenschaften zu hoch wäre. Aufgrund ihrer Konfiguration und dem Blockiermechanismus werden sie erst an Ort und Stelle festgezogen. Hierfür bedarf es einer größeren Kraft zur Verringerung des Schlupfes im Knoten, als dies bei einem einzeln geknoteten halben Schlag erforderlich wäre. Dass der Dines-Knoten höhere Haltekräfte bei der Knotensicherheit im Vergleich zum SMC-Knoten erreicht, kann durch den oben beschriebenen effektiveren Blockiermechanismus mit einer höheren Festigkeit des Grundknotens erklärt werden.

4.2.5 Zyklisches Belasten und Dehnung

In den zyklischen Belastungsversuchen werden die Knoten einer wechselnden Be- und Entlastung ausgesetzt. In den Ergebnissen zeigen sich nur mäßige Unterschiede zwischen den einzelnen Knotentypen bei den postzyklischen Maximalkrafttests.

Interessanterweise unterscheiden sich bis zu einer Längung von 3mm nur der Chirurgische Knoten und der Dines-Knoten signifikant voneinander, wobei der Dines-Knoten die geringeren Haltekräfte aufweist.

Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass der Dines-Knoten aufgrund seiner Geometrie und des Blockiermechanismus während der zyklischen Belastungen in einem bestimmten Kraftbereich einen weitestgehend konstanten Schlupf besitzt, was auch durch die kleine Streubreite der Ergebnisse im Vergleich zu den anderen Knotentypen untermauert wird. Dies legt nahe, dass sich der Dines-Knoten erst ab einer bestimmten Belastung kontinuierlich festzieht und sich hinsichtlich der Werte den anderen Knoten angleicht. Diese Annahme wird dadurch gestützt, dass alle Knoten in den Maximalkrafttests bis zu einer Längung von 6mm deutlich höhere, aber keine signifikant unterschiedlichen Werte erreichen. Der Chirurgische Knoten weist trotz durchschnittlich höherer Haltekräfte in den Ergebnissen eine deutlich breitere Streuung auf. Daher wird er in Bezug auf die Vorhersage seiner absoluten Festigkeit im Einzelfall unzuverlässiger als der Dines-Knoten.

Der SMC-Knoten reiht sich hinsichtlich der durchschnittlichen Haltekräfte zwischen dem Chirurgischen- und dem Dines-Knoten ein. Bemerkenswerterweise sind jedoch keine signifikanten Unterschiede zum Chirurgischen- und dem Dines-Knoten erkennbar.

Es wurde festgestellt, dass die überwiegende Mehrzahl aller Knoten mit dem hier getesteten Nahtmaterial, selbst mit dem schwächsten Einzelwert, nach den zyklischen Belastungsversuchen Belastungen von 79N und mehr bis zum klinischen Versagen von 3mm standhielten. Diese Werte sind nach Burkhart (2000) für Nähte nach Rotatorenmanschettenrefixationen als ausreichend belastbar zu betrachten. Ein vorzeitiges Durchrutschen während zyklischer Belastungen (Tabelle 6) wurde bei der jeweils letzten Kraftstufe (80N) bzw. einmalig bei der vorletzten Kraftstufe (70N) bei je 2 von 12 arthroskopisch erstellten Knoten, gleich welchen Typs beobachtet.

Bei einer geringen Spannung auf dem Knotenkonstrukt mit 0,5N Last weisen zwar die arthroskopisch erstellten Knoten verglichen mit den offen geknüpften Knoten eine geringere Dehnung auf. Ein signifikanter Unterschied zwischen Chirurgischem-, SMC- und Dines-Knoten kann aber nicht nachgewiesen werden.

Bei einer solch geringen Belastung können die im Zehntelmillimeterbereich liegenden Unterschiede zwischen den Knotentypen nicht eindeutig identifiziert werden, was sich jedoch unter der Belastung mit 80 N nach 1000 Belastungszyklen wie folgt darstellt: analog zu den Ergebnissen des Maximalkrafttests nach den Belastungszyklen unterscheiden sich der Dines- und der Chirurgische-Knoten in Bezug auf die Dehnung signifikant voneinander. Der Chirurgische Knoten weist eine geringere

Dehnung auf als der Dines-Knoten und erreicht höhere Maximalkräfte. Dies kann als Indiz dafür gewertet werden, dass sich der Chirurgische Knoten unter zunehmender Belastung schneller festzieht als der Dines-Knoten.

4.3 Diskussion des Nahtmaterials

Es ist hinlänglich bekannt, dass neuartige Nahtmaterialien aus geflochtenem Polyethylen (UHMWPE) eine höhere Belastbarkeit als herkömmliches Nahtmaterial (Ethibond®, PDS®) haben (Abbi et al. 2006, Barber et al. 2006, Elkousy et al. 2006, Mahar et al. 2006, Nho et al. 2007, Wüst et al. 2006). Eine besondere Eigenschaft dieser geflochtenen, polyfilen Fäden besteht in der erhöhten Steifigkeit des Nahtmaterials. Dies hat zur Folge, dass sich die Handhabung des Nahtmaterials und das Knüpfen des Knotens im Vergleich zu den Polyester-Nähten unterscheiden.

Laut Barber et al. (2009) sind UHMWPE- Nähte leichter zu knüpfen und durch die erhöhte Reißfestigkeit brechen diese Fäden nicht so schnell beim Sichern der Knoten mit halben Schlägen bzw. beim Festziehen.

Aufgrund der Steifigkeit des immer häufiger verwendeten und in dieser Studie getesteten UHMWPE-Materials spielt der Schlupf und die Möglichkeit des früheren Durchrutschens eine nicht zu vernachlässigende Rolle. Der in den vorangegangenen Studien (Abbi et al. 2006, Barber et al. 2009) bereits beschriebene Nachteil besteht darin, dass mit UHMWPE-Nahtmaterial erstellte Knoten vor allem bei geringen Belastungen und niedrigen Kraftstufen eine höhere Tendenz zum Durchrutschen haben. Bei den arthroskopisch erstellten Knoten in der hier vorgestellten Arbeit wurde bei insgesamt 6 Knoten (davon jeweils 2 Knoten des Chirurgischen-, des Dines- und des SMC-Knotens von je 12 zyklisch belasteten Knoten) ein klinisches Versagen bis 3 mm während der zyklischen Belastungen im Sinne eines frühzeitigen Versagens festgestellt. Hiervon war jeder Knotentyp gleichermaßen betroffen. Jedoch sei angemerkt, dass von den 6 frühzeitig versagenden Knoten 5 Knoten während der 80N-Kraftstufe und 1 Knoten während der 70N-Stufe versagte. Dies liegt noch innerhalb der tolerierbaren Grenze der von Burkhart et al. (2000) beschriebenen Einzelnahtbelastungen.

Die Bestätigung der eingangs erwähnten Aussage über das frühe Durchrutschen bei UHMWPE-haltigem Nahtmaterial kann in der hier vorgestellten Untersuchung nur für arthroskopisch erstellte Knoten bestätigt werden.

Für den Definitionsbereich des klinischen Versagens im Maximalkrafttest nach den zyklischen Belastungen bis 3 mm versagten alle in der hier vorgestellten Arbeit ge-

testeten offen und arthroskopisch geknüpften Knotenkonstrukte nach 1000 Belastungszyklen jeweils mit dem Modus „Durchrutschen“. In dem folgenden Maximalkrafttest bis 6 mm Längung riss jedoch ein Grossteil dieser Knotenkonstrukte, was ein progredientes Festziehen mit Erhöhung der internen Haftreibung innerhalb des Knotens bei einer konstanteren Belastung nahe legt. Daraus ergibt sich, dass ein zyklischer Belastungsversuch andere Ergebnisse als ein einfacher Maximalkrafttest generiert.

Barber et al. (2009) wiesen darauf hin, dass bei neuartigem UHMWPE-Nahtmaterial selbst mit 4 Sicherungshalbschlägen keine definitive Sicherheit des Knotens gewährleistet sein kann. Hierbei sollte jedoch kritisch hinterfragt werden, ob dies nur vom Nahtmaterial oder auch vom Knotentyp oder der Knüpftchnik abhängt, wobei letztere in der Studie von Barber et al. (2009) nicht in offener versus arthroskopischer Weise untersucht wurde. Nach den Ergebnissen der hier vorgestellten Untersuchung hängt die Sicherheit der Knotenkonstrukte vor allem davon ab, ob arthroskopisch oder offen geknüpft wurde und welcher Knoten verwendet wurde. Im Vergleich von unterschiedlichen UHMWPE-Nahtmaterialien in Verbindung mit verschiedenen arthroskopischen Knoten wiesen Barber et al. (2009) bei Fiber-Wire® der Stärke USP No. 2 höhere Haltekräfte als bei 7 anderen UHMWPE-Nahtmaterialien nach, welche untereinander jedoch keine weiteren signifikanten Unterschiede zeigten. In der vorgenannten Studie wurden die Knoten SMC, Weston, SD, Tennessee Slider, Duncan und Revo verwendet. In einer weiteren Studie (Swan et al. 2009) schnitt Fiber-Wire® im Vergleich zu Maxbraid® und Force Fiber® schlechter ab, obwohl mit ähnlichen Parametern und Knotentypen, unter anderem SMC- und Duncan-Knoten, auch 1000 Zyklen getestet wurden.

Eine Variabilität der Eigenschaften von unterschiedlichen hochmolekulargewichtigen Polyethylen-Nahtmaterialien ist nicht auszuschließen, wobei jedoch der Einfluss von Testmethoden und Knotentechniken auf die Testergebnisse der Studien von größerer Bedeutung ist.

Bei gezwirntem Faden ist die Richtung der Schlingung des Knotens wichtig, damit das Garn sich nicht aufzwirnt (Nockemann 1992). Bei dem hier getesteten Nahtmaterial ist die Richtung der Schlingung wegen der sehr kleinen und gegensinnig überkreuzten Flechtung bedeutungslos.

Eine in der hier vorgestellten Studie nicht weiter untersuchte Eigenart der neuartigen Nahtmaterialien ist der gegenüber monofilem Nahtmaterial verstärkt auftretende Sägeeﬀekt auf das umliegende Gewebe.

4.4 Limitationen der Studie

Diese als reine Laborstudie konzipierte Untersuchung hatte nicht das Ziel, unter in-vivo Bedingungen zu testen. Dennoch wurde größtmöglicher Wert auf die Eliminierung störender Faktoren und Annäherung an praxisgerechte Operationsbedingungen gelegt.

Die verwendeten starren Fadenrollen können versuchsbedingt keine Gewebeelastizität simulieren. Eine Aussage, ob die Temperatur des Testmilieus Auswirkungen auf die Testergebnisse hat, ist aus der aktuell zur Verfügung stehenden Literatur nicht zu ermitteln. Die Testungen erfolgten nicht auf Körpertemperaturniveau, sondern unter einer Umgebungstemperatur von 19-23°C.

In Bezug auf die Knüpftechnik wurde größtmöglicher Wert auf eine Simulation der intraoperativen Situation gelegt. Dennoch kann nicht grundsätzlich mit Hinweis auf die Anmerkungen von Elkousy et al. (2006) und Swan et al. (2009) ausgeschlossen werden, dass im Laborumfeld erstellte Knoten zu anderen Ergebnissen führen können, als diejenigen Knoten, die direkt im Situs unter OP-Bedingungen geknüpft werden.

Die Varianz aus der handwerklichen Fertigkeit der Operateure und der damit verbundene Einfluss auf die gewonnenen Versuchsergebnisse, die auch Hughes et al. (2001) beschrieben, sollte berücksichtigt werden. In der hier vorgestellten Untersuchung wurden die Knoten durch einen Chirurgen geknüpft. Es kann nicht grundsätzlich ausgeschlossen werden, dass von diesen Ergebnissen abweichende Werte unter Einbeziehung von weiteren Untersuchern möglich wären.

Swan et al. (2009) und Barber et al. (2009) untersuchten weitere UHMWPE-haltige Nahtmaterialien gleicher Stärke und ermittelten Unterschiede zwischen den verschiedenen Nahtmaterialien, wobei sich jedoch im Vergleich beider Studien die Ergebnisse kontrovers gegenüberstehen. Um den Umfang der hier vorgestellten Untersuchung überschaubar zu halten, wurde stellvertretend für andere UHMWPE-Nahtmaterialien das hochfeste Nahtmaterial HiFi® No. 2 getestet. Der mögliche Einfluss unterschiedlicher Stärken des Nahtmaterials auf die Ergebnisse von Festigkeit und Versagensmodus sei weiteren Studien vorbehalten.

4.5 Kernaussagen, Beantwortung der Fragestellung

Die in der Einleitung aufgeworfenen Fragen werden im Folgenden beantwortet.

Frage 1:

Von welchen Einflüssen hängen die erreichten Kräfte bis zum mechanischen oder klinischen Versagen bei drei verschiedenen, arthroskopisch gebräuchlichen Knoten mit polyfilem, UHMWPE-haltigem Nahtmaterial ab?

Die erreichten Kräfte, die in der hier vorgestellten Untersuchung bei der Testung der unterschiedlichen Knotenkonstrukte erreicht wurden, unterscheiden sich in den Testreihen „Schlaufensicherheit“, „Knotensicherheit“ und „Maximalkrafttests nach zyklischer Belastung“. Es wird festgestellt, dass die erreichten Kräfte im untersuchten Nahtmaterial von den Knotentypen und der offenen oder arthroskopischen Knüpftechnik beeinflusst wurden. In der Testreihe „Schlaufensicherheit“ wurden geringere Kräfte im Vergleich zu den Testreihen „Knotensicherheit“ und „Maximalkrafttests nach zyklischer Belastung“ erreicht.

Frage 2:

Gibt es qualitative Unterschiede zwischen einer arthroskopischen oder offenen Knüpftechnik mit UHMWPE-haltigem Nahtmaterial bei drei gebräuchlichen Knotentypen bezüglich Knotensicherheit, Schlaufensicherheit und Maximalkraft nach zyklischem Belasten?

In der „Knotensicherheit“ lieferte die offene Knüpftechnik mit 3 Sicherungshalbschlägen höhere Maximalkraftwerte bei den untersuchten Knoten als die arthroskopische Knüpftechnik. In der „Schlaufensicherheit“ resultierten aus der arthroskopischen Knüpftechnik höhere Knotenhaltekräfte. In den „Maximalkrafttests nach zyklischem Belasten“ war die offene Knüpftechnik der arthroskopischen Knüpftechnik überlegen.

Frage 3:

Hat eine zyklische Belastung einen Einfluss auf die Knotensicherheit der untersuchten Knoten?

Bei den zyklischen Belastungen versagten gemäß dem Kriterium des klinischen Versagens insgesamt 16% der arthroskopisch erstellten Knoten mit frühem Durchrutschen bei 70 oder 80 N Last und zwar unabhängig vom Knotentyp. Bei den offen erstellten Knoten war ein Einfluss aus der zyklischen Belastung nicht feststellbar.

Frage 4:

Unterscheiden sich bei den Naht-Knoten-Konstruktionen die Ergebnisse zwischen zyklischem Belasten und Maximalkrafttest?

Im Durchschnitt erreichten die Maximalkrafttests bei einer Längung von 3mm nach zyklischem Belasten geringfügig höhere Werte verglichen mit den Maximalkrafttests ohne vorherige zyklische Belastung. Es wurde eine geringere Wertestreuung der arthroskopischen Knotentypen SMC- und Dines-Knoten als bei dem Chirurgischen Knoten festgestellt. Daher ist ein Einfluss des zyklischen Belastens auf die Knotenhaltekraft des Nahtkonstruktes mit Hinweis auf das progrediente Festziehen des Knotens offensichtlich.

Frage 5:

Welcher der drei untersuchten Knoten hat in offener oder arthroskopischer Knüpftechnik die höchste Schlaufensicherheit bei Verwendung von UHMWPE-haltigem Nahtmaterial?

Bei der Schlaufensicherheit war der arthroskopisch geknüpft Dines-Knoten der sicherste Knoten. Ein wesentliches Merkmal für die Vorhersagbarkeit einer Knotenqualität ist die Wertestreuung. Insofern bietet der Dines-Knoten die größte Zuverlässigkeit in der Vorhersage seiner Qualität.

Frage 6:

Nach welchem Modus versagen die verschiedenen untersuchten Knoten?

Die Art des Versagens hing in der hier vorgestellten Untersuchung von den Testreihen ab. Bei der Testung der „Schlaufensicherheit“ versagten erwartungsgemäß alle Knoten sowohl in arthroskopischer als auch in offener Knüpftechnik durch ein „Durchrutschen“. In der Testreihe „Knotensicherheit“ versagten alle arthroskopisch erstellten

Knoten bei dem definierten klinischen Versagen von 3mm Längung mit dem Modus des „Durchrutschens“. Ein Versagen durch Bruch des Nahtmaterials trat bei 1 von 12 der offen geknüpften SMC-Knoten und bei 3 von 12 der Dines-Knoten auf. Alle offen geknüpften Chirurgischen Knoten versagten mit dem Modus „Durchrutschen.“

In den zyklischen Belastungstests versagten ausnahmslos alle Knoten bei einer Längung von 3mm mit dem Modus „Durchrutschen“.

Bei den Maximalkrafttests bis 6mm Längung kam es sowohl bei der Testreihe „Knotensicherheit“ als auch nach zyklischem Belasten zum Versagen des Konstruktes durch „Bruch des Nahtmaterials“.

Frage 7:

Lassen sich mit der für diese Arbeit entwickelten Testapparatur reproduzierbare Versuchsergebnisse erreichen?

Bei den zyklischen Belastungstests erlaubte es eine Überprüfung anhand Normalverteilungsplots und die Tatsache der Mehrfachtests parametrisch zu testen.

Bei den Testreihen der Schlaufensicherheit und Knotensicherheit konnte anhand der Kolmogorov-Smirnov-Tests und Shapiro-Wilk-Tests eine Normalverteilung der Werte nachgewiesen werden.

In der vorgestellten Testapparatur wurde besonderer Wert auf die Ausschaltung methodischer Fehlerquellen gelegt. Hierbei kommt der kugelgelagerten Aufhängung der Knotenschleife zur Vermeidung unerwünschter Reibung eine bedeutende Rolle zu. Die gewonnenen Ergebnisse sind daher reproduzierbar.

Frage 8:

Welche Rückschlüsse lassen sich aus den gewonnenen Daten ziehen?

Die arthroskopisch gebräuchlichen Dines- und SMC-Knoten haben, wenn sie ohne Sicherungshalbschläge mit HiFi®-Nahtmaterial der Stärke USP No. 2 arthroskopisch geknüpft werden, einen deutlichen Vorteil gegenüber einem Chirurgischen Basisknoten. Der Dines-Knoten beeindruckte in der Schlaufensicherheitstestung mit exzellenten Werten.

Eine Sicherung von Knoten, gleich welchen Typs, mit halben Schlägen und Zugfadenwechsel wurde in der hier vorgestellten Studie in der offenen Technik besser

erreicht. Die offen erstellten und gesicherten Knoten hielten höheren Belastungen stand als die arthroskopisch geknüpften Knoten. Der Chirurgische, offen geknüpfte Knoten wies, wenn er zyklisch belastet wird, einen Mangel der Vorhersehbarkeit seiner Haltekraft auf.

Die Vorspannung des Knotenkonstruktes, die nach dem Festziehen des Knotens entsteht, hatte nur beim Dines-Knoten, und beim arthroskopisch geknüpften Chirurgischen Knoten einen Einfluss auf die erreichten Maximalkraftwerte. Die Meinung, dass zyklische Belastungen von hochfestem UHMWPE Nahtmaterial zu einem frühzeitigem klinischen Versagen arthroskopisch erstellter Knoten führen können, wurde in der hier vorgestellten Studie bestätigt.

Die Kräfte bis zum klinischen Versagen bewegten sich bei allen getesteten Knoten im tolerierbaren Bereich für eine Einzelnaht. Die Testparameter des Versagens bei 3mm oder 6mm Längung hatten einen Einfluss auf die Ergebnisse.

4.6 Überprüfungen der Hypothesen

Anhand der statistischen Analyse der Ergebnisse und der Beantwortung der Fragestellungen können die eingangs aufgestellten Hypothesen widerlegt bzw. bestätigt werden.

Hypothese 1

In Verbindung mit UHMWPE-haltigem Nahtmaterial erreicht der Dines-Knoten gegenüber dem SMC-Knoten und dem Chirurgischen Knoten, sowohl offen als auch arthroskopisch geknüpft, nach zyklischen Belastungen höhere Knotenhaltekraft.

Die gestellte Hypothese wurde durch die Ergebnisse widerlegt.

Der Chirurgische Knoten erreichte durchschnittlich höhere Kraftwerte als der Dines-Knoten ($p < 0,002$), zeigte jedoch eine deutlich breitere Wertestreuung der Versuchsergebnisse.

Gegenüber dem SMC-Knoten zeigte der Dines-Knoten ebenfalls keine signifikant höheren Knotenhaltekraft ($p = 0,055$).

Hypothese 2

Der Dines-Knoten hat in Verbindung mit UHMWPE-haltigem Nahtmaterial eine signifikant höhere Schlaufensicherheit als der SMC-Knoten und der Chirurgische Knoten. Die gestellte Hypothese wurde durch die Ergebnisse bestätigt.

Zusätzlich erreichte der Dines-Knoten die geringste Wertestreuung in dieser Testreihe.

Hypothese 3

Der Dines-Knoten hat in Verbindung mit UHMWPE-haltigem Nahtmaterial eine signifikant höhere Knotensicherheit als der SMC-Knoten und der Chirurgische Knoten.

Die gestellte Hypothese wurde widerlegt.

Der Dines-Knoten unterscheidet sich hinsichtlich der Haltekräfte bei der Knotensicherheit nicht signifikant vom Chirurgischen Knoten ($p=0,390$). Der Chirurgische und der Dines-Knoten erreichen in Bezug auf die Knotensicherheit die höheren Knotenhaltekräfte bis zum klinischen Versagen als der SMC-Knoten ($p<0,001$) sowie ($p<0,004$).

Hypothese 4

Die offene Knüpftechnik der 3 untersuchten Knotentypen in Verbindung mit UHMWPE-haltigem Nahtmaterial erbringt eine signifikant höhere Schlaufensicherheit, Knotensicherheit und höhere Knotenhaltekräfte nach zyklischem Belasten.

Die Hypothese konnte in Teilen bestätigt werden.

In Bezug auf die Knotensicherheit und Maximalkrafttests nach zyklischem Belasten, bei denen drei Sicherungs-Halbschläge verwendet werden, haben die offen geknüpften Knoten signifikant höhere Knotenhaltekräfte ($p<0,001$). Die Schlaufensicherheit von arthroskopisch geknüpften Knoten ist signifikant höher als die von offen geknüpften Knoten ($p<0,001$).

4.7 Einfluss der Versuchsergebnisse auf die praktische Tätigkeit

Bei der Verwendung von polyfilem, hochfesten Nahtmaterial ist es empfehlenswert, den Dines-Knoten bei arthroskopischen Operationen wegen seiner exzellenten Knotenhaltekräfte in der Schlaufensicherheit und seiner besseren Vorhersehbarkeit der absoluten Festigkeit im Einzelfall dem Chirurgischen Knoten vorzuziehen.

Der Chirurgische Knoten wies als wesentlichen Unsicherheitsfaktor eine unzuverlässige Schlaufensicherheit und größere Wertestreuung nach zyklischer Belastung auf. Bei stark unter Spannung stehendem, und zu approximierendem Gewebe ist aufgrund der schlechten Schlaufensicherheit die Platzierung eines Chirurgischen Rutschknotens unter arthroskopischen Bedingungen nicht empfehlenswert.

Bei kaum einer Studie wurde die Streuung der Ergebnisse relevant diskutiert. Dies hat für die praktische Anwendung die Bedeutung, dass bei einer großen Streuung der ermittelten Werte eines untersuchten Knotens die Festigkeit im Einzelfall nur ungenügend vorherzusehen ist. Ein Knoten, dessen gemessene Werte hingegen wenig streuen, kann als zuverlässig angesehen werden, wenn gleichzeitig seine Streuung noch im Bereich der tolerablen Belastungsgrenzen liegt.

Die Aussage von Amortegui und Restrepo (2002), dass „der laparoskopische Chirurg intracorporal flache Knoten knüpfen sollte, da diese die sichersten sind“, wurde in der hier vorgestellten Studie für die Verwendung von neuem polyfilem Nahtmaterial bestätigt. Durch das „Flachziehen“ wurde vor allem bei den Sicherungshalbschlägen verhindert, dass versehentlich ein Rutschknoten entsteht. Die Notwendigkeit eines generellen Sicherens eines Knotens mit 3 halben Schlägen und Zugfadenwechsel konnte gemäß den Empfehlungen von Kim et al. (2005) und Loutzenheiser et al. (1995) durch die Versuchsergebnisse bestätigt und im Ergebnis unterstrichen werden.

Der arthroskopisch tätige Chirurg sollte vor allem die Knüpftechnik des Dines-Knotens aufgrund seiner Möglichkeit des frühen Blockierens gut beherrschen. Beim Dines-Knoten ist es von großer Bedeutung, ihn nach seiner Platzierung fest zu ziehen, wie es durch die Korrelation der Vorkraft mit der Maximalkraft in den Testreihen bestätigt wurde.

Für spezielle Situationen während einer Operation, auch während einer offen durchgeführten Prozedur, bietet es sich an, einen arthroskopisch gebräuchlichen Knoten wie den Dines-Knoten aufgrund seiner guten Knotenfestigkeit zu verwenden, soweit der Chirurg diese Knüpftechnik sicher beherrscht.

5. Zusammenfassung

Im Rahmen der zunehmenden Verlagerung von offenen Operationen auf arthroskopische Verfahren bei gleichzeitiger Entwicklung neuer Nahtmaterialien, haben Nahtmaterialtestungen und die Überprüfung von verschiedenen arthroskopischen Knüpftechniken in den letzten 15 Jahren eine große Bedeutung erlangt. Für die Entwicklung optimaler Knoten-Naht-Konstrukte für verschiedene operative Situationen und die Minimierung von Schwachstellen durch Materialversagen, bieten sich labortechnische Untersuchungen an. Bisher sind viele Studien zur Naht- und Knotentestung publiziert worden, einheitliche Prüf-Protokolle bzw. Prüfmethoden existieren jedoch nicht.

In der vorgestellten Untersuchung wurde unter besonderer Berücksichtigung physikalischer Gesetzmäßigkeiten erstmals eine Testapparatur entwickelt, die eine Knoten-Nahtmaterialtestung unter Eliminierung der Reibung zwischen Knotenschleife und Aufhängepunkten ermöglicht. Beim Versuchsaufbau wurde Wert darauf gelegt, dass die Knotenschleife direkt in der Testapparatur arthroskopisch geknüpft wurde.

Es wurden 3 verschiedene Knoten in offener und arthroskopischer Knüpftechnik getestet: die beiden arthroskopischen, blockierenden SMC- und Dines-Knoten sowie ein Chirurgischer Knoten wurden in jeweils den Testreihen „Schlaufensicherheit“ „Knotensicherheit“ und „Sicherheit der Knotenfestigkeit nach 1000 Belastungszyklen“ mit Kraftstufen zwischen 10N und 80 N untersucht. Alle Knoten wurden mit neuartigem hochfestem, polyfilem Nahtmaterial der Stärke USP 2, Marke HiFi® (Fa. Conmed, Linvatec, Largo, FL, USA) von einem Untersucher geknüpft. Klinisches Versagen wurde mit einer Längung der Schleife im Testaufbau von 3mm definiert. In einem folgenden Maximalkrafttest wurden die zuvor belasteten Konstrukte jeder Testreihe bis zu einer Längung bis 6mm belastet.

In den Ergebnissen zeigten sich bezüglich der Knotenhaltekräfte in der Schlaufensicherheit als Maximalkrafttest arthroskopisch geknüpfte Knoten gegenüber offen erstellten Knoten im Vorteil. Der arthroskopisch geknüpfte Dines-Knoten wies die größte Schlaufensicherheit auf. Der Chirurgische Basisknoten zeigte die schwächsten Werte. In der Knotensicherheit als Maximalkrafttest mit 3 Sicherungshalbschlägen, und im Maximalkrafttest nach zyklischem Belasten waren die offen geknüpften Knoten allen arthroskopisch erstellten Knoten überlegen. Der Chirurgische Knoten und der Dines-Knoten erreichten bei einem linearen Maximalkrafttest bei offener und arthroskopischer Knüpftechnik durchschnittlich höhere Kraftwerte als der SMC-

Knoten. Beim Maximalkrafttest nach 1000 zyklischen Belastungen wies der Chirurgische Knoten durchschnittlich höhere Kraftwerte als der Dines-Knoten auf, zeigte jedoch eine deutlich breitere Wertestreuung der Versuchsergebnisse. Alle Knoten erreichten die für eine arthroskopische Rotatorenmanschetten-Einzelnaht erforderlichen Haltekräfte von $>61\text{N}$ in der Knotensicherheit und nach zyklischem Belasten. Bei den arthroskopisch erstellten Knoten versagten nach zyklischem Belasten von jedem Knotentyp 2 von 12 Knoten durch frühes Durchrutschen bei zyklischen Belastungen $>70\text{N}$. Eine Korrelation der auf der Knotenschleife durch das Zuziehen des Knotens entstandenen Vorkraft auf die maximal erreichten Haltekräfte ließ sich für den Dines-Knoten feststellen, welches die Wichtigkeit des korrekten Zuziehens und Blockierens des Knotens unterstreicht.

Die Definition des klinischen Versagens während einer Nahttestung mit 3mm oder 6mm Längenänderung, wirkte sich deutlich auf die Ergebnisse aus. Die ermittelten Versuchsergebnisse bestätigen, dass die Sicherung von Knoten mit 3 halben Schlägen in der offenen Technik besser möglich ist als in der arthroskopischen Technik.

Die in Vorstudien (Abbi et al. 2006, Barber et al. 2009) getroffene Feststellung des frühen Durchrutschens arthroskopisch geknüpfter Knoten, in Verbindung mit UHMWPE-Nahtmaterial, konnte nur eingeschränkt bestätigt werden. Mit den hier getesteten Knoten erfolgte das frühe Durchrutschen nur bei den Kraftstufen $>70\text{N}$.

Für arthroskopische Operationen stellt der Dines-Knoten in Verbindung mit hochfestem Nahtmaterial mit seiner exzellenten Schlaufensicherheit und seiner zuverlässigeren Vorhersagbarkeit der Ergebnisse ein gutes Werkzeug für den arthroskopisch tätigen Chirurgen dar. In offenen Prozeduren ist der Chirurgische Knoten mit 3 Sicherungshalbschlägen als bewährter und einfach zu praktizierender Knoten auch in Zukunft empfehlenswert.

6. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Kategorien von Knoten (modifiziert und erweitert nach Hage und van der Steen (2009))	10
Tabelle 2:	Deskriptive Statistik der Testreihe Schlaufensicherheit	51
Tabelle 3:	Deskriptive Statistik der Testreihe Knotensicherheit	54
Tabelle 4:	Deskriptive Statistik der Testreihe zyklisches Belasten	58
Tabelle 5:	Deskriptive Statistik Dehnung nach zyklischem Belasten	59
Tabelle 6:	Frühzeitiges Durchrutschen während der zyklischen Belastungen	64
Tabelle 7:	Vergleich ausgewählter bisheriger Studien zu zyklischen Nahttestungen	72

7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Knotenstrukturen am Dines-Knoten modifiziert nach Hage und van der Steen (2009)	8
Abbildung 2:	Halber Schlag, Schlinge und Schifferknoten modifiziert nach Thiede u. Geiger (2008)	9
Abbildung 3:	Überführung eines überworfenen Kreuzknotens (Schifferknotens) in einen flachen Kreuzknoten durch Wechsel des Fadenzuges (modifiziert nach Nockemann (1992))	12
Abbildung 4:	Einzelstrang- und Schlaufen-Methode	17
Abbildung 5:	Prinzip des Versuchsaufbaus	22
Abbildung 6:	Reibung an der Fadenrolle	23
Abbildung 7:	Verminderung der Reibung	24
Abbildung 8:	Universalprüfmaschine der FA Zwick/Roell Modell 1446 (Fa. Zwick/Roell)	25
Abbildung 9:	Haltevorrichtung	26
Abbildung 10:	Fadenrollen	26
Abbildung 11:	Plexiglashalter mit Arthroskopie-Kanüle	28

Abbildung 12: Plexiglashalter am Versuchsaufbau montiert	28
Abbildung 13: Bewässerung	30
Abbildung 14: Versuchsaufbau	30
Abbildung 15: Abstand der Fadenrollen	31
Abbildung 16: Abstand der Halter	31
Abbildung 17: Dines-Knoten	39
Abbildung 18: SMC-Knoten	39
Abbildung 19: Chir. Knoten	39
Abbildung 20: Halbe Schläge zur Sicherung	41
Abbildung 21: Gefäß zur Benetzung des Nahtmaterials	41
Abbildung 22: Markierung der Fadenenden	41
Abbildung 23: Führen des Fadens	42
Abbildung 24: Hervorholen des Fadens	43
Abbildung 25: Hervorholen des Fadens	43
Abbildung 26: Vorlegen des Knotens	44
Abbildung 27: Vorgelegter Knoten	44
Abbildung 28: Verschieben des Knotens mit dem Knotenschieber	45
Abbildung 29: Festziehen des Knotens	46
Abbildung 30: Flachziehen des Knotens „Past pointing“	46
Abbildung 31: Fertig gestellter Knoten	47
Abbildung 32: Versuchsanordnung ohne Arthroskopiekanüle	48
Abbildung 33: Legende der Boxplot-Darstellung	50
Abbildung 34: Boxplot-Darstellung der Testreihe Schlaufensicherheit mit F_{max} bei 3mm Längung	51
Abbildung 35: Scatter-Plot-Darstellung der Korrelation von Vorkraft (F_{Vor}) und Maximalkraft (F_{max}) Testreihe Schlaufensicherheit	53
Abbildung 36: Boxplot-Darstellung der Testreihe Knotensicherheit mit F_{max} bei 3mm Längung	54

Abbildung 37: Scatter-Plot-Darstellung der Korrelation von Vorkraft (F_{Vor}) und Maximalkraft (F_{max}) Testreihe Knotensicherheit	56
Abbildung 38: Boxplot-Darstellung der Testreihe zyklisches Belasten mit F_{max} bei 3mm Längung	58
Abbildung 39: Boxplot-Darstellung der Testreihe zyklisches Belasten mit F_{max} bei 6mm Längung	59
Abbildung 40: Boxplot-Darstellung der Testreihe Dehnung nach zyklischem Belasten bei 80N Last	60
Abbildung 41: Boxplot-Darstellung der Testreihe Dehnung nach zyklischem Belasten bei 0,5N Last	60
Abbildung 42: Scatter-Plot-Darstellung der Korrelation von Vorkraft (F_{Vor}) und Maximalkraft (F_{max}) Testreihe Zyklisches Belasten	63

7.1 Grafiken

Grafik 1: Beispiel -Kraftdiagramm über 1000 Belastungszyklen auf 8 Kraftstufen (je 125 Zyklen) mit nachfolgendem Maximalkrafttest bis zu einer Längung von 3mm. (hier: Testreihe eines Chirurgischen Knotens offen geknüpft)	34
Grafik 2: Beispiel -Kraftdiagramm des Folge-Maximalkrafttestes bis zu einer Längung von 6mm, (nach der Testreihe von 1000 Zyklen und Maximalkrafttest bis 3mm – (siehe Grafik 1)). (hier: Diagramm eines Chirurgischen Knotens offen geknüpft)	35
Grafik 3: Beispiel-Dehnungsdiagramm über 1000 Belastungszyklen auf 8 Kraftstufen von 10N bis 80N: Die Dehnung nach 1000 Zyklen wird vor dem Maximalkrafttest unter Belastung von 80N und 0,5N (=Restspannung) gemessen. (hier: Testreihe eines Chirurgischen Knotens offen geknüpft)	36

8. Literaturverzeichnis

Abbi G, Espinoza L, Odell T, Mahar A, Pedowitz R (2006): *Evaluation of 5 knots and 2 suture materials for arthroscopic rotator cuff repair: very strong sutures can still slip*. Arthroscopy 22, 38-43

Amortegui JD, Restrepo H (2002): *Knot security in laparoscopic surgery. A comparative study with conventional knots*. Surg Endosc 16, 1598-1602

Ashley CW *Das Ashley-Buch der Knoten: über 3800 Knoten, wie sie aussehen, wozu sie gebraucht werden, wie sie gemacht werden*. Ed. Maritim (Sonderausg. ed. 2005), Hamburg, 2005, S. 614

Balg F, Boileau P (2007): *The Mid-Ship knot: a new simple and secure sliding knot*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 15, 217-218

Barber FA, Herbert MA, Coons DA, Boothby MH (2006): *Sutures and suture anchors -update 2006*. Arthroscopy 22, 1063 e1061-1069

Barber FA, Herbert MA, Beavis RC (2009): *Cyclic load and failure behavior of arthroscopic knots and high strength sutures*. Arthroscopy 25, 192-199

Baumgarten KM, Wright RW *Arthroscopic Knot Tying: An Instruction Manual*. 1 ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2004

Baumgarten KM, Brodt MD, Silva MJ, Wright RW (2008): *An in vitro analysis of the mechanical properties of 16 arthroscopic knots*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 16, 957-966

Baums MH, Buchhorn GH, Spahn G, Poppendieck B, Schultz W, Klinger HM (2008): *Biomechanical characteristics of single-row repair in comparison to double-row repair with consideration of the suture configuration and suture material*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 16, 1052-1060

Baums MH, Spahn G, Steckel H, Fischer A, Schultz W, Klinger HM (2009): *Comparative evaluation of the tendon-bone interface contact pressure in different single- versus double-row suture anchor repair techniques*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 17, 1466-1472

Baums MH, Buchhorn GH, Gilbert F, Spahn G, Schultz W, Klinger HM (2010): *Initial load-to-failure and failure analysis in single- and double-row repair techniques for rotator cuff repair*. Arch Orthop Trauma Surg 130, 1193-1199

Bonutti PM, Cremens MJ, Gray TJ (2003): *Evaluation of a suture seat, a biodegradable suture fastener, to eliminate knot-tying in arthroscopic rotator cuff repair*. J Bone Joint Surg Am 85-A Suppl 4, 147-152

Brockhaus, *Brockhaus: Enzyklopädie in 30 Bänden*, in *Brockhaus: Enzyklopädie in 30 Bänden*, Vol. 15, s.v. "Knoten", hrsg. v. Zwahr A, Bibliographisches Institut & F. A. Brockhaus AG, Leipzig, 2005, S. 513

Brouwers JE, Oosting H, de Haas D, Klopper PJ (1991): *Dynamic loading of surgical knots*. Surg Gynecol Obstet 173, 443-448

Buess E, Steuber KU, Waibl B (2005): *Open versus arthroscopic rotator cuff repair: a comparative view of 96 cases*. Arthroscopy 21, 597-604

Burkhart SS (2000): *A stepwise approach to arthroscopic rotator cuff repair based on biomechanical principles*. Arthroscopy 16, 82-90

Burkhart SS, Diaz Pagan JL, Wirth MA, Athanasiou KA (1997a): *Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation*. Arthroscopy 13, 720-724

Burkhart SS, Johnson TC, Wirth MA, Athanasiou KA (1997b): *Cyclic loading of transosseous rotator cuff repairs: tension overload as a possible cause of failure*. Arthroscopy 13, 172-176

Burkhart SS, Wirth MA, Simonick M, Salem D, Lanctot D, Athanasiou K (1998): *Loop security as a determinant of tissue fixation security*. Arthroscopy 14, 773-776

Burkhart SS, Wirth MA, Simonich M, Salem D, Lanctot D, Athanasiou K (2000): *Knot security in simple sliding knots and its relationship to rotator cuff repair: how secure must the knot be?* Arthroscopy 16, 202-207

Chan KC, Burkhart SS (1999): *How to switch posts without rethreading when tying half-hitches*. Arthroscopy 15, 444-450

Conca M, Taschieri S, Del Fabbro M, Conca R (2007): *Inverse knot: a personal sliding knot for arthroscopic surgery*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 15, 620-623

Conmed Linvatec (2009) *Hi-Fi TM Product Specifications Series*
http://www.conmed.com/products_hifi.php

De Carli A, Vadala A, Monaco E, Labianca L, Zanzotto E, Ferretti A (2005): *Effect of cyclic loading on new polyblend suture coupled with different anchors*. Am J Sports Med 33, 214-219

Dietler G, Pieranski P, Kasas S, Stasiak A: *The rupture of knotted strings under tension*; in: *Special Session on Physical Knotting and Unknotting Physical knots: knotting, linking, and folding geometric objects in R 3*; AMS Special Session on Physical Knotting and Unknotting Las Vegas, Nevada, April 21 - 22, 2001, hrsg. v. Calvo JA, Millett KC, Rawdon EJ, American Math. Soc., Providence, 2002, 217-222

Dines JS, Moynihan D, Uggen C, Dines DM (2008): *The DMD knot: a new locking, flip knot*. J Surg Orthop Adv 17, 115-118

Dinsmore RC (1995): *Understanding surgical knot security: a proposal to standardize the literature*. J Am Coll Surg 180, 689-699

Elkousy H, Sekiya JK, Stabile KJ, McMahon PJ (2005): *A biomechanical comparison of arthroscopic sliding and sliding-locking knots*. Arthroscopy 21, 204-210

Elkousy H, Hammerman SM, Edwards TB, Warnock KM, O'Connor DP, Ambrose C, Meyers D, Gartsman GM (2006): *The arthroscopic square knot: a biomechanical comparison with open and arthroscopic knots*. Arthroscopy 22, 736-741

Grigg TR, Liewehr FR, Patton WR, Buxton TB, McPherson JC (2004): *Effect of the wicking behavior of multifilament sutures*. J Endod 30, 649-652

Habermeyer P, Lehmann L: *Rotatorenmanschette, Rotatorenintervall und lange Bizepssehne*; in: *Schulterchirurgie*; hrsg. v. Habermeyer P; Urban und Fischer, München 2002, 334-374

Hage JJ (2007): *Inversed, capsized, and flipped knots: unravelling a geometrical tangle*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 15, 1514-1515; 1516-1517

Hage JJ, van der Steen LP (2009): *Locking, jamming, and ratchet mechanisms of sliding surgical knots topologically revisited*. World J Surg 33, 751-757

Hammerman SM, Elkousy H, Edwards TB, O'Connor DP, Gartsman GM (2009): *The arthroscopic square knot: fiction or fact?* Am J Orthop 38, 14-16

Hassinger SM, Wongworawat MD, Hechanova JW (2006): *Biomechanical characteristics of 10 arthroscopic knots*. Arthroscopy 22, 827-832

Haxton H (1965): *The Influence of Suture Materials and Methods on the Healing of Abdominal Wounds*. Br J Surg 52, 372-375

Herrmann JB (1971): *Tensile strength and knot security of surgical suture materials*. Am Surg 37, 209-217

Holmlund DE (1974a): *Knot properties of surgical suture materials. Method study*. Eur Surg Res 6, 65-71

Holmlund DE (1974b): *Knot properties of surgical suture materials. A model study*. Acta Chir Scand 140, 355-362

Holmlund DE (1977): *Suture technic and suture-holding capacity. A model study and a theoretical analysis*. Am J Surg 134, 616-621

Hughes PJ, Hagan RP, Fisher AC, Holt EM, Frostick SP (2001): *The kinematics and kinetics of slipknots for arthroscopic Bankart repair*. Am J Sports Med 29, 738-745

Ilahi OA, Younas SA, Alexander J, Noble PC (2004): *Cyclic testing of arthroscopic knot security*. Arthroscopy 20, 62-68

Kerin C, Patel N, Bale RS, Fisher AC, Hughes PJ (2008): *Arthroscopic knot pushers. Does one size fit all?* Int J Clin Pract 62, 747-749

- Kettler M, Kurtoglu E, Grifka J, Tingart M (2007): *[Arthroscopic suturing of the rotator cuff. Placing of anchor, suturing and tying techniques]*. Orthopäde 36, 862-867
- Kim SH, Ha KI (2000): *The SMC knot--a new slip knot with locking mechanism*. Arthroscopy 16, 563-565
- Kim SH, Ha KI, Kim JS (2001): *Significance of the internal locking mechanism for loop security enhancement in the arthroscopic knot*. Arthroscopy 17, 850-855
- Kim SH, Yoo JC, Wang JH, Choi KW, Bae TS, Lee CY (2005): *Arthroscopic sliding knot: how many additional half-hitches are really needed?* Arthroscopy 21, 405-411
- Komatsu F, Mori R, Uchio Y (2006): *Optimum surgical suture material and methods to obtain high tensile strength at knots: problems of conventional knots and the reinforcement effect of adhesive agent*. J Orthop Sci 11, 70-74
- Lee AC, Fahmy RR, Hanna GB (2008): *Objective evidence for optimum knot configuration*. World J Surg 32, 2736-2741
- Lee TQ, Matsuura PA, Fogolin RP, Lin AC, Kim D, McMahon PJ (2001): *Arthroscopic suture tying: A comparison of knot types and suture materials*. Arthroscopy 17, 348-352
- Li X, King M, MacDonald P (2004): *Comparative study of knot performance and ease of manipulation of monofilament and braided sutures for arthroscopic applications*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 12, 448-452
- Lo IK, Burkhart SS, Chan KC, Athanasiou K (2004): *Arthroscopic knots: determining the optimal balance of loop security and knot security*. Arthroscopy 20, 489-502
- Lo IK, Ochoa E, Jr., Burkhart SS (2010): *A comparison of knot security and loop security in arthroscopic knots tied with newer high-strength suture materials*. Arthroscopy 26, S120-126
- Loutzenheiser TD, Harryman DT, 2nd, Yung SW, France MP, Sidles JA (1995): *Optimizing arthroscopic knots*. Arthroscopy 11, 199-206
- Loutzenheiser TD, Harryman DT, 2nd, Ziegler DW, Yung SW (1998): *Optimizing arthroscopic knots using braided or monofilament suture*. Arthroscopy 14, 57-65
- Mahar AT, Moezzi DM, Serra-Hsu F, Pedowitz RA (2006): *Comparison and performance characteristics of 3 different knots when tied with 2 suture materials used for shoulder arthroscopy*. Arthroscopy 22, 614 e611-612
- McMillian ER, Caspari RB: *Arthroscopic knot tying techniques*; in: *An Atlas of shoulder Arthroscopy*; hrsg. v. Imhoff AB, Ticker JB and Fu FH; Martin Dunitz, London, 2003, 81-95
- Mishra DK, Cannon WD, Jr., Lucas DJ, Belzer JP (1997): *Elongation of arthroscopically tied knots*. Am J Sports Med 25, 113-117

Nho SJ, Yadav H, Pensak M, Dodson CC, Good CR, MacGillivray JD (2007): *Biomechanical fixation in arthroscopic rotator cuff repair*. *Arthroscopy* 23, 94-102, 102 e101

Nockemann PF *Die chirurgische Naht*. 4., überarb. u. erw. Aufl. ed. 1992, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Ramirez OM, Tezel E, Ersoy B (2009): *The Peruvian fisherman's knot: a new, simple, and versatile self-locking sliding knot*. *Ann Plast Surg* 62, 114-117

Richmond JC (2001): *A comparison of ultrasonic suture welding and traditional knot tying*. *Am J Sports Med* 29, 297-299

Shah MR, Strauss EJ, Kaplan K, Jazrawi L, Rosen J (2007): *Initial loop and knot security of arthroscopic knots using high-strength sutures*. *Arthroscopy* 23, 884-888

Shimi SM, Lirici M, Vander Velpen G, Cuschieri A (1994): *Comparative study of the holding strength of slipknots using absorbable and nonabsorbable ligature materials*. *Surg Endosc* 8, 1285-1291

Swan KG, Jr., Baldini T, McCarty EC (2009): *Arthroscopic Suture Material and Knot Type: An Updated Biomechanical Analysis*. *Am J Sports Med* 37, 1578-1585

Thal R (2001): *A knotless suture anchor. Design, function, and biomechanical testing*. *Am J Sports Med* 29, 646-649

Thiede A, Geiger D *Die Knotenfibel*. 2008, Tuttingen: BBD Aesculap GmbH.

Trimbos JB (1984): *Security of various knots commonly used in surgical practice*. *Obstet Gynecol* 64, 274-280

Unger F, Meyer D, Lajtai G, Gerber C: *Arthroscopic knot tying techniques*; in: *Shoulder Arthroscopy and MRI-Techniques*; hrsg. v. Lajtai G, Snyder SJ, Applegate GR, Aitzetmüller G, Gerber C; Springer, Berlin 2003, 59-72

van Rijssel EJ, Brand R, Admiraal C, Smit I, Trimbos JB (1989): *Tissue reaction and surgical knots: the effect of suture size, knot configuration, and knot volume*. *Obstet Gynecol* 74, 64-68

Viinikainen A, Goransson H, Huovinen K, Kellomaki M, Tormala P, Rokkanen P (2006): *Material and knot properties of braided polyester (Ticron) and bioabsorbable poly-L/D-lactide (PLDLA) 96/4 sutures*. *J Mater Sci Mater Med* 17, 169-177

von Leffern I, *Ein neuer, selbstverriegelnder Gleitknoten zur extrakorporalen Knotung in der minimalinvasiven Chirurgie. Experimentelle Untersuchungen zu Haltekraft, Volumen und Knotensicherheit. Einführung eines neuen Knotenschiebers*, in *Abteilung für Gynäkologie und Geburtshilfe des Albertinen Krankenhauses Hamburg*. 2001, Medizinische Hochschule Hamburg: Hamburg. p. 90.

Warner C: *Studies on the behavior of knots*; in: *History and Science of Knots*; hrsg. v. Turner JC and van de Griend P; World Scientific Publishing Co. Pte.Ltd., Singapore, 1996, 181-203

Wetzler MJ, Bartolozzi AR, Gillespie MJ, Roth CA, Ciccotti MG, Snyder-Mackler L, Santare MH (1996): *Fatigue properties of suture anchors in anterior shoulder reconstructions: Mitek GII*. Arthroscopy 12, 687-693

Wiley WB, Goradia VK (2004): *The Tuckahoe knot: a secure locking slip knot*. Arthroscopy 20, 556-559

Wüst DM, Meyer DC, Favre P, Gerber C (2006): *Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures*. Arthroscopy 22, 1146-1153

Danksagung

Ich möchte mich bei meinem Betreuer und Doktorvater PD Dr. med. M.H. Baums für die gute Betreuung, die Anregungen und Korrekturvorschläge sowie die vielen umgehend beantworteten Emails bedanken.

Ich danke Herrn Dipl. Ing. Buchhorn der Abteilung für Orthopädie des Universitätsklinikums Göttingen für die freundliche Unterstützung und Einweisung in die Handhabung der Materialtestmaschine.

Großer Dank gilt meinen Eltern, die mir das Medizinstudium durch eigenen Verzicht ermöglicht haben. Insbesondere danke ich meinem Vater, der mir mit wertvollem Ingenieurwissen für die Konstruktion des Versuchsapparates wertvolle Anregungen gegeben hat und für die umfassende Durchsicht viel von seiner wertvollen Freizeit geopfert hat.

Ich möchte meinem Onkel Dipl. Ing. Hans Joachim Seedorf für das Anfertigen der CAD-Konstruktionszeichnungen der Versuchsapparatur und das umfangreiche Engagement zur CNC-Herstellung der Bauteile durch einen Firmenkollegen danken.

Meinen Großeltern Inge Seedorf und Prof. Dr. Hans Heinrich gebührt großer Dank für die fortdauernde, auch finanzielle Unterstützung des Projektes.

Lebenslauf

Mein Name ist Christian Sachs, ich wohne Wieksbergstraße 14 in 23730 Neustadt/Holstein. Geboren wurde ich am 14.08.1981 in Buxtehude und bin mit der Sporttherapeutin Bettina Sachs, geb. Boldor, verheiratet. Unsere gemeinsame Tochter Lina Marie wurde am 14.09.2010 geboren.

Nach meiner Schulzeit in Stade und Abitur im Jahr 2001 absolvierte ich im Rahmen des Zivildienstes eine Ausbildung beim Deutschen Roten Kreuz zum Rettungssanitäter.

Zum Wintersemester 2002 begann ich mit dem Studium der Humanmedizin an der Georg-August-Universität in Göttingen. Den vorklinischen Studienabschnitt absolvierte ich in Göttingen und an der Christian-Albrechts-Universität in Kiel, wo ich im März 2005 die ärztliche Vorprüfung mit der Note 2,66 bestand.

Im April 2005 wechselte ich für den klinischen Studienabschnitt wieder an die Georg-August-Universität in Göttingen zurück.

Im Zeitraum von 2008 bis 2009 absolvierte ich das studienbegleitende Praktische Jahr am Kantonsspital in St. Gallen, Schweiz, im Bereich Orthopädie/Traumatologie, am Krankenhaus St. Martini in Duderstadt im Bereich Innere Medizin und am Kreis-krankenhaus in Eschwege im Bereich Chirurgie.

Das Staatsexamen bestand ich im Juni 2009 mit der Note 2,0. Die Erteilung der Approbation als Arzt erfolgte im Juli 2009.

Seit 2009 arbeite ich an meiner Promotionsarbeit mit dem Titel „Belastungsuntersuchungen von arthroskopischen und offenen Knotentypen unter Verwendung von polyfilem hochfesten Nahtmaterial“ unter der Betreuung durch PD Dr. med. M.H. Baums in der Abteilung Orthopädie des Universitätsklinikums Göttingen.

Für meine Weiterbildung als Assistenzarzt im Fachgebiet Orthopädie und Unfallchirurgie bin ich seit dem 01. Januar 2010 bis heute an der Schön Klinik Neustadt in Holstein beschäftigt.

Hier war ich von 2010 bis 2011 in der Klinik für Wirbelsäulen Chirurgie unter der Leitung von Prof. Dr. med. Henry Halm und PD Dr. med. Markus Quante tätig und absolvierte von 2011 bis Januar 2013 den „Common trunk“ in der Klinik für Chirurgie und Unfallchirurgie unter der Leitung von Prof. Dr. med. Hendrik Schimmelpenning. Seit Februar 2013 bin ich in der Klinik für Orthopädie unter der Leitung von Prof. Dr. med. Pavel Dufek und Dr. med. Karl Christian Westphal tätig.

Außerberuflich bin ich im Skisport aktiv und seit 1999 Mitglied im Deutschen Skilehrerverband e.V. als ausgebildeter Skilehrer der Grundstufe Ski-Alpin.