

5. Diskussion

Im Hinblick auf die zunehmend weiter gestellten Indikationen zur Meniskusnaht (JOHNSON et al. 1999) und Anwendung aggressiverer Nachbehandlungsprotokolle (BUSECK et al. 1991; BARBER et al. 1994 und 1997; MARIANI et al. 1996; SHELBORNE et al. 1996; LAPRELL et al. 2002; DÜRSELEN et al. 2004) ist das Wissen um den Einfluß verschiedener Nahtmaterialien und Implantate auf die Primärfestigkeit von Meniskusrefixationen von großer Wichtigkeit (POST et al. 1997). Der vermehrte Einsatz bioresorbierbarer Nahtmaterialien und Implantate erfordert zudem eine Beachtung der Veränderung der Materialeigenschaften durch hydrolytischen Einfluß der Gelenkflüssigkeit. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, das Verhalten verschiedener Materialien zur Meniskusrefixation im Meniskusmodell zu untersuchen, unter ansteigender zyklischer Belastung und in Abhängigkeit von der Dauer eines hydrolytischen Einflusses.

In einem auf KOHN (1989) zurückgehenden, von RIMMER et al.(1995) modifizierten und inzwischen weit verbreiteten in-vitro Meniskusmodell (ALBRECHT-OLSEN 1997; ASIK et al. 1997 und 2002; DERVIN et al. 1997; SONG 1999; BARBER et al. 2000 ; SEIL et al. 2000, 2001 und 2003; ARNOCZKY et al. 2001; BECKER et al. 2001 und 2002; WALSH 2001; BELLEMANS et al. 2002; BORDEN et al. 2003; DÜRSELEN et al. 2003; McDERMOTT et al. 2003; ZANTOP et al. 2004, 2005 und 2006; CHANG et al. 2005; KOCABEY et al. 2006) wurden verschiedene Naht- und Fixationsmaterialien zur Meniskusrefixation an einem Korbhenkelriss eines medialen Meniskus untersucht. In unseren Versuchen verwendeten wir ausschließlich horizontale Matratzennähte. Der Korbhenkelriss wurde 3 mm von der Meniskusbasis angelegt und befindet sich damit innerhalb eines Bereichs, in dem eine traumatische Meniskusläsion häufig, eine Refixation indiziert und eine hohe Heilungsrate zu erwarten ist (CANNON 1996). Die meisten vergleichbaren Arbeiten legten einen Korbhenkelriss ebenfalls in diesem Bereich an (SONG und LEE 1999; BARBER und Herbert 2000; SEIL et al. 2000, 2001 und 2003; BECKER et al. 2001 und 2002; BELLEMANS et al. 2002; BORDEN et al. 2003; ZANTOP et al. 2004, 2005 und 2006; CHANG et al. 2005; KOCABEY et al. 2006). Einige Autoren simulierten einen Korbhenkelriss in 2 mm Abstand (RIMMER et al.1995; DERVIN et al. 1997; POST et al. 1997), andere in 4 – 5 mm Abstand vom meniskosynovialen Übergang (ARNOCZKY und LAVAGNINO 2001; WALSH et al. 2001; ASIK et al. 1997 und 2002; DÜRSELEN et al.

2003; McDERMOTT et al. 2003; STAERKE et al. 2004). Die Modifikationen des auf KOHN (1989) und RIMMER et al. (1995) zurückgehenden Meniskusmodells zur in-vitro Bestimmung der Belastbarkeit von Meniskusnähten und Meniskusrefixationsmaterialien beschränkten sich weitgehend auf die Verwendung von geknotetem Testnahtmaterial und der Art der Einspannung der Meniskusteile in der Materialprüfungsmaschine. Einige Autoren testeten ungeknotete Nähte (KOHN und SIEBERT 1989; POST et al. 1997). In der vorliegenden Arbeit wurde das Nahtmaterial entsprechend der intraoperativen Anwendung geknotet, um ein möglichst getreues Abbild der tatsächlichen Situation zu erreichen.

In Analogie zu der von SEIL et al. (2000, 2001 und 2003) publizierten Studien wurde eine besondere Haltevorrichtung verwendet. Im Gegensatz zu einigen vorausgegangenen Arbeiten, in denen der refixierte Meniskus durch Nahtmaterial mit großem Querschnitt in einer Materialprüfungsmaschine fixiert wurde (KOHN und SIEBERT 1989; RIMMER et al. 1995; DERVIN et al. 1997; WALSH et al. 2001; ASIK et al. 2002; BORDEN et al. 2003; McDERMOTT et al. 2003; CHANG et al. 2005; KOCABEY et al. 2006), verwendeten wir monofilen Stahldraht der Stärke 6 USP, um einen Messfehler durch die Dehnung der Haltefäden zu eliminieren.

In der vorliegenden Studie wurden Schweinemenisken verwendet. Der Vorteil lag in der einfacheren Verfügbarkeit auch großer Mengen (WALTON 1989; ASIK et al. 1997 und 2002; POST et al. 1997; SONG und LEE 1999; BARBER und HERBERT 2000; FUKUDA et al. 2000; SEIL et al. 2000, 2001 und 2003; ARNOCKZY und LAVAGNINO 2001; WALSH et al. 2001; DÜRSELEN et al. 2003; McDERMOTT et al. 2003; ZANTOP et al. 2004, 2005 und 2006; CHANG et al. 2005; KOCABEY et al. 2006). Der Bezug der Präparate vom Schlachthof brachte den Vorteil, daß die Tiere und damit die Präparate ein vergleichbares Alter hatten. Da wir Menisken aus Gelenken mit Zeichen von Mißbildungen und Degeneration ausschlossen, konnten wir zudem eine gleichmäßige Gewebequalität erreichen. Humane Präparate entstammen in der Regel einem Pool von Spendern höheren (DERVIN et al. 1997) oder deutlich unterschiedlichen Lebensalters (KOHN und SIEBERT 1989; BELLEMANS et al. 2002; BORDEN et al. 2003) oder gar aus Operationen zum totalen endoprothetischen Kniegelenkersatz (BECKER et al. 2001 und 2002). Die Gewebequalität des Spendermeniskus ist in der überwiegenden Zahl für eine Meniskusfixation unzureichend und aufgrund der Altersunterschiede der Spender inhomogen. Nach POST et al. (1997) findet man eine bessere Vergleichbarkeit der mechanischen Eigenschaften zwischen

Schweinemensken als zwischen älteren menschlichen Spendermensken. Andere Arbeiten zeigten die hohe Ähnlichkeit sowohl der makroskopischen als auch der mikroskopischen Struktur des Schweinemenskus zu der des humanen Menskus (JASPERS et al.1980; NAKANO et al.1992). ASPDEN et al. (1985) beschrieben eine vergleichbare Orientierung der Kollagenfasern in menschlichen und Schweinemensken, was für die Materialeigenschaften des Menskus in biomechanischen Tests wichtig ist (FITHIAN et al. 1990). JOSHI et al. (1995) konnten zeigen, dass es keine statistisch relevanten Unterschiede zwischen menschlichen und Schweinemensken hinsichtlich Permeabilität, Aggregat-Zusammensetzung sowie dem Verhalten bei Deformation gibt.

Für die Materialprüfung wählten wir ein zyklisches Verfahren mit stufenweise ansteigender Belastung. Damit sollten in-vivo-Bedingungen mit repetitiv auftretenden Belastungen der Nahtmaterialien und Implantate im refixierten Menskus simuliert werden. Sowohl die zyklische Komponente mit wiederkehrenden Belastungsspitzen als auch der stufenweise Anstieg der Belastung über die Wiederholungszyklen sollte den Einfluß der stufenweisen Aufbelastung am frisch operierten Menskus repräsentieren, wie sie im Rahmen gängiger Rehabilitationsprogramme auftreten (BUSECK et al. 1991; BARBER et al. 1994 und 1997; MARIANI et al. 1996; SHELBORNE et al. 1996; LAPRELL et al. 2002; DÜRSELEN et al. 2004).

In den wenigen vorausgegangenen biomechanischen Arbeiten mit zyklischer Belastung von Materialien zur Menskusrefixation wurde zur Darstellung der zum Versagen des jeweiligen Präparats notwendigen Belastung (Versagenslast, *Failure load* [N]) ein eindimensionales Verfahren verwendet. So wurde die Kraft, die zum Versagen des Naht- und Fixationsmaterials notwendig war, vor dem zyklischen Versuch und/oder im Anschluß an diesen in einem eigenen, kontinuierlichen Belastungsversuch ermittelt (SEIL et al. 2000, 2001 und 2003; BECKER et al. 2002; BELLEMANS et al. 2002; BORDEN et al. 2003; DUERSELEN et al. 2003; McDERMOTT et al. 2003; STAERKE et al. 2004; CHANG et al. 2005; ZANTOP et al. 2005 und 2006; KOCABEY et al. 2006). Um die Belastung darzustellen, die in einem Versuchsaufbau mit ausschließlich repetitiver Be- und Entlastung bis zum Erreichen eines definierten Versagensmodus auf ein bestimmtes Nahtmenskuspräparat einwirkte, würde ein eindimensionales Verfahren nicht aussagekräftig sein. Wir entschieden uns daher, nicht nur die Versagenslast (Failure Load), sondern auch die Gesamtbelastung als Kraftprodukt darzustellen. Durch die Berechnung des

zweidimensionalen Risskraftprodukts RKP [Ns] sollte die Gesamtbelastung dargestellt werden, also nicht nur die bei Versagen anliegende Endbelastung, sondern auch die zuvor einwirkenden Kraftspitzen.

KIRSCH et al. (1999) haben in einer biomechanischen Studie an menschlichen Kadaverknien bei ausschließlicher Belastung durch Flexion bis 90°, ohne Anlage axial oder translational wirkender Momente, Kräfte der Größe von 10 N im Bereich künstlich angelegter Korbhenkelrisse gemessen. DÜRSELEN et al. (2003) konnten in einer weiterführenden Studie an Meniskusnähten und –refixationsmaterialien wirkende Kräfte um 10 N bestätigen. Dort wurden unter gleichzeitiger axialer Belastung mit 200 N Kombinationen aus Extensions- oder Flexionsbewegungen mit Rotations-, Varus- oder Valgusmomenten ausgeführt. Sie konnten in dieser Studie zudem zeigen, daß axial wirkende Belastungen bis 200 N, also Teilbelastungsniveau, die Weite einer Spaltbildung nicht beeinflussen. Die Autoren konnten jedoch nicht ausschließen, daß zB. durch femorotibiale Translations- oder Scherbewegungen höhere Belastungen erreicht werden (DÜRSELEN et al. 2003). ALLEN et al. (2000) ermittelten in einer biomechanischen Studie an medialen Menisken menschlicher Kadaverknie bei 60° Flexion und anterior gerichteter Translationsbelastung von 134 N ohne axiale Lasteinwirkung eine Krafeinwirkung von 50 N.

Von diesen in-vitro-Ergebnissen ausgehend ist zu erwarten, dass unter Kombination von axialer und translationaler Belastung und zusätzlicher Flexion des Kniegelenks höhere Belastungsspitzen an der Meniskusrefixation erreicht werden. Eine Kombination dieser Belastungsqualitäten ist postoperativ unter gängigen Nachbehandlungsprogrammen in-vivo zu erwarten. Konsequenterweise wurden in den vorausgegangenen Arbeiten zur Überprüfung der Stabilität unter zyklischer Belastung mit nachgeschaltetem linearem Ausreißversuch die Meniskusrefixationen mit bis zu 50 N zyklisch belastet (SEIL et al. 2000, 2001 und 2003; BECKER et al. 2002; BELLEMANS et al. 2002; BORDEN et al. 2003; DÜRSELEN et al. 2003; McDERMOTT et al. 2003; STÄRKE et al. 2004; CHANG et al. 2005; ZANTOP et al. 2005 und 2006; KOCABEY et al. 2006). In der vorliegenden Arbeit wurden die refixierten Menisken über einen stufenweisen Anstieg bis zum Versagen mit Belastungsspitzen von bis zu 80 N zyklisch belastet.

Über das zyklische Verfahren zur Ermittlung des Risskraftprodukts und die stufenweise Belastungssteigerung zur Simulation der postoperativen Belastungssituation hinaus sollte in

der vorliegenden Arbeit zur weiteren Annäherung an die in-vivo-Situation auch der Einfluss der Hydrolyse auf die Refixationsstabilität der unterschiedlichen Naht- und Refixationsmaterialien untersucht werden. Dazu wurden die Nahtmeniskuspräparate zwischen Präparation und Materialprüfung bis zu sechs Wochen in Zellkulturmedium inkubiert. Wir verwendeten zu diesem Zweck *'Dulbecco's Modified Eagles Medium'* (DMEM) als gepuffertes Hydrolysemedium, dem fetales Rinderserum (*fetal bovine serum*, FBS) und Aminosäuren (L-Glutamin) zugesetzt wurden. DMEM bietet in Kombination mit FBS und Aminosäuren als hydrolysierendes Zellkulturmedium gegenüber einem reinen Hydrolysemedium den Vorteil, die Ernährung des Knorpel- und Bindegewebes für die Inkubationsdauer und dadurch auch den Anfall von Stoffwechselprodukten aufrecht zu erhalten, als mögliche einflussnehmende Faktoren auf die Stabilität der Naht- und Fixationsmaterialien. In den vorausgegangenen Arbeiten, die den Effekt eines hydrolytischen Einflusses auf die Stabilitätsentwicklung einer Meniskusnaht bzw. Meniskusrefixation untersuchten, wurden unterschiedliche Inkubationsmedien verwendet. ARNOCZKY und LAVAGNINO (2001) verwendeten mit PBS (phosphate buffered saline) ein ausschließlich hydrolytisches Medium, RAY et al. (1981) führten Ihre Versuche mit entweder in Rattensubkutis oder in Phosphatpufferlösung (Soerensons Buffer) inkubierten Nahtmaterialien durch, FIELD und STANLEY (2004) inkubierten PDS-Nahtmaterial entweder in Synovialflüssigkeit vom Rind oder in PBS. WALTON (1989) untersuchte Schlingen von PDS- Nahtmaterial, die er entweder intraartikulär in Schafknien oder intramuskulär inkubierte. GREENWALD et al. (1994) inkubierten PDS-Nahtmaterial in Rattensubkutis.

Vor Inkubation zeigten die in dieser Studie verwendeten Nahtmaterialien anderen Studien ähnliche Versagenslasten zwischen 50 und 70 N (POST et al. 1997, SEIL et al. 2000, WALSH et al. 2001, BECKER et al. 2001 und 2002, ASIK et al. 2002, ZANTOP et al. 2004; 2005; 2006) (s. Tab. 16). Von einer höheren Versagenslast berichten KOHN und SIEBERT 1989 (s. Tab 16). Dort wurde das Nahtmaterial, im Gegensatz zu den anderen Studien, jedoch direkt in Klemmen der Prüfmaschine befestigt und nicht durch Anwesenheit eines Knotens geschwächt. Bei Verwendung geknoteter Nahtmaterialien, wie in den Versuchen der vorliegenden Studie mögen Strangulation und Abknicken des Fadens zu seiner Schwächung beitragen und niedrigere Versagenslasten hervorrufen. Zur bestmöglichen Simulation der in-vivo-Operationssituation wurde aber, wie in den meisten anderen Arbeiten, der Nahtschluss mittels Knoten bevorzugt.

Autor	Ethibond 2-0 horizontal	PDS II 0 horizontal	PDS II 2-0 horizontal	MFS 6mm PDS II	MFS 8mm PDS II	MFS 8mm PP	MFS 8mm
Kohn (1989)	89 ± 4						
Post (1997)	59,7 ± 20,4	66,1 ± 28,7					
Barber (2000)						30,1 ± 7,9	
Seil (2000)	64 ± 12,7*		57 ± 10,6*				
(2001)		102,6 ± 17,6*	65,5 ± 6,9*				
(2003)		107 ± 23,1 *	62 ± 3,9 *				
Arnoczky (2001)					27,2 ± 6		
Becker (2001)	62,1 ± 7,9					32,7 ± 3,0	
(2002)	57,4 ± 6,8 *					34,4 ± 3,3*	
Walsh (2001)	63,2 ± 9,8						
Asik (2002)	49,3 ± 6,1	93,0 ± 15,2	62,6 ± 11,0				31,4 ± 5,1
Bellemans (2002)					28,1 *		
Dürselen (2003)							23 ± 5 *
McDermott (2003)						40,8 *	
Zantop (2004)	63,2 ± 6,7						
(2005)	50,2 ± 9,8 *						
(2006)	64,3 ± 5,9 *						
Vorliegende Studie	64 ± 5,5 *	72 ± 4,5 *	56 ± 5,5 *	17,5 ± 5 *			

Tabelle 16: Versagenslast [N] gleicher Nahtmaterialien mit horizontalen Matratzennähten und MFS-Implantat-Varianten aus vorhergehenden Studien sowie der vorliegenden Studie (als Mittelwert ± SD der maximal erreichten Zyklusniveaus nichtinkubierter Präparate)
 (*) Unter zyklischer Belastung erhobene Daten

Bei gleicher Fadenstärke und ohne Hydrolyseeinfluss zeigten Ethibond und PDS keine signifikanten Unterschiede, was den Ergebnissen von ASIK et al. 2002 und SEIL et al. 2000 entspricht. Signifikante Unterschiede zwischen den Nahtmaterialien ergaben sich in unseren Untersuchungen lediglich zwischen den PDS-Nähten aufgrund der unterschiedlichen Fadenstärken. Die gleiche Beobachtung machten SEIL et al. im Vergleich zwischen PDS II 0 und 2-0 USP (SEIL et al. 2001 und 2003) (s. Tab. 16).

In der vorliegenden Arbeit waren die untersuchten Nahtmaterialien, wenn keinem hydrolytischen Einfluss ausgesetzt bezüglich der Versagenslast, die zum Bruch oder Ausriss der Refixationsmaterialien führte, den MFS-Implantaten hochsignifikant überlegen.

Übereinstimmend berichteten andere Autoren von einer signifikant niedrigeren Versagenslast des MFS im Vergleich zu konventionellen Nahttechniken (ARNOCZKY et al. 2001; BECKER et al. 2001 und 2002; BELLEMANS et al. 2002; DÜRSELEN et al. 2003; McDERMOTT et al. 2003). Ausschließlich in der Arbeit von ASIK und SENER (2002) erreichte dieser Unterschied kein Signifikanzniveau (s. Tab. 16). Auch nach zwei- bis sechswöchiger Hydrolyse waren sowohl die nichtresorbierbaren als auch die resorbierbaren Nahtmaterialien in der vorliegenden Studie den MFS-Implantaten hochsignifikant überlegen ($p < 0,001$).

Für die MFS-Implantate ermittelten wir in unseren Versuchen keinen signifikanten Abfall der Versagenslast über den Inkubationszeitraum von 6 Wochen. Der tendenzielle Anstieg des Risskraftprodukts nach zwei- und vierwöchiger Inkubationsdauer könnte möglicherweise durch eine Gewebeödemiesierung zu erklären sein, die den Transversalblocks des Implantats ein besseres Widerlager bot. Auffällig war jedoch die signifikante Änderung des Versagenstyps während der sechswöchigen Inkubation. Während es vor und während der ersten 4 Wochen Inkubation vorwiegend zu einem Durchrutschen des Transversalblockes kam, war nach 6 Wochen Inkubation der Bruch des MFS der Hauptversagensmodus. Trotz der nichtsignifikanten Reduktion der Versagenslast scheint somit die Hydrolyse die Stabilität des MFS zu reduzieren.

In der vorliegenden Studie kam es für alle verwendeten Nahtmaterialien, so auch für das nichtresorbierbare Ethibond, durch die bis zu sechswöchige Inkubation in Zellkulturmedium zu einer statistisch signifikanten Reduktion der Versagenslast. GREENWALD et al. (1994) konnten in ihrer in-vivo-Studie im Rattenmodell für Ethibond 2-0 Nähte bei sechswöchiger Inkubation nur tendenziell geringere Versagenslasten nachweisen als bei unmittelbarer Testung nach Präparation (s. Tab. 17). Signifikanzniveau wurde dort jedoch nicht erreicht. GREENWALD et al. werteten den nicht signifikanten, aber in dieser Höhe nicht erwarteten Rückgang der Versagenslast bei nichtresorbierbarem Nahtmaterial durch Inkubation als Ausdruck einer Interaktion des umgebenden Gewebes mit dem Nahtmaterial.

Autor	Naht/Medium		Wochen		
			2	4	6
Vorliegende Studie	PDS II 0/ DMEM	RKP	76,4%	70,9%	48,2%
		N	80,6%	72,2%	52,8
	PDS II 2-0/ DMEM	RKP	91,2%	70,4%	37,6%
		N	92,9%	71,4%	50%
	Ethibond 2-0/ DMEM	RKP	94,6%	93%	91,1%
		N	96,9%	96,9%	90%
	MFS/ DMEM	RKP	167,2%	147,2%	73,4%
		N	142,86%	128,6%	80%
RAY et al. (1981)	PDS 0/ Ratten-Subcutis		81%	66%	
	PDS 0/ Soerensens Buffer		76%	61%	
WALTON (1989)	PDS II 2-0/ intraartikulär		87%	78%	43%
LIN et al. (1993)	PDS II 2-0/ PBS		90,2%	23,8%	11,5%
GREENWALD et al. (1994)	PDS II 2-0/ Ratten-Subcutis				13,5%
	Ethibond 2-0/ Ratten-Subcutis				93,2%
ARNOCZKY et al. (2001)	PDS II 2-0/ PBS				107,5%
	MFS/ PBS				119,5%
FIELD und STANLEY (2004)	PDS II 0/ Synovialflüssigkeit		100%	85%	90%
	PDS II 0 / PBS		100%	87,5%	72,5%
	PDS II 2-0/ Synovialflüssigkeit		86,2%	86,2%	79,3%
	PDS II 2-0/ PBS		89,7%	72,4%	75,9%

Tabelle 17: Tabellarische Übersicht der Stabilitätsentwicklung der Nahtmaterialien in Abhängigkeit von der Hydrolysedauer in unterschiedlichen Inkubationsmedien. Reststabilität in Relation zum jeweiligen Ausgangswert ohne hydrolytischen Einfluss. Risskraftprodukt (RKP).

Dieser Meinung möchten wir uns anschließen. Ein Nachlassen der Gewebefestigkeit der Menisken durch den Inkubationsvorgang spielt nach unserem Eindruck eine eher untergeordnete Rolle, denn ein Gewebeversagen (Durchschneiden der intakten, mit Knoten geschlossenen Nahtschleife durch das Meniskusgewebe) konnten wir in der gesamten Zahl unserer Versuche nur dreimal feststellen. Eine Korrelation oder Proportionalität der Häufigkeit von Gewebeversagen mit der Inkubationsdauer, als untrügliches Zeichen einer

inkubationsbedingten Gewebsschwächung, konnte in unseren Versuchen nicht beobachtet werden.

Für die resorbierbaren PDS II-Nähte beider Nahtstärken fand sich in der vorliegenden Studie bei sechswöchiger Hydrolyse ein hochsignifikanter Rückgang der Versagenslast. Während bei den PDS II- Nähten der Stärke 0 USP ohne Inkubation eine Versagenslast von $172,4\sqrt{N_s}$ erreicht wurde, kam es nach sechswöchiger Hydrolyse zum Bruch der Naht bei einer Versagenslast von $83,1\sqrt{N_s}$ und damit bei 48% des Ausgangswertes. Die PDS II-Nähte der Nahtstärke 2-0 zeigten gegenüber dem Ausgangswert, der ohne hydrolytischen Einfluss ermittelt wurde, nach sechswöchiger Hydrolyse eine auf 38% reduzierte Versagenslast. Eine ähnliche Abnahme der Versagenslast durch eine vierwöchige Hydrolyse zeigten RAY et al. (1981) in einer Pilotstudie zur Einführung des Stoffes Polydioxanon (s. Tab. 16). RAY et al. hatten dabei Abschnitte verschiedener Nahtstärken in Hydrolysemedium (Soerensens Buffer) bzw. in-vivo in Rattensubcutis bis zu einer Dauer von acht Wochen inkubiert (s. Tab. 17). Auch WALTON (1989) berichtete aus seinen Versuchen, bei denen er PDS 2-0 -Nähte vor deren Testung in Schafknien inkubierte, von einem vergleichbaren Rückgang der Versagenslast unter entsprechender Dauer eines hydrolytischen Einflusses (s. Tab. 17). FIELD und STANLEY (2004) zeigten übereinstimmend nach zwei- und vierwöchiger Inkubation sowohl in Gelenkflüssigkeit als auch in Phosphat-gepufferter Salzlösung einen ähnlichen Rückgang der Stabilität auf Werte um 70 bis 90%. Unklar bleibt die fehlende weitere Abnahme nach 6 Wochen, die in der hier vorliegenden Arbeit dagegen deutlich war. (s. Tab. 17). Einen deutlich stärkeren Hydrolyseeffekt als in der vorliegenden Arbeit beschrieben LIN et al. (1993) und GREENWALD et al. (1994) (s. Tab.17). Bei beiden Arbeitsgruppen fand sich nach 6 Wochen eine Reduktion der Versagenslast auf unter 15%. Eine mögliche Ursache könnte in einer Schwächung der resorbierbaren Nahtmaterialien durch den von beiden Autoren beschriebenen Trocknungsvorgang zwischen Explantation und Testung bestanden haben. Nicht nachzuvollziehen sind die abweichenden Ergebnisse von ARNOCZKY et al. (2001). Die Autoren zeigen eine Zunahme der Versagenslast um 7,5% an mit vertikalen PDS II 2-0 -Nähten und um 19,5% an mit MFS refixierten Longitudinalrissen über eine Inkubationszeit von 6 Wochen (s. Tab 17). Sowohl die Nähte als auch die MFS-Implantate zeigten erst unter längeren Inkubationszeiten (12 und 24 Wochen) einen signifikanten Rückgang der Versagenslast. Das Inkubationsmedium war unterschiedlich zu dem in der hier vorliegenden Arbeit verwendeten Medium, jedoch identisch mit dem in den meisten anderen Arbeiten.

Die vorliegende Studie zeigte nach Meniskusnaht unabhängig vom Nahtmaterial in fast allen Fällen einen Nahtbruch. Bei Ethibond 2-0 brach der Faden in allen Fällen unmittelbar neben dem Knoten. Die Literaturanalyse zeigte hier widersprüchliche Ergebnisse. So beschrieben einige Autoren ein ausschließliches Nahtversagen durch Bruch am Knoten (BECKER et al. 2001; ZANTOP et al. 2004), andere ein überwiegendes Gewebeversagen (SEIL et al. 2000; WALSH et al. 2001; ASIK und SENER 2002; BECKER et al. 2002). Als mögliche Ursache für das Auftreten von Gewebeversagen könnte die Schwächung des Meniskusgewebes durch Gefrier- und Auftauvorgänge in Betracht kommen. Diese ereigneten sich in den zitierten Arbeiten überwiegend einmalig (SEIL et al. 2000; BECKER et al. 2001 und 2002; ASIK und SENER 2002), in der von WALSH et al. (2001) zweimalig. In der vorliegenden Studie wurden solche Störparameter durch die unverzügliche Präparation und Inkubation oder Testung ausgeschlossen.

Für die Polydioxanon-Nähte 0 USP sowie 2-0 USP zeigte sich in der vorliegenden Arbeit vorwiegend ein Versagen durch Nahtbruch, vor Inkubation vorwiegend im Bereich des Knotens, während der Inkubation an unterschiedlichen Stellen ohne signifikante Unterschiede. Auch in anderen Arbeiten wurde überwiegend der Nahtbruch als Versagensursache für horizontale PDS II-Matratzennähte gefunden. Die Arbeitsgruppe um SEIL berichtete aus der Pilotstudie zur zyklischen Testung von Meniskusnaht- und Meniskusrefixationsmaterialien (SEIL et al. 2000) sowie in der Folgestudie (SEIL et al. 2001) jeweils über Nahtbruch in 8 von 9 Fällen für horizontale PDS II 2-0-Nähte. In einer späteren Publikation (SEIL et al. 2003) war die Versagensursache aller PDS II 2-0-Nähte, übereinstimmend mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie, ein Nahtbruch. ASIK und SENER (2002) beschrieben in ihrer Studie mit kontinuierlicher Belastung einen Nahtbruch als Versagensursache in 4 von 6 Fällen. Bei dem stärkeren PDS II 0 USP-Nahtmaterial zeigte sich in den Studien von SEIL et al. (2000 und 2003) nach zyklischer Belastung ein Nahtbruch in 6 von 10 (SEIL et al. 2000), bzw. in 5 von 10 Fällen (SEIL et al. 2003). Im Gegensatz dazu berichteten ASIK und SENER (2002) von Gewebeversagen in allen Fällen. Auch hier könnte als mögliche Ursache die Schwächung des Meniskusgewebes durch Gefrier- und Auftauvorgänge in Betracht kommen.

Das MFS zeigte in unseren Versuchen in Abwesenheit eines hydrolytischen Einflusses ausschließlich ein Versagen durch Durchrutschen eines der beiden Transversalblöcke.

Vorausgegangene Arbeiten bestätigen diese Beobachtung, auch hier wurde für die MFS-Implantate nahezu ausschliesslich ein Durchrutschen des Implantats beschrieben, unabhängig von Grundstoff (Polypropylen/Polydioxanon) oder Größe (6mm/8mm) (BARBER und HERBERT 2000; ARNO CZKY und LAVAGNINO 2001; BECKER et al. 2001; ASIK und SENER 2002; BELLEMANS et al. 2002; DÜRSELEN et al. 2003; McDERMOTT et al. 2003).

Der Einfluss der Hydrolyse auf die Versagenslokalisierung war sowohl für das nichtresorbierbare Nahtmaterial Ethibond 2-0 als auch für die resorbierbaren PDS-Nähte in der hier vorliegenden Arbeit nicht signifikant. Bei den PDS II-Nähten stellten wir nur tendenziell eine Veränderung der Lokalisation des Nahtbruches unter sechswöchiger Hydrolyse fest. Während es ohne Hydrolyse oder bei kürzerer Hydrolysedauer überwiegend zu einem Bruch des Nahtmaterials in unmittelbarer Nähe zum Knoten kam, versagte das Nahtmaterial nach sechswöchiger Inkubation häufiger im knotenfernen Fadenbereich. Für die MFS-Implantate erreichte der Hydrolyseeffekt dagegen Signifikanzniveau. War das Durchrutschen eines Transversalblocks ausschließliche Versagensursache in den Versuchen ohne Inkubation, wurde für das MFS-Implantat nach sechswöchiger Inkubationszeit in 4 von 5 Fällen ein Versagen durch Materialbruch beobachtet. Es ist zu vermuten, dass die Ursache des Versagens vor oder in den ersten Wochen unter Hydrolyse am ehesten darin zu finden war, dass die Transversalblocks nicht genügend Halt im Meniskusgewebe fanden. Mit zunehmender Hydrolyse dürfte die Schwächung des Grundstoffes Polydioxanon und damit des Implantats die Grundlage für das Versagen dargestellt haben. In der bisher einzigen weiteren Arbeit zur Untersuchung der Refixationsstabilität von resorbierbaren MFS unter Hydrolyseeinfluss konnten ARNO CZKY et al. (2001) vergleichbare Ergebnisse an einem 8 mm messenden resorbierbaren MFS-Implantat nachweisen. Auch diese Autoren beschrieben ein ausschließliches Durchrutschen der Transversalblocks vor Inkubation und nach längerer Hydrolyse ausschließlich Materialbruch als Versagensursache. Der Signifikanzunterschied der hydrolysebedingten Veränderung in der Versagenslokalisierung zwischen Polydioxanon-Nähten und den MFS-Implantaten entsteht möglicherweise durch die Ausformung des Grundstoffes. Es ist denkbar, daß das gleichmäßig in monofile Fadenform gezogene Nahtmaterial durch oben erwähnte Degradationsprozesse gleichmässiger an Widerstandskraft verliert, während das in dreidimensionale Form gegossene MFS-Implantat - mit makroskopisch sichtbaren Gusskanten und damit ungleichmäßigerer Oberfläche – gegenüber der Hydrolyseeinwirkung Schwachstellen bietet, die ein früheres Versagen möglich machen.

Zusammenfassend konnte die vorliegende Arbeit zeigen, dass die Primärstabilität der Meniskusnaht dem hier verwendeten Implantat signifikant überlegen ist, unabhängig vom Hydrolyseeinfluss. Damit werden die Ergebnisse der Vorarbeiten bestätigt, daß der „Goldstandard“ der Meniskusrefixation die Meniskusnaht sei. Trotz der für die meisten Implantate nachgewiesenen niedrigeren Primärstabilität können jedoch Indikationen bestehen, bei denen eine Verwendung eines oder mehrerer „All-Inside“-Implantate Vorteile bietet, wie zum Beispiel bei der Naht eines bis weit nach median reichenden Meniskushinterhornrisses, der mittels Meniskusnaht nur schwer zu erreichen ist. In diesem Zusammenhang stellt sich zudem die Frage, welche Kräfte in vivo tatsächlich auf den Meniskus und eine Meniskusrefixation einwirken. Hierzu sind weitere biomechanische Grundlagenstudien mit weiter verbessertem und der in-vivo-Situation angepasstem Versuchsaufbau erforderlich. Dieses erscheint zum jetzigen Zeitpunkt ebenso kompliziert, wie auch interessant, denn neben axial wirkenden Belastungen auf die Meniskusoberfläche müssen dabei auch auf die Refixation wirkende Scherkräfte mitberücksichtigt werden, die durch jeweils einzelnes Einwirken oder durch die Kombination von Translations-, Rotations-, Valgus- und/oder Varusmomenten an Kniegelenkstrukturen hervorgerufen werden.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit konnten die Annahme bestätigen, dass die Inkubation von refixierten Menisken in Zellkulturmedium zu einer signifikanten Veränderung ihrer biomechanischen Eigenschaften und Stabilität führt. So zeigte sich erwartungsgemäß für die PDS-Nahtmaterialien eine signifikante Korrelation von Dauer der Inkubationszeit mit der Abnahme der Versagenslast, für die MFS-Implantate dagegen nur eine hydrolyseabhängige Veränderung des Versagensmodus. Unter Annahme einer ähnlichen Situation in-vivo sollte somit die Auswahl des geeigneten Nahtmaterials oder Implantats und eines geeigneten Nachbehandlungsprotokolls Beachtung finden. Insbesondere in solchen Fällen, bei denen die Meniskusheilung aufgrund kritischer Risslokalisation, verminderter Gewebequalität und Vaskularisation wie bei der Meniskustransplantation verzögert ist, sollten resorbierbare mit nichtresorbierbaren Nähten kombiniert werden. Wenngleich gezeigt wurde, dass auch nicht-resorbierbare Nähte einem Hydrolyseeinfluss unterliegen, hat die geringe Reduktion der Primärstabilität nach 6 Wochen um 10% wahrscheinlich keine klinische Relevanz.