

**Aus der Universitätsklinik für Neurochirurgie Tübingen
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. M. Tatagiba**

**Entwicklung eines Trokarsystems und Definition der
Zugangswege für das Tiermodell zur Erprobung einer
neuen Operationstechnik zur Behandlung des lumbalen
Bandscheibenvorfalls im offenen Kernspintomographen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Alexander Torsten Mirwa
aus
Stuttgart – Bad Cannstatt**

2004

Dekan:

Prof. Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. F. Duffner

2. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. L. Schnieder

1	Einleitung.....	3
1.1	Allgemeines.....	3
1.2	Zielsetzung.....	7
2	Material und Methoden	9
2.1	Untersuchungsmaterial	9
2.1.1	Versuchstiere.....	9
2.1.2	Magnetresonanztomograph.....	9
2.1.3	Kernspintaugliche Materialien.....	10
2.1.4	Messung der Einstichkräfte	11
3	Ergebnisse.....	13
3.1	Anatomische Grundlagen.....	13
3.1.1	Wirbelkörper- und Bandscheibenmaße des Schweins	13
3.1.2	Wirbelkörper- und Bandscheibenmaße beim Menschen	15
3.2	Zusammensetzung des Bandscheibengewebes	17
3.3	Voraussetzungen Kernspin	18
3.3.1	Sequenzen	18
3.3.2	Lagerung	19
3.4	Anforderungen an das Trokarsystem.....	21
3.4.1	Allgemeine Anforderungen	21
3.4.2	Anforderungen an das Material des Trokars.....	21
3.4.3	Anforderungen an die Abmessungen des Trokars	23
3.4.4	Kernspintomographische Untersuchung des Trokars.....	25
3.5	Abhängigkeit der Artefaktgröße von der Spitzengeometrie	26
3.6	Einfluss der Spitzengeometrie auf die benötigten Einstichkräfte.....	28
3.6.1	Beschreibung der verwendeten Trokare.....	28
3.6.2	V Versuchsergebnisse der Durchstoßversuche	30
3.6.3	Durchstoß durch Bandscheibengewebe	38
3.7	Kernspin-Artefakte der einzelnen Bestandteile	47
3.7.1	Monopolare HF-Sonde	47
3.7.2	Flexibles Endoskop.....	49
3.8	Störungen des Kernspintomographen durch das Endoskop	51

4 Diskussion	56
4.1 Allgemeines.....	56
4.2 Anforderungen an Geräte / Material.....	61
4.3 Anforderungen an das Trokarsystem	62
5 Zusammenfassung	64
6 Literatur	66
7 Dank	78
8 Lebenslauf	79

1 Einleitung

1.1 Allgemeines

Jeder zweite Bundesbürger (53 Prozent) litt im Jahr 1997 unter Rückenbeschwerden, jedes Jahr erkrankten in den Industrieländern 15 bis 20 Prozent der Bevölkerung neu. 30 Prozent der Bundesbürger waren wegen ihrer Rückenbeschwerden sogar in ärztlicher Behandlung. Diese Zahlen gehen aus einer 1998 veröffentlichten Studie im Auftrag des Bundesverbandes der Betriebskrankenkassen (BKK Bundesverband) hervor (*Pressemitteilung des BKK BV vom 30.03.1998*). In vielen Ländern sind lumbale Rückenschmerzen ein Hauptgrund für Arbeitsunfähigkeit und damit für den Verlust von Arbeitszeit. Nach Berechnungen der deutschen Krankenkassen wurden im Jahr 1995 18 Prozent aller Berufs- und Erwerbsunfähigkeitsrenten wegen Rückenschmerzen gewährt; bei 35 Prozent aller Rehabilitationsmaßnahmen waren Rückenleiden der Grund. Etwa 30 Prozent der in Deutschland anfallenden Krankheitstage werden durch Rückenschmerzen verursacht, 1996 entstand dadurch ein volkswirtschaftlicher Schaden von schätzungsweise 30 Mrd. DM.

Für gewöhnlich ist die Prognose bei chronischen Rückenschmerzen (chronic low back pain, CLBP) sehr gut (*Hansson, T.H., 2000 [44]*), jedoch haben mehrere Arbeitsgruppen (*Abenhaim et al, 1987 [1]*, *Rossignol et al, 1988 [111]*) herausgefunden, dass etwa 10% der Patienten mit chronischen Rückenschmerzen nach einem halben Jahr noch immer arbeitsunfähig sind. Diese Patientengruppe nimmt einen Grossteil der Ressourcen in Anspruch und verursacht demzufolge einen hohen Anteil der Kosten, die für die Therapie von Rückenbeschwerden aufgebracht werden müssen.

Ursache für CLBP sind häufig Einrisse im Anulus fibrosus mit daraus resultierender Vorwölbung des Nucleus pulposus und möglicherweise einer Kompression der Nervenwurzeln oder des Spinalkanals (Abbildungen 1 - 4).

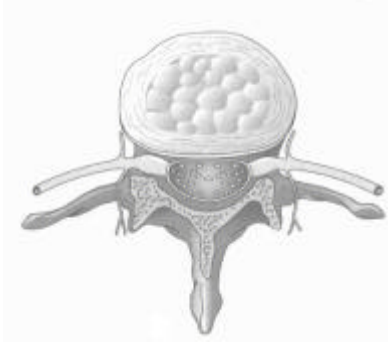


Abbildung 1: Normale Verhältnisse an der lumbalen Bandscheibe

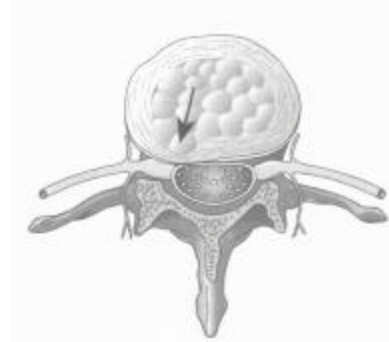


Abbildung 2: Bandscheibenprotrusion

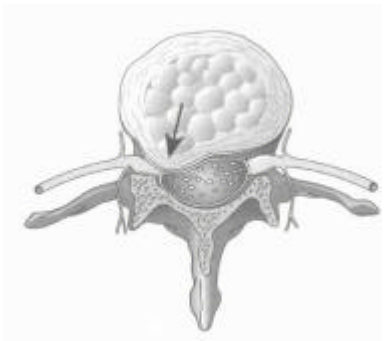


Abbildung 3: Bandscheibenprolaps

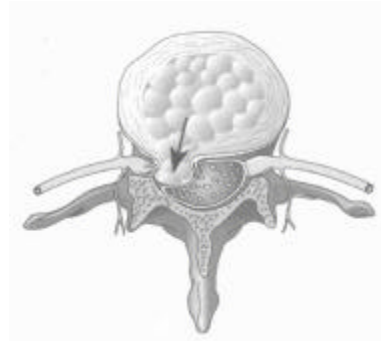


Abbildung 4: sequestrierter Bandscheibenprolaps

Die Therapie chronischer Rückenbeschwerden besteht in erster Linie aus konservativen Maßnahmen wie zum Beispiel medikamentöse Behandlung (Muskelrelaxantien, nicht-steroidale Entzündungshemmer), Wärme- und Ultraschallanwendung und Physiotherapie. Erst wenn diese Verfahren über einen längeren Zeitraum, im Allgemeinen sechs Wochen, nicht zum gewünschten Erfolg geführt haben, sollte die Indikation zur operativen Therapie gestellt werden. Eine Ausnahme bilden die Fälle, in denen es zu neurologischen Ausfällen wie zum Beispiel Blasen- und Mastdarmstörungen kommt. Hier besteht eine dringende Operationsindikation.

Seit im Jahre 1934 durch *Mixter* und *Barr* zum ersten Mal ein Bandscheibenvorfall mit Hilfe der Laminektomie operativ behandelt und 1968 der Gebrauch des Operationsmikroskops durch *Sachdev* etabliert wurde, sind zahlreiche Operationsmethoden und Zugangswege für Operationen an den Bandscheiben entwickelt worden [8, 11, 55, 79, 80].

Allen Operationsverfahren gemeinsam ist die teilweise oder vollständige Ausräumung des Zwischenwirbelraums und dadurch die Entlastung der Nervenwurzeln von Bandscheibenmaterial.

Es wurde versucht, die Bandscheiben chemisch aufzulösen, zum Beispiel durch Chymopapain, Chymotrypsin oder Kollagenase [48], oder die Bandscheibe durch Laserbestrahlung zu verdampfen (Ho:YAG - Laser, Nd:YAG - Laser) [20]. Das Risiko der Laserverfahren liegt allerdings darin, dass die Eindringtiefe des Lasers sehr schlecht beziehungsweise gar nicht vorhergesehen werden kann (Ho:YAG - Laser circa 1mm Tiefenwirkung; Nd:YAG - Laser circa 2-6 mm). Daraus resultiert die Gefahr der abdominalen Perforation. Außerdem können keine Vorhersagen über die Ausdehnung thermischer Schäden gemacht werden. In einer Untersuchung von *Turgut et al*, 1997 [133] wurde nachgewiesen, dass ein Nd:YAG - Laser die Endplatten der Wirbelkörper massiv schädigte, jedoch keine Auswirkungen auf den Nucleus pulposus hatte.

In jüngerer Zeit kommen zunehmend minimal invasive Verfahren zum Einsatz, bei denen die knöchernen Strukturen weitestgehend geschont werden.

Im Gegensatz zu den konventionellen chirurgischen Methoden sind die perkutanen Verfahren weniger invasiv, zudem sind die postoperativen Schmerzen geringer und die Gefahr der Narbenbildung ist deutlich reduziert.

Auf diesem Gebiet hat die Forschung in den letzten Jahren enorme Fortschritte gemacht und bis zum heutigen Tage zielt die Forschung darauf ab, neue Verfahren zu entwickeln, die bei maximaler Effektivität möglichst wenig Risiken und Folgeschäden verursachen sollen. Als Beispiel aus neuerer Zeit soll die Entwicklung der intradiskalen elektrothermischen Therapie (intradiscal electrothermal therapy, IDET) genannt werden. Bei diesem Verfahren wird ein flexibles Heizelement unter Bildwandlerkontrolle über einen Trokar in den Anulus fibrosus vorgeschoben. Die Sonde wird über einen definierten Zeitraum auf eine Temperatur von maximal 90°C erwärmt, wodurch die Kollagenfasern schrumpfen sowie nozizeptive Nervenfasern im Anulus koaguliert werden. Die ersten Erfolge dieses Verfahrens sind durchaus ermutigend, allerdings gibt es bislang noch keine kontrollierten Langzeitstudien mit Ausnahme einer Fall-Kontroll-Studie über einen Zeitraum von zwölf Monaten von *Karasek* und

Bogduk, 2000 [58].

Grundsätzlich bestehen unterschiedliche Meinungen darüber, ob bei einem Bandscheibenvorfall lediglich der sich vorwölbende Anteil entfernt oder aber das gesamte Bandscheibenfach ausgeräumt werden soll (*Williams*, 2001 [143], *Wilson* und *Harbaugh*, 2001 [144]).

In einer Untersuchung mit jeweils 100 Patienten stellten *Faulhauer* und *Manicke* (1995 [27]) fest, dass bei den Patienten, bei denen lediglich der Sequester entfernt wurde, die Reherniationsrate geringer war. In der Gruppe der konventionell operierten Patienten war der postoperative Verlauf durch Rückenschmerzen und Instabilität deutlich schlechter. *Balderston* (1991 [13]) kam in einer Untersuchung an insgesamt 80 Patienten zu dem Ergebnis, dass die Rezidivrate bei beiden Patientenkollektiven keine signifikanten Unterschiede aufwies.

In über 70% aller Fälle sind die Ergebnisse der lumbalen Bandscheibenoperationen gut bis sehr gut, ungefähr 90% der Patienten werden postoperativ beschwerdefrei oder erlangen zumindest eine deutliche Besserung der Beschwerden. Bei ca. 10% der operierten Patienten sind Nachoperationen erforderlich, teils an der gleichen Bandscheibe, teils aber auch auf anderen Höhen.

Unabhängig von dem oben Gesagten steht unzweifelhaft fest, dass die volkswirtschaftlichen Aufwendungen bandscheibenbedingter Erkrankungen immens sind. Es ist in diesem Zusammenhang nochmals darauf hinzuweisen, dass der weitaus größte Teil der Kosten nicht durch die Behandlung entsteht, sondern durch die zeitweilige oder im schlimmsten Fall andauernde Arbeitsunfähigkeit der Betroffenen.

Fast jeder leidet irgendwann in seinem Leben einmal unter Beschwerden, die auf degenerative Veränderungen seiner Bandscheiben zurückzuführen sind.

Aus diesen Gründen scheint es erstrebenswert zu sein, verbesserte Verfahren zur Behandlung lumbaler Bandscheibenvorfälle zu entwickeln, die darauf abzielen, dem Erkrankten die größtmögliche Beschwerdefreiheit bei möglichst kurzer Arbeitsunfähigkeit zu garantieren.

1.2 Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Arbeit "Entwicklung eines Trokarsystems und Definition der Zugangswege für das Tiermodell zur Erprobung einer neuen Operationstechnik zur Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalles im offenen Kernspin-Tomographen" ist, ein Verfahren zu entwickeln, mit dessen Hilfe Patienten mit degenerativen Veränderungen der Bandscheibe direkt im offenen Kernspintomographen behandelt werden können. Der Vorteil dieser Vorgehensweise ist, dass die durch die Behandlung bewirkten Veränderungen an der Bandscheibe direkt visualisiert werden können und die Intervention nach dem Motto "So wenig wie möglich, so viel wie nötig" erfolgt. Ein solches Verfahren entspräche auch dem von *Walter E. Dandy* (1886 – 1946), der 1922 den ersten endoskopischen Eingriff in der Neurochirurgie durchführte, geprägten Grundsatz: "*You must study each patient carefully. The less you do to a patient, the better*".

Die Schrumpfung des Bandscheibengewebes soll durch Anwendung von hochfrequentem Strom erreicht werden, da sich in Vorversuchen gezeigt hat, dass dadurch eine deutliche Reduktion des Bandscheibengewebes bei gleichzeitig relativ begrenzter thermischer Ausbreitung erreicht werden kann.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand aus den folgenden Fragestellungen:

1. Welche anatomischen Besonderheiten stellt das Versuchstier im Gegensatz zum Menschen an das zu entwickelnde Instrumentarium?
2. Welches Material für das benötigte Instrumentarium ist am besten für den Einsatz im offenen Kernspintomographen geeignet?
3. Welchen Einfluss hat die Spitzengeometrie des Instrumentariums auf die Artefaktgröße bei der Darstellung im Kernspintomographen?
4. Welche Sequenzen sind geeignet, das Zielgebiet der Intervention und das Instrumentarium zu visualisieren, ohne zuviel Zeit in

Anspruch zu nehmen?

5. Welche Artefakte macht die endoskopische Ausrüstung in Abhängigkeit vom Abstand zum offenen Kernspintomographen?

2 Material und Methoden

2.1 Untersuchungsmaterial

2.1.1 Versuchstiere

Als Untersuchungsmaterial kamen Lendenwirbelsäulen des Deutschen veredelten Landschweins aus dem Tier-OP der Universität in Tübingen und dem Tier-OP der Universität Hohenheim zum Einsatz. Die Entnahme fand unmittelbar nach dem Ende der Operationen bzw. nach dem Einschläfern der Tiere statt.

Zur Entnahme der Wirbelsäulenblöcke wurde das Promontorium und sechs Bandscheibenfächer kranial davon mit einer Säge durchtrennt und entweder aus dem umgebenden Gewebe herausgelöst oder mitsamt der Muskulatur und der Haut entnommen.

Die Schweine waren unterschiedlich alt, es wurde vor allem darauf geachtet, dass das Gewicht der Tiere zwischen 20 und 30 kg lag.

Die Experimente erfolgten entweder an Frischpräparaten unmittelbar nach der Entnahme oder an Gefrierpräparaten. Hierzu wurden die Wirbelsäulenblöcke direkt nach der Entnahme bei -70° C eingefroren und bei Bedarf bei Raumtemperatur wieder aufgetaut.

2.1.2 Magnetresonanztomograph

Die kernspintomographischen Untersuchungen fanden ausnahmslos in einem offenen System der Firma Siemens (Magnetom open) statt. Hierbei handelt es sich um ein offenes Niederfeldsystem mit einer Feldstärke von 0.2 Tesla. Durch die C-Bogen-artige Anordnung der Polschuhe entsteht ein vertikales Magnetfeld; der Zugang zum Patienten erfolgt von der Seite. Ein Nachteil dieses Systems liegt in dem geringen Abstand zwischen Patientenaufgabe und oberem Polschuh, der nur 35 cm beträgt. Dies macht zum einen die Arbeit am Patienten für den Operateur schwieriger, zum anderen stellt diese Tatsache bestimmte Anforderungen an die Form des Trokarsystems.



Abbildungen 5/6: Magnetom open der Firma Siemens

2.1.3 Kernspintaugliche Materialien

Die wichtigste Aufgabenstellung zu Anfang bestand in der Suche nach geeigneten, kernspintauglichen Materialien. Oberstes Gebot war natürlich die Vermeidung magnetischer Materialien, um eine Gefährdung von Patienten und Operateuren sowie eine Beschädigung des Tomographen auszuschließen. Ebenso war zu erwarten, dass die Verwendung von Materialien mit ferromagnetischen Eigenschaften Artefakte verursachen würden, die die Verwendung der gewonnenen Daten unmöglich machen würden. Trotz dieser Voraussetzung wurden auch diverse Stahl-Legierungen, Kunststoffe und keramische Werkstoffe untersucht. Mit diesen Messungen sollte versucht werden, möglichst viele Vergleichsmöglichkeiten der verschiedenen Materialien untereinander zu bekommen.

Alle untersuchten Proben und Instrumente stammten von verschiedenen Herstellern medizinischer Materialien und Geräten. Alle Proben wurden vor den Messungen im Kernspintomographen für 10 Minuten im Ultraschallbad in Aceton bzw. Isopropanol gereinigt und danach nur noch mit Handschuhen berührt um Verunreinigungen mit ferromagnetischen Substanzen zu verhindern.

Die Proben wurden mit einem Nylonfaden auf einem Probenhalter aus Plexiglas befestigt, dieser Halter wurde in ein ebenfalls aus Plexiglas gefertigtes Phantom mit den Abmessungen 250 x 250 x 200 mm eingespannt. Das Phantom war bei den Messungen mit einer Lösung aus 0.002-molarem Gadolinium in vollentsalztem Wasser gefüllt. Gadolinium ist ein konventionelles Kontrastmittel für kernspintomographische Untersuchungen. Es soll die T1-Relaxationszeit von reinem Wasser an die sehr viel kürzere Zeit von Fettgewebe anpassen, wodurch eine bessere Vergleichbarkeit mit menschlichen Gewebe erreicht wird.

2.1.4 Messung der Einstichkräfte

Die Messung der Einstichkräfte der unterschiedlichen Nadeln erfolgte mit einem umgebauten Kompressionsmikroskop des Instituts für Textil- und Verfahrenstechnik (ITV) in Denkendorf. Diese Vorrichtung erlaubt es, eine Punktion durch ein geeignetes Medium mit einer definierten Geschwindigkeit durchzuführen und die dabei benötigten Kräfte zu messen und anschließend in einem Kraft-Weg-Diagramm auszugeben.

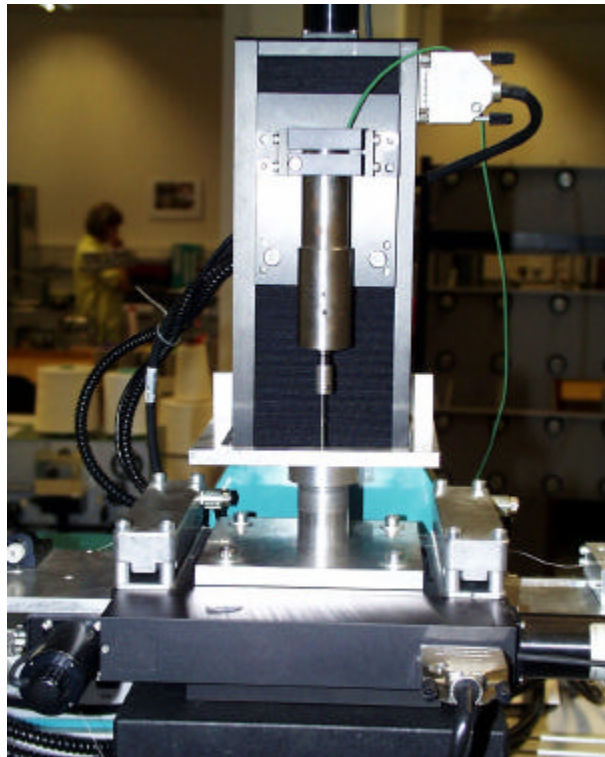


Abbildung 7: Modifiziertes Kompressionsmikroskop des ITV Denkendorf

Als zu durchstoßendes Medium wurde eine Weich-PVC-Folie mit einer Stärke von 0.5 mm und einem Durchmesser von 10 mm gewählt. In einer anderen Versuchsreihe wurden die benötigten Kräfte an isolierten Wirbelsäulenpräparaten gemessen. Aus Gründen der Reproduzierbarkeit wurde bei allen Versuchen die Geschwindigkeit des Einstichs auf 200 µm/s festgelegt, als Referenznadeln dienten jeweils handelsübliche Injektionskanülen der Firma Braun (Sterican® 0.9*40 mm).

Zur Verfügung standen sechs Nadeln und Kanülen der Firma Somatex mit drei unterschiedlichen Spitzengeometrien. Die Nadeln bestanden aus Nitinol, die Kanülen aus reinem Titan. Jeweils ein Exemplar war unbehandelt, ein weiteres mit einer Beschichtung versehen.

Die Beschichtung der Nadeln bestand aus einer ~ 2 µm starken DLC-Schicht (diamond-like carbon), die Kanülen wurden an der Außenseite mit einer ebenfalls ~2 µm dicken, Siliciumoxid-modifizierten DLC-Schicht versehen.

Zweck der Beschichtung ist es, Reibung und Verschleiß der Nadeln und Kanülen zu vermindern sowie die Benetzung mit wässrigen Medien zu reduzieren.

Alle Kanülen waren an der Oberfläche mit Markierungen im Abstand von 10 mm zur Lagekontrolle versehen, die auch bei den DLC-beschichteten Nadeln gut zu erkennen war.

Alle Nadeln wurden in zwei Serien geprüft, dabei wurde mit jeder Nadel eine Weich-PVC-Folie fünf Mal an unterschiedlichen Stellen durchstoßen, nach dem Austausch der Folie wurde diese mit der selben Nadel weitere fünf Mal durchstoßen. Alle Nadeln wurden bis über die erste Tiefenmarkierung durch die Folie geschoben um zu überprüfen, inwiefern sich diese Markierungen auf die benötigten Kräfte auswirken.

3 Ergebnisse

3.1 Anatomische Grundlagen

3.1.1 Wirbelkörper- und Bandscheibenmaße des Schweins

Um die erforderlichen Abmessungen des Trokarsystems zu bestimmen war es zunächst erforderlich, Werte für die Wirbelkörper- und Bandscheibenmaße des Schweins zu ermitteln.

In erster Linie wurden dazu Werte aus der Literatur herangezogen [83, 132, 142], diese stimmten allerdings mit denen überein, die in eigenen Versuchen ermittelt wurden.

Die Anzahl der Lendenwirbel liegt zwischen 5 und 7, laut *Weingärtner* (1968 [142]) kommen 6 Lendenwirbel am häufigsten vor.

Laut *Meyer et al* (1969 [83]) ist die Halswirbellänge mit lediglich 25 mm am niedrigsten, im Brust- und Lendenbereich folgt ein kontinuierlicher Anstieg. So erreicht mit 40 mm der vorletzte Lendenwirbel die größte Länge.

sagittale Länge				
Höhe	Anulus anterior	Nucleus pulposus	Anulus posterior	Gesamtlänge A
L1/L2	3,82	13,06	2,49	19,37
L2/L3	4,46	12,34	3,06	19,86
L3/L4	6,68	11,78	2,58	21,04
L4/L5	3,95	11,96	2,38	18,29
L5/L6	4,39	11,0	2,39	17,78

*Tabelle 1: Werte für die sagittale Länge der Bandscheiben des Schweins
(Die Gesamtlänge A bezieht sich auf Abbildung 9)*

Bandscheibenhöhe			
Höhe	anterior	medial	posterior
L1/L2	2,86	4,28	1,96
L2/L3	2,78	3,90	1,88
L3/L4	2,88	4,40	2,10
L4/L5	4,26	4,30	2,02
L5/L6	2,62	4,20	2,00

Tabelle 2: Werte für die Höhe der Bandscheiben

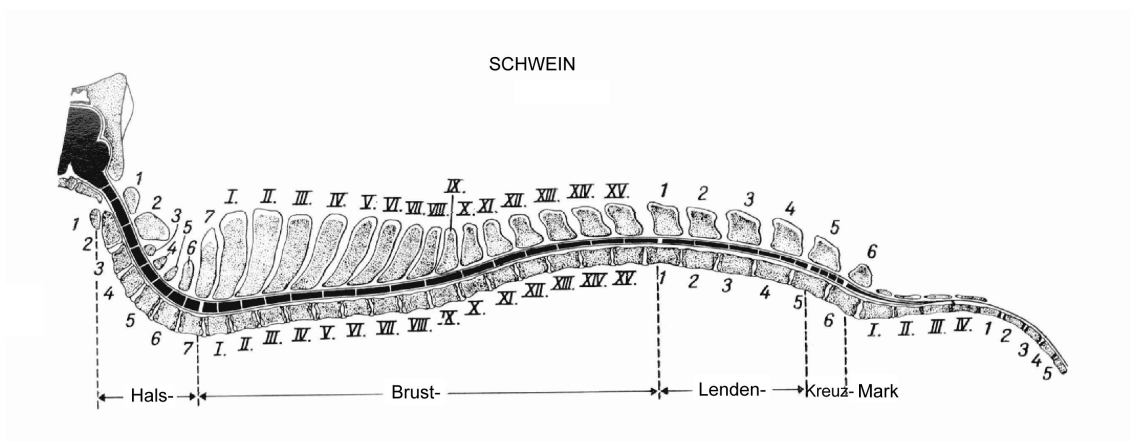


Abbildung 8: Übersicht über die Wirbelsäulen-anatomie des Schweins

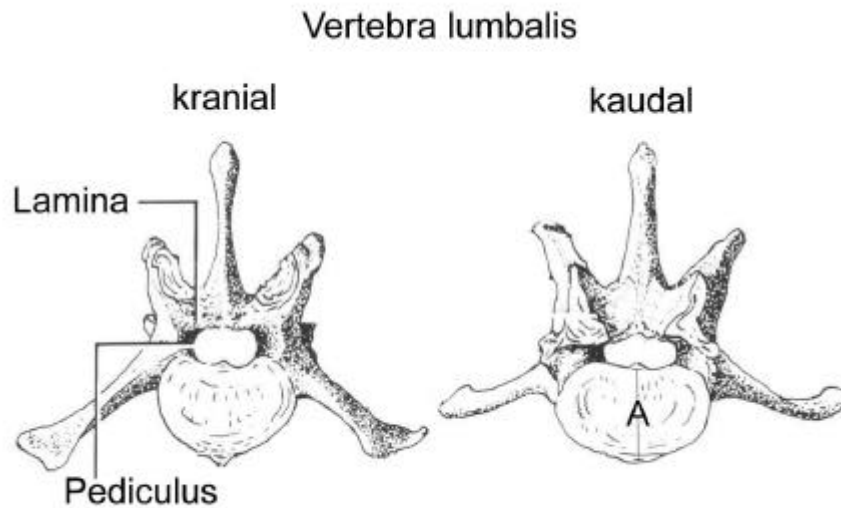
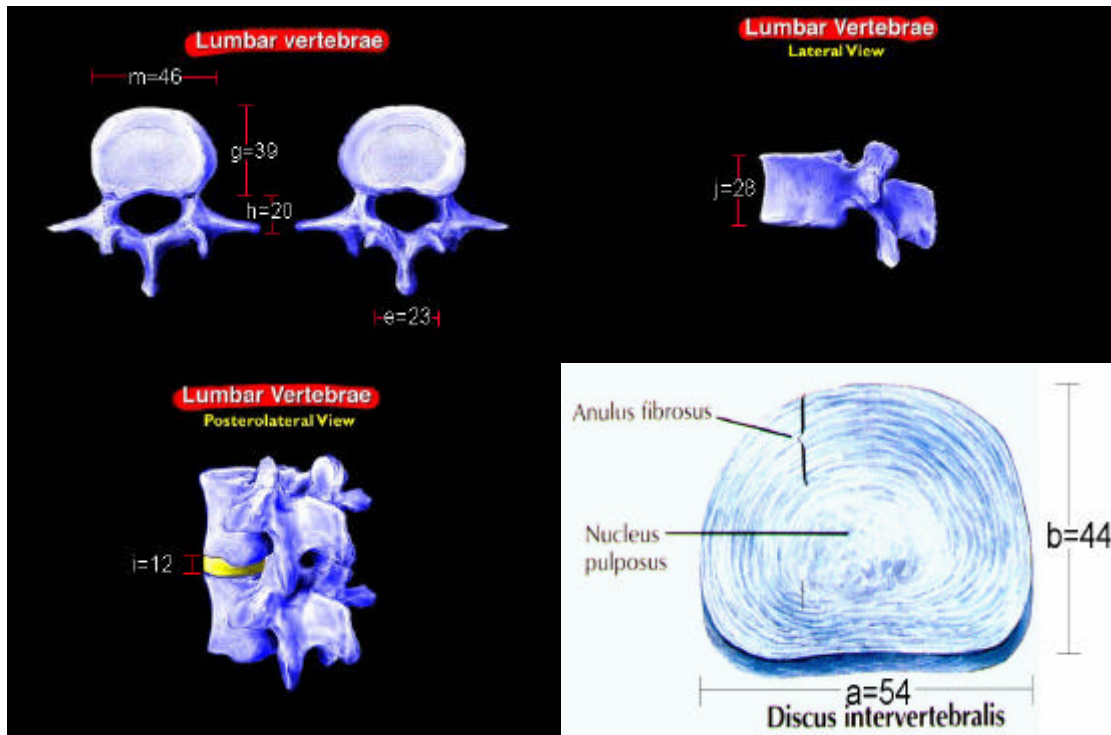


Abbildung 9: Anatomische Darstellung eines Lendenwirbels beim Schwein

3.1.2 Wirbelkörper- und Bandscheibenmaße beim Menschen

Die im Folgenden aufgeführten Maße sind alle aus der Literatur [73, 137] entnommen, alle Maße sind in Millimeter angegeben. Die in den Tabellen verwendeten Bezeichnungen beziehen sich auf die Abbildungen.



Abbildungen 10-13: Anatomische Darstellung der menschlichen Lendenwirbel und der Bandscheibe

Höhe	Durchmesser anterior-posterior [h]	Durchmesser interpedikulär [e]
Th12	14 – 26	15 – 30
L1	14 – 25	17 – 30
L2	13 – 28	15 – 28
L3	13 – 27	16 – 30
L4	13 – 27	17 – 35
L5	12 – 32	19 - 40

Tabelle 3: Normalmaße des Spinalkanals (nach [137])

Höhe	transversale Länge [m]	sagittale Länge [g]	Wirbelkörperhöhe (Mitte) [j]
L1	30 – 52	35.8	31.0
L2	34 – 58	34.9	29.0
L3	29 – 58	37.0	34.0
L4	38 – 68	39.0	28.0
L5	46 – 78	37.8	31.0

Tabelle 4: Maße der Wirbelkörper (nach [73])

Höhe	Bandscheibenhöhe [i]
L1/L2	3 – 10
L2/L3	6 – 16
L3/L4	7 – 17
L4/L5	8 – 14

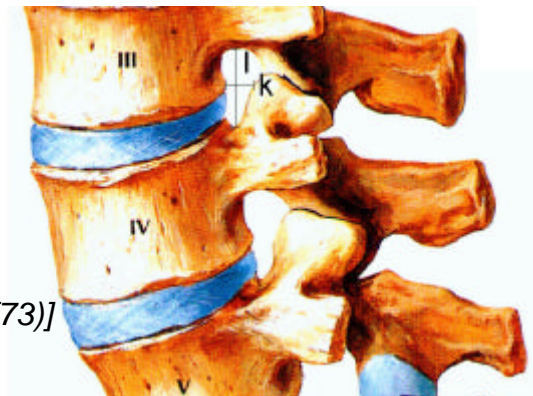


Tabelle 5: Dicke der Bandscheibe (nach [73])

Höhe	Breite [c]
L1	19 – 26
L2	19 – 25
L3	18 – 22
L4	18 – 21
L5	15.5 – 20
S1	10 – 20

Abbildung 14: Anatomische Darstellung der menschlichen Lendenwirbelsäule

Tabelle 6: Breite des Durasackes (nach [73])

Höhe	Kraniokaudaler Durchmesser [l]	Dorsoventraler Durchmesser [k]
L1/L2	8.8 – 19.9	5.6 – 11.9
L2/L3	7.6 – 18.5	5.2 – 11.9
L3/L4	9.3 – 20.5	6.9 – 12.9
L4/L5	9.1 – 19.9	4.9 – 11.4

Tabelle 7: Maße der Foramina intervertebralia (nach [73])

3.2 Zusammensetzung des Bandscheibengewebes

Die einzelnen Anteile einer Bandscheibe haben eine unterschiedliche histologische Zusammensetzung. Dies erklärt die unterschiedlichen Eigenschaften von Anulus fibrosus und Nucleus pulposus.

Im Anulus fibrosus überwiegen Kollagenfasern vom Typ II, die vorherrschende Grundsubstanz besteht aus Chondroitinsulfat und Keratansulfat.

Im Nucleus pulposus kommen neben Kollagenfasern vom Typ II auch reticuläre Fasern vor, die Grundsubstanz besteht überwiegend aus Keratansulfat.

Kollagenfasern sind aus Polypeptiden aufgebaut, wobei die Aminosäure Glycin mit einem Anteil von etwa 1/3 vorkommt. Weiter kommen vor: Prolin, Hydroxyprolin, außerdem Lysin und basische Aminosäuren.

Die Grundsubstanz wird vorwiegend von Glykosaminoglykanen (saure Mucopolysaccharide) gebildet. Diese Polysaccharide liegen sulfatiert vor, d.h. die Hydroxylgruppe an C4 und C6 des Aminozuckers ist mit Sulfat verestert. Durch die freien COOH- und Sulfatgruppen reagieren die Glykosamine stark sauer, sie können so Kationen binden und Hydrathüllen bilden.

Die Glykosaminoglykane haben die Eigenschaft, unter Wasseranlagerung zu quellen, sie beeinflussen den Wassergehalt und die Permeabilität des Gewebes. Der Quellzustand entscheidet auch über den Gewebedruck (Turgor). Das Molekulargewicht der Glykosaminoglykane liegt zwischen 10000 und 50000.

Die Reticulinfasern sind von der chemischen Zusammensetzung und der makromolekularen Struktur den Kollagenfasern sehr ähnlich, sie sind jedoch weniger spezialisiert und sehr reißfest.

Mit zunehmendem Alter wird das in der Jugend vorkommende Gemisch aus Chondroitinsulfat und Keratansulfat vermehrt durch Dermatansulfat ersetzt. Dadurch sinkt die Viskosität der Bandscheibe, durch den abnehmenden Wassergehalt wird die Bandscheibe insgesamt weniger elastisch.[2,14,43,45,47,53]

3.3 Voraussetzungen Kernspin

3.3.1 Sequenzen

Ein wichtiges Ziel der Arbeit war es, geeignete Sequenzen für das Magnetom open zu finden, die einen möglichst guten Kompromiss zwischen einer ausreichend hohen Auflösung und einer möglichst geringen Akquisitionsdauer darstellen.

Die Vorauswahl der Sequenzen erfolgte durch die Abteilung für Radiologische Diagnostik der Universitätsklinik Tübingen. Sie stellte eine repräsentative Auswahl der Sequenzen dar, die auch für Interventionen ausgesucht würden. Erprobt wurden zum Beispiel Gradienten- und (Turbo-)Spinechosequenzen, bei denen noch jeweils Parameter wie Bandbreite, Pixelgröße, Echozeit und Anzahl der Spinechos variiert wurden.

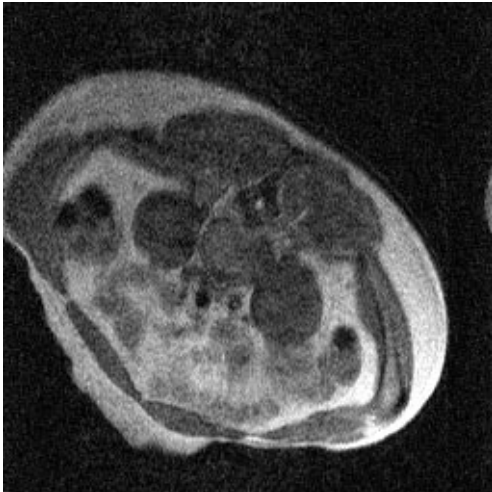


Mi241031;TSE5_24b65.uhc; FOV
300*300; Matrix 196*256; SL 6; AC 1;
TR 1000; TE 24;Dauer 42 sec



Mi241084; Trufi_5b195.vhc; FOV
300*300; Matrix 192*256; SL 6; AC 1;
TR 10,6; TE 5.0/1;Dauer 12 sec

Abbildungen 15/16: Kernspintomographische Aufnahmen der menschlichen lumbalen Wirbelsäule



Mi261016; TSE17_21b65.uhc; FOV
300*300; Matrix 170*256; SL 6; AC 1; TR
1900; TE 21.0/1; Dauer 22 sec



Mi261056; TSE17_21b65.uhc; FOV
300*300; Matrix 170*256; SL 6; AC 1;
TR 1900; TE 21.0/1; Dauer 22 sec

Abbildungen 17/18: Kernspintomographische Aufnahmen der menschlichen lumbalen Wirbelsäule

Für die oben gezeigten Bilder wurden Sequenzen verwendet, deren Akquisitionsdauer bei den eingestellten Parametern bei maximal 42 Sekunden lag. Die erreichte Auflösung genügt, um die zu operierende Bandscheibe eindeutig zu identifizieren. Mit diesen Sequenzen können degenerative Veränderungen an den lumbalen Bandscheiben zweifelsfrei nachgewiesen werden.

3.3.2 Lagerung

Gleichzeitig wurde versucht, eine Lagerung des Patienten im Kernspin zu finden, die einen leichten Zugang des Operators zum Patienten gewährleistet und die für den Patienten für die Dauer des Eingriffs bequem ist. Am ehesten geeignet erscheint eine Lagerung, wie in Bild 19 dargestellt ist. Dabei liegt der Patient in einer Halbseitenlage, der Körper wird durch Decken oder eventuell durch ein Lagerungskissen stabilisiert. Bei dieser Art der Lagerung sind auch die atemabhängigen Bewegungsartefakte, wie sie bei der Lagerung auf dem Bauch auftraten, weitestgehend unterdrückt. Die ursprünglich angestrebte Lagerung in Seitenlage erwies sich als nicht praktikabel, da diese schon nach

kurzer Zeit vom Probanden als unbequem empfunden wurde. Außerdem benötigt bereits ein sehr schlanker Patient in Seitenlage den gesamten Platz zwischen Patientenauflage und oberem Polschuh des Kernspintomographen, der beim verwendeten Magnetom open lediglich 35 cm beträgt.

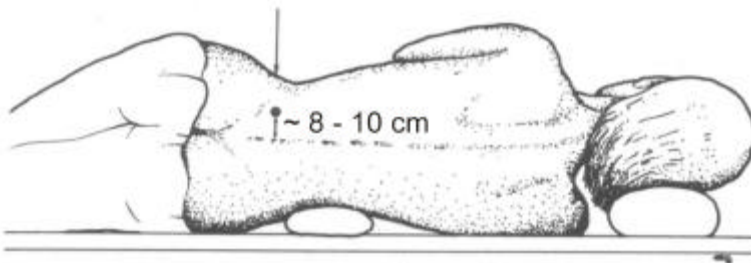


Abbildung 19: Lagerung im offenen Kernspintomographen

Die Position des Operators während der Intervention scheint ebenfalls nicht sehr ergonomisch zu sein, da die Patientenauflage für die Akquisition der Bilder sehr weit in das Gerät hineingeschoben werden muss. Dadurch ist der Operator gezwungen, sich sehr weit in das Gerät hineinzubeugen.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass bedingt durch die räumlichen Gegebenheiten im Magnetom open (Abstand Patientenauflage – oberer Polschuh von lediglich 35 cm, siehe Abbildung 20) die gewünschte Lagerung in Seitenlage nicht praktikabel ist.

Als geeignete Sequenzen haben sich die mit den angegebenen Parametern veränderten Turbospinecho-Sequenzen herausgestellt, die in den Abbildungen 15, 17 und 18 gezeigt sind.



Abbildung 20: Darstellung des Platzangebotes im Magnetom open

3.4 Anforderungen an das Trokarsystem

3.4.1 Allgemeine Anforderungen

Aus dem oben gesagten sowie aus den in Abschnitt 3.1.1 beschriebenen anatomischen Gegebenheiten ergeben sich die im Folgenden aufgeführten Anforderungen an ein Trokarsystem.

Die Abmessungen ergeben sich zum einen aus den der Literatur entnommenen Maßen der Wirbelsäule und der Bandscheiben des Versuchstiers, zum anderen aus den räumlichen Gegebenheiten im Magnetom open.

Grundsätzlich gilt, dass das Trokarsystem für die Intervention aus zwei Teilen besteht.

Der eine Teil ist ein Führungsdraht aus Vollmaterial, mit dem zunächst die Punktion des entsprechenden Bandscheibenfachs unter Kontrolle im Kernspin erfolgt. Über diesen Führungsdraht oder Guide wird im nächsten Schritt, ebenfalls unter Kontrolle im Kernspin, der eigentliche Trokar vorgeschoben.

Hat dieser seine korrekte Position in der Bandscheibe erreicht, wird der Guide herausgezogen und erneut die Lage des Trokars kontrolliert. Durch den Trokar wird schließlich die Sonde zur Applikation des hochfrequenten Stroms (HF-Sonde) vorgeschoben.

3.4.2 Anforderungen an das Material des Trokars

Die untersuchten Materialien lassen sich in zwei Gruppen einteilen: Elektrisch leitende (vor allem Metalle) und isolierende (Kunststoffe, Keramiken) Werkstoffe. Bei den metallischen Materialien zeigte sich ein Zusammenhang zwischen den benutzten Kernspin-Sequenzen und der Größe des Artefakts. Weiterhin spielte die Ausrichtung der Probe im Magnetfeld eine Rolle (Abbildung 21); bei der Ausrichtung der Proben senkrecht zum Magnetfeld ist die Artefaktbildung deutlich größer als der Orientierung der Proben parallel zum Magnetfeld.

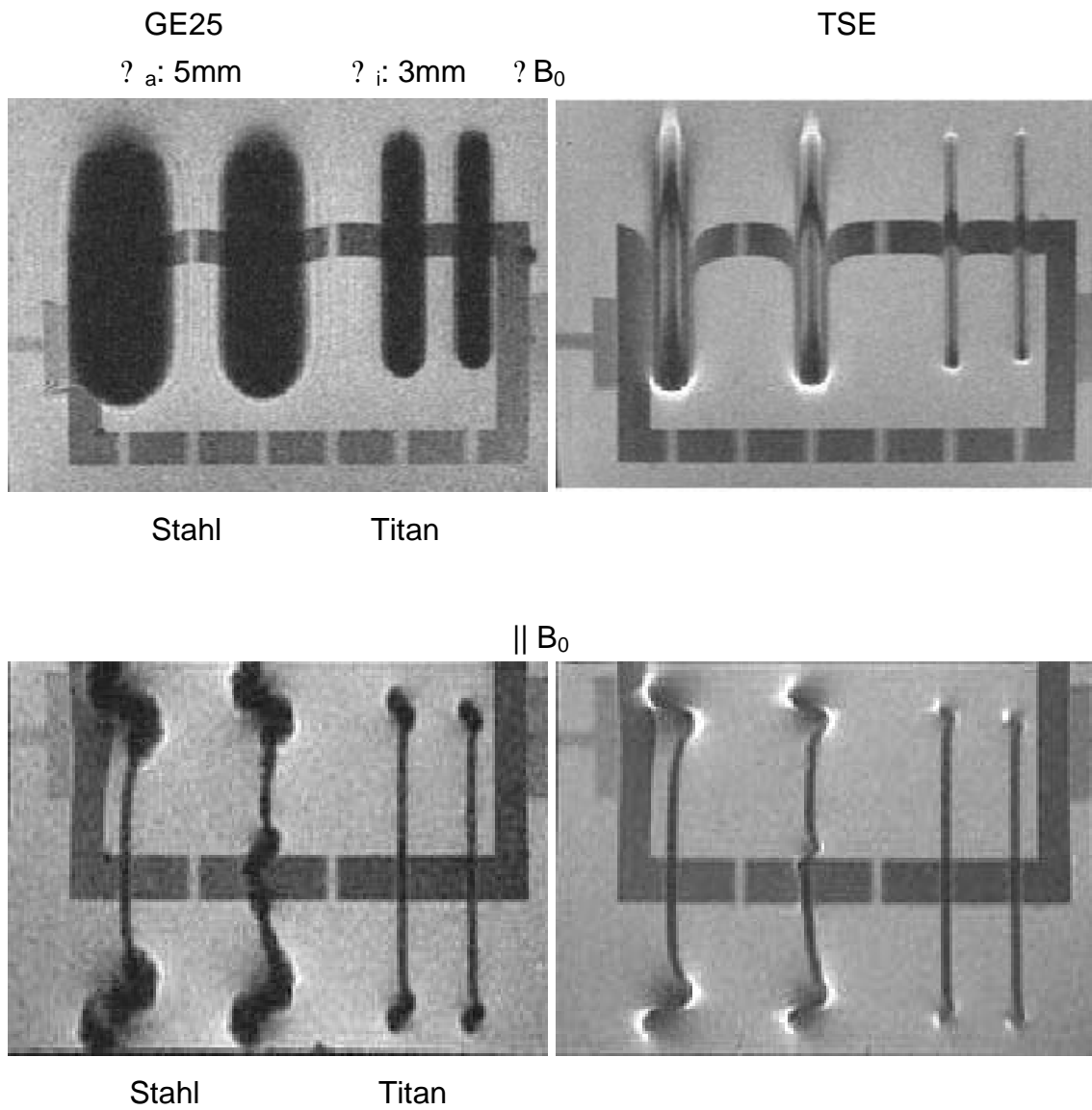


Abbildung 21: Vergleich von Stahl- und Titan-Draht in der Gradientenecho- (GE25) und der Turbospinecho-Sequenz (TSE) senkrecht (ΔB_0) und parallel ($\parallel B_0$) zum Magnetfeld

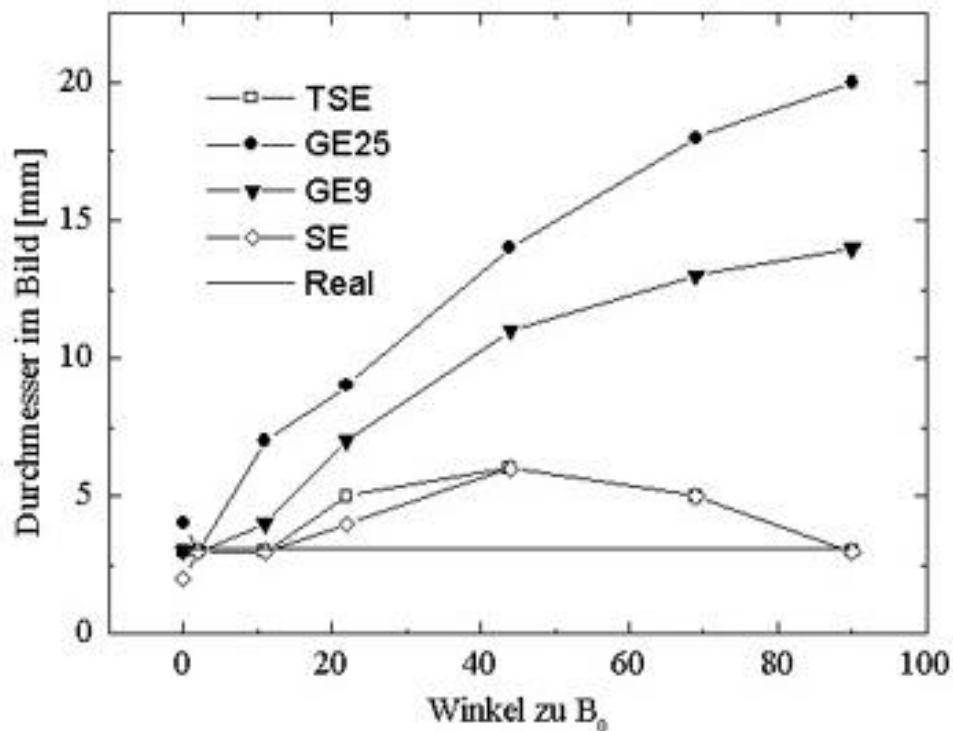


Abbildung 22: Dargestellter Durchmesser der Proben in Abhängigkeit von der Sequenz und der Ausrichtung zum Magnetfeld

Bei den Proben aus Nitinol zeigte sich zusätzlich der Einfluss der Oberflächenbehandlung auf die Artefaktbildung. Das am stärksten ausgeprägte Artefakt wurde von unbehandelten Proben verursacht. Wurden die Proben gebeizt, reduzierten sich die Artefakte bereits deutlich, durch Elektropolieren der Nitinolrohre wurde nochmals eine Reduktion des Artefakts bewirkt.

3.4.3 Anforderungen an die Abmessungen des Trokars

Um alle Bandscheibenfächer zu erreichen sowie als Anpassung an die oben beschriebenen räumlichen Gegebenheiten im Magnetom open ist es notwendig, dass das Trokarsystem in einem Winkel von 40° gebogen ist.

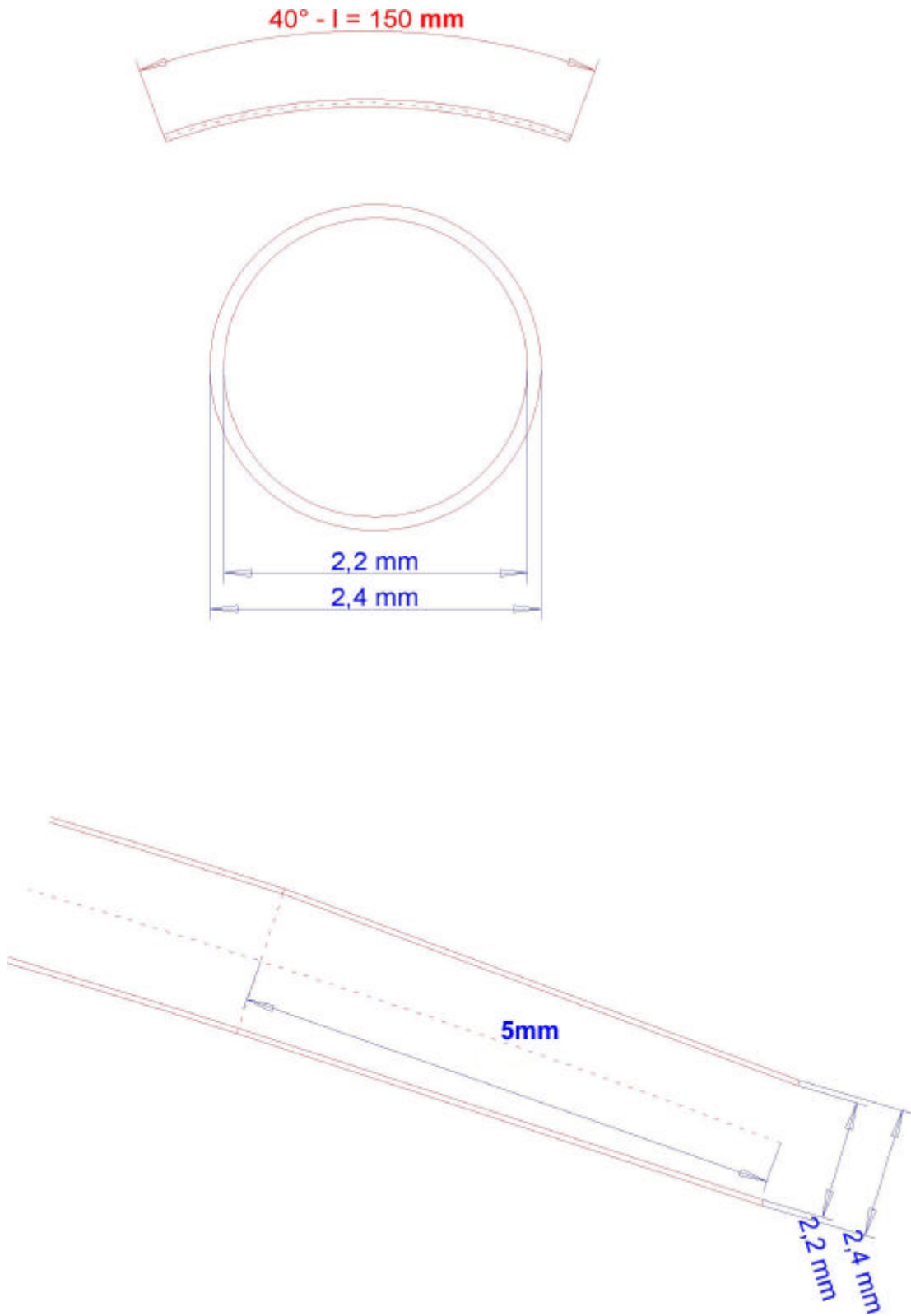


Abbildung 23: Konstruktionszeichnung des Trokarsystems

Nach den oben aufgezeigten Vorgaben wurde schließlich von der Firma Somatex ein entsprechender Prototyp hergestellt.

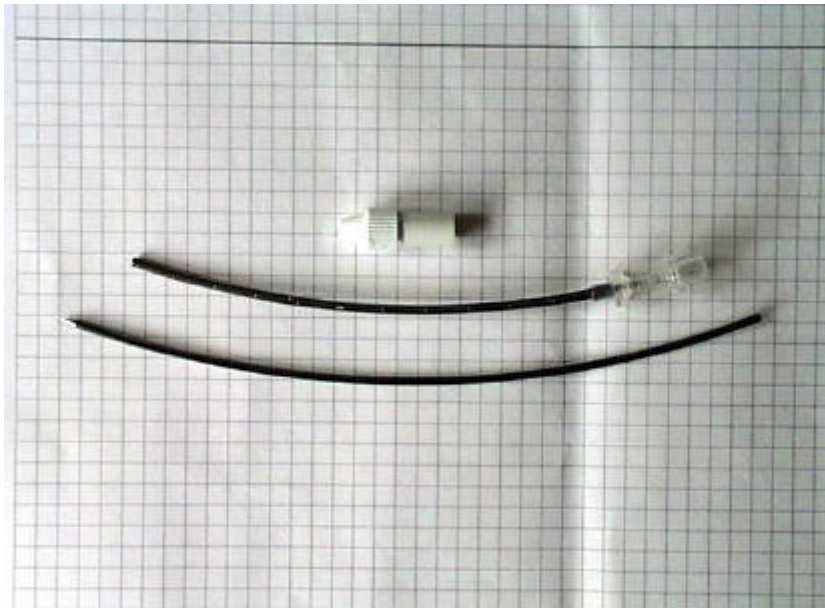
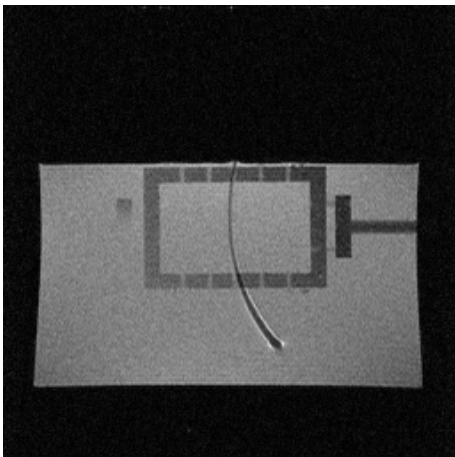


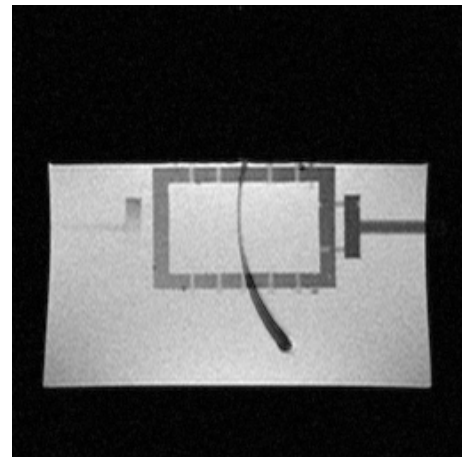
Abbildung 24: Prototyp des Trokarsystems, bestehend aus Guide, Trokar und abnehmbarem Griffstück für den Guide

3.4.4 Kernspintomographische Untersuchung des Trokars

Dieser Prototyp wurde im Kernspin auf seine ferromagnetischen Eigenschaften und auf die Artefaktbildung untersucht.



SoTro368063; SE1_90; FOV 300*300;
Matrix 192*256; SL 6; AC 1; TR 1000;
TE 15.0/1; TA 3:15



SoTro368082; FI2d_70; FOV
300*300; Matrix 192*256o; SL 6;
AC 3; TR 70.0; TE 9.0/1; TA 0:42

Abbildungen 25/26: Prototyp des Trokars im Kernspin

In der Abbildung 25 erkennt man deutlich, dass der Trokar an seiner Spitze einen deutlichen Artefakt verursacht, während er sich auf der restlichen Länge entsprechend seinem realen Durchmesser darstellt. Dieser Spitzenartefakt ist jedoch nicht von der Geometrie der Spitze abhängig.

3.5 Abhängigkeit der Artefaktgröße von der Spitzengeometrie

Zu Beginn der Untersuchungen wurde vermutet, dass die geometrische Form der Nadelspitze einen großen Einfluss auf die Größe des Artefakts in der kernspintomographischen Aufnahme haben würde. Durch vergleichende Untersuchungen von Nadeln mit unterschiedlichen Spitzen ließ sich feststellen, dass diese keinen Unterschied in Bezug auf die Größe des Artefakts machen.

Auf den folgenden Abbildungen sind verschiedene handelsübliche Nadeln in der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahme sowie ihrer Darstellung im Kernspintomographen zu sehen.



Abbildung 27/28: Biopsienadel 18G der Firma Daum in der REM-Aufnahme

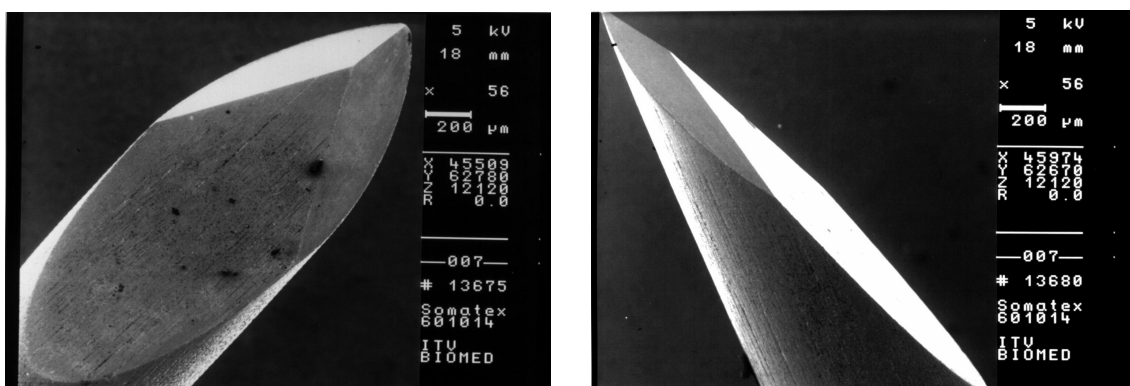
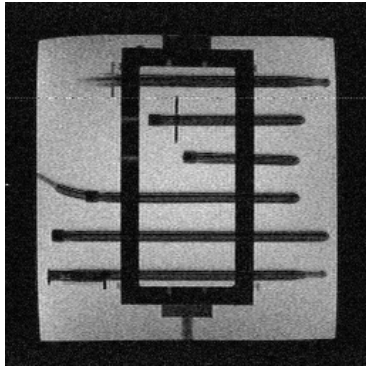
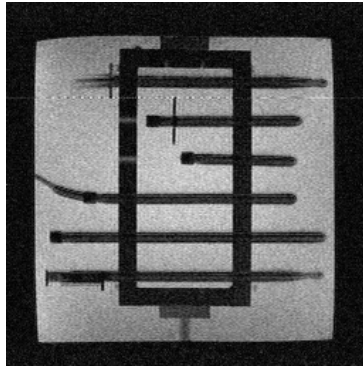


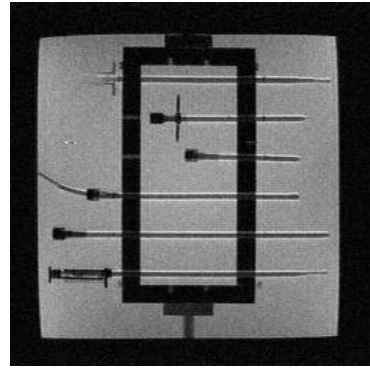
Abbildung 29/30: Biopsienadel mrTool Soma-Cut 18G der Firma Somatex in der REM-Aufnahme



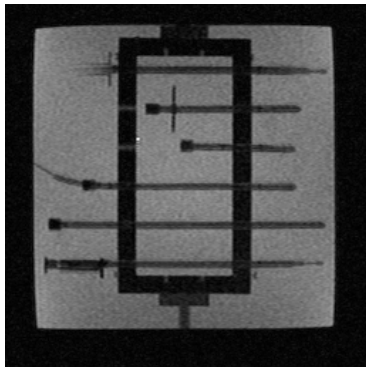
270013;GE; 90° zum Magnetfeld



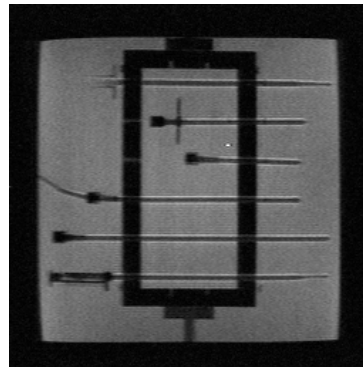
270075; TSE; 90°



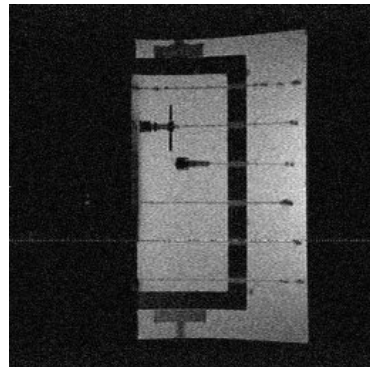
270110; TSE swap, 90°



270180; fi2d, 90°



270182; TSE_17, 90°



273013; GE_25; parallel z. M.

Abbildungen 31-36: Kernspintomographische Aufnahmen unterschiedlicher Sequenzen der Nadeln aus Abb.27-30. Die Nadel der Fa. Daum befindet sich auf den Bildern jeweils ganz oben, die Nadel der Fa. Somatex ganz unten

Wie aus den Abbildungen 27-36 ersichtlich ist, hat die Form der Nadelspitze keinen Einfluss auf die Größe des Artefakts im Kernspin. Dies ist insofern von Bedeutung, da nach dieser Erkenntnis die Form der Spitze so gewählt werden kann, dass die Punktion des Bandscheibenfachs mit möglichst wenig Kraftaufwand und unter Schonung der umgebenden Strukturen gelingen kann.

Lediglich die Art der Bearbeitung der Nadelspitze kann einen Einfluss auf die Artefaktgröße haben. So wurden in allen Versuchen die besten Ergebnisse erzielt, wenn die Proben elektropoliert waren. Proben, die lediglich poliert oder sogar unbehandelt waren, zeigten ein deutlich größeres Artefakt. Auch ist bei der Bearbeitung der Nadeln darauf zu achten, dass keine ferromagnetischen Werkzeuge zur Verwendung kommen, da diese immer einen gewissen Abrieb auf dem Werkstück hinterlassen, der sich später im Kernspin als Artefakt darstellt.

3.6 Einfluss der Spitzengeometrie auf die benötigten Einstichkräfte

Bei diesen Versuchen sollte ermittelt werden, welchen Einfluss die Form der Spitze auf die zum Einstechen des Trokars benötigte Kraft hat. Zur Verfügung standen sechs verschiedene Trokare der Firma Somatex mit drei unterschiedlichen Spitzenformen, wovon jeweils ein Trokar mit einer DLC-Schicht (diamond-like-carbon) beschichtet war.

Die Versuche wurden im Institut für Textil- und Verfahrenstechnik in Denkendorf durchgeführt, da hier ein modifiziertes Kompressionsmikroskop zur Verfügung steht. Mit diesem Gerät (Abbildung 7) kann ein Trokar mit einer definierten Geschwindigkeit durch ein geeignetes Medium gestochen werden, die hierbei am Trokar auftretenden Kräfte werden gemessen und in einem Diagramm ausgegeben.

3.6.1 Beschreibung der verwendeten Trokare

Die Bezeichnungen der Trokare wurden willkürlich gewählt und beziehen sich nur auf die Form der Spitze.

Somatex K1



Somatex K3



Abbildung 37/38: K1 und K3, Trokare der Firma Somatex

Bei diesen Trokaren war die Nadel kegelförmig, die Kanüle schräg angeschliffen.

Modell K1 war unbeschichtet, K3 DLC-beschichtet.

Somatex S2



Somatex S1



Abbildung 39/40: S2 und S1, Trokare der Firma Somatex

Hier war die Nadel sowie die Kanüle schräg angeschliffen, so dass im zusammengesetzten Zustand die Spitze eine Fläche bildete.

S2 war unbeschichtet, S1 DLC-beschichtet.

Somatex K2



Somatex K4



Abbildung 41/42: K2 und K4, Trokare der Firma Somatex

Bei diesen Modellen war die Nadel kegelförmig, die Kanüle konisch angeschliffen. K2 war unbeschichtet, K4 DLC-beschichtet.

Alle Nadeln wurden auf eine Länge von etwa 5 cm gekürzt, um sie in das Messinstrument einzuspannen.

Als Referenznadel wurde eine handelsübliche Punktionskanüle der Firma Braun benutzt (Braun Sterican® 0.9*40).

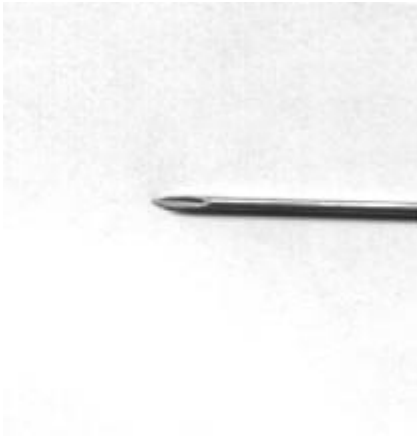


Abbildung 43: Punktionskanüle der Firma Braun (Sterican® 0.9*40)

3.6.2 Versuchsergebnisse der Durchstoßversuche

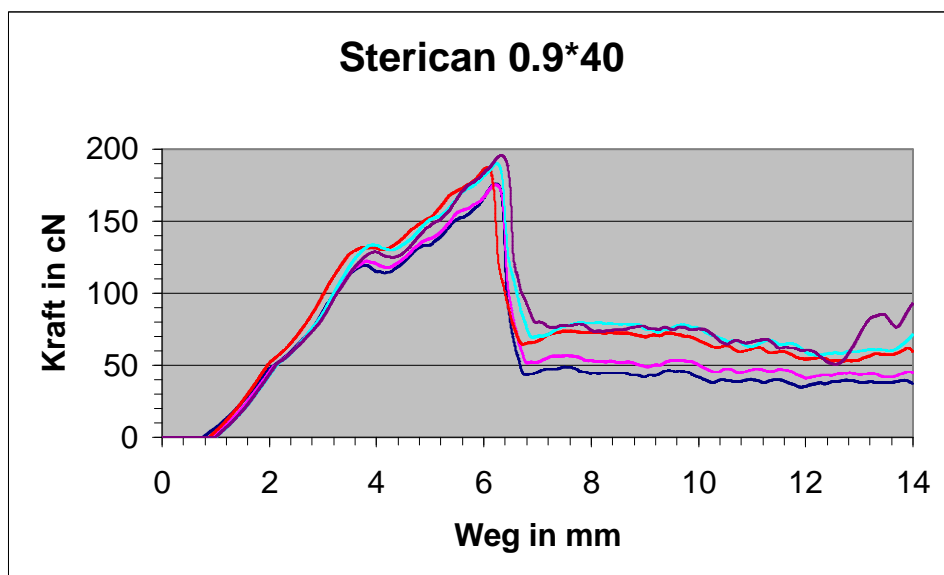


Diagramm 1: Braun Sterican® 0.9*40, Durchstoß 1-5

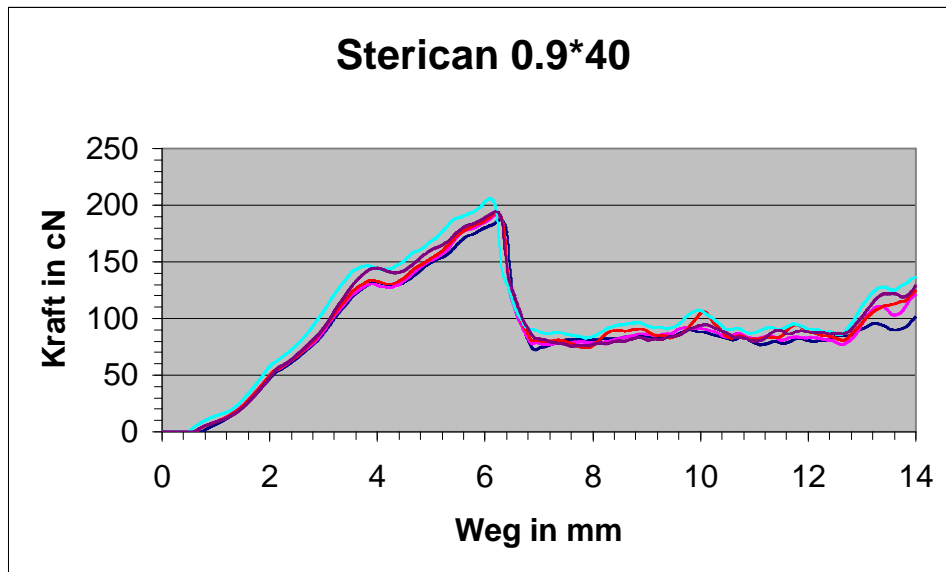


Diagramm 2: Braun Sterican® 0.9*40, Durchstoß 6-10

Bei der zweiten Serie wurden etwas höhere Werte als bei den ersten fünf Versuchen erreicht. Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass die Injektionskanülen im Neuzustand mit einer dünnen Silikonschicht überzogen sind, die sich nach mehrmaliger Punktion abreibt.

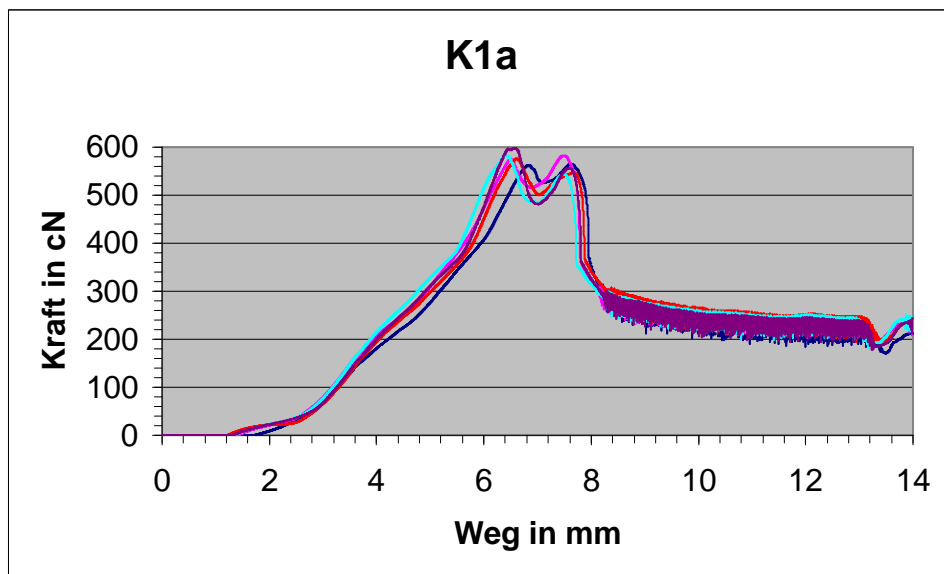


Diagramm 3: Somatex K1, Durchstoß 1-5

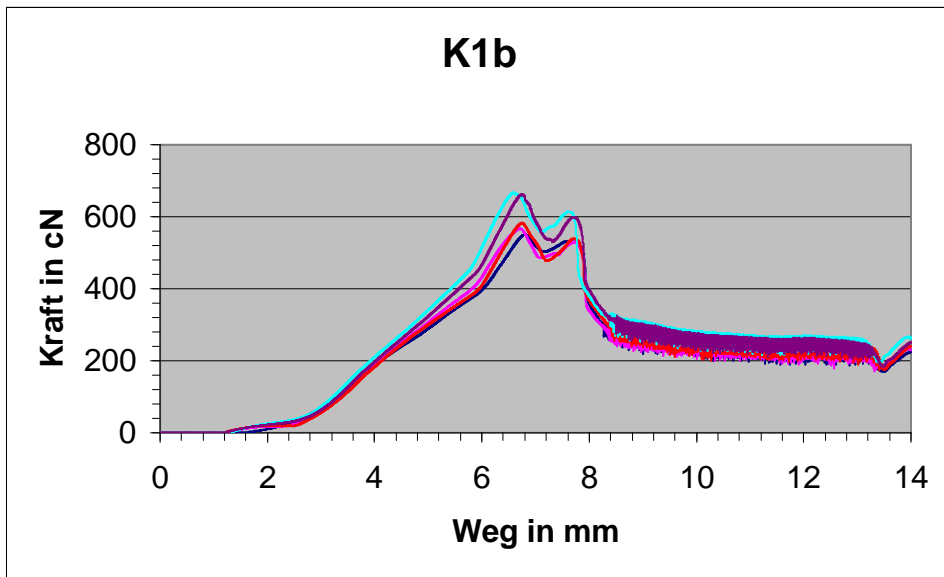


Diagramm 4: Somatex K1, Durchstoß 6-10

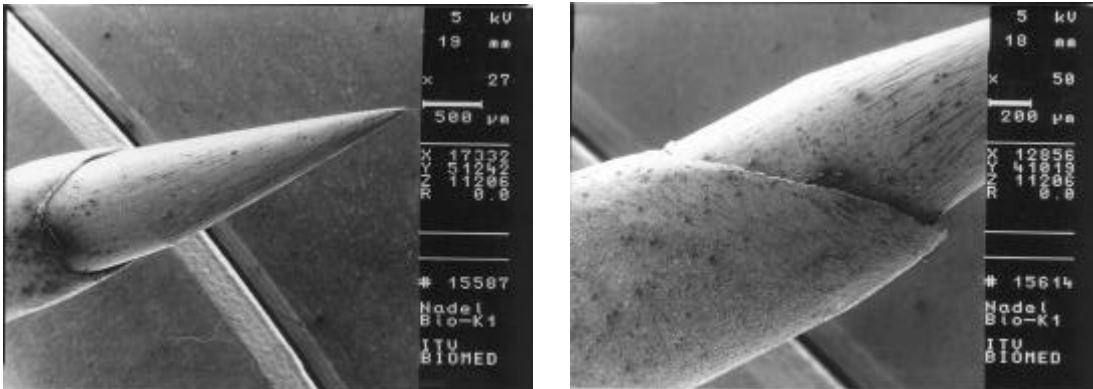


Abbildung 44/45: REM-Aufnahmen Somatex K1

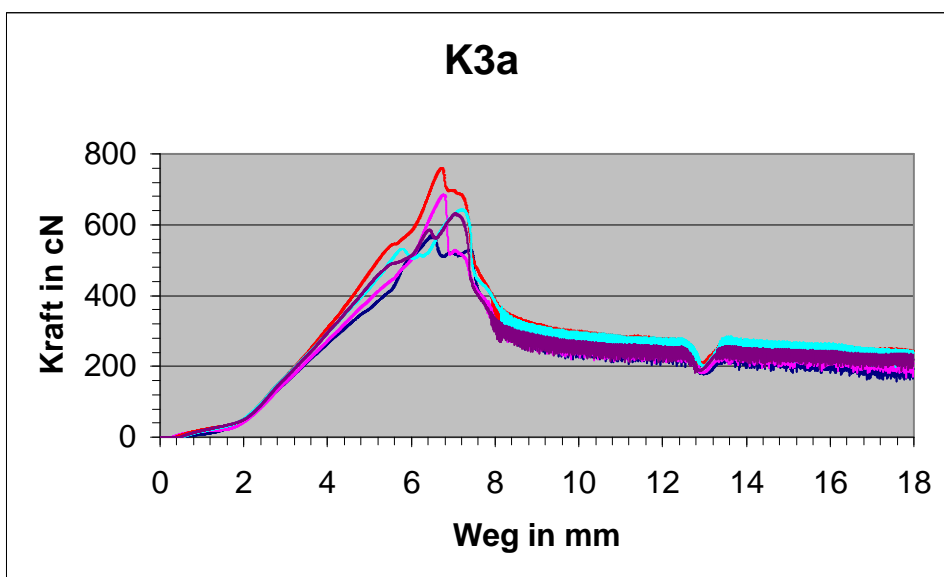


Diagramm 5: Somatex K3, Durchstoß 1-5

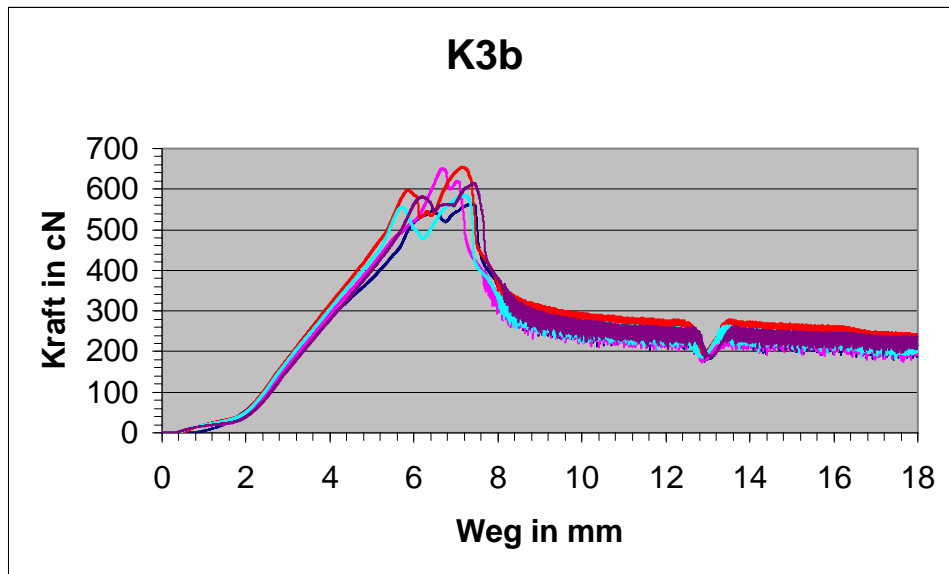


Diagramm 6: Somatex K3, Durchstoß 6-10

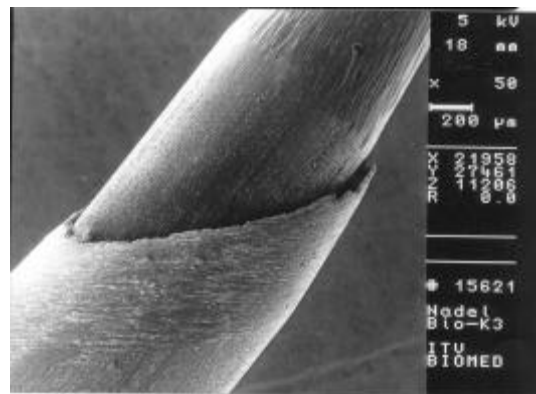
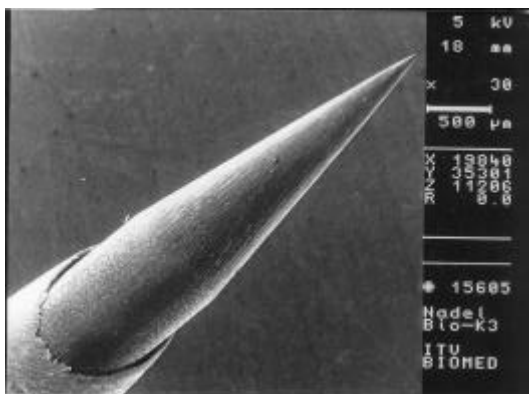


Abbildung 46/47: REM-Aufnahmen Somatex K3

Bei den unbeschichteten Nadeln zeigen sich in der ersten Serie niedrigere Werte als in der zweiten Serie. Im Vergleich zwischen beschichteten und unbeschichteten Nadeln lässt sich kein deutlicher Unterschied erkennen.

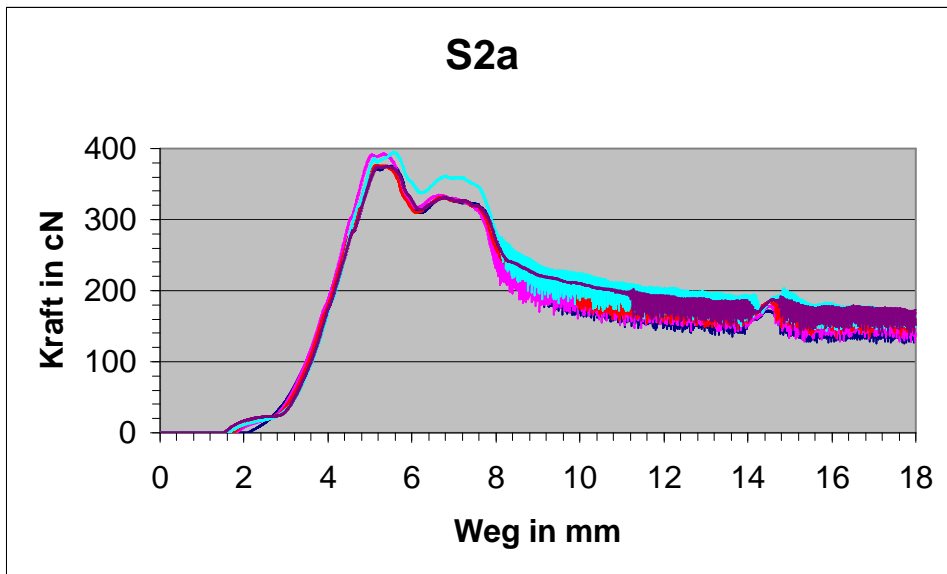


Diagramm 7: Somatex S2, Durchstoß 1-5

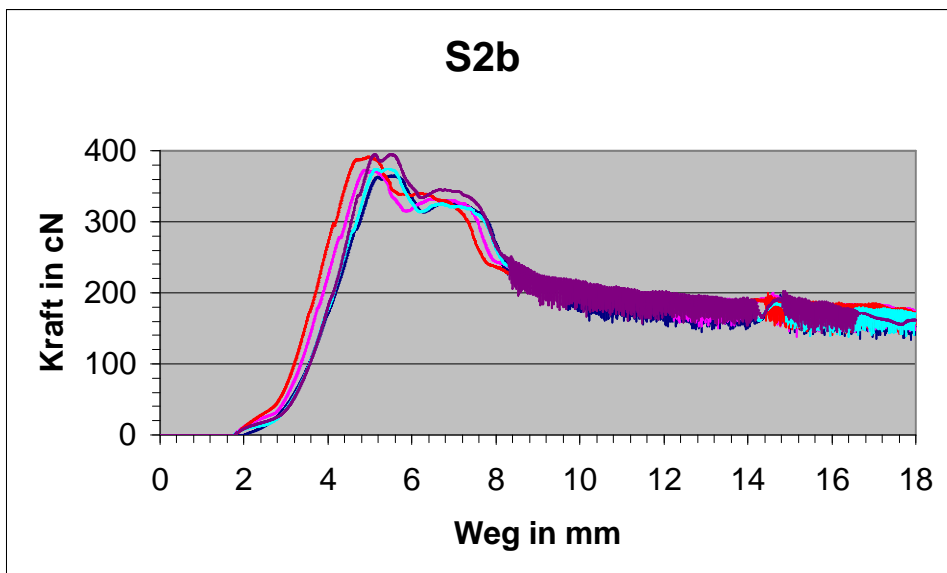


Diagramm 8: Somatex S2, Durchstoß 6-10

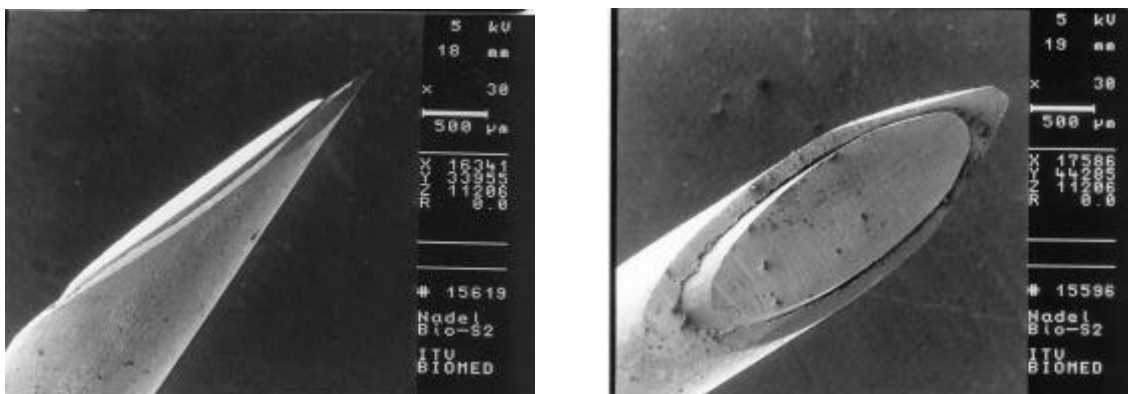


Abbildung 48/49: REM-Aufnahmen Somatex S2

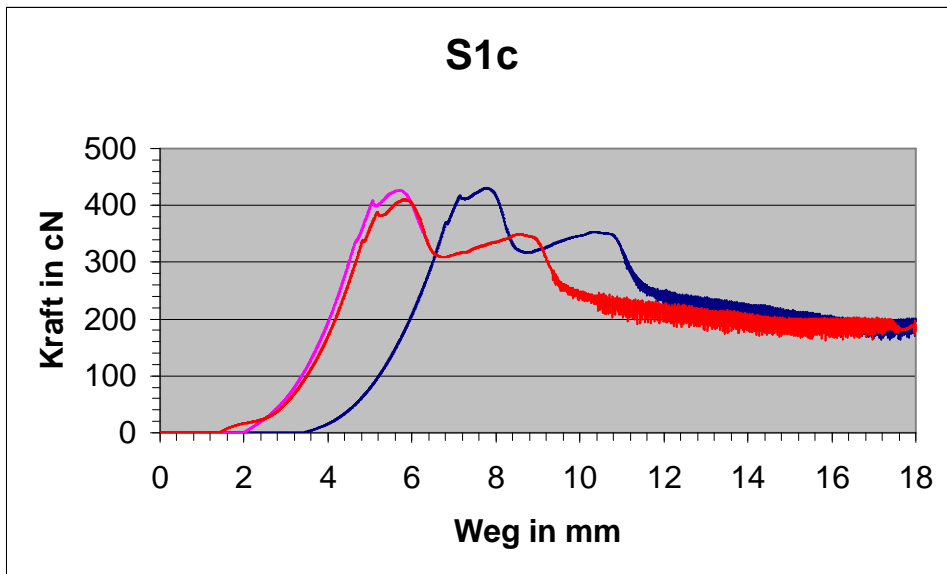


Diagramm 9: Somatex S1, Durchstoß 11-13

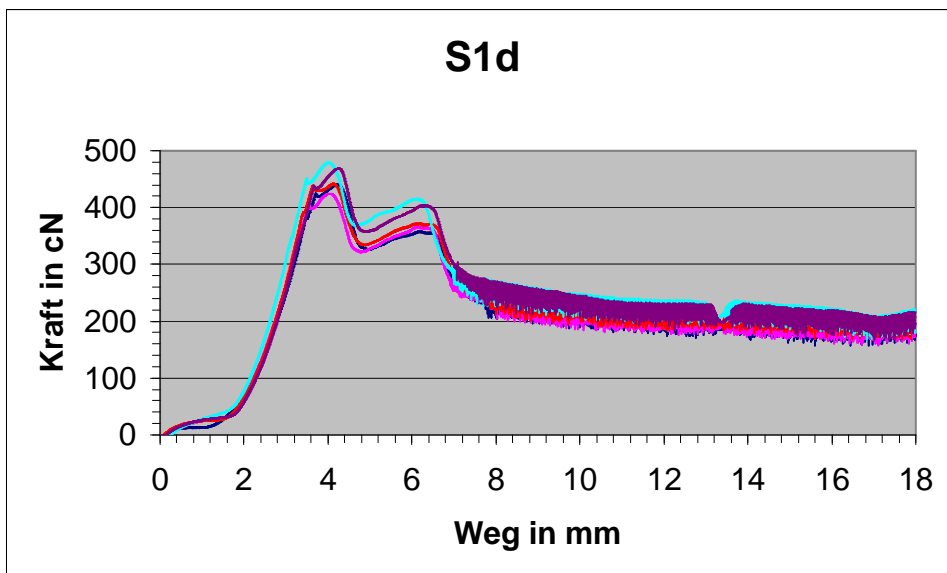


Diagramm 10: Somatex S1, Durchstoß 14-18

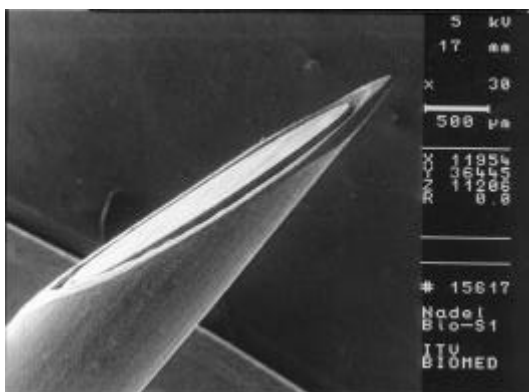


Abbildung 50/51: REM-Aufnahmen Somatex S1

Bei den unbeschichteten Nadeln liegen die Werte in beiden Serien in etwa gleich hoch und insgesamt etwas niedriger als bei den DLC-beschichteten Nadeln. Allerdings wurde mit den beschichteten Modellen wegen eines Fehlers an der Messeinrichtung häufiger punktiert. Jedoch lagen auch bei den ersten Punktationen die gemessenen Werte der beschichteten Nadeln etwas über denen der unbeschichteten.

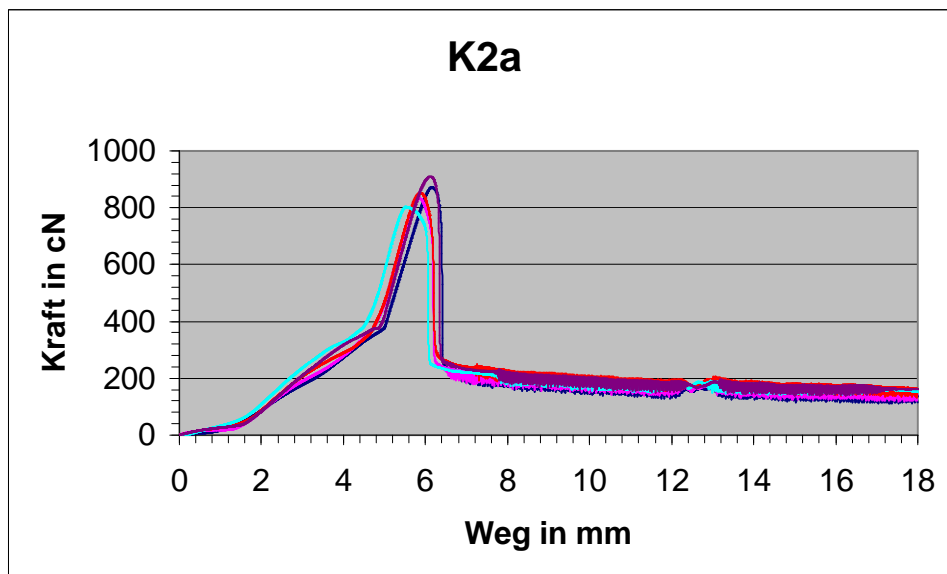


Diagramm 11: Somatex K2, Durchstoß 1-5

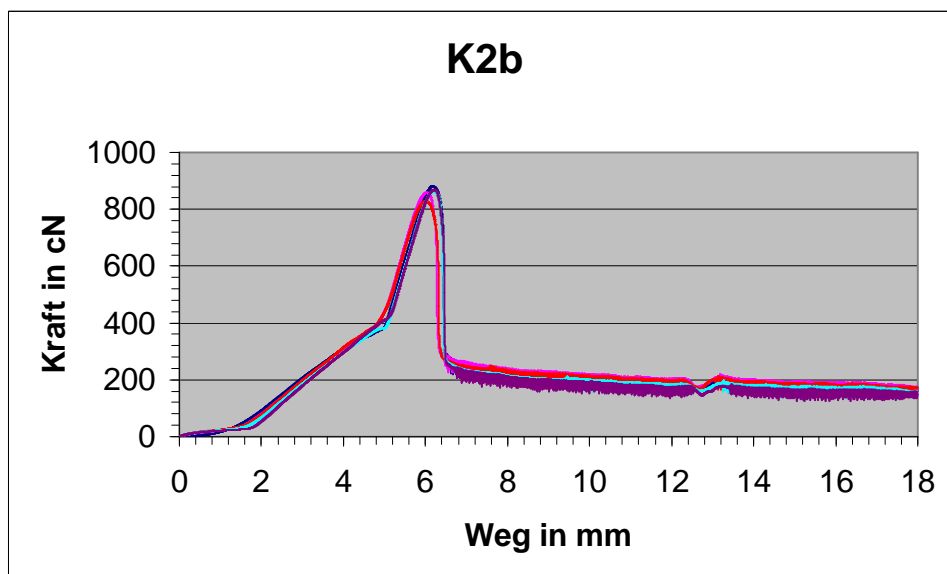


Diagramm 12: Somatex K2, Durchstoß 6-10

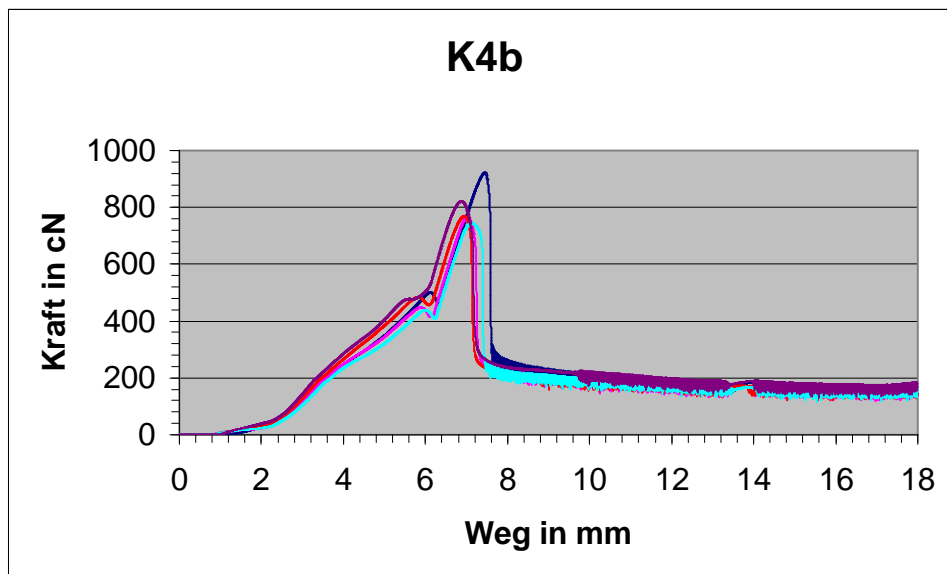


Diagramm 14: Somatex K4, Durchstoß 6-10

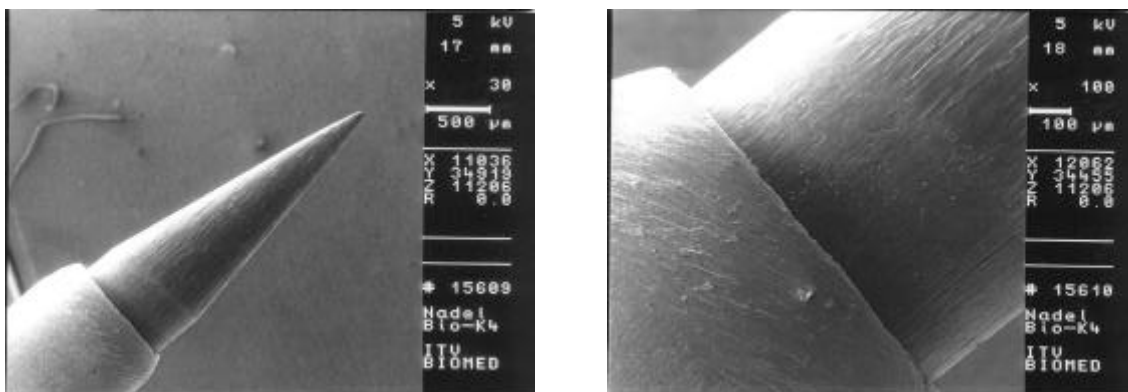


Abbildung 54/55: REM-Aufnahmen Somatex K4

Auch bei dieser Nadelpaarung ist kein deutlicher Unterschied zwischen unbeschichteten und beschichteten Nadeln zu erkennen. Die benötigten Kräfte unterscheiden sich in der ersten Serie nicht wesentlich von der zweiten Serie.

3.6.3 Durchstoß durch Bandscheibengewebe

Nach der Messung der Kräfte beim Durchstoß durch die PVC-Folie ging es im nächsten Schritt darum zu überprüfen, inwieweit die gewonnenen Erkenntnisse auf die erforderlichen Kräfte beim Einstich in Bandscheibengewebe übertragbar sind.

Als Messinstrument kam wieder das umgebaute Kompressionsmikroskop des ITV Denkendorf zum Einsatz. Es wurden die gleichen Nadeln und Kanülen verwandt, die in 3.7.1 beschrieben wurden. Diese hatten dadurch möglicherweise nicht mehr die ursprüngliche Schärfe. Die Bandscheibenproben stammten wie bei allen anderen Versuchen vom Schwein. Um in das Messinstrument zu passen wurden jeweils zwei Wirbelkörper in der Mitte in der Transversalebene durchtrennt und mit der dazwischenliegenden Bandscheibe im Messinstrument platziert. Es wurde darauf geachtet, dass die Bandscheiben genau senkrecht standen, damit der Einstich der Nadel parallel zu den Grund- und Deckplatten erfolgen konnte. Bei einigen Versuchen scheint die Nadel jedoch trotzdem die Grund- oder Deckplatten berührt zu haben, was teilweise zum Abbruch der Messung geführt hat, da die eingestellte Maximalkraft dabei überschritten wurde.

Die Messung wurde mit jeder Nadel drei Mal durchgeführt, mit der Nadel K1 konnte nur ein Mal punktiert werden, da sie sich beim ersten Einstich verbogen hatte.

Die Verschiebung der Kurven in den folgenden Diagrammen kam dadurch zustande, dass die Bandscheibenproben für die Einstiche jeweils ein kleines Stück verdreht wurden, wodurch sich der Leerweg der Nadel bis zur Berührung mit der Oberfläche um einige Millimeter verschob. Da der Verlauf der Kurven jedoch bei den einzelnen Nadeln immer gleich ist, kann dieser Fehler vernachlässigt werden.

Aus den Ergebnissen der drei Versuche wurde die durchschnittlich benötigte Kraft berechnet und in einem Diagramm dem Durchschnitt der bei den Versuchen mit der PVC-Folie aufgetretenen Kräfte gegenübergestellt.

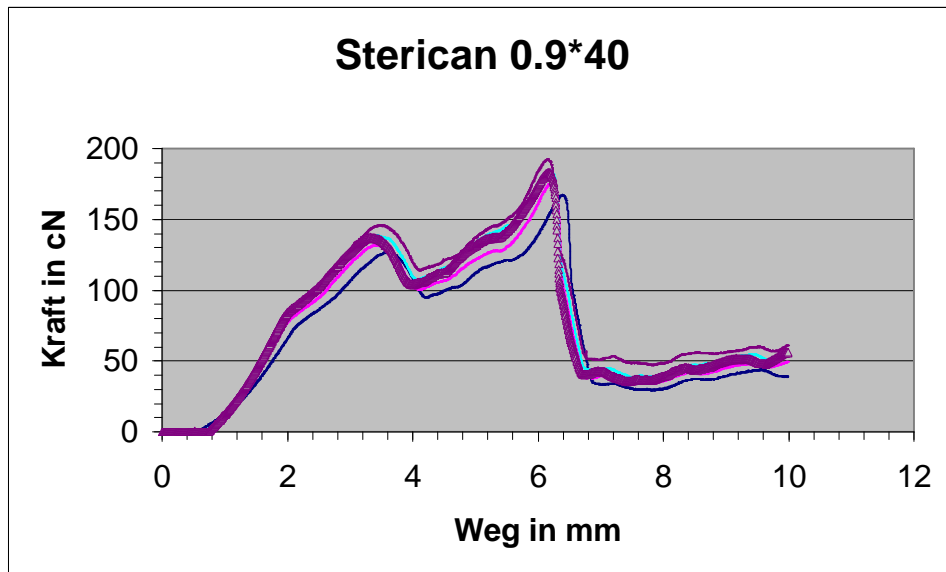


Diagramm 15: Durchstoß von Sterican® durch Bandscheibengewebe

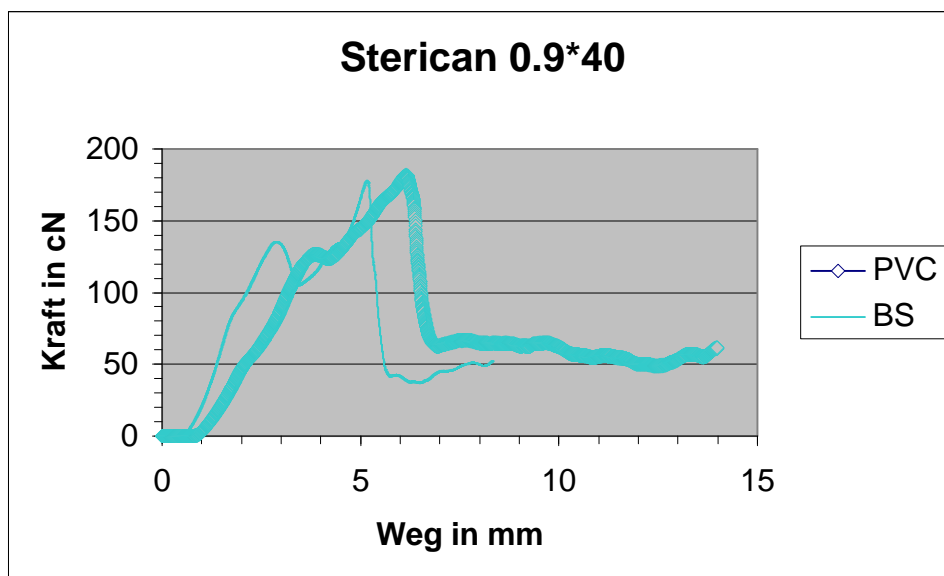


Diagramm 16: Sterican®, Vergleich PVC / Bandscheibe (BS)

Bei der Injektionskanüle der Firma Braun (Sterican® 0.9*40) fällt auf, dass die benötigte Kraft für den Einstich in Bandscheibengewebe nur minimal höher ausfällt als beim Einstich in die PVC-Folie. Auch diese Nadel wurde, wie alle anderen auch, vor den Versuchen mit Äthanol gereinigt. Damit fällt der Effekt der bei dieser Nadel aufgetragenen Silikonschicht weg.

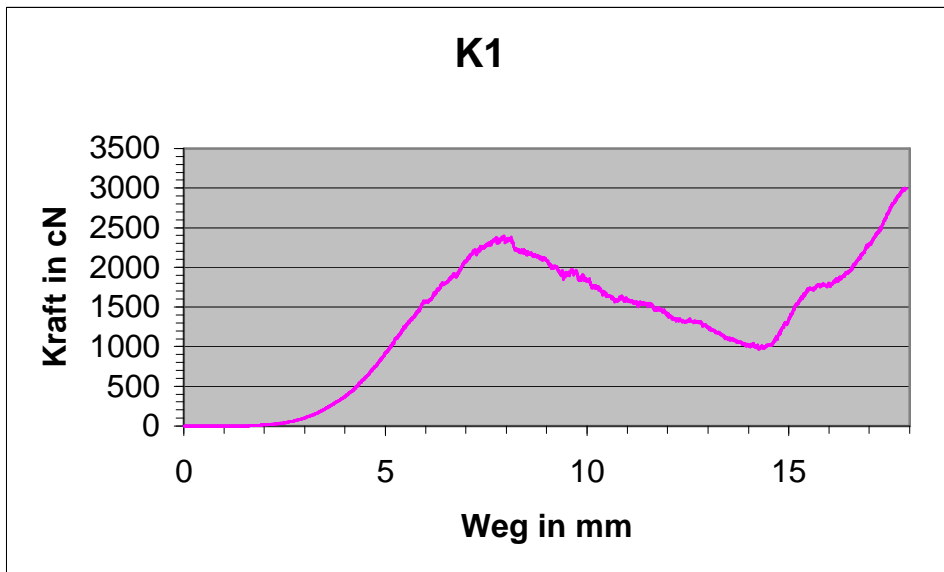


Diagramm 17: Durchstoß von K1 durch Bandscheibengewebe

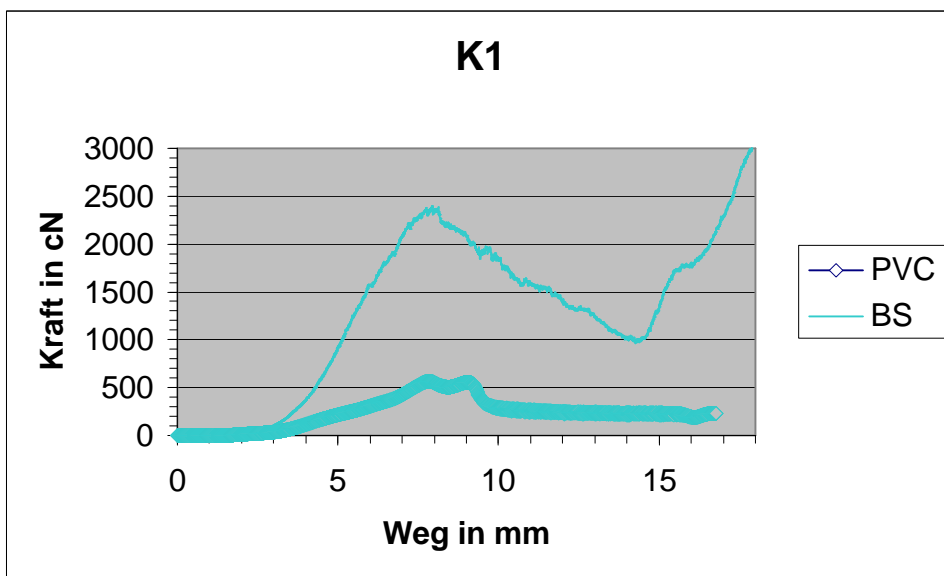


Diagramm 18: K1, Vergleich PVC / Bandscheibe (BS)

Da sich diese Nadel beim ersten Einstich verbogen hat, konnte nur eine Messung erfolgen. Es zeigt sich ein deutlich höherer Kraftaufwand beim Einstich in die Bandscheibe im Vergleich zum Einstich in die PVC-Folie.

Die feinen Ausschläge der Kurve rühren vermutlich daher, dass die Kanüle nicht glatt durch die Bandscheibe gleitet, sondern immer wieder leicht hängen bleibt. Dies ist aber bei allen Nadeln, vor allem beim Durchstoß durch die PVC-Folie, zu erkennen gewesen.

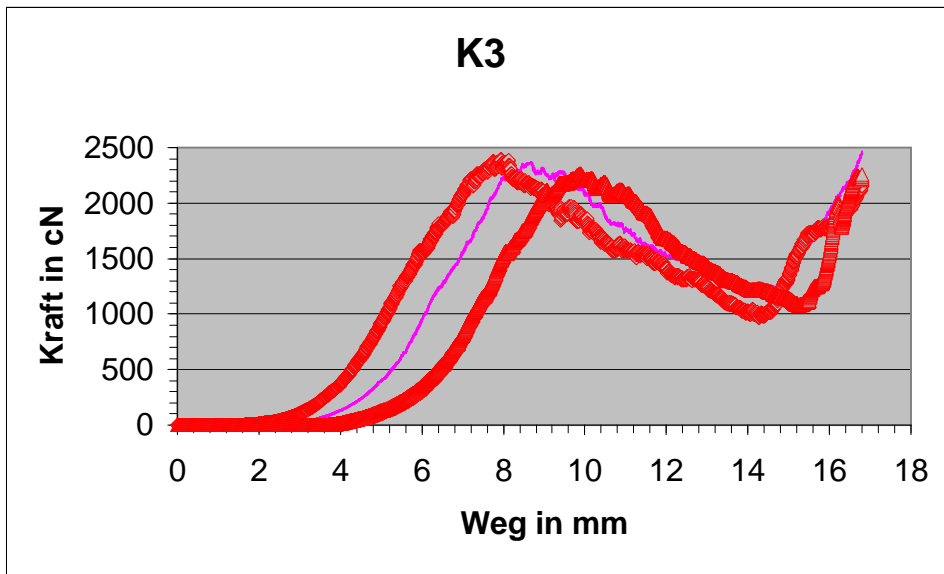


Diagramm 19: Durchstoß von K3 durch Bandscheibengewebe

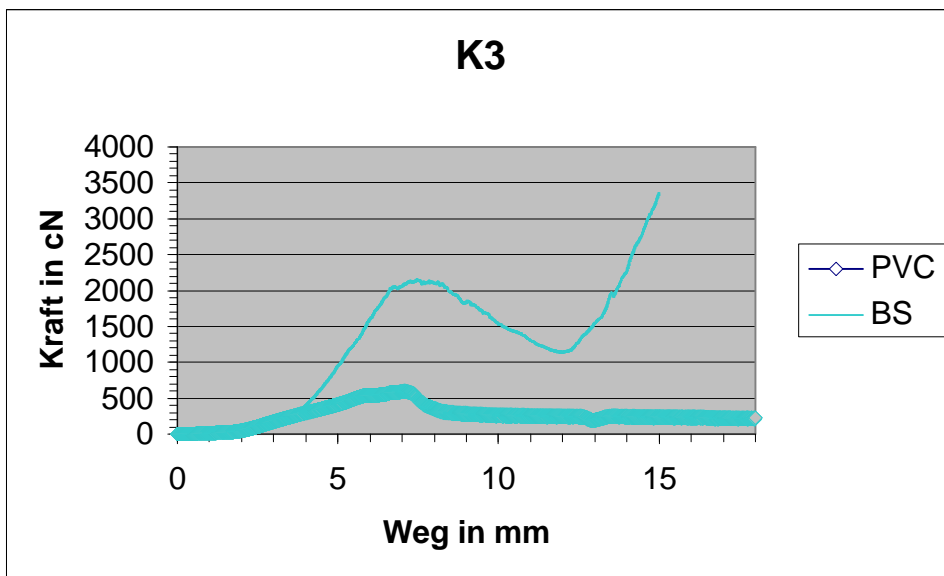


Diagramm 20: K3, Vergleich PVC / Bandscheibe (BS)

Im Vergleich zur beschichteten Nadel K1 ist die benötigte Kraft nicht wesentlich geringer. Es scheint sogar, als würde die Nadel weniger leicht durch die Bandscheibe gleiten.

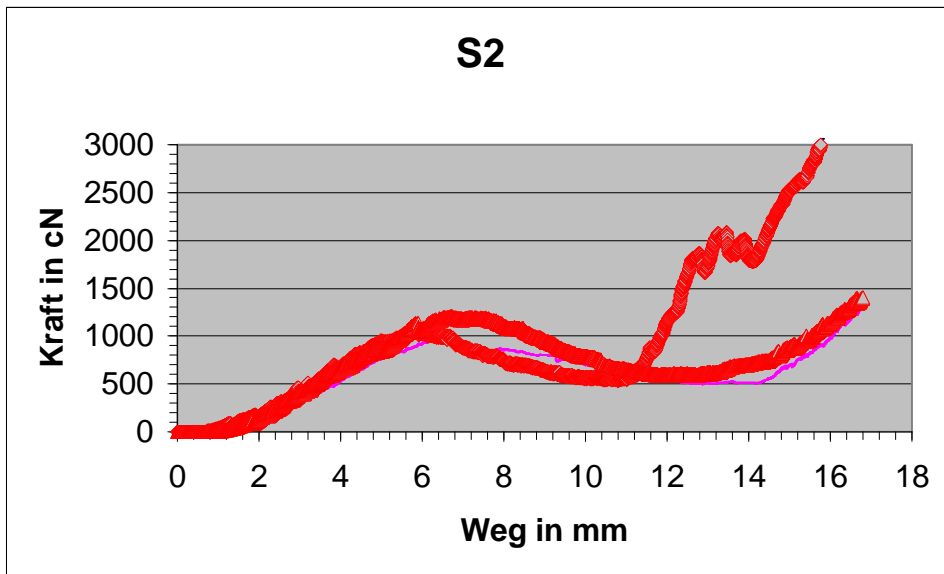


Diagramm 21: Durchstoß von S2 durch Bandscheibengewebe

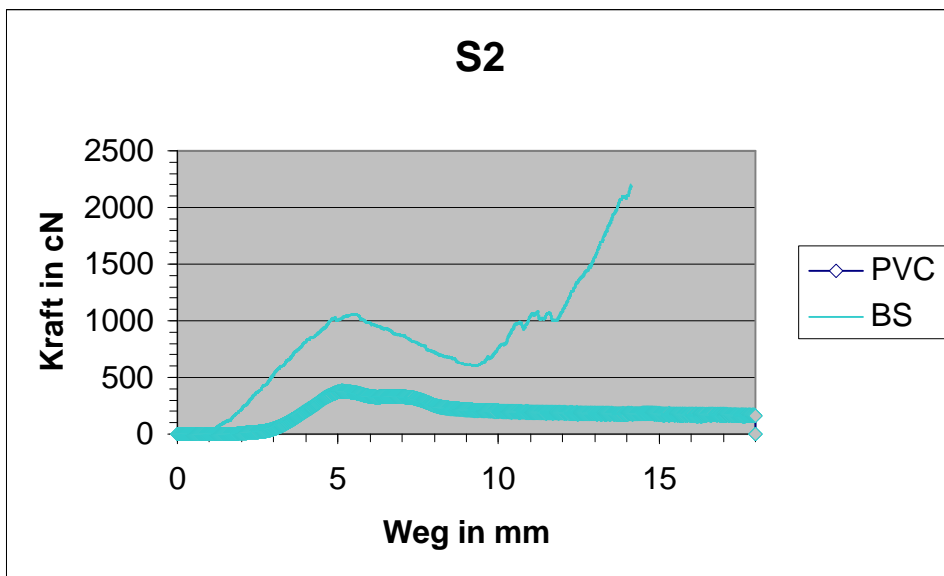


Diagramm 22: S2, Vergleich PVC / Bandscheibe (BS)

Bei dieser Spitzenform fällt auf, dass die benötigten Kräfte im Vergleich zu den anderen Formen relativ gering sind. Der deutliche Ausschlag einer Kurve entstand durch die Berührung der Nadel mit einer Wirbelgrund- oder -deckplatte.

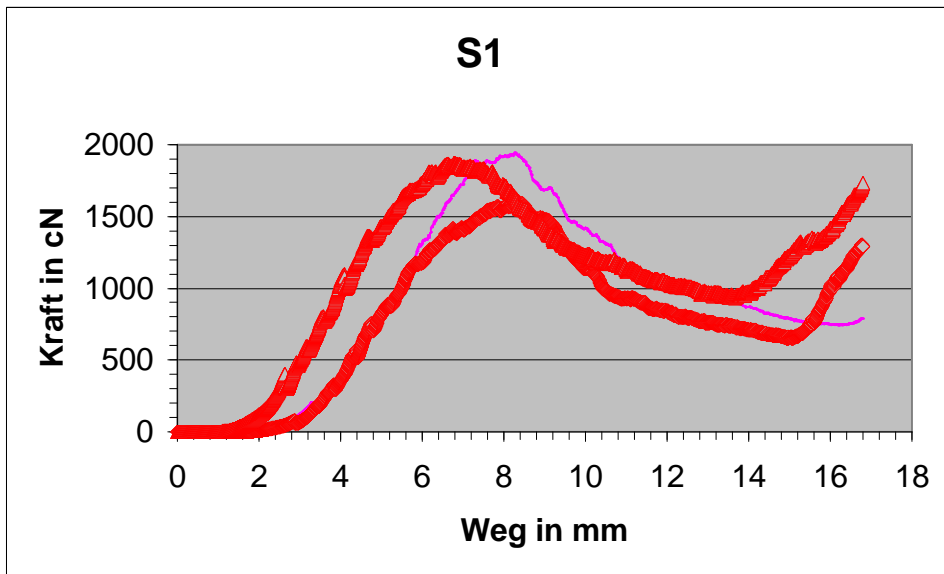


Diagramm 23: Durchstoß von S1 durch Bandscheibengewebe

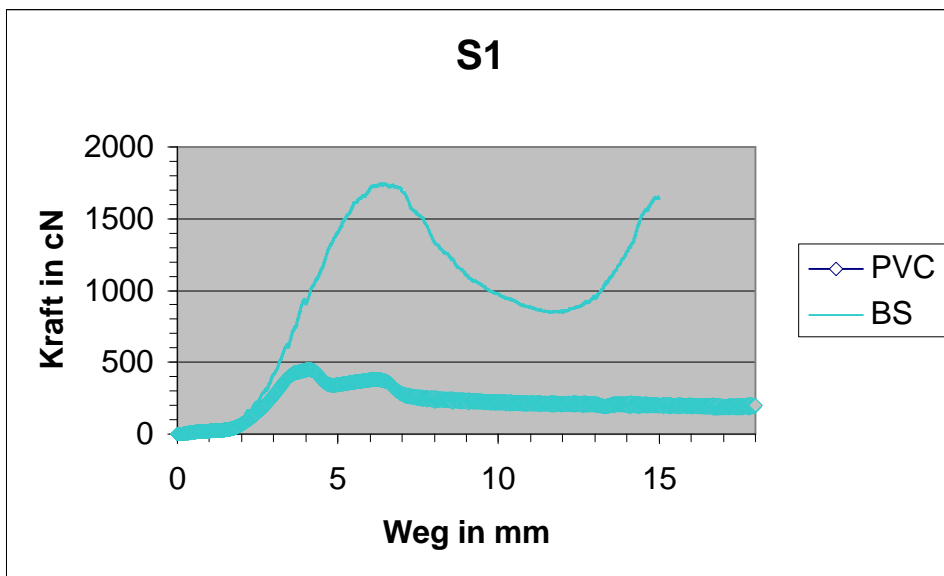


Diagramm 24: S1, Vergleich PVC / Bandscheibe (BS)

Im Vergleich mit dem unbeschichteten Modell der gleichen Form fällt auf, dass bei S1 die benötigten Kräfte durchweg deutlich höher ausfallen. Dies widerspricht der Annahme, eine Beschichtung würde die Gleitfähigkeit der Nadeln erhöhen.

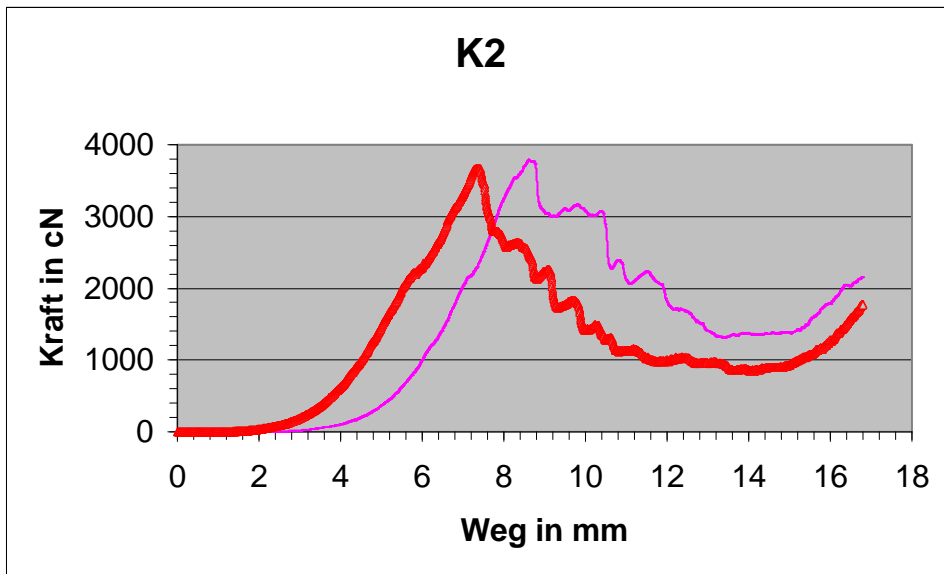


Diagramm 25: Durchstoß von K2 durch Bandscheibengewebe

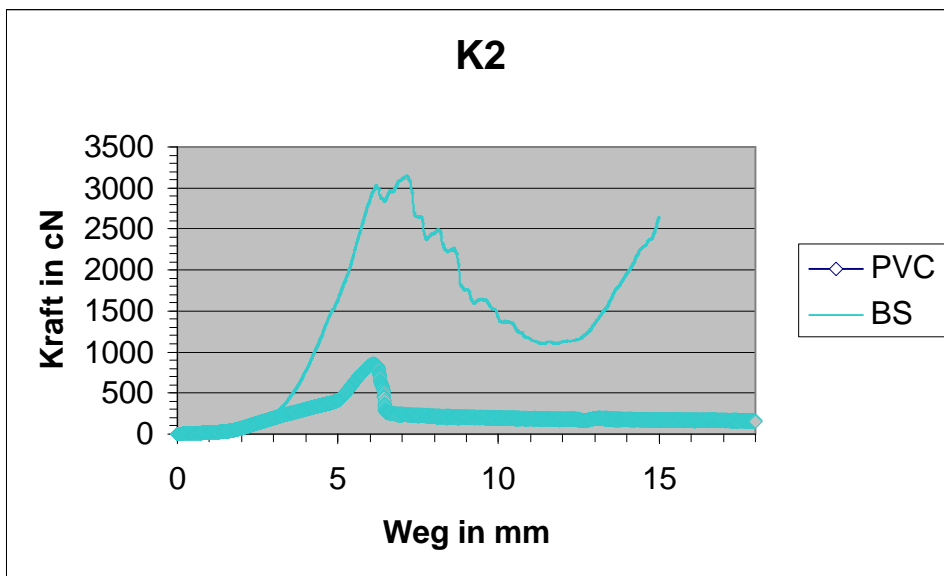


Diagramm 26: K2, Vergleich PVC / Bandscheibe (BS)

Dieses Modell benötigt für den Einstich sehr hohe Kräfte. Die Verschiebung der Kurven kommt daher, dass durch die Drehung der Bandscheibe die Nadel einen längeren Leerweg zu fahren hatte.

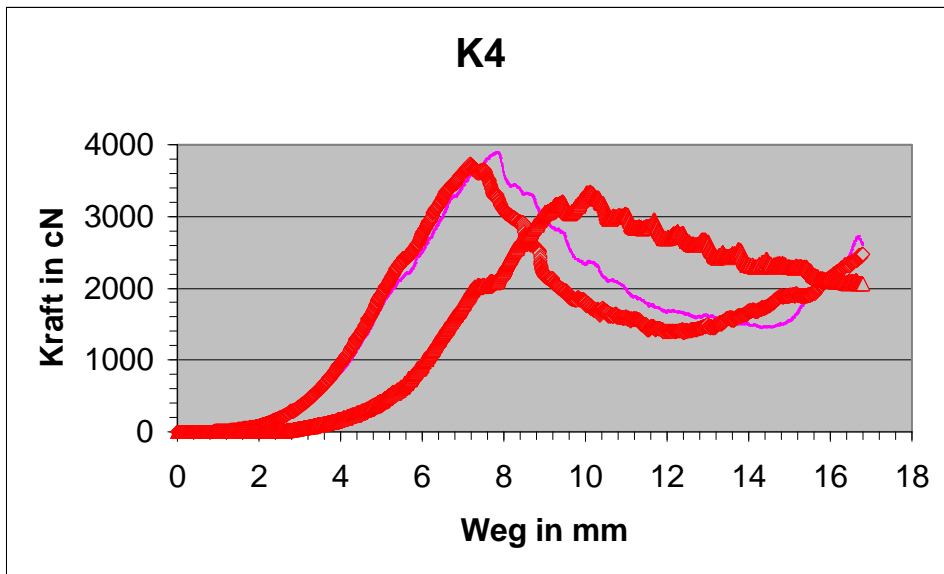


Diagramm 27: Durchstoß von K4 durch Bandscheibengewebe

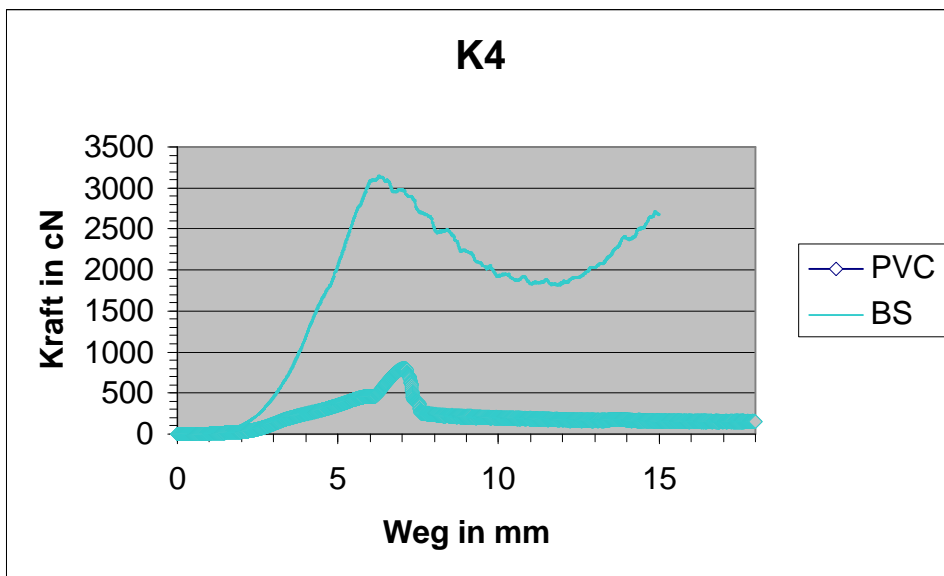


Diagramm 28: K4, Vergleich PVC / Bandscheibe (BS)

Auch hier ist beim Vergleich beschichtet / unbeschichtet kein Vorteil auf Seiten des beschichteten Modells zu erkennen. In diesem Fall sind die Kräfte weitgehend gleich.

3.7 Kernspin-Artefakte der einzelnen Bestandteile

3.7.1 Monopolare HF-Sonde

Für die Anwendung von hochfrequentem Strom im Bandscheibenfach ist es notwendig, eine flexible Sonde zu verwenden. Dadurch ist gewährleistet, dass möglichst viele Stellen der Bandscheibe erreicht werden können und somit die Größe der Läsion für eine erfolgreiche Behandlung ausreichend ist. In Voruntersuchungen zu dieser Arbeit wurde auch festgestellt, dass bei der elektrischen Koagulation von Bandscheibengewebe darauf geachtet werden muss, die an der Sondenspitze erreichte Temperatur in bestimmten Grenzen zu halten. Als Mindesttemperatur müssen 43°C erreicht werden, da es erst danach zu einer Denaturierung und somit zu einer Umstrukturierung von Proteinen kommt. Die Maximaltemperatur von 100°C sollte möglichst nicht erreicht werden, da es hier zur Desikkation kommt. Die dabei entstehende Dampfschicht würde elektrisch isolierend wirken und die weitere HF-Koagulation unmöglich machen (Brinks, K. und Staudinger, Ch., Dissertationen Universität Tübingen, 2002).

Um eine möglichst große und gleichmäßige Devitalisierungszone zu erlangen, muss eine geeignete Kombination der Parameter applizierte Leistung, Koagulationsdauer und daraus resultierende Temperatur gewählt werden.

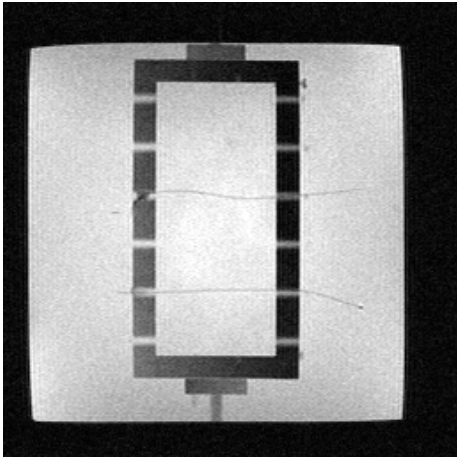
Nach unseren Vorgaben wurde von der Firma Erbe Elektromedizin GmbH in Tübingen eine entsprechende HF-Sonde gebaut.

Es mussten die folgenden Voraussetzungen gewährleistet sein:

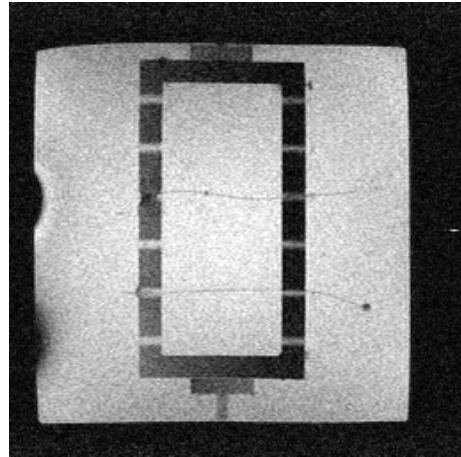
- Verwendung von Kernspin-kompatiblen Material
- ausreichende Länge des Zuleitungskabels
- Durchmesser der monopolaren Kugelelektrode von 2mm
- elektrische Isolierung aller Abschnitte mit Ausnahme der Spitze.

Die ausreichende Länge des Zuleitungskabels wurde mit 3m relativ lang gewählt, damit der HF-Generator im Schaltraum des Magnetom open aufgestellt werden kann, da dieses Gerät nicht zum Gebrauch im Kernspintomographen geeignet ist.

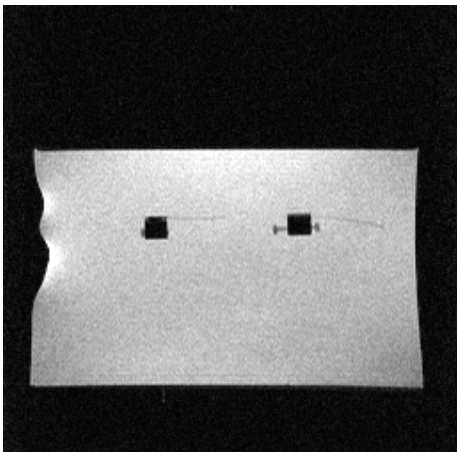
Der fertige Prototyp wurde ebenfalls im Kernspin getestet um herauszufinden, in wie weit er bei den Intervention zu erkennen ist und ob er Artefakte, vor allem etwaige Spitzenartefakte, verursacht.



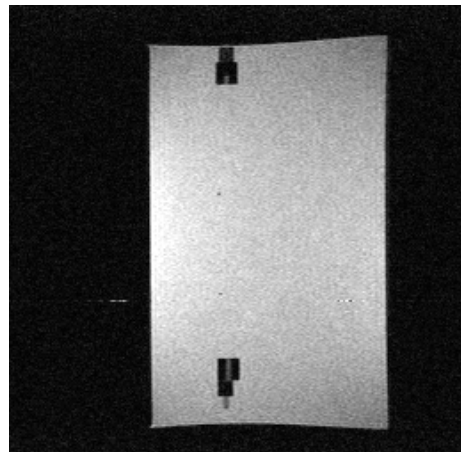
Hfappl2267;SE1_90; FOV 300*300; SL 6;
AC 1; Matrix 192*256; TR 1000; TE 15.0/1



Hfappl5519;FL2d_30; FOV 300*300; SL 6;
AC 1; Matrix 192*256; TR 300.0; TE 25.0/1



Hfappl60201;TSE1_5; FOV 300*300; SL 6;
AC 1; Matrix 190*256; TR 1000.0; TE 24.0/1



Hfappl53921;TSE1_5; FOV 300*300; SL 6;
AC 1; Matrix 190*256; TR 1000.0; TE 24.0/1

Abbildungen 56-59: Kernspintomographische Untersuchung der HF-Sonde

Auf den Abbildungen 56 bis 59 ist zu erkennen, dass die monopolare HF-Sonde der Firma Erbe keinen nennenswerten Artefakt macht. Allerdings stellt sie sich bei der Kernspin-Untersuchung auch kaum dar. Aus diesem Grund wäre es sicherlich hilfreich, auf der Isolierung der Sonde Markierungen anzubringen, etwa in Form von Ringen im Abstand von einem Zentimeter. Auf diese Weise ließe sich überprüfen, wie weit die Sonde über den Trokar vorgeschoben wurde.



Abbildungen 60/61: Prototyp der flexiblen HF-Sonde

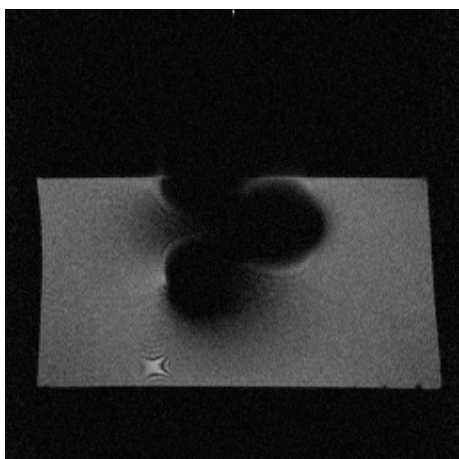
3.7.2 Flexibles Endoskop

Um den Erfolg der HF-Applikation direkt beurteilen zu können ist es denkbar, ein flexibles Endoskop über das Trokarsystem in den Zwischenwirbelraum vorzuschieben um das Ausmaß der Läsion beurteilen und dokumentieren zu können. Untersucht wurde ein flexibles Endoskop (sog. "Baby-Endoskop") der Firma Schölly Fiberoptic GmbH in Denzlingen.

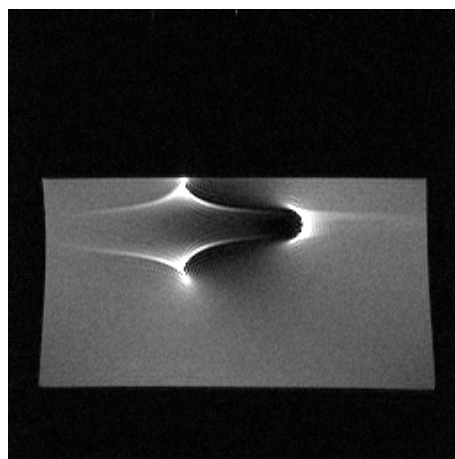
Die direkte Visualisierung der gesetzten Läsionen erscheint unter anderem deshalb besonders notwendig zu sein, weil bisher keine Kernspinsequenzen verfügbar sind, die in der Lage wären, während oder unmittelbar nach Beendigung der HF-Applikation die Läsion nachvollziehbar darzustellen. Solange diese Sequenzen nicht verfügbar sind, kann die Applikation hochfrequenten Stroms nur in einem Ausmaß erfolgen, wie es hinsichtlich der Stromstärke und der Applikationsdauer den experimentell gewonnenen Werten entspricht. Aus Sicherheitsgründen erscheint ein solches Vorgehen, zumindest in der Anfangsphase der Anwendung dieses neuen Verfahrens, nicht vertretbar. Die Untersuchungen am flexiblen Endoskop wurden mit den selben Sequenzen durchgeführt, die auch bei den Untersuchungen des Trokars und der monopolen HF-Sonde zur Anwendung kamen.

Die Artefakte, die bei dieser Untersuchung zu erkennen sind, scheinen vor allem durch das Anschlussstück des Endoskops zur Verbindung mit der Lichtquelle verursacht worden zu sein. Dieses Anschlussstück besteht aus

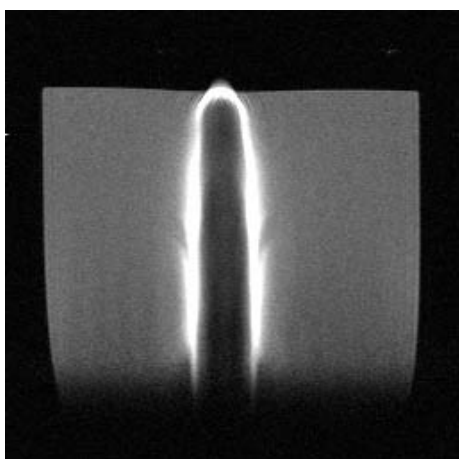
Metall, so dass das Ausmaß der Artefakte nicht ungewöhnlich groß erscheint. Soweit die Beurteilbarkeit überhaupt möglich ist, macht der Rest des Endoskops keine Störungen, die bei der Anwendung im offenen Kernspin von Bedeutung wären. Bei der im folgenden Kapitel 3.8 beschriebenen Untersuchung der Störungen des Kernspintomographen durch den Betrieb des Endoskops ist auf den MRT-Bildern auch nur der Trokar, nicht aber das Endoskop selbst zu erkennen. Aufgrund des relativ einfachen Aufbaus des Endoskops aus einer lichtleitenden Faser und einer Schutzhülle aus Kunststoff sind auch keine Artefakte zu erwarten, die denen auf den folgenden Abbildungen entsprechen.



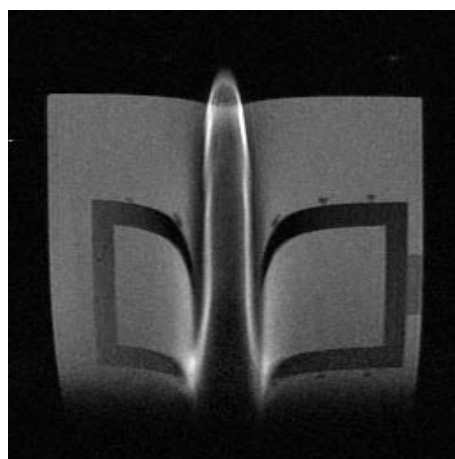
Flexend56003;GE25; FOV 300*300; SL 6;
AC 1; Matrix 190*256



Flexend 56017;GE25; FOV 300*300; SL 6;
AC 1; Matrix 190*256



Flexend 56019;GE25; FOV 300*300; SL 6;
AC 1; Matrix 190*256



Flexend 56020;GE25; FOV 300*300; SL 6;
AC 1; Matrix 190*256

Abbildungen 62-65: Kernspintomographische Aufnahmen des Endoskops

Da der Versuchsaufbau der im folgenden Kapitel beschriebenen Untersuchung so gewählt wurde, dass sich nur die Spitze des Endoskops in unmittelbarer Nähe des offenen Kernspintomographen befand, erscheinen die Artefakte, die durch das Anschlussstück des Endoskops hervorgerufen wurden, vernachlässigbar klein. Umso wichtiger erscheint es jedoch, die Lichtquelle des Endoskops in einen größtmöglichen Abstand vom Kernspintomographen zu bringen um Beeinträchtigungen der gewonnenen Bilder oder Schäden am Tomographen oder dem Endoskopie-Equipment zu vermeiden.

3.8 Störungen des Kernspintomographen durch das Endoskop

In einer weiteren Versuchsreihe sollte geklärt werden, ob und inwieweit der Betrieb des Endoskops im Magnetom während der Akquisition kernspintomographischer Bilder Störungen verursacht. Hierzu wurde das Endoskop in bestimmten Abständen neben den Kernspintomographen gestellt und überprüft, ob ein Einfluss auf die Bildqualität festzustellen ist. Die gleichzeitig gewonnen endoskopischen Bilder wurden mittels eines digitalen Videorecorders aufgezeichnet, der zur Sicherheit außerhalb des Tomographen im Schaltraum aufgestellt war. Ebenfalls sollte getestet werden, welche Anteile der endoskopischen Ausrüstung (Lichtquelle, Endoskop, Monitor) die Störungen verursachten.

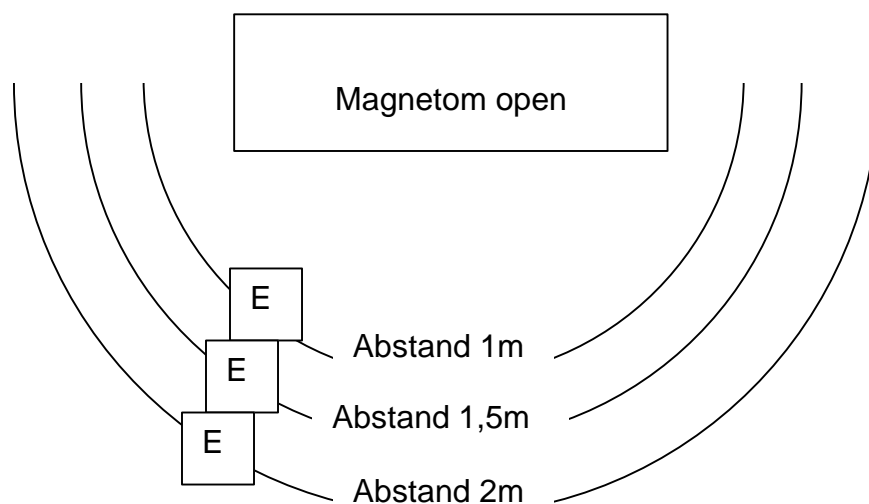


Abbildung 66: Schematische Darstellung des Abstands der endoskopischen Ausrüstung (E) vom Kernspintomographen.

In Abbildung 66 ist dargestellt, in welchen Abständen vom Magnetom open die endoskopische Ausrüstung aufgestellt wurde. Im folgenden werden die kernspintomographischen Aufnahmen dargestellt, die während der Benutzung des Endoskops gemacht wurden.



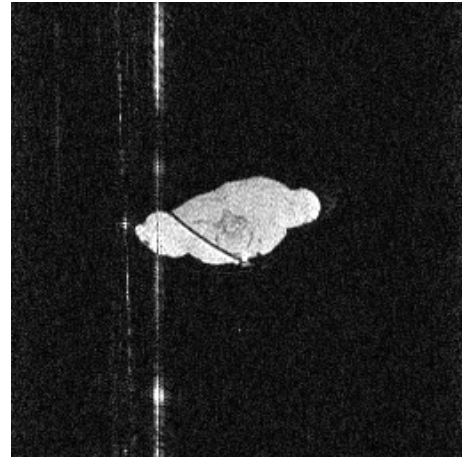
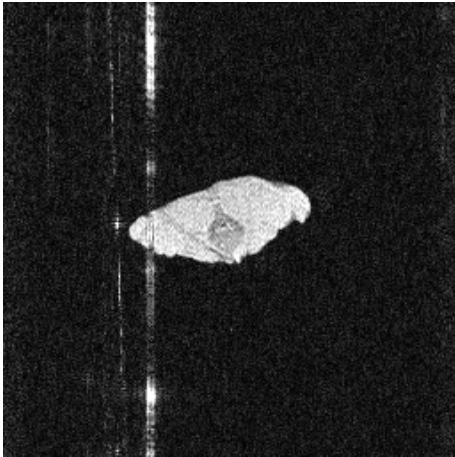
Abbildungen 67/68: Kernspintomographische Aufnahmen während Endoskopie

Die beiden obenstehenden Abbildungen zeigen einen Teil des Rückens eines Versuchstieres. Während der Akquisition der Aufnahmen war das Endoskop in Betrieb, der Abstand der Ausrüstung zum Magnetom open betrug zwei Meter. Auf den Bildern sind keine Störungen zu erkennen, die durch die Lichtquelle oder den Monitor des Endoskops verursacht worden sein könnten. Auf Abbildung 67 ist zusätzlich der Trokar zu erkennen, der in einem Bandscheibenfach positioniert wurde.



Abbildungen 69/70: Kernspintomographische Aufnahmen während Endoskopie

Hier wurde das Endoskop auf 1,5 Meter an das Magnetom angenähert. Auf allen Bildern dieser Serie war die am linken Bildrand sichtbare Störung zu erkennen. Trotzdem ist der Trokar noch gut zu erkennen, ebenso wie die Fehllage des Trokars, dessen Spitze ventral der Wirbelsäule zu liegen kommt.

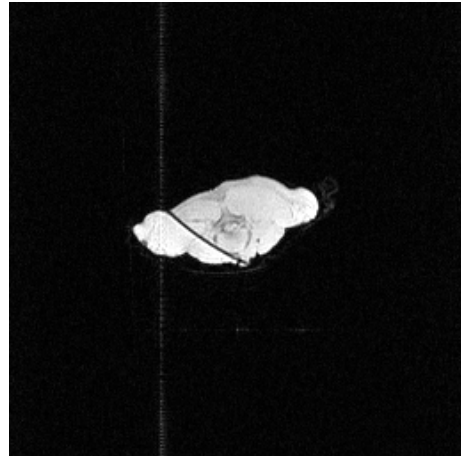
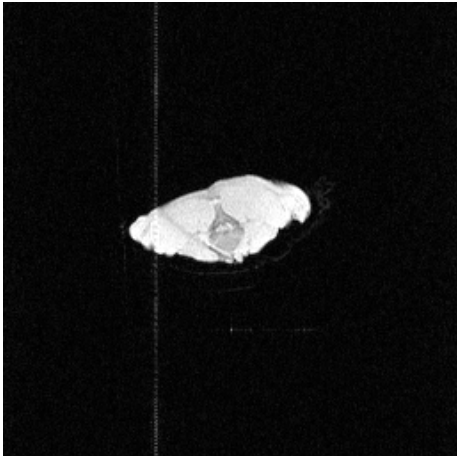


Abbildungen 71/72: Kernspintomographische Aufnahmen während Endoskopie

Jetzt wurde die endoskopische Ausrüstung auf einen Meter an den Kernspintomographen angenähert. Die am linken Bildrand sichtbare Störung hat deutlich zugenommen, trotzdem ist der Trokar noch gut zu lokalisieren, die Aufnahmequalität hat nicht wesentlich gelitten.

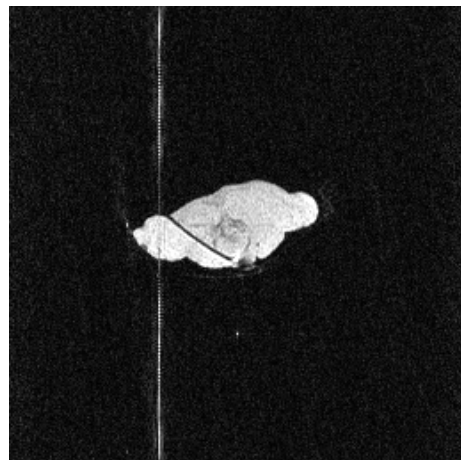
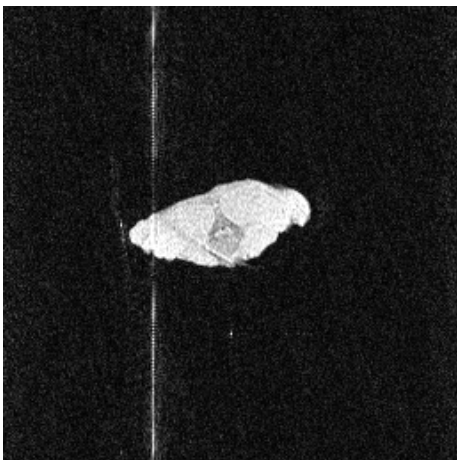
Auf einen geringeren Abstand des Endoskops zum Magnetom wurde aus Sicherheitsgründen bewusst verzichtet, um keine Beschädigungen der Geräte zu riskieren.

Schließlich wurde getestet, welche Komponenten der Ausrüstung für sich Bildstörungen verursachen. Hierzu wurde in einem ersten Schritt nur die Lichtquelle des Endoskops, dann nur der Monitor auf die oben genannten Abstände angenähert.



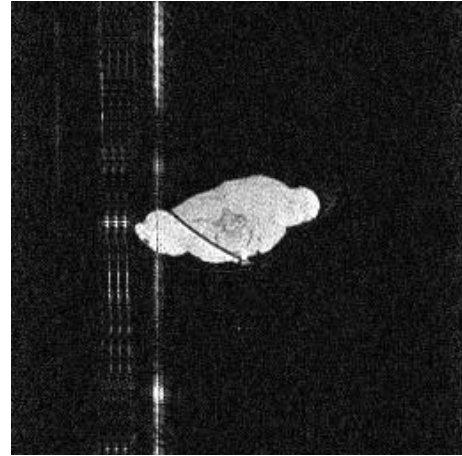
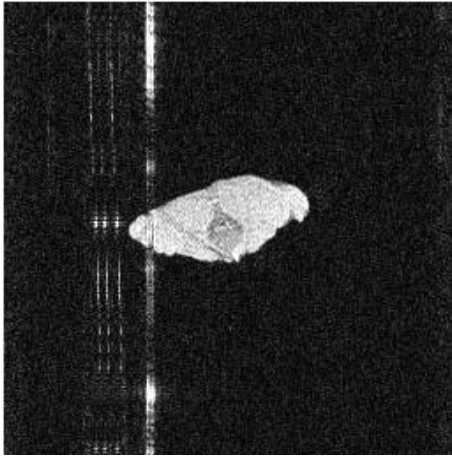
Abbildungen 73/74: Kernspintomographische Aufnahmen während Endoskopie

In den obigen Abbildungen sind die Bilder dargestellt, die in Anwesenheit der Lichtquelle in einem Abstand von einem Meter aufgenommen wurden. Hier ist lediglich eine leichte Störung sichtbar. Bei Abständen der Lichtquelle >1 Meter waren keine Störungen zu erkennen.



Abbildungen 75/76: Kernspintomographische Aufnahmen während Endoskopie

Obige Abbildungen entstanden in Anwesenheit des Endoskopie-Monitors in einem Abstand von 1,5 Metern. Erwartungsgemäß traten hier die Störungen bereits in größerem Abstand auf, was durch die elektromagnetische Abstrahlung des Geräts begründet sein dürfte.



Abbildungen 77/78: Kernspintomographische Aufnahmen während Endoskopie

Schließlich wurde der Monitor bis auf einen Meter an den Kernspintomographen herangefahren. Die Bildstörungen wurden dadurch nochmals verstärkt, jedoch sind noch immer Details auf den Aufnahmen zu erkennen.

Abschließend ist noch zu erwähnen, dass der verwendete Monitor nach Beendigung der Versuche nicht mehr funktionstüchtig war, obwohl noch während der Versuche keine Beeinträchtigung der endoskopischen Bildqualität festzustellen war.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die Qualität der kernspintomographischen Aufnahmen durch die Anwesenheit der endoskopischen Ausrüstung zwar ein wenig leidet, jedoch nicht so sehr, dass die Erkennbarkeit wichtiger Details beeinträchtigt wäre. Wird die Ausrüstung in einem Abstand von etwa zwei Metern positioniert, sind kaum noch Störungen zu erkennen.

Die größten Bildstörungen gingen erwartungsgemäß vom Monitor aus. Theoretisch wäre es denkbar, die endoskopischen Bilder mit Hilfe eines Video-Beamers so zu projizieren, dass sie im Blickfeld des Operateurs liegen. Dies hätte den Vorteil, dass die Arbeit für den Operateur ergonomischer würde, die vom Monitor verursachten Störungen würden wegfallen und das Risiko der Beschädigung der Geräte würde weiter reduziert werden.

4 Diskussion

4.1 Allgemeines

Die Therapie der chronischen Rückenbeschwerden (chronic low back pain, CLBP) besteht noch immer vorrangig in der Durchführung konservativer Maßnahmen wie zum Beispiel die medikamentöse Therapie mit Muskelrelaxantien und verschiedenen, nicht-steroidalen Entzündungshemmern (z.B. Diclofenac). Ebenso sollten die Möglichkeiten, die in der Anwendung physikalischer Maßnahmen liegen, nicht unterschätzt werden. Hier spielen vor allem Anwendungen von Wärme oder Ultraschall eine große Rolle, des Weiteren eine intensive krankengymnastische Übungsbehandlung, Reizstromtherapie (TENS, transcutaneous electrical nerve stimulation) sowie Extensionsbehandlungen und Massagen. Der Nutzen der konservativen Therapie wurde in diversen Studien untersucht, dabei wurde vor allem auf die Notwendigkeit der medikamentösen Therapie sowie die Vorteile der Rückenschule hingewiesen (*Hansson et al*, 2000 [44]; *Saal*, 1996 [113]). Es hat sich ebenso gezeigt, dass die Mobilisation möglichst frühzeitig erfolgen sollte, um psychologische und physiologische Adaptationserscheinungen zu vermeiden. Hierzu sind gegebenenfalls auch Infiltrationen an Triggerpunkten mit Lokalanästhetika angezeigt. Alle Maßnahmen, seien sie konservativ oder chirurgisch, können auf lange Sicht nur dann erfolgreich sein, wenn der Patient frühzeitig dazu angeleitet wird, sich rückschonend zu verhalten. Eine besondere Rolle spielen hierbei die von vielen Organisationen angebotenen Rückenschulen, in denen allgemeine Maßnahmen wie rückenfreundliches Bücken oder Tragen erlernt werden können. Die Prinzipien des Verhaltenstrainings sollten im täglichen Leben unbedingt Anwendung finden, ebenso müssen die während der krankengymnastischen Übungsbehandlung erlernten Übungen regelmäßig in Eigenregie durchgeführt werden. Weiterhin spielt die Ausstattung des Arbeitsplatzes mit geeigneten Vorrichtungen zum Heben von Lasten oder lediglich die Schaffung eines ergonomischen Arbeitsumfeldes eine wichtige Rolle. Ebenso sollte der Nutzen von entspannenden und kräftigenden Freizeitaktivitäten nicht unterschätzt werden,

hier spielt vor allem das Schwimmen oder Radfahren eine große Rolle.

Ungeachtet dessen ist in den Industrienationen der volkswirtschaftliche Schaden, der aufgrund von Rückenleiden entsteht, immens. Eine von den Allgemeinen Ortskrankenkassen (AOK) und den Rentenversicherungen in Auftrag gegebene Studie ergab, dass im Jahr 1995 18 Prozent aller Anträge auf Berufs- und Erwerbsunfähigkeitsrenten aufgrund von Rückenleiden gestellt wurden, Grund für Rehabilitationsmaßnahmen waren in 35 Prozent aller Fälle Rückenbeschwerden. Ebenso muss man sich vergegenwärtigen, dass ungefähr ein Drittel der in der Bundesrepublik anfallenden Krankheitstage durch Rückenschmerzen verursacht werden. Dadurch entstanden direkte Kosten, zum Beispiel für Arztbesuche, Medikamente, Klinik- und Kuraufenthalte sowie krankengymnastische Behandlungen in Höhe von etwa 5 Milliarden Euro. Des Weiteren musste von 10 – 12,5 Milliarden Euro für indirekte Kosten, vor allem für Arbeitsausfälle, ausgegangen werden (Informationsbroschüre der Gothaer Versicherung zum Thema „Rückenschmerzen“, www.gothaer.de).

Behält man diese Zahlen im Auge und bedenkt man vor allem den teilweise enormen Leidensdruck der Patienten, die oft über Jahre hinweg unter den Beschwerden zu leiden haben, so erscheint es nur logisch, sich Gedanken über Alternativen zur Behandlung chronischer Rückenbeschwerden zu machen. Ziel solcher Behandlungsalternativen muss es sein, ein möglichst wenig invasives Verfahren zu etablieren, welches geeignet ist, mit dem kürzestmöglichen stationären Aufenthalt die weitestgehende Wiederherstellung der Arbeitsfähigkeit des Patienten herbeizuführen. Nur auf diese Weise lassen sich auf lange Sicht die Kosten für rückenbedingte Arbeitsunfähigkeit reduzieren. Als Fernziel wäre natürlich ein ambulant durchführbares Verfahren mit kurzer Rehabilitationszeit wünschenswert. Trotz alledem sollten zunächst natürlich immer die konservativen Behandlungsmethoden vollständig ausgeschöpft werden, des Weiteren muss die Motivation des Patienten in Betracht gezogen werden, möglichst schnell wieder arbeitsfähig werden zu können.

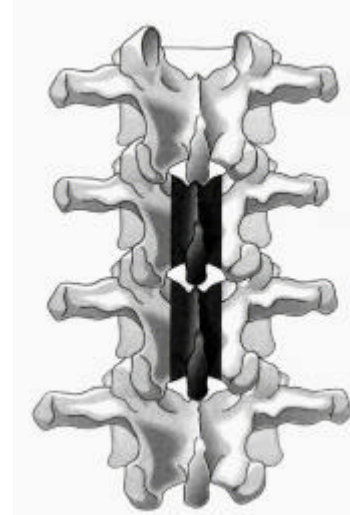
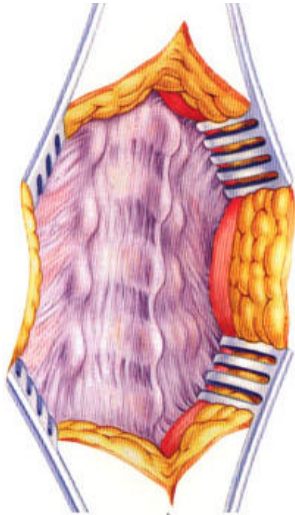
Zur Behandlung lumbaler Bandscheibenvorfälle, die häufig für Rückenbeschwerden verantwortlich sind, gibt es viele Operationsmöglichkeiten. Sie alle sollen erst zum Einsatz kommen, wenn alle Möglichkeiten der

konservativen Therapie ausgeschöpft sind. Dazu gehören vor allem physikalische und physiotherapeutische Maßnahmen und die medikamentöse Behandlung mit Analgetika, Muskelrelaxantien, Kortikoiden und gegebenenfalls neurotrophen Vitaminen über einen Zeitraum von mehreren Wochen, was häufig schon zu einem deutlichen Rückgang der Beschwerden führt (*Hansson, T.H.; Hansson, E.K.; 2000 [44]*). Die Indikation zur operativen Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalles sollte mit Ausnahme der Fälle, in denen eine dringliche Operationsindikation besteht (Konus-Kauda-Symptomatik, neu aufgetretene schwerwiegende Lähmungen), schließlich nur als ultima ratio gestellt werden.

Zwar wird schon seit einiger Zeit vermehrt minimalinvasiv operiert und die Methoden, bei denen große Operationsnarben entstehen, finden nur noch vereinzelt Anwendung. Trotz allem ist bei diesen Verfahren leicht vorstellbar, dass die Auswirkungen solcher Eingriffe auf die Statik der Lendenwirbelsäule sehr groß sind. Dies gilt natürlich umso mehr, wenn eine Hemilaminektomie oder eine Laminektomie durchgeführt werden muss. Auch dürfen die postoperativen Beschwerden, bedingt durch das Ablösen der Muskulatur, und der erhöhte Bedarf an Schmerzmedikamenten in diesen Fällen nicht außer Acht gelassen werden. Nicht zu unterschätzen ist sicherlich auch die psychische Komponente bei der Rehabilitation des Patienten, welche durch subjektives Wohlbefinden in der unmittelbar postoperativen Phase positiv beeinflusst werden kann (*Kotilainen et al; 1994 [69], Sortland et al; 1996 [121]*).

Nicht zuletzt birgt eine große Operationswunde auch weitere Risiken in sich, wie zum Beispiel eine erhöhte Blutungs- und Infektionsgefahr; ebenso muss bei diesen Verfahren auch der kosmetische Aspekt beachtet werden. Des Weiteren besteht ein nicht unerhebliches Risiko, dass es nach einer offenen Nucleotomie durch Hämatom- oder Narbenbildung zu einem erneuten Auftreten von Beschwerden kommen kann. Dieses Risiko wird von unterschiedlichen Autoren auf bis zu 20% geschätzt (*Alleyne, C.; Rodts, G. 1998 [8], Kotilainen et al; 1994 [70]*).

Auf den beiden folgenden Abbildungen sind der konventionelle Zugang zur Lendenwirbelsäule und der Situs einer Laminektomie zu sehen.



Abbildungen 79/80: Konventioneller Zugang zur Wirbelsäule, Laminektomie

Die Verwendung minimalinvasiver Zugänge und Techniken ist zwar sicherlich ein entscheidender Fortschritt in der Therapie des lumbalen Bandscheibenvorfalls, jedoch kann auch bei diesen Verfahren niemals der gesamte OP-Situs eingesehen und der Erfolg der Behandlung noch während des Eingriffs beurteilt werden. Dieser Nachteil spielt auch bei Verfahren wie der automatisierten perkutanen lumbalen Diskektomie (APLD), zum Beispiel mit dem Nucleotome[®], eine große Rolle. (Castro *et al*, 1992 [22]; Ditsworth, 1998 [23]; Kambin *et al*, 1996 [55]; Kho *et al*, 1986 [61])

Auf der untenstehenden Abbildung ist durch die mit dargestellte Anatomie in der



unmittelbaren Nähe der Bandscheibe leicht vorstellbar, mit welchen Risiken ein Eingriff verbunden ist, bei dem das Operationsgebiet nicht vollständig einsehbar ist. Bei allen Verfahren ist die mechanische Ausräumung des Bandscheibenfachs der riskanteste Teil des Eingriffs, da bei der Verwendung zu langer Faszangen etc. der Bandscheibenraum nach vorn perforiert werden könnte, was lebensbedrohliche Blutungen zur Folge haben kann.

Abbildung 81: Diskektomie mit Hilfe einer Fasszange

Ein Verfahren wie die intradiskale Anwendung von elektrischem Strom (intradiscal electrothermal therapy, IDET) scheint zunächst sehr erfolgversprechend zu sein, jedoch erfolgt hier die Applikation des Stroms bezüglich Dauer und Intensität nur aufgrund empirisch ermittelter Daten. Zudem besteht während der Durchführung des Eingriffs keine Möglichkeit, den bis dahin erzielten Erfolg zu beurteilen und daraufhin die Anwendung entweder zu beenden oder weiter zu führen (Saal *et al*, 2000 [114]).

Alle diese Verfahren haben sicherlich bei entsprechenden Indikationen ihre Berechtigung. Die Entwicklung eines neuen Verfahrens, welches die Vorteile bestehender Therapiemöglichkeiten miteinander verbindet und zudem den großen Vorteil besitzt, mit Hilfe der Kontrolle im Kernspintomographen quasi "unter Sicht" stattzufinden, erscheint nur konsequent. Zudem sind die Ergebnisse, die in einer parallel stattfindenden Untersuchung zu den thermischen Auswirkungen auf das Bandscheibengewebe gefunden wurden, sehr erfolgversprechend. Im Gegensatz zur Anwendung von Laserstrahlung lässt sich bei der Anwendung hochfrequenten elektrischen Stromes die Eindringtiefe und, vor allem, die Ausbreitung der thermischen Läsion wesentlich besser einschätzen; ein deutlicher Sicherheitsgewinn in Anbetracht der an das Bandscheibenfach angrenzenden Strukturen wie Rückenmark, Nervenwurzeln und Gefäße.

Ziel dieser Arbeit war es, ein Verfahren zu entwickeln, welches die unbestreitbaren Vorteile der offenen chirurgischen Interventionsmethoden mit denen der minimal-invasiven Methoden verbindet. Die dekompressive Wirkung auf die Nervenwurzeln wird durch die Schrumpfung des Bandscheibengewebes durch die Anwendung von hochfrequentem elektrischem Strom erreicht, die Platzierung der dazu notwendigen Sonde erfolgt unter ständiger kernspintomographischer Kontrolle über ein geeignetes Trokarsystem. Mit Hilfe entsprechender Sequenzen sollte es weiterhin möglich sein, den Erfolg der Behandlung unmittelbar im Kernspin kontrollieren zu können.

4.2 Anforderungen an Geräte / Material

Wichtigste Voraussetzung für die Durchführung des in dieser Arbeit vorgestellten Verfahrens ist die Verwendung von Materialien, die bezüglich ihrer Anwendbarkeit in einem Kernspintomographen unbedenklich sind. Hier wurden die besten Ergebnisse erzielt mit Proben, die entweder aus reinem Titan oder Titanlegierungen wie zum Beispiel Nitinol bestanden. Wichtigstes Kriterium war hierbei eine Darstellung in der kernspintomographischen Bildgebung, welche die Größe der untersuchten Probe möglichst exakt wiedergab. Diesbezüglich schnitten die Proben aus Nitinol im Vergleich mit denen aus Titan geringfügig besser ab. Auch konnten Einflüsse aufgrund unterschiedlicher Bearbeitungsmethoden nachgewiesen werden, es stellte sich heraus, dass die elektropolierten Materialien wesentlich weniger Artefakte verursachten als die unbehandelten oder gebeizten (siehe 3.4.2, 3.4.4). Es zeigte sich weiterhin, dass die Art der Oberflächenbehandlung (unbehandelt / gebeizt / elektropoliert) einen deutlich größeren Einfluss auf die Artefaktgröße hatte als die eigentliche Materialwahl (reines Titan vs. Nitinol).

Von enormer Bedeutung für die Durchführung des Verfahrens ist die Wahl eines geeigneten Kernspintomographen. Das Magnetom open der Firma Siemens, welches hier zum Einsatz kam, erscheint zwar geeignet, jedoch wären an ein optimales Gerät noch weitere Anforderungen zu stellen. Vor allem ist an dieser Stelle der sehr eingeschränkte Platz zwischen der Patientenaufgabe und dem oberen Polschuh zu erwähnen, der das Arbeiten an einem Patienten nur in sehr begrenztem Umfang erlaubt. Da die Anzahl der kernspintomographischen Interventionen jeglicher Art rasant zunimmt, erscheint es jedoch sehr wahrscheinlich, dass zukünftige Gerätegenerationen diesen erweiterten Anforderungen genügen werden. Auch kann man davon ausgehen, dass neue Tomographiesysteme eine deutlich bessere Auflösung und kürzere Akquisitionszeiten bieten werden.

Betrachtet man den wirtschaftlichen Aspekt, so scheint das hier vorgestellte Verfahren ebenfalls sehr attraktiv zu sein. Mit Ausnahme der benötigten Trokare, welche jedoch verhältnismäßig einfach herzustellen sind, fallen keine

große Kosten an. Aufwendige Apparaturen sind nicht notwendig, auch nimmt die Anzahl der zur Verfügung stehenden offenen Kernspinsysteme stetig zu.

4.3 Anforderungen an das Trokarsystem

Besonderes Augenmerk wurde bei dieser Arbeit auf die Visualisierung der verwendeten Geräte während der kernspintomographischen Aufnahmen gelegt. Insbesondere erschien es notwendig, den Einfluss der Spitzegeometrie der verwendeten Nadeln auf die Artefaktgröße bei der Bildgewinnung zu untersuchen. Dies geschah in Hinblick darauf, dass bei der Anwendung dieses Verfahrens die größtmögliche Sicherheit für den Patienten gewährleistet werden soll. Deshalb ist es unbedingt erforderlich einen Kompromiss zu finden, der es zum einen erlaubt, den Trokar so gut darstellen zu können, dass eine korrekte Platzierung im Bandscheibenfach möglich ist. Zum anderen darf das Trokarsystem bei der Bildgebung die angrenzenden Strukturen nicht überlagern. Unter Umständen sind weitere Untersuchungen notwendig mit dem Ziel, das Trokarsystem mit Tiefenmarkierungen zu versehen um die Platzierung möglichst noch sicherer zu machen. Entsprechendes gilt auch für das Endoskop, welches man ebenso mit diesen Markierungen versehen könnte.

Bezüglich der gemessenen Einstichkräfte hat sich bei den Messungen gezeigt, dass die Beschichtung der Nadeln mit einer DLC- (diamond-like carbon) Schicht nicht den erwarteten Erfolg brachte, jedoch hatte die Spitzegeometrie einen deutlichen Einfluss auf die benötigten Einstichkräfte. Bei einer Kombination aus schräg angeschliffener Nadel und Kanüle (Somatex S2, siehe 3.6.1 bis 3.6.3) waren im Vergleich mit den anderen getesteten Nadeln mit Abstand die geringsten Kräfte notwendig, um das Testmedium zu durchstoßen. Es erscheint trotzdem sinnvoll, weitere Versuche mit Nadeln durchzuführen, deren Beschichtung in geeigneter Art und Weise modifiziert wurde. Es hat sich bei den Messungen der benötigten Einstichkräfte aber auch herausgestellt, dass die Verwendung von PVC-Folie als Medium für die Durchstoßversuche angebracht erscheint. Diese Folie scheint, betrachtet man den Kurvenverlauf der Einstichkräfte im Vergleich mit dem der Messungen an

Bandscheibengewebe, die Verhältnisse beim Durchstoß durch ein biologisches Gewebe sehr gut wieder zu geben. Die Verwendung dieser Folie hat weiterhin den Vorteil, dass der Umgang damit im Gegensatz zu tierischen Gewebeproben unter hygienischen Gesichtspunkten sicherlich wesentlich einfacher ist, zudem ist damit auch eine größere Reproduzierbarkeit gewährleistet, weil die Folie hinsichtlich Zusammensetzung und Materialstärke wesentlich homogener ist. Und sicherlich spielt auch die Verfügbarkeit und die wenig aufwendige Vorbereitung der Folie eine wesentliche Rolle.

Zusammenfassend ist durch diese Arbeit eine systematische Erfassung und Untersuchung von medizinischen Werkstoffen zur Anwendung neuer OP-Techniken im offenen Kernspintomographen gelungen. Im Zusammenhang mit der Arbeit von Brinks und Staudinger (*Dissertationen Universität Tübingen*, 2002) wurde damit die Basis für eine Prototypenentwicklung auf diesem Gebiet geschaffen.

5 Zusammenfassung

Ziel der hier vorgelegten Arbeit war es, die werkstoffkundliche Basis für ein neues Verfahren zur Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalles zu schaffen. In erster Linie ging es darum, ein Trokarsystem zu entwickeln, welches den besonderen Anforderungen zur Anwendung im offenen Kernspintomographen gerecht wird. Wichtigstes Ziel war es, Materialien zu finden, deren magnetische Eigenschaften die Bildakquisition nicht durch Artefakte stören und die es trotzdem ermöglichen, das Instrumentarium auf den kernspintomographischen Aufnahmen eindeutig darzustellen. Als besonders geeignet haben sich hier Titan-Legierungen erwiesen, die gebeizt und elektroliert wurden. Einerseits ist das von ihnen verursachte Artefakt nicht so groß, dass wichtige anatomische Strukturen überlagert werden, andererseits wird das Instrument eindeutig dargestellt, was insbesondere für die Platzierung der Spitze des Trokars von grösster Bedeutung ist.

Ziel der Arbeit ist es, ein Verfahren zu etablieren, mit dem lumbale Bandscheibenvorfälle schnell und für den Patienten möglichst schonend behandelt werden können. Dies könnte dazu beitragen, die immensen Kosten, die Jahr für Jahr durch degenerative Rückenerkrankungen entstehen, zu reduzieren. Auch ließe sich damit möglicherweise die Dauer des stationären Aufenthaltes reduzieren und somit die Rückkehr des Patienten in den Beruf beschleunigen.

Im Gegensatz zu ähnlichen Verfahren, bei denen eine Volumenreduktion des Bandscheibengewebes durch die Anwendung von Laserstrahlung erreicht wird, soll dieser Effekt bei dem hier angestrebten Verfahren durch die Applikation hochfrequentem Stroms erzielt werden. Im Gegensatz zum Laser ist die Eindringtiefe und somit die Ausdehnung der verursachten Läsion wesentlich besser abzuschätzen. Im Hinblick auf die angrenzenden sensiblen Strukturen würde dies einen deutlichen Sicherheitsgewinn bedeuten. Zudem haben Voruntersuchungen gezeigt, dass die Volumenreduktion des Bandscheibengewebes bei begrenzter thermischer Ausbreitung ausreichend groß ist.

Besonderes Augenmerk wurde auf die zum Einstich in Bandscheibengewebe

benötigten Kräfte gelegt. Hier hat sich gezeigt, dass bestimmte Spitzenformen besonders geeignet sind, mit relativ geringem Kraftaufwand und damit sehr schonend in die Bandscheiben einzudringen. Weiterhin erscheint es sinnvoll, weitere Untersuchungen durchzuführen mit dem Ziel, Beschichtungen für die Nadeln zu finden, die die Kräfte weiter reduzieren könnten. Die hier erprobten DLC-Beschichtungen (diamond-like-carbon) erfüllten die Erwartungen nicht oder nur teilweise.

Auch hat die Arbeit gezeigt, dass der zur Verfügung stehende Kernspintomograph (Magnetom open der Firma Siemens) aufgrund der Abmessungen, insbesondere des geringen Abstands zwischen Patientenaufgabe und oberem Polschuh von nur 35 cm, die Anwendung zusätzlich erschwert.

In der vorliegenden Arbeit konnte dargestellt werden, welche Zugangssysteme für minimal invasive Eingriffe an den lumbalen Bandscheiben im offenen Kernspintomographen hinsichtlich ihrer materialkundlichen Eigenschaften den bestmöglichen Kompromiss aus Erkennbarkeit und Artefaktgröße darstellen und welche Spitzengeometrie am besten geeignet ist, den Zwischenwirbelraum zu erreichen.

6 Literatur

1. Abenhaim, L. and Suissa, S. Importance and economic burden of occupational back pain: A study of 2500 cases representative of Quebec. *J Occup Med* 29:670-674, 1987. (Abstract)
2. Acaroglu, E.R., Iatridis, J.C., Setton, L.A., Foster, R.J., Mow, V.C., and Weidenbaum, M. Degeneration and Aging Affect the Tensile Behavior of Human Lumbar Anulus Fibrosus. *Spine* 20:2690-2701, 1995. (Abstract)
3. Adam, G., Bücker, A., Glowinski, A., Nolte-Ernsting, C., Neuerburg, J., and Günther, R.W. Interventionelle MR-Tomographie: Gerätekonzepte. *Radiologe* 38:168-172, 1998.
4. Adams, M.A. and Dolan, P. Could sudden increases in physical activity cause degeneration of intervertebral disc? *Lancet* 350:734-735, 1997. (Abstract)
5. Adams, M.A., McMillan, D.W., Green, T.P., and Dolan, P. Sustained Loading Generates Stress Concentrations in Lumbar Intervertebral Discs. *Spine* 21:434-438, 1996. (Abstract)
6. Ahlgren, B.D., Vasavada, A., Brower, R.S., Lydon, C., Herkowitz, H.N., and Panjabi, M.M. Anular Incision Technique on the Strength and Multidirectional Flexibility of the Healing Intervertebral Disc. *Spine* 19:948-954, 1994. (Abstract)
7. Alberstone, C., Benzel, E., and Rupp, F. Holographic imaging in spine surgery. *Medscape.Orthopedics.&Sports Medicine* -, 1998.
8. Alleyne, C. and Rodts, G. Current and future approaches to lumbar disc surgery. *Medscape.Orthopedics.&Sports Medicine* -, 1998.
9. Anderson, G.B.J., Schultz, A., Nathan, A., and Irtam, L. Roentgenographic Measurement of Lumbar Intervertebral Disc Height. *Spine* 6:154-158, 1981. (Abstract)
10. Antoniou, J., Steffen, T., Nelson, F., Winterbottom, N., Hollander, A.P., Poole, R.A., Aebi, M., and Alini, M. The Human Lumbar Intervertebral Disc. *J-Clin-Invest.* 98:996-1003, 1996. (Abstract)
11. Apuzzo, M.L.J. Lumbar laminotomy, foraminotomy, root decompression, and discectomy in the lateral position. *Anonymous* 0,p. 167-175.
12. Ascher, P., Justich, E., Ulrich, F., Bettag, M., Frank, F., and Hessel, S. Untersuchungen und Entwicklungen zur interstitiellen Thermotherapie bei der Behandlung von Hirntumoren mit dem Nd:YAG Laser. *Lasermedizin* 7:41-51, 1991.
13. Balderston *Spinal Disord* 4:22-25, 1991. (Abstract)

14. Ball, P.A. and Benzel, E.C. Pathology of Disc Degeneration. ?507-516, 1998. (Abstract)
15. Bartelink, D.L. The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. J.Bone.Joint Surg. 39B:718-725, 1957. (Abstract)
16. Benson, D.R., Schultz, A.B., and Dewald, R.L. Roentgenographic evaluation of vertebral rotation. J.Bone Joint Surg. 58A:1125-1129, 1976. (Abstract)
17. Benzel, E. The lateral extracavitary approach to the spine using the three-quarter prone position. J-Neurosurg. 71:837-841, 1989.
18. Botsford, D.J., Esses, S.I., and Ogilvie-Harris, D.J. In Vivo Diurnal Variation in Intervertebral Disc Volume and Morphology. Spine 19:935-940, 1994. (Abstract)
19. Brodwater, B.K., Roberts, D.W., Nakajima, T., Friets, E.M., and Strohbehn, J.W. Extracranial application of the frameless stereotactic operating microscope: Experience with lumbar spine. Neurosurgery 32(2):209-213, 1993.
20. Buchelt, M., Kutschera, H., Katterschafka, T., Kiss, H., Schneider, B., and Ullrich, R. Erb:YAG and Hol:YAG laser ablation of meniscus and intervertebral discs. Lasers-Surg-Med. 12:375-381, 1992.
21. Caputy, A., Starr, J., and Riedel, C. Video-assisted endoscopic spinal surgery: Thoracoscopic discectomy. Acta-Neurochir-Wien. 134:196-199, 1995.
22. Castro, W.H.M., Jerosch, J., and Brinckmann, P. Veränderungen an der lumbalen Bandscheibe nach Anwendung der nicht-automatisierten perkutanen Diskektomie. Z.Orthop. 130:472-478, 1992. (Abstract)
23. Ditsworth, D. Endoscopic transforaminal lumbar discectomy and reconfiguration: A posterolateral approach into the spinal canal. Surg Neurol 49:588-598, 1998.
24. Farin, G. High-Frequency Electrosurgery in Minimal Accesss Procedures. Seminars in Laparoscopic Surgery 3(2):117-124, 1996.
25. Farin, G. Ultrasonic Dissection in Combination with High-Frequency Surgery. End.Surg. 2:211-213, 1994. (Abstract)
26. Farin, G. and Grund, K.E. Technology of argon plasma coagulation with particular regard to endoscopic applications. Endosc.Surg.Allied.Technol. 2(1):71-77, 1994.

27. Faulhauer, K. and Manicke, C. Fragment excision versus conventional disc removal in the microsurgical treatment of herniated lumbar disc. *Acta Neurochir (Wien)* 133:107-111, 1995. (Abstract)
28. Foster, M. Hyperesthesia following arthroscopic microdiscectomy. *Medscape.Orthopedics.&Sports Medicine* -, 1998.
29. Garrido, E. and Connaughton, P.N. Unilateral facetectomy approach for lateral lumbar disc herniation. *J Neurosurg* (74):754-756, 1991.
30. Gerber, B.E., Al-Khodairy, A.T., Morscher, E., and Hefti, F. Offene Laserchirurgie am Bewegungsapparat. *Orthopäde* 25:56-63, 1996. (Abstract)
31. Gesang, A., Schink, A., and Engelhardt, G.H. Argongaskoagulation versus Elektrokoagulation. ? 1995. (Abstract)
32. Goel, V.K., Nishiyama, K., Weinstein, J.N., and Liu, Y.K. Mechanical Properties of Lumbar Spinal Motion Segments as Affected by Partial Disc Removal. *Spine* 11:1008-1012, 1986. (Abstract)
33. Göcer, A., Cetinalp, E., Tuna, M., Ildan, F., Bagdat, H., and Hacıyakupoglu, S. Percutaneous radiofrequency rhizotomy of lumbar spinal facets: the results of 46 cases. *Neurosurg.Rev.* 20:114-116, 1997. (Abstract)
34. Grifka, J., Witte, H., Schulze, H., Heers, G., Bohlen, J., and Recknagel, S. Das lumbale Ligamentum flavum. *Z-Orthop-Ihre-Grenzgeb.* 135:328-334, 1997. (Abstract)
35. Grund, K., Zindel, C., and Farin, G. Practical tips for Argon Plasma Coagulation (APC) in flexible endoscopy. *Endoskopie.heute.* 4:338-344, 1996.
36. Grund, K.E. Argon plasma coagulation (APC): ballyhoo or breakthrough? [editorial; comment]. *Endoscopy* 29(3):196-198, 1997.
37. Grund, K.E., Zindel, C., and Farin, G. Argonplasmakoagulation in der flexiblen Endoskopie. Bewertung eines neuen therapeutischen Verfahrens nach 1606 Anwendungen. *Deutsche Medizinische Wochenschrift* 122:432-438, 1997.
38. Grund, K.E. and Farin, G. New principles and applications of high-frequency surgery, including argon plasma coagulation. *Annual of Gastrointestinal Endoscopy* :15-23, 1997.
39. Grund, K.E., Zindel, C., and Storek, D. Endoskopische Therapie von Stenosen im Gastrointestinaltrakt. *Chirurgische Gastroenterol* 12:6-14, 1996. (Abstract)

40. Grund, K.E., Zindel, C., and Farin, G. Praktische Hinweise für die Argonplasmakoagulation (APC) in der Flexiblen Endoskopie. *Endoskopie heute* 4:338-344, 1996.
41. Grund, K.E., Storek, D., and Farin, G. Endoscopic argon plasma coagulation (APC) first clinical experiences in flexible endoscopy. *Endosc.Surg.Allied.Technol.* 2(1):42-46, 1994.
42. Hall, L.T., Esses, S.I., Noble, P.C., and Kamaric, E. Morphology of the Lumbar Vertebral Endplates. *Spine* 23(14):1517-1523, 1998.
43. Handa, T., Ishihara, H., Ohshima, H., Osada, R., Tsuji, H., and Obata, K. Effects of Hydrostatic Pressure on Matrix Synthesis and Matrix Metalloproteinase Production in the Human Lumbar Intervertebral Disc. *Spine* 22:1085-1091, 1998. (Abstract)
44. Hansson, T.H. and Hansson, E.K. The effects of common medical interventions on pain, back function and work resumption in patients with chronic low back pain. *Spine* 25:3055-3064, 2000. (Abstract)
45. Hassler, O. The human intervertebral disc. *Acta orthop.Scandinav.* 40:765-772, 1970. (Abstract)
46. Herkowitz, H., Abraham, D., and Fischgrund, J. The diagnosis and management of degenerative lumbar spondylolisthesis. *Medscape.Orthopedics.&Sports Medicine* -, 1998.
47. Hirsch, C. and Schajowicz, F. Studies on structural changes in the lumbar anulus fibrosus. *Acta.Orthop.Scand.* 22:184-231, 1952. (Abstract)
48. Hoogland, T. and Scheckenbach, C. Percutaneous lumbar nucleotomy with low dose chymopapain, an ambulatory procedure. *Z-Orthop-Ihre-Grenzgeb.* 133(2):106-113, 1995.
49. Houpt, J.C., Conner, E.S., and McFarland, E.W. Experimental study of temperature distributions and thermal transport during radiofrequency current therapy of the intervertebral disc. *Spine* 21(15):1808-1812, 1996.
50. Husag, L. and Probst, C. Microsurgical anterior approach to cervical discs. Review of 60 consecutive cases of discectomy without fusion. *Acta-Neurochir-Wien* 73(3-4):229-242, 1984.
51. Iatridis, J.C., Weidenbaum, M., Setton, L.A., and Mow, V.C. Is the Nucleus Pulposus a Solid or a Fluid? Mechanical Behaviors of the Nucleus Pulposus of the Human Intervertebral Disc. *Spine* 21:1174-1184, 1996. (Abstract)

52. Johanns, W., Jakobeit, C., Luis, W., and Greiner, L. Kontaktlose Argon-Gas-Koagulation in der flexiblen Endoskopie des Gastrointestinaltraktes: In-vitro-Untersuchungen und erste klinische Erfahrungen. *Z.Gastroenterol.* 33(12):694-700, 1995.
53. Johnstone, B., Urban, J.P.G., Roberts, S., and Menage, J. The Fluid Content of the Human Intervertebral Disc. *Spine* 17:412-416, 1992. (Abstract)
54. Kambin, P. and Zhou, L. Arthroscopic discectomy of the lumbar spine. *Clin-Orthop* (337):49-57, 1997.
55. Kambin, P. and Zhou, L. History and current status of percutaneous arthroscopic disc surgery. *Spine* 21(24 Suppl):57S-61S, 1996.
56. Kambin, P., Nixon, J.E., Chait, A., and Schaffer, J.L. Annular Protrusion: Pathophysiology and Roentgenographic Appearance. *Spine* 13:671-675, 1988. (Abstract)
57. Kanerva, A., Kommonen, B., Grönblad, M., Tolonen, J., Habtemariam, A., Virri, J., and Karaharju, E. Inflammatory Cells in Experimental Intervertebral Disc Injury. *Spine* 22:2711-2715, 1997. (Abstract)
58. Karasek, M. and Bogduk, N. Twelve-month follow-up of a controlled trial of intradiscal thermal anuloplasty for back pain due to internal disc disruption. *Spine* 25:2601-2607, 2000. (Abstract)
59. Keith-Hellems, H. and Keats, T.E. Measurement of the normal lumbosacral angle. *J Spinal Disord* 113:642-645, 1971. (Abstract)
60. Keller, T.S., Holm, S.H., Hansson, T.H., and Spengler, D.M. The Dependence of Intervertebral Disc Mechanical Properties on Physiologic Conditions. *Spine* 15:751-761, 1990. (Abstract)
61. Kho, H. and Steudel, W. Comparison of the microsurgical lumbar intervertebral disk operation with the conventional technique in free sequestered intervertebral disk prolapse. A retrospective study based on 267 cases. *Neurochirurgia-Stuttg.* 29(5):181-185, 1986.
62. Kioumehri, F. and Ziegler, J.W. Magnetic resonance imaging of the spine. *Spine* 17:213-232, 1992.
63. Klein, G.R., Ludwig, S.C., Vaccaro, A.R., Rushton, S.A., Lazar, R.D., and Albert, T.J. The efficacy of using an image-guided Kerrison punch in performing an anterior cervical foraminotomy - An anatomic analysis. *Spine* 24(13):1358-1362, 1999.

64. Kleinpeter, G., Markowitsch, M., and Bock, F. Percutaneous endoscopic lumbar discectomy: minimally invasive, but perhaps only minimally useful? *Surg Neurol* 43(6):534-539, 1995.
65. Knight, M., Vajda, A., Jakab, G., and Awan, S. Endoscopic laser foraminoplasty on the lumbar spine - Early experience. *Minim.Invas.Neurosurg.* 41:5-9, 1998.
66. Kotilainen, E. and Valtonen, S. Long-term outcome of patients who underwent percutaneous nucleotomy for lumbar disc herniation: Results after a mean follow-up of 5 years. *Acta Neurochir (Wien)* (140):108-113, 1998.
67. Kotilainen, E. Long-term outcome of patients suffering from clinical instability after microsurgical treatment of lumbar disc herniation. *Acta Neurochir (Wien)* (140):120-125, 1998.
68. Kotilainen, E., Alanen, A., Parkkola, R., Helenius, H., Valtonen, S., and Kormano, M. Cross-sectional areas of lumbar muscles after surgical treatment of lumbar disc herniation. A study with magnetic resonance imaging after microdiscectomy or percutaneous nucleotomy. *Acta Neurochir (Wien)* (133):7-12, 1995.
69. Kotilainen, E. and Valtonen, S. Percutaneous nucleotomy in the treatment of lumbar disc herniation. Results after a mean follow-up of 2 years. *Acta Neurochir (Wien)* (128):47-52, 1994.
70. Kotilainen, E., Alanen, A., Erkintalo, M., Helenius, H., and Valtonen, S. Postoperative hematomas after successful lumbar microdiscectomy or percutaneous nucleotomy: A magnetic resonance imaging study. *Surg Neurol* (41):98-105, 1994.
71. Kotilainen, E., Alanen, A., Erkintalo, M., Valtonen, S., and Kormano, M. Magnetic resonance imaging changes and clinical outcome after microdiscectomy or nucleotomy for ruptured disc. *Surg Neurol* (41):432-440, 1994.
72. Kutschera, H., Buchelt, M., Lacker, W., and Beer, R. Circumferential measurement of anulus deviation after laser nucleotomy. *Lasers-Surg-Med* 20(1):77-83, 1997.
73. Lang, J. *Neuroorthopädie* 2, 2001.
74. Lee, S.H., Lee, S.J., Park, K., Lee, I.M., Sung, K., Kim, J., and Yoon, S. Comparison of percutaneous manual and endoscopic laser discectomy with chemonucleolysis and automated nucleotomy. *Othopade* 25(1):49-55, 1996.

75. Maroon, J., Kopitnik, T., Schulhof, L., Abla, A., and Wilberger, J. Diagnosis and microsurgical approach to far-lateral disc herniation in the lumbar spine. *J-Neurosurg.* 72:378-382, 1990.
76. Mastragelopoulos, N., Sarkar, M.R., Kaissling, G., Bahr, R., and Daub, D. Argongas-Embolie während laparoskopischer Cholecystektomien mit dem Argon-Beam-One-Coagulator. *Chirurg* 63(12):1053-1054, 1992.
77. Matek, W., Reidenbach, H.D., Wittmann, A., Beierlein, L., and Hermanek, P. A comparative study of the tissue-destroying effect of the laser and electrocoagulation. *Endoscopy* 21(1):31-36, 1989.
78. Mayer, H. Spine update. Percutaneous lumbar disc surgery. *Spine* 19(23):2719-2723, 1994.
79. McCulloch, J. Focus issue on lumbar disc herniation: Macro- and microdiscectomy. *Spine* 21(24S):45S-56S, 1996.
80. Melvill, R. and Baxter, B. The intertransverse approach to extraforaminal disc protrusion in the lumbar spine. *Spine* 19(23):2707-2714, 1994.
81. Melzer, A., Schmidt, A., Kipfmüller, K., Grönemeyer, D., and Seibel, R. Technology and principles of tomographic image-guided interventions and surgery. *Surg Endosc* (11):946-956, 1997.
82. Melzer, A., Schmidt, A.M., Kipfmüller, K., Deli, M., Stöckel, D., Grönemeyer, D.H.W., and Seibel, R.M.M. Prerequisites for magnetic resonance image-guided interventions and endoscopic surgery. *Min Invas Ther & Allied Technol* (5):255-262, 1996.
83. Meyer, H. and Lindfeld, A. *Deutsche Tierärztliche Wochenschrift* 76:448-453, 1969. (Abstract)
84. Miller, J.A.A., Schmatz, C., and Schultz, A.B. Lumbar Disc Degeneration: Correlation with Age, Sex and Spine Level in 600 Autopsy Specimens. *Spine* 13:173-178, 1988. (Abstract)
85. Min, K., Leu, H., and Zweifel, K. Quantitative determination of ablation in weight of lumbar intervertebral discs with holmium: YAG laser. *Lasers-Surg-Med* 18(2):187-190, 1996.
86. Mirkovic, S., Schwartz, D., and Glazier, K. Anatomic considerations in lumbar posterolateral percutaneous procedures. *Spine* 20(18):1965-1971, 1995.
87. Mochida, J., Nishimura, K., Nomura, T., Toh, E., and Chiba, M. The importance of preserving disc structure in surgical approaches to lumbar disc herniation. *Spine.* 21:1556-1564, 1996.

88. Mueller, W. The Advantages of Laparoscopic Assisted Bipolar High-Frequency Surgery. *End.Surg.* 1:91-96, 1993. (Abstract)
89. Mühlbauer, M., Ferguson, J., Losert, U., and Koos, W. Experimental laparoscopic and thoracoscopic discectomy and instrumented spinal fusion. A feasibility study using a porcine model. *Minim.Invas.Neurosurg.* 41:1-4, 1998.
90. Nachemson, A. In vivo discometry in lumbar discs with irregular nucleograms. *Acta orthop.Scandinav.* 36:418-434, 1965. (Abstract)
91. Nerubay, J., Caspi, I., Levinkopf, M., Tadmor, A., and Bubis, J. Percutaneous laser nucleolysis of the intervertebral lumbar disc - An experimental study. *Clin.Orthopaedics and related research* 337:42-44, 1997.
92. Nessler, N., Huter, H., and Wang, L. Safety Tester for HF-surgical Grounding Plates. *Biomedizinische Technik* 38:5-9, 1993. (Abstract)
93. Nguyen-minh, C., Riley, L., Ho, K.C., Xu, R., An, H., and Haughton, M. Effect of Degeneration of the Intervertebral Disk on the Process of Diffusion. *AJNR* 18:435-442, 1997. (Abstract)
94. O'Brien, M., Peterson, D., and Crockard, H. A posterolateral microsurgical approach to extreme lateral lumbar disc herniation. *J.Neurosurg* 83:636-640, 1995.
95. Ogon, M., Maurer, H., Wimmer, C., Landauer, F., Sterzinger, W., and Krismer, M. Minimally invasive approaches and surgical procedures in the lumbar spine. *Orthopäde* (26):553-561, 1997.
96. Onik, G., Kambin, P., and Chang, M. Minimally invasive disc surgery. Nucleotomy versus fragmentectomy. *Spine* 22(7):827-830, 1997.
97. Onimus, M., Papin, P., and Gangloff, S. Extraperitoneal approach to the lumbar spine with video assistance. *Spine.* 21:2491-2494, 1996.
98. Osman, S. and Marsolais, E. Endoscopic transiliac approach to L5-S1 disc and foramen. A cadaver study. *Spine* 22(11):1259-1263, 1997.
99. Otani, K., Arai, I., Mao, G.P., Konno, S., Olmarker, K., and Kikuchi, S. Experimental Disc Herniation. *Spine* 22:2894-2899, 1997. (Abstract)
100. Oxland, T.R., Lund, T., Jost, B., Crompton, P., Lippuner, K., Jaeger, P., and Nolte, L.P. The Relative Importance of Vertebral Bone Density and Disc Degeneration in Spinal Flexibility and Interbody Implant Performance. *Sine* 21:2558-2569, 1996. (Abstract)

101. Panjabi, M.M., Brown, M., Lindahl, S., Irstam, L., and Hermens, M. Intrinsic Disc Pressure as a Measure of Integrity of the Lumbar Spine. *Spine* 13:913-917, 1988. (Abstract)
102. Pearcy, M.J. and Tibrewal, S.B. Axial Rotation and Lateral Bending in the Normal Lumbar Spine Measured by Three-Dimensional Radiography. *Spine* 9:582-587, 1984. (Abstract)
103. Pearcy, M.J., Portek, J., and Shepherd, J. Three-Dimensional X-ray Analysis of Normal Movement in the Lumbar Spine. *Spine* 9:294-297, 1984. (Abstract)
104. Pedrini-Mille, A., Pedrini, V.A., Tudisco, C., Ponseti, I.V., Weinstein, S.L., and Maynard, J.A. Proteoglycans of Human Scoliotic Intervertebral Disc. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 65-A:815-823, 1983. (Abstract)
105. Pflaster, D.S., Krag, M.H., Johnson, C.C., Haugh, L.D., and Pope, M.H. Effect of Test Environment on Intervertebral Disc Hydration. *Spine* 22:133-139, 1997. (Abstract)
106. Pier, A. Die Verwendung des Argon-Beamers in der laparoskopischen Chirurgie. *Chirurg* 63(9):774-775, 1992.
107. Postema, R.R., ten Kate, F.J., and Terpstra, O.T. Less hepatic tissue necrosis after argon beam coagulation than after conventional electrocoagulation. *Surg.Gynecol.Obstet.* 176(2):177-180, 1993.
108. Putz, R. Funktionsbezogene Morphologie der Bandscheiben. *Radiologe* 33:563-566, 1993. (Abstract)
109. Reichenbach, H.-D. Fundamentals of Bipolar High-Frequency Surgery. *End.Surg.* 1:85-90, 1993. (Abstract)
110. Reulen, H.J., Müller, A., and Ebeling, U. Microsurgical Anatomy of the Lateral Approach to Extraforaminal Lumbar Disc Herniations. *Neurosurgery* 39(2):345-351, 1996.
111. Rossignol, M., Suissa, S., and Abenhaim, L. Working disability due to occupational back pain: Three-year follow-up of 2300 compensated workers in Quebec. *J Occup Med* 30:502-505, 1988. (Abstract)
112. Rusch, V.W., Schmidt, R., Shoji, Y., and Fujimura, Y. Use of the argon beam electrocoagulator for performing pulmonary wedge resections. *Ann.Thorac.Surg.* 49(2):287-291, 1990.
113. Saal, J. Natural history and nonoperative treatment of lumbar disc herniation. *Spine* 21(24S):2S-9S, 1996.

114. Saal, J.A. and Saal, J.S. Intradiscal electrothermal treatment for chronic discogenic low back pain - A prospective outcome study with minimum 1-year follow-up. *Spine* 25:2622-2627, 2000. (Abstract)
115. Schlesinger, S.M., Frankhauser, H., and de Tribolet, N. Microsurgical anatomy and operative technique for extreme lateral lumbar disc herniations. *Acta Neurochir (Wien)* (118):117-129, 1992.
116. Schmidt, W. Erfahrungen mit dem Argon-Beamer in der interventionellen Bronchologie. *Atemw.-Lungenkrkh.* 22:168-173, 1996. (Abstract)
117. Schoenenberger, A., Steiner, P., Debatin, J., Zweifel, K., Erhart, P., von-Schulthess, G., and Hodler, J. Real-time monitoring of laser discectomies with a superconducting, open configuration MR system. *Am-J-Roentgenol.* 169(3):863-867, 1997.
118. Sessler, M.J., Becker, H.D., Flesch, I., and Grund, K.E. Therapeutic effect of argon plasma coagulation on small malignant gastrointestinal tumors. *J Cancer Res Clin Oncol* 121:235-238, 1995.
119. Sessler, M.J., Becker, H.D., and Grund, K.E. Palliativtherapie beim kleinen Ösophaguskarzinom: Ist die Argon-Plasma-Koagulation (APC) als Alternative sinnvoll ? *Endoskopie heute* 3:240-243, 1995.
120. Sinha, S., Sinha, U., and Lufkin, R.B. Magnetic resonance instrumentation. *Anonymous* 0,p. 131-151.
121. Sortland, O., Kleppe, H., Aandahl, M., and Blikra, G. Percutaneous lumbar discectomy. Technique and clinical result. *Acta Radiol* 37(1):85-90, 1996.
122. Southerland, S.R., Remedios, A.M., McKerrell, J.G., and Litwin, D. Laparoscopic Approaches to the Lumbar Vertebrae. *Spine* 20:1620-1623, 1995. (Abstract)
123. Spencer, D.L. Lumbar intervertebral disc surgery. *Anonymous* 0,p. 675-693.
124. Stairmand, J.W., Holm, S., and Urban, J.P.G. Factors Influencing Oxygen Concentration Gradients in the Intervertebral Disc. *Spine* 16:444-449, 1991. (Abstract)
125. Stevenson, R.C., McCabe, C.J., and Findlay, A.M. An economic evaluation of a clinical trial to compare automated percutaneous lumbar discectomy with microdiscectomy in the treatment of contained lumbar disc herniation. *Spine* 20:739-742, 2000. (Abstract)

126. Storek, D., Grund, K., Schütz, A., Seifert, H., Farin, G., and Becker, H. Can Argon-Plasma-Coagulation (APC) replace the laser in flexible endoscopy? *Endoskopie.heute*. 2:163-170, 1994.
127. Storek, D., Grund, K.E., Gronbach, G., Farin, G., and Becker, H.D. Endoskopische Argon-Gas-Koagulation - erste klinische Erfahrungen. *Z.Gastroenterol.* 31(11):675-679, 1993.
128. Stücker, R., Krug, C., and Reichelt, A. Endoscopic treatment of intervertebral disk displacement. Percutaneous transforaminal access to the epidural space. Indications, technique and initial results. *Orthopade* 26(3):280-287, 1997.
129. Thiel, C. and Fastenmeier, K. Der Lichtbogen beim Schneiden in der HF-Chirurgie- ein elektrophysikalisches Modell. *Biomedizinische Technik* 41:494-495, 1996.
130. Thiel, C. and Fastenmeier, K. Minimalinvasive Zerstörung großer Gewebevolumenta mit Hochfrequenzstrom. *Biomedizinische Technik* 41:498-499, 1996.
131. Thompson, J.P., Pearce, R.H., Schechter, M.T., Adams, M.E., Tsang, I.K.Y., and Bishop, P.B. Preliminary Evaluation of a Scheme for Grading the Gross Morphology of the Human Intervertebral Disc. *Spine* 15:411-415, 1990. (Abstract)
132. Törner, M. and Holm, S. Studies of the lumbar vertebral end-plate region in the pig. *Uppsala J Med Sci* (90):243-258, 1985.
133. Turgut, M., Onol, B., Kilinc, K., and Tahta, K. Extensive damage to the end plates as a complication of laser discectomy. An experimental study using an animal model. *Acta-Neurochir-Wien* 139(5):404-410, 1997.
134. Turgut, M., Acikgoz, B., Kilinc, K., Ozcan, O., and Erbenji, A. Effect of Nd:YAG laser on experimental disc degeneration. 1. Biochemical and radiographical analysis. *Acta-Neurochirurgia* 138(11):1348-1354, 1996.
135. Turgut, M., Ozcan, O., Sungur, A., and Sargin, H. Effect of Nd:YAG laser on experimental disc degeneration. 2. Histological and MR imaging findings. *Acta-Neurochirurgia* 138(11):1355-1361, 1996.
136. Twomey, L.T. and Taylor, J.R. Age Changes in Lumbar Vertebrae and Intervertebral Discs. *Clinical Orthopaedics and Research* 97-104, 1987. (Abstract)
137. Ullrich, C.G. *Radiology* 134:137-143, 1980. (Abstract)

138. Urban, J.P.G. and McMullin, J.F. Swelling Pressure of the Lumbar Intervertebral Disc: Influence of Age, Spinal Level, Composition, and Degeneration. *Spine* 13:179-187, 1988. (Abstract)
139. Wahab, P.J., Mulder, C.J.J., den Hartog, G., and Thies, J.E. Argon Plasma Coagulation in Flexible Gastrointestinal Endoscopy: Pilot Experiences. *Endoscopy* 29:176-181, 1997. (Abstract)
140. Watkins, R.G. Posterior approach to the lower lumbar spine. Anonymous 0,p. 154-166.
141. Watters, W., Mirkovic, S., and Boss, J. Treatment of the isolated intervertebral disc herniation: microdiscectomy versus chemonucleolysis. *Spine* 13(3):360-362, 1988.
142. Weingärtner, E. , 1968.
143. Williams N.N. 2001. (Abstract)
144. Wilson and Harbaugh N.N. 2001. (Abstract)
145. Witte, H., Hellweg, S., Witte, B., and Grifka, J. Epiduroskopie mit Zugang über den Sakralkanal. *Biomedizinische Technik* 42:24-29, 1997. (Abstract)
146. Yasuma, T., Arai, K., and Yamauchi, Y. The Histology of Lumbar Intervertebral Disc Herniation. *Spine* 18:1761-1765, 1993. (Abstract)
147. Yasuma, T., Koh, S., Okamura, T., and Yamauchi, Y. Histological changes in aging lumbar intervertebral disc. Their role in protrusions and prolapses. *J-Bone-Joint-Surg-Am.* 72:220-229, 1990. (Abstract)
148. Yasuma, T., Makino, E., Saito, S., and Inui, M. Histological development of intervertebral disc herniation. *J-Bone-Joint-Surg-Am.* 68:1066-1072, 1986. (Abstract)
149. Zahrawi, F. Microlumbar discectomy. Is it safe as an outpatient procedure? *Spine* 19(9):1070-1074, 1994.
150. Zahrawi, F. Microlumbar discectomy (MLD). *Spine* 13(3):358-359, 1988.
151. Zelko, J., Misko, J., Swanstrom, L., Pennings, J., and Kenyon, T. Laparoscopic lumbar discectomy. *Am-J-Surg* 169(5):496-498, 1995.
152. Zierski, J. Technique of chemonucleolysis. *Neurochirurgia* 29:130-133, 1986.

7 Dank

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Privatdozent Dr. med. Frank Duffner. Ihm ist es gelungen, immer wieder mein ganzes Engagement für diese Arbeit zu fordern. Ohne seinen ständigen Ansporn hätte die Fertigstellung meiner Dissertation wesentlich mehr Zeit in Anspruch genommen.

Mein Dank gilt ebenfalls Herrn Dr. Dirk Freudenstein, der der Betreuung dieser Arbeit einiges an Zeit gewidmet hat.

Da diese Dissertation im Rahmen eines Verbundprojektes erstellt wurde, soll an dieser Stelle natürlich auch allen daran Beteiligten gedankt werden. Besondere Erwähnung verdient hier Dr. rer.-nat. habil. Ludger Schnieder vom Kompetenzzentrum Minimal Invasive Medizin & Technik Tübingen/Tuttlingen. Wann immer die Zeit gedrängt hat war er bereit, mir schnellstmöglich das benötigte Material zur Verfügung zu stellen.

Dank auch an Dipl.-Ing. Carsten Linti und Dipl.-Ing. Hermann Finckh vom Institut für Textil- und Verfahrenstechnik in Denkendorf. Ohne sie wäre es nicht möglich gewesen, die Durchstoßversuche durchzuführen.

Ohne Frau Karen Seekamp-Rahn und Herrn Thomas Klemm von der radiologischen Abteilung der Universität Tübingen, die die kernspintomographischen Aufnahmen der unterschiedlichsten Nadeln, Kanülen und sonstigen Proben zur Verfügung gestellt haben, wäre diese Arbeit ebenfalls nicht zustande gekommen. Vielen Dank hierfür.

Vielen Dank auch an Herrn Gerd Pfister und seine Mitarbeiter, die mir häufig genug äußerst kurzfristig ihr Büro zur Verfügung gestellt haben, um termingerecht Präsentationen zu erstellen, CD's zu brennen und Daten auszudrucken.

Und schliesslich gilt mein grösster Dank meinen Eltern, Heinz und Christa Mirwa, die mir überhaupt erst die Gelegenheit zum Studium gegeben haben sowie meiner Frau Silke.

8 Lebenslauf

Zur Person

Name: Alexander Mirwa
Geburtstag: 06. Dezember 1970
Geburtsort: Stuttgart – Bad Cannstatt
Familienstand: verheiratet

Schulbildung

1977 – 1981 Grundsschule Stuttgart und Asperg
1981 – 1990 Friedrich-List-Gymnasium in Asperg
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

Zivildienst

Juni 1990 – Sept. 1991 Zivildienst im Rettungsdienst des Deutschen Roten Kreuzes, Kreisverband Ludwigsburg
Ausbildung zum Rettungssanitäter

Berufserfahrung

Okt. 1991 – Sept. 1993 Hauptberufliche Tätigkeit als Rettungssanitäter beim Deutschen Roten Kreuz, Kreisverband Ludwigsburg

Studium

seit Oktober 1993 Studium der Humanmedizin an den Universitäten Rostock und Tübingen
August 1998 Famulatur in der neurochirurgischen Abteilung der Uniklinik Tübingen

September 1998	Famulatur in der anaesthesiologischen Gemeinschaftspraxis Dres. Bössenecker, Burger, Mack in Kirchheim /Teck
September 1999	Praxisfamulatur in der gynäkologischen Tagesklinik Stapf in Stuttgart
April 2000	Famulatur in der orthopädischen Abteilung der Uniklinik Tübingen
August 2000	Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung (1. Staatsexamen)
März 2001	Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung (2. Staatsexamen)
April 2001 – Aug. 2001	1. Tertial des Praktischen Jahres in der Klinik für Orthopädie, Kantonsspital St.Gallen, Schweiz
Aug. 2001 – Dez. 2001	2. Tertial des Praktischen Jahres in der Medizinischen Abteilung des Klinikums am Steinenberg in Reutlingen
Dez. 2001 – März 2002	3. Tertial des Praktischen Jahres in der chirurgischen Abteilung im Regionalspital Laufenburg, Schweiz
24. April 2002	Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung (3. Staatsexamen)
Juli 2002 – Jan. 2003	Tätigkeit als Arzt im Praktikum in der Orthopädie, Vulpius-Klinik Bad Rappenau
seit März 2003	Tätigkeit als Assistenzarzt in der chirurgischen Abteilung im Regionalspital Laufenburg, Schweiz