Aus der Universitätsklinik für Neurochirurgie Tübingen

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. Dr. h. c. E. H. Grote

Volumetrische Messungen zur Entwicklung eines neuen Operationsverfahrens 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
Karoline Brinks

aus

Hameln

2002

Dekan: Prof. Dr. C. D. Claussen
1. **Berichterstatter: Privatdozent Dr. F. Duffner**
2. **Berichterstatter: Privatdozent Dr. L. Schnieder**

Für

Eckhard, Franziska und Friederike

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS 4

1.EINLEITUNG 7

1.1. HISTORISCHER ÜBERBLICK 7
1.2. ANATOMIE UND PHYSIOLOGIE DER BANDSCHEIBE 8
1.3. PATHOPHYSIOLOGIE DER BANDSCHEIBE 8
1.3.1. ALTERUNGSVORGÄNGE IN DER BANDSCHEIBE 8
1.3.2. DER BANDSCHEIBENVORFALL 9
1.3.3. BANDSCHEIBENDEGENERATION IN DER KERNSPINTOMOGRAPHIE 11
1.4. OPERATIVE THERAPIE DES LUMBALEN BANDSCHEIBENVORFALLES 12
1.4.1. OFFEN CHIRURGISCHE OPERATION (STANDARDDISKEKTOMIE) 13
1.4.2. MIKRODISKEKTOMIE 13
1.4.3. PERKUTANE VERFAHREN 14
1.5. DAS PRINZIP DER HF – KOAGULATION 17
1.6. FRAGESTELLUNGEN UND ZIELE DER VORLIEGENDEN ARBEIT 20
1.6.1. VERSUCHSTEIL 1: 20
1.6.2. VERSUCHSTEIL 2: 21
1.6.3. VERSUCHSTEIL 3: 21

2. MATERIAL UND METHODE 23

2.1. MATERIAL 23
2.1.1. VERSUCHSTEIL 1:BIOPHYSIKALISCHE EIGENSCHAFTEN 23
2.1.2. VERSUCHSTEIL 2:VOLUMETRISCHE MESSUNGEN 24
2.1.3. VERSUCHSTEIL 3:DIE EICHKURVE 26
2.2. METHODE 26
2.2.1. VERSUCHSTEIL 1:BIOPHYSIKALISCHE EIGENSCHAFTEN 26
2.2.2 VERSUCHSTEIL 2: VOLUMETRISCHE MESSUNGEN 30
2.2.3 VERSUCHSTEIL 3: DIE EICHKURVE 32

3. ERGEBNISSE 36

3.1 VERSUCHSTEIL 1: BIOPHYSIKALISCHE EIGENSCHAFTEN 36
3.1.1 MORPHOLOGIE: 36
3.1.2 GRÖßE 37
3.1.3. WASSERGEHALT 39
3.1.4. IMPEDANZ 39
3.2. VERSUCHSTEIL 2: VOLUMETRISCHE MESSUNGEN 42
3.2.1. AUSWERTUNG DER DIGITALBILDER 42
3.2.2 AUSWERTUNG DER NMR–BILDER 45
3.3 VERSUCHSTEIL 3: DIE EICHKURVE 50

4. DISKUSSION 52

4.1. BEURTEILUNG UND INTERPRETATION DER EINZELNEN VERSUCHSTEILE 52
4.1.1. VERSUCHSTEIL 1: BIOPHYSIKALISCHE EIGENSCHAFTEN 52
4.1.2 VERSUCHSTEIL 2: VOLUMETRISCHE MESSUNGEN 56
4.1.3. VERSUCHSTEIL 3: DIE EICHKURVE 63
4.2 DISKUSSION DER INTRADISKALEN HF-KOAGULATION IM VERGLEICH ZU ANDEREN ANGEWANDTEN OPERATIONSTECHNIKEN 64
4.2.1 ALLGEMEINE VOR- UND NACHTEILE PERKUTANER VERFAHREN 64
4.2.2 VERGLEICH EINZELNER PERKUTANER TECHNIKEN MIT DER HF-KOAGULATION 69
4.3 BISHERIGE ERGEBNISSE DER INTRADISKALEN HF-KOAGULATION 76

5. ZUSAMMENFASSUNG 82

6.LITERATURVERZEICHNIS 84

VERZEICHNIS DER ABBILDUNGEN 91

VERZEICHNIS DER TABELLEN 93

1.Einleitung

1.1. Historischer Überblick [38; 41; 61; 85]

Bereits im fünften Jahrhundert v.Ch. wird von C. Aurelianus ein überwiegend im mittleren Lebensalter vorkommendes Krankheitsbild beschrieben, das weitgehend der heutigen Lumboischalgie entspricht.

In späteren Jahren wurde die Darstellung dieses Beschwerdebildes von D.Cotugno (1770), F.L.J. Valleix (1841), sowie Laseque (1864) und Romberg (1851) weiter verfeinert. Die Ätiologie der Erkrankung blieb dabei zunächst weitgehend ungeklärt, es setzte sich allerdings im Laufe der Jahre die Vorstellung einer Entzündung im Bereich der Nervenwurzeln durch.

Diese Theorie wurde jedoch durch erste erfolgreiche Operationen an Bandscheiben durch Krause (1909) und Dandy (1929) wiederlegt, die bei ihren durchgeführten Laminektomien aufgrund eines Kaudasyndroms freies Knorpelgewebe vorfanden.

Bestätigt wurden diese Befunde 1934 von Mixter und Barr, die anhand von 19 durchgeführten Operationen den Zusammenhang zwischen Diskusprolaps und Schmerzsymptomatik beweisen konnten.

In den folgenden Jahren nahm die Zahl der Bandscheibenoperationen rasch zu, ebenso setzte jedoch eine rege Diskussion über Vor- und Nachteile dieser Eingriffe ein.

Die dabei zunächst verwendete Methode zum Erreichen des Bandscheibenfaches bestand in der Laminektomie, d.h. in der Entfernung eines Wirbelbogens.

1937 erreichte Love durch die sogenannte interlaminäre Fensterung, das bedeutet chirurgische Resektion des Ligamentum flavum, eine Verkleinerung des Eingriffes, heute als Standarddiskektomie bekannt.

1978 konnte Williams, zeitgleich mit Yasargil und Caspar, durch Einsetzen des Operationsmikroskopes die sogenannte Mikrodiskektomie einführen.

1975 zeigte Haijkata [27] zum ersten Mal die Möglichkeit einer perkutanen Diskektomie auf. Eine ähnliche Technik wurde von Kambin entwickelt und 1983 [34] von ihm veröffentlicht. Heutzutage stellen die von Smith 1963 [72], Onik 1985 [51] und Ascher 1987 [8] vorgestellten Verfahren unterschiedliche perkutane Techniken der lumbalen Bandscheibenoperationen dar, auf die später noch genauer eingegangen werden soll.

1.2. Anatomie und Physiologie der Bandscheibe

Zur Anatomie der Bandscheibe, Discus intervertebralis, gehören drei Teile: [15; 59]

- Zum einen der Nucleus pulposus, also der sogenannte Gallertkern. Er liegt als ovale Form in der Mitte der Bandscheibe und besteht überwiegend aus Kollagenfibrillen und Proteoglykanen. Seine Aufgabe ist es, aufgrund elastischer Eigenschaften, die an der Wirbelsäule entstehenden Kräfte gleichmäßig auf die Wirbelkörper zu verteilen.
- Umgeben wird der Nucleus pulposus von einem Faserring, dem sogenannten Anulus fibrosus**.**

  Er besteht aus ringförmig angeordneten kollagenen Fasern, deren Ausbreitung in den vorderen und seitlichen Anteilen größer als in den hinteren ist. In physiologischem Zustand bildet er einen straffen Ring um den Gallertkern und erhält so bei Belastung dessen Form und Ausbreitung.
- Als dritter Teil gehört zu den Bandscheiben die knorpelige Endplatte, an der die Zwischenwirbelscheiben verankert sind und die zwei parasagittal verlaufende Einkerbungen aufweist.

Die menschliche Bandscheibe ist ein avaskuläres, bradytrophes System: Ihr Sauerstoffverbrauch ist gering und ein Stoffaustausch findet lediglich durch Diffusion von den angrenzenden Wirbelkörpern her statt. Dabei spielen Kräfte und Bewegungen innerhalb der Wirbelsäule eine entscheidende Rolle: Nimmt beispielsweise bei körperlicher Belastung der Druck innerhalb der Bandscheibe zu, werden Wasser und Stoffwechselsubstrate herausgepresst, bei Entlastung können wiederum Nährstoffe aufgenommen werden. Dieser Zusammenhang erklärt, warum regelmäßige Bewegung und Mobilisation der Wirbelsäule wichtige Voraussetzung für eine optimale Versorgung der Bandscheiben darstellen, wohingegen überwiegend sitzende Tätigkeit und langandauernde Ruhestellung begünstigende Faktoren für die unten beschriebene Bandscheibendegeneration sind. [31]

1.3. Pathophysiologie der Bandscheibe

1.3.1. Alterungsvorgänge in der Bandscheibe [15; 23; 37; 53; 41]

Die Alterungsvorgänge an der Bandscheibe setzen bereits im dritten Lebensjahrzehnt ein. Im Laufe der Jahre sind sie durch folgende Charakteristika gekennzeichnet:

- **Morphologie**

Die Morphologie des Nucleus pulposus wandelt sich von seiner geleeartigen Konsistenz in jungen Jahren in eine fibrös – trockene, von Rissen und Löchern durchsetzte Beschaffenheit. Seine bei intakten Bandscheiben weißlich-feucht schimmernde Oberfläche wird im Laufe der Jahre braun und trocken. Die zunächst noch deutliche Unterscheidung von Nucleus pulposus und Anulus fibrosus ist bei fortgeschrittener Degeneration nicht mehr möglich. Die Faserarchitektur des Anulus fibrosus wird zunehmend aufgelockert, er wird spröde und rissig.
Das Bandscheibenvolumen und ihre Höhe nehmen insgesamt im Laufe des Lebens ab.

- **Wassergehalt**

Ein weiteres wichtiges Merkmal der fortschreitenden Bandscheibendegeneration ist die zunehmende Verringerung des Wassergehaltes, ein Vorgang, der überwiegend den Nucleus pulposus betrifft: Beträgt sein prozentualer Anteil des Wassers in den ersten Lebensjahren noch bis zu 90%, so sinkt er bis zum 8.Lebensjahrzehnt auf 75%. Als Folge davon nimmt die Elastizität des Gallertkerns ab, wodurch der im vorigen Abschnitt beschriebene Stoffaustausch erschwert und somit die Stoffwechsellage der Bandscheibe insgesamt verschlechtert wird.

- **Strukturveränderungen**

Degenerative Veränderungen, die den Anulus fibrosus betreffen, sind eine im Laufe des Lebens zu beobachtende Riss- und Spaltbildung in seiner Faserstruktur, welche die Grundlage für die Verlagerung von Nukleusgewebe und somit für die Entwicklung eines Bandscheibenvorfalles bilden.

1.3.2. Der Bandscheibenvorfall

Die oben beschriebenen degenerativen Vorgänge in der Bandscheibe können zu Verschiebungen von Teilen des Nucleus pulposus führen: [7; 14; 15; 41]
Zu Beginn kommt es unter Druckbelastung zu einer Vorwölbung des Nucleus pulposus in die entstandenen Spalten und Risse des Anulus fibrosus. Da dieser Vorgang zunächst nur die inneren Anteile des Faserringes betrifft, spricht man von einem „derangement interne“.

Reichen im Folgenden diese Verlagerungen bis unmittelbar unter die äußere Begrenzung des Anulus fibrosus, so spricht man von einer Bandscheibenprotrusion.

Diese zeichnet sich gegenüber dem echten Bandscheibenprolaps dadurch aus, dass der Anulus fibrosus noch an keiner Stelle durchbrochen ist. Durch Druck auf den angrenzenden Duralsack und die Nervenwurzeln kommt es zu klinischen Symptomen. Eine spontane Rückbildung der Protrusion ist häufig möglich.

Erst bei einer Ruptur des Faserringes und infolgedessen Verlagerung von Bandscheibengewebe aus dem Intervertebralraum heraus, spricht man von einem Bandscheibenprolaps.
Das Bandscheibenmaterial kann dabei in unterschiedliche Richtungen prolabieren: Klinisch von Bedeutung sind die Bandscheibenvorfälle nach dorsal in Richtung des Wirbelkanals; dabei unterscheidet man in Bezug auf das hintere Längsband zwischen medialen, mediolateralen und lateralen Bandscheibenvorfällen, sowie zwischen subligamentären und transligamentären.

Von Sequestration spricht man, sobald sich Teile des prolabierten Nukleus ablösen und in den Epiduralraum wandern.

Die überwiegende Anzahl der Bandscheibenvorfälle befindet sich Lendenbereich L4/L5 und L5/S1 und nur zu einem geringen Anteil im Hals und Brustbereich. Dabei treten die Prolapse nach mediolateral am häufigsten auf.
Das Prädilektionsalter für den Bandscheibenprolaps ist die mittlere Lebensdekade: Zu diesem Zeitpunkt weist der Anulus fibrosus bereits die ersten Risse auf und der Nucleus pulposus ist noch elastisch genug, um zu prolabieren.
Schreitet das Lebensalter und die damit verbundene Degeneration noch weiter fort, so ist der Verlust des Wassergehaltes im Nukleus bereits so ausgeprägt, dass er völlig unbeweglich wird und folglich auch keinen Bandscheibenprolaps hervorrufen kann.
Der durch den Bandscheibenvorfall hervorgerufene Schmerz beruht auf einer Affektion der an dieser Stelle verlaufenden Nervenbündel, und zwar einerseits durch mechanische Kompression und zum anderen durch eine an dieser Stelle ablaufende Entzündungsreaktion. [31]

1.3.3. Bandscheibendegeneration in der Kernspintomographie [7; 62]

Degenerative Veränderungen in der Bandscheibe können mit Hilfe der Kernspintomographie sichtbar gemacht werden:

- Durch den altersbedingten Wasserverlust des Nucleus pulposus kommt es zu einer Signalminderung auf den T2-gewichteten kernspintomographischen Bildern. Schneidermann et al.[62] fanden in ihrer Studie, in der sie NMR-Bilder mit späteren Diskographiebefunden verglichen, heraus, dass Signalveränderungen auf Kernspin–Bildern im Bereich der Bandscheibe sehr gut mit tatsächlichen degenerativen Veränderungen korrelieren und somit ein geeignetes Untersuchungsverfahren darstellen.
- Gealterte Bandscheiben haben eine deutlich geringere Höhe als gesunde Bandscheiben. Dieser Zusammenhang ist allerdings nicht unumstritten: in einer Studie aus dem Jahre 2001 wiesen Luoma et al [42] nach, dass die Diskushöhe bei jungen Studenten geringer als bei Personen mittleren Alters ist und sie somit keinen geeigneten Indikator für die Bandscheibendegeneration darstellt.
- Die Strukturänderungen im Nucleus pulposus und im Anulus fibrosus führen dazu, dass die Grenze zwischen Kern und Faserring immer weniger deutlich erkennbar ist.
- Ein auf einem T2- gewichteten Bild erkennbares Gebiet hoher Dichte mit einem Randsaum niedriger Dichte im Bereich des Faserringes, das sich deutlich vom Nucleus pulposus unterscheidet, weist auf einen Riß im Anulus hin.
- Die degenerativen Veränderungen in den Endplatten können auf unterschiedliche Weise sichtbar werden; je nachdem, ob es zu einem fibrotischen oder sklerotischen Umbau oder zu einer Fetteinlagerung kommt, können sich die Signalintensitäten ändern

- Das bei einem Bandscheibenvorfall prolabierte Material ist auf MRI – Bildern gut erkennbar. Mit Hilfe verschiedener Schnitte ist auch die Lokalisation des Bandscheibenvorfalles, ob beispielsweise medial oder lateral, exakt bestimmbar. Die Dichte des prolabierten Materials hängt vom jeweiligen Degenerationsgrad des Nukleus ab. Die nebenstehende Abbildung 1 zeigt ein T1-gewichtetes NMR-Bild eines lumbalen Bandscheibenvorfalles.

Abbildung 1: Lumbaler Bandscheibenvorfall

1.4. Operative Therapie des lumbalen Bandscheibenvorfalles

Zur chirurgischen Therapie des lumbalen Bandscheibenvorfalles stehen heutzutage unterschiedliche Verfahren zur Verfügung: Neben der offen chirurgischen Operation besteht die Möglichkeit zu einem mikrochirurgischen Eingriff sowie zum perkutanen, minimal – invasivem Vorgehen.

Dabei ist unter Berücksichtigung des klinischen Befundes, des CT oder NMR – Bildes sowie des physischen und psychischen Zustandes des Patienten eine sorgfältige Indikation für jedes einzelne Verfahren zu stellen und eine exakte Operationsplanung vorzunehmen.

Als Standardverfahren gilt derzeit die konventionelle offene lumbale Diskotomie; sie ist in Deutschland mit jährlich 22000 Eingriffen die wichtigste Operation an der Wirbelsäule. [38]

1.4.1. Offen chirurgische Operation (Standarddiskektomie)

Zu einer offen–chirurgischen Intervention eignen sich nahezu alle Bandscheibenvorfälle, für die eine klare Indikation zum operativen Eingriff gestellt wurde.

Dabei finden folgende Vorgehensweise und Technik Anwendung [16; 22; 64]*:*

Nach optimaler präoperativer Planung des Eingriffs, zu der vor allem die genaue Bestimmung der Lokalisation der Diskushernie und sequestrierten Materials gehört, wird der Eingriff in Allgemeinanästhesie durchgeführt: Der Patient wird in Kniehockstellung gelagert. Ein ca. 5 – 7cm langer Hautschnitt erfolgt in der Medianlinie. Nach Freipräparation des interlaminären Fensters, Eröffnung des Spinalkanals und vorsichtiger Mobilisation von Wurzel und Duralsack kann die Diskushernie dargestellt werden. Es folgt die Abtragung des Sequesters und durch Inzision des hinteren Längsbandes die Entfernung nicht sequestrierter Bandscheibenvorfälle. Kann durch dieses Vorgehen noch keine ausreichende Dekompression der Bandscheibe erreicht werden, so kann zusätzlich eine Laminektomie (Resektion eines gesamten Wirbelbogens mit Dornfortsatz) oder Hemilaminektomie (Resektion eines Halbbogens) durchgeführt werden.

Wildförster beschreibt in seiner Studie aus dem Jahre 1991 die wichtigsten intraoperativen Komplikationen bei offen-chirurgischen Bandscheibenoperationen [84]: Retroperitoneale Blutungen, abdominelle Organverletzungen, intraspinale Verletzungen, Lagerungsschäden und kardio – pulmonale Komplikationen.

Die wichtigsten postoperativen Probleme neben der Infektion und dem Rezidivprolaps können unter dem Begriff des Postdiskotomiesyndroms zusammengefaßt werden: Man versteht darunter einen Symptomkomplex, der nach einem beschwerdefreien Intervall auftritt und folgende Komponenten umfaßt: radikuläre Schmerzen, Facettensyndrom und bilaterale, pseudoradikuläre Schmerzen. [26]

1.4.2. Mikrodiskektomie

Die derzeitige Auffassung in der Chirurgie, Eingriffe möglichst wenig invasiv zu gestalten, hat dazu geführt, dass in den letzten zwei Jahrzehnten mikrochirurgische Techniken und Instrumente zur lumbalen Diskektomie immer größere Verbreitung fanden.

Das Prinzip dieser Operation ist, von einem ca. 1cm großen Zugang aus mit Hilfe eines Operationsmikroskopes sowie mit speziellem Instrumentarium wie Spreiztrichter und abgewinkelten Arbeitsgeräten unter geringer Gewebetraumatisierung präzise Nukleusgewebe abzutragen. [54; 70]

Vorteile dieser Vorgehensweise bestehen vor allem in der exakteren Blutstillung, der geringeren Traumatisierung der Muskulatur und in der optimalen Ausleuchtung des Operationsgebietes. [64]

Merk schreibt 1999 in seiner Veröffentlichung, dass für mikrochirurgische Eingriffe die gleichen Operationskomplikationen wie für makroskopische Eingriffe bestehen, dass aber, bedingt durch die bessere Übersicht im Op – Gebiet, intraoperative Komplikationen durch Dura oder Nervenverletzungen bei mikrochirurgischen Eingriffen seltener seien.

Ein Hauptproblem sieht er dafür in Orientierungsschwierigkeiten beim Auffinden des richtigen Bandscheibenfaches, so dass die präoperative Planung des Eingriffs noch exakter sein muß.[49]

Auch Wildförster stellt in seiner Studie über die Komplikationen bei Bandscheibenoperationen fest, dass bei den intraspinalen Verletzungen die makroskopischen Eingriffe überwiegen, wohingegen bei anderen Komplikationen die Anzahl eher ausgeglichen ist.[84]

Schwetlick wies 1998 in seiner Studie darauf hin, dass bei mikrochirurgisch operierten Patienten der Krankenhausaufenthalt, die Zeit der Arbeitsunfähigkeit sowie die Reoperationsrate vermindert werden konnte. [66]

Insgesamt sind die in der Literatur beschriebenen Ergebnisse und Erfolgsraten mikrochirurgischer Operationen sehr überzeugend. [1; 3; 61; 70]

1.4.3. Perkutane Verfahren

Als Alternative zur offenen chirurgischen Vorgehensweise und ihren operationsbedingten Komplikationen wurden seit Mitte der 70er Jahre minimal invasive Verfahren weiterentwickelt, deren Prinzip darin besteht, in örtlicher Betäubung über einen perkutanen Zugang unter Durchleuchtungskontrolle zum Bandscheibenfach zu gelangen, um dort Nukleusgewebe zu entfernen.

Die Abtragung des Gewebes kann auf mechanische, chemische oder thermische Weise erfolgen.
Eine optische Kontrolle, zumindest über einen Teil des Operationsgebietes, kann bei dieser Vorgehensweise durch Einbringen eines Endoskopes entweder über den Arbeitskanal oder über einen zweiten Zugang erreicht werden.
Das Ziel perkutaner Nukleotomien ist es, aufgrund des minimalen Zugangsweges und der atraumatischen Vorgehensweise, die intra– und postoperative Komplikationsrate gegenüber den offen – chirurgischen Verfahren zu verringern.
Entscheidend für den Erfolg einer perkutanen Operation ist jedoch die sorgfältige Indikationsstellung: Ein Cauda equina– Syndrom, sequestrierte Bandscheibenteile sowie Massenvorfälle eignen sich nicht zur minimalinvasiven Vorgehensweise. Ebenso wirken sich Adipositas, knöcherne Stenosen, Instabilitäten, Rezidivoperationen und eine starke psychische Komponente der Krankheit negativ auf den Erfolg einer solchen Operation aus. [20; 65; 69]
Im Folgenden werden die derzeitig angewandten perkutanen Verfahren zur Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalles vorgestellt:

Chemonukleolyse

Die Chemonukleolyse ist das älteste perkutane Nukleotomieverfahren:
Bereits 1955 wurde die Wirkung des Chymopapains auf Mukopolysaccharidstrukturen von Thomas an Kaninchenohren entdeckt [80], 1963 wurde erstmals von Smith Chymopapain in Bandscheiben injiziert und eine Lysierung von Nucleus pulposus und Anulus fibrosus beobachtet.[72; 73]
Das Prinzip der Chemonukleolyse beruht dabei auf einer intradiskalen Applikation von Chymopapain, welches die Mukopolysaccharidketten innerhalb der Bandscheibe zerstört, wodurch Wassermoleküle frei werden, die aus der Bandscheibe herausdiffundieren und somit den intradiskalen Druck senken.
Komplikationen der intradiskalen Chemonukleolyse sind lokal – toxische Nebenwirkungen bei falscher Injektion, sowie allergische Allgemeinreaktionen, wobei die allergenisierende Potenz des Chymopapains insgesamt eher gering ist. [75]

Perkutane, mechanische Nukleotomie

Die perkutane, mechanische Nukleotomie wird in Bauch- oder Seitenlage des Patienten in Lokalanästhesie durchgeführt. Das entsprechende Bandscheibenfach wird unter Durchleuchtung mit einer Kanüle von dorsolateral punktiert. Jetzt kann zunächst eine Diskographie durchgeführt werden. Mit Hilfe von Dilatatoren wird anschließend der Punktionskanal aufgeweitet. Im nächsten Schritt erfolgt die Abtragung des Gewebes mit mechanischen Instrumenten. [10]

Automatisierte perkutane lumbale Nukleotomie: APLD

Die APLD wurde in den achtziger Jahren von Onik [51] entwickelt und vorgestellt.

Dabei ist das Vorgehen zunächst identisch mit dem der perkutanen mechanischen Nukleotomie. Zur Entfernung des Gewebes wird allerdings ein sogenanntes Nukleotom in das Bandscheibenfach eingeführt. Mit Hilfe dieses Gerätes kann das Nukleusgewebe automatisch angesaugt, abgetrennt und abtransportiert werden. [11; 52; 69]

Komplikationen wie iatrogen hervorgerufene Protrusionen, Diszitiden oder schwere Schmerzsyndrome sind insgesamt eher selten. [13]

Die APLD kann allein oder in Kombination mit anderen Verfahren, zum Beispiel der Chemonukleolyse oder der Laserdiskektomie angewandt werden. [6; 29; 39]

Vorteile einer solchen Kombination verschiedener perkutaner Techniken liegen vor allem in einer Verringerung von unerwünschten Effekten: Beispielsweise kann durch vorausgegangene manuelle Ausräumung bei einer anschließenden Chemonukleolyse die Dosis des Chymopapain verringert und somit die Gefahr einer allergischen Reaktion vermindert werden.

Laserdiskektomie

Das Prinzip, degeneriertes Nukleusgewebe mit dem Laser abzutragen, wurde erstmals von Ascher und Choy im Jahre 1987 in einer Studie beschrieben, in der sie 4 Patienten mit dem Laserverfahren behandelten.[8]

In den folgenden Jahren konnte in verschiedenen Veröffentlichungen gezeigt werden, dass man durch Applikation von Laserstrahlen, beispielsweise mit dem Nd-YAG-Laser, einen therapeutischen Effekt auf das Bandscheibengewebe erzielen kann. [9; 40; 68; 87]

Dabei kommt folgende Technik zur Anwendung:

Das Bandscheibenfach wird punktiert und ein Führungsdraht eingeführt. Über diesen können dann mit Hilfe eines Trokarsystems die Arbeitsgeräte zum Bandscheibenfach vorgeschoben und das Nukleusgewebe durch Laserenergie abgetragen werden. Diese Vorgehensweise kann man durch Einbringen eines Endoskopes über einen zweiten Arbeitskanal ergänzen, so dass die Abtragung des Gewebes unter optischer Kontrolle stattfindet.
Ebenso kann wie oben schon beschrieben auch die Laserdiskektomie durch mechanische Verfahren ergänzt werden. [45; 39]

Die transforaminale endoskopische Nukleotomie

Die oben beschriebenen perkutanen Verfahren zur Therapie des lumbalen Bandscheibenvorfalles werden seit Anfang der 90er Jahre durch endoskopische Verfahren ergänzt und verfeinert. [25]
Zum einen können die bisher bekannten Techniken durch zusätzliches Einsetzen eines Endoskopes verfeinert werden, zum anderen bietet die transforaminale endoskopische Nukleotomie die Möglichkeit, unter optischer Kontrolle bis in den Epiduralraum vorzudringen und somit auch sequestriertes Material zu entfernen. [77]
Bei dieser Vorgehensweise wird über einen transforaminalen Zugang nach Punktion des Bandscheibenfaches mit einem K–Draht und Aufweiten des Punktionskanals mit einem Dilatator ein starres, mit einem Arbeitskanal für die Operationsinstrumente versehenes Endoskop in den Epiduralraum eingeführt und anschließend unter optischer Kontrolle intradiskales und sequestriertes Bandscheibenmaterial abgetragen. [44; 46; 77]

1.5. Das Prinzip der HF – Koagulation

Seit mehr als 50 Jahren wird die Applikation von Hochfrequenzstrom in der Medizin eingesetzt und mittlerweile findet sie in vielen Bereichen der Chirurgie, beispielsweise zur Blutstillung oder in der endoskopischen Gastroenterologie, Anwendung. [5; 24]

Die Effekte, die man durch HF–Applikation im biologischen Gewebe erreicht, basieren auf der Umwandlung elektrischer Energie in Wärme. Wichtig ist es daher, die Folgen von Temperaturanstiegen für Zellen und Zellverbände zu kennen.

Eine Studie aus dem Jahre 1972 beschäftigte sich unter anderem mit den akuten Auswirkungen der durch HF–Applikation entstehenden Wärme. [88]
Die dabei beobachteten Veränderungen gibt Tabelle 1 wieder:

Temperatureffekte im Gewebe	
Ab 40°C	Reversible Zellschädigung
Ab 50°C	Irreversibler Zellschaden
Ab 60°C	Zellpolarisation, Auseinanderreißen von Zellen, Zerstörung des Zellkerns, Ödeme und Hämorrhagien
Ab 70°C	Verstärkung dieser Reaktionen, zusätzlich fokale Nekrosen und periphere Ödeme
Ab 80°C	Ausgedehnte Nekrosen und Ödeme

Tabelle 1: Temperatureffekte im Gewebe

Die thermische Koagulation (Eiweißdenaturierung) von biologischem Gewebe tritt ab einer Temperatur von 70°C auf; bei weiterem Temperaturanstieg kommt es zur Desikkation (Austrocknung), Vaporisation (Verdampfung) und schließlich zur Carbonisierung (Verkohlung).

Bei der Nutzung des HF–Stroms zur Koagulation in der therapeutischen Anwendung müssen jedoch folgende Probleme und Zusammenhänge in Bezug auf die Applikation beachtet werden: [17; 18; 78; 79]

- **Der Koagulationsmodus**

Man unterscheidet zwischen soft-, forced- und spray- Koagulation. Dabei zeichnet sich die soft–Koagulation (Spannung maximal 200V) dadurch aus, dass kein elektrischer Bogen zwischen Elektrode und Gewebe entsteht, folglich auch keine Carbonisierung stattfindet. Dieser Koagulationsmodus eignet sich für Koagulationen, bei denen die Sonde in Kontakt mit dem Gewebe gebracht wird. Bei der forced – Koagulation (Spannung mindestens 500V) entstehen kurze Lichtbögen, so dass eine

Koagulation mit größerer Eindringtiefe möglich ist, das Risiko einer Carbonisierung aber in Kauf genommen werden muß.

Bei der spray–Koagulation (Spannung im Kilovoltbereich) entstehen so lange Lichtbögen, dass eine Kontaktfläche zwischen Elektrode und Gewebe nicht mehr nötig ist.

- **Der HF–Generator**

Am HF–Generator können der gewünschte Koagulationsmodus und eine Leistungsstufe eingestellt werden.

Während der Koagulation wird dann die Spannung konstant gehalten, während die freiwerdende Leistung variiert. Dabei dient der am Gerät eingestellte Wert als Obergrenze.

- **Das Dokumentationssystem**

Möchte man genau wissen, welche Leistung im Gewebe freigeworden ist, welche Spannung geherrscht hat und wie groß die Impedanz des Gewebes war, so kann man an das HF–Gerät ein Dokumentationssystem anschließen und nach der Koagulation die einzelnen Parameter auswerten.

- **Die Sonde**

Zur Applikation des HF–Stroms kann eine bipolare oder eine monopolare Sonde verwendet werden:

Die bipolare Technik hat den Vorteil, dass lediglich ein Stromfluss zwischen den beiden Elektroden stattfindet und nicht durch angrenzende Gebiete in Richtung der Neutralelektrode; dafür ist eine weniger gute Fokussierung der Koagulation möglich als mit monopolarer Applikation, bei der wiederum ein Stromfluss durch benachbarte Strukturen zur Neutralelektrode hin stattfindet.

- **Die Temperaturausbreitung**

Betrachtet man die oben beschriebenen Folgen einer Temperaturerhöhung im Gewebe, so kommt man zu der folgenden Forderung für die intradiskale HF–Koagulation:

In dem zu koagulierenden Bereich soll die benötigte Temperatur möglichst schnell erreicht werden, während die umliegenden Gebiete geschont werden müssen.

Dabei verläuft die Wärmeausbreitung bei monopolarer Applikation nach folgendem Prinzip:

Die Temperatur, die an einer beliebigen Stelle im Gewebe erzeugt wird, ist abhängig von der dort frei werdenden Energie: **$\Delta T \sim \Delta W$.**

Die Energie wiederum ist proportional zur Koagulationsdauer und zum Quadrat der Sromdichte: Je länger also die Koagulation und je größer die Stromdichte, desto größer die freiwerdende Temperatur im Gewebe.

Zusätzlich ist sie abhhängig von der Impedanz. Sie ist der Kehrwert der Leitfähigkeit also der Gewebewiderstand. Dabei gilt folgender Zusammenhang: Je größer die Impedanz bei gleichem Stromfluß, desto größer die Energie, die im Gewebe frei wird.

- **Selbstlimitierung**

Ein weiteres Problem ist der selbstlimitierende Effekt in Abhängigkeit von der Koagulationsdauer und der angelegten Spannung:

Der Anstieg der Koagulationstiefe wird gestoppt, sobald sich eine Dampfwolke zwischen Gewebe und Elektrode legt. Diese Dampfwolke bildet sich aber erst ab einer bestimmten Spannung aus. Daraus folgt: Bei niedriger Spannung findet keine Selbstlimitierung statt, es resultiert ein hoher Temperatureffekt in den umliegenden Gebieten, bei hoher Spannung und Selbstlimitierung resultiert ein geringerer Temperaturanstieg in den benachbarten Geweben.

1.6. Fragestellungen und Ziele der vorliegenden Arbeit

1.6.1. Versuchsteil 1:

In einem ersten Versuchsteil wurden die biophysikalischen Eigenschaften der in den Versuchen benutzten Schweinebandscheiben untersucht und mit menschlichen Präparaten verglichen.

Zu den untersuchten Parametern gehörten die Größe und Morphologie, der Wassergehalt und die Impedanz der Bandscheiben:

Die Bandscheibenmaße sollten eine Aussage darüber erlauben, wie groß die Schweinebandscheiben gegenüber menschlichen Bandscheiben sind und wie groß die Sonde in dem darauffolgenden Versuchsteil sein darf.

Der Anteil an Wasser und damit an Elektrolyten in der Bandscheibe zeigt den Degenerationsgrad des Präparates an und bestimmt die elektrische Leitfähigkeit und somit die Effekte bei der HF-Koagulation.

Die Impedanz, also der Gewebewiderstand, ist, wie in Kapitel 3.1. erläutert, eine elektrische Eigenschaft und trägt maßgeblich zu den Effekten im Gewebe bei, so dass ihr bei der Koagulation eine entscheidende Rolle zukommt.
Zusammenfassend standen folgende Fragen bei diesen Versuchen im Vordergrund:

- Wie verhalten sich die biophysikalischen Eigenschaften der Schweinebandscheiben gegenüber denen der menschlichen Bandscheiben?
- Können die im nächsten Versuchsteil gewonnen Ergebnisse an Schweinebandscheiben auf eine Anwendung am Menschen übertragen werden?
- Gibt es auffallende intraindividuelle Unterschiede innerhalb der jeweiligen Gruppen, die in den darauffolgenden Versuchen berücksichtigt werden müssen?

1.6.2. Versuchsteil 2:

Im zweiten Versuchsteil wurden in Anlehnung an Meßergebnisse von Ch. Staudinger [74] zur Temperaturentwicklung bei Koagulation in einer in vitro Versuchsreihe an 25 Schweinebandscheiben die Schrumpfungseigenschaften von Nukleusgewebe unter HF – Koagulation anhand von Digitalbildern und NMR–Aufnahmen untersucht.
Dabei wurden die Bandscheiben mit der empfohlenen Leistung koaguliert und anschließend unter folgenden Gesichtspunkten ausgewertet:

- Kann der Nucleus pulposus der Bandscheibe durch Applikation von HF–Strom zum Schrumpfen gebracht werden?
- Wie verändern sich die Bandscheiben makroskopisch unter HF–Koagulation?
- Wie groß ist das Ausmaß der Schrumpfung?
- Können Strukturveränderungen des Nucleus pulposus mit Hilfe des Open-NMR erkannt werden?

1.6.3. Versuchsteil 3:

Schließlich wurde in einem dritten Teil der Arbeit aufgrund der oben beschriebenen Abhängigkeit zwischen Impedanz und im Gewebe freiwerdender Energie in Zusammenarbeit mit Christoph Staudinger [74] eine Eichkurve entwickelt, die es ermöglichen soll, vor jeder Koagulation zunächst die Impedanz der jeweiligen

Bandscheibe zu bestimmen und daraus die Geräteeinstellung zu errechnen, die nötig ist, damit der optimale Leistungsbereich für eine Koagulation erreicht wird.

Die Fragestellung dabei war:

- Ist es möglich, durch individuelle Anpassung von Spannung und Strom an die jeweiligen elektrischen Eigenschaften der Bandscheibe, unkontrollierte Temperaturverläufe zu vermeiden und die Effekte im Nukleus unter Koagulation reproduzierbar zu machen?

2. Material und Methode

2.1. Material

In allen drei Versuchsteilen dienten Lendenwirbelsäulen, die Schweinen aus dem Tier – Op entnommen wurden, als Untersuchungsmaterial.

Das durchschnittliche Gewicht der Tiere betrug 35kg, ihr Alter im Schnitt acht Wochen. Den Tieren war zuvor von anderen Arbeitsgruppen Herz, Lunge oder Leber entfernt worden.

Bei den menschlichen Bandscheiben handelte es sich um anatomische Präparate von Lendenwirbelsäulen erwachsener Patienten im Alter zwischen 40 und 84 Jahren, die zu Lebzeiten der Organentnahme zugestimmt hatten.

Alle Präparate wurden unmittelbar nach ihrer Entnahme bei –70°C tiefgefroren, da dieses Verfahren, wie eine Meßreihe ergab, keinen Einfluß auf die elektrischen Eigenschaften der Bandscheiben hat.[74]

2.1.1. Versuchsteil 1:Biophysikalische Eigenschaften

Im ersten Versuchsteil wurde zur Impedanzmessung eine bipolare Nadelelektrode der Firma Erbe eingesetzt, die an ein Impedanzmeßgerät von Hewlett–Packard angeschlossen war. Die Nadeln dieser Elektrode hatten einen Abstand von 1.8 mm und waren 5.5 mm lang. (Abbildung 2)

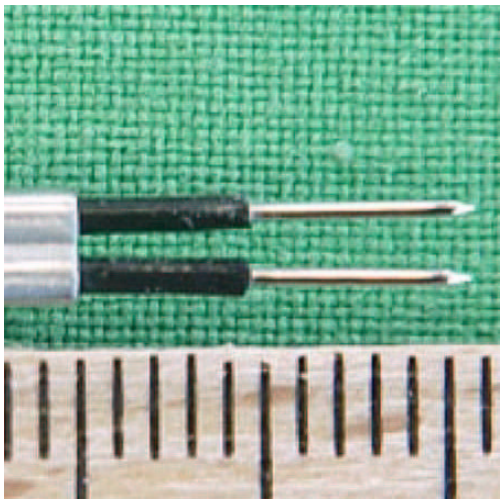

Abbildung 2: Nadelelektrode

Zur Erwärmung der Bandscheiben diente ein Wasserbad, das auf eine Temperatur von 37°C aufgeheizt wurde. Mit einem Thermometer konnte vor, während und am Ende jeder Messung die Temperatur der Bandscheiben immer wieder kontrolliert werden.

Für die Versuche zur Bestimmung des Wassergehaltes wurde zusätzlich eine Waage verwendet, die es ermöglichte, das Gewicht der Bandscheiben auf 1/100g genau zu bestimmen.

Zur makroskopischen Beurteilung der Bandscheiben wurden Aufnahmen mit einer Digitalkamera von Olympus angefertigt.

2.1.2. Versuchsteil 2: Volumetrische Messungen

Zur Koagulation des Bandscheibengewebes im zweiten Versuchsteil wurde ein HF–Generator der Firma Erbe (Erbotom ICC 350), verwendet, an den ein Dokumentationssystem angeschlossen war, über das man am Computer den Verlauf von Spannung, Leistung, Strom und Widerstand während der Koagulation verfolgen konnte. An diesem Gerät konnten, wie bereits in der Einleitung beschrieben, der gewünschte Koagulationsmodus und eine bestimmte Leistung eingestellt werden.(Abbildung 3)

Abbildung 3: Erbotom

Als Sonde diente für diese Versuche eine monopolare Kugelelektrode mit einem Durchmesser von 2mm, die aus Messing bestand und bis auf die Kugel völlig isoliert war.(Abbildung 4a+b)
Zusätzlich war bei monopolarer Vorgehensweise eine Neutralelektrode erforderlich.

Abbildung 4a

Abbildung 4b:

Abbildung 4a+b: Kugelelektrode mit Griff

Auch bei diesen Versuchen wurde zur makroskopischen Beurteilung der Veränderungen in der Bandscheibe und der Schrumpfung des Nukleus die im Versuchsteil 1 beschriebene Digitalkamera verwendet.

Die volumetrischen Messungen am Nucleus pulposus fanden im offenen Kernspintomographen der Firma Siemens statt.
Dabei wurde eine Spule mit einem Innendurchmesser von 15cm verwendet.
Diese wurde während der Aufnahmen in eine Vorrichtung gespannt, die es ermöglichte, dass sich bei den verschiedenen Aufnahmen vor und nach den einzelnen Koagulationsvorgängen sowohl Spule als auch Bandscheibe wieder an derselben Stelle befanden (Abbildung 4).

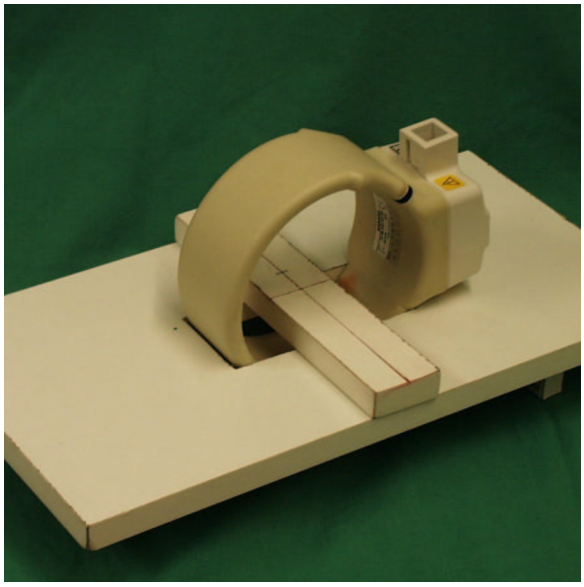

Abbildung 5:Vorrichtung für die Versuche im Open-NMR

2.1.3. Versuchsteil 3:

Um im dritten Teil dieser Arbeit die Eichkurve zu erstellen, wurde das Dokumentationssystem verwendet, über das man am Computer Spannung und Stromverlauf beobachten und den Gewebewiderstand errechnen konnte.

2.2. Methode

2.2.1. Versuchsteil 1:Biophysikalische Eigenschaften

Für die Untersuchung der biophysikalischen Eigenschaften wurden die aufgetauten Lendenwirbelsäulen zunächst in einzelne Bandscheibenblöcke mit ihren jeweiligen Grund und Deckplatten zersägt. Die paravertebrale Muskulatur sowie der Bandapparat der Wirbelsäule wurden vollständig entfernt; ebenso wurden zur einfacheren Handhabung des Untersuchungsmaterials die Dornfortsätze an den Wirbelbögen abgesägt. Anschließend erfolgte die Freipräparation der Bandscheiben: Mit einem Skalpell wurde eine der Endplatten abgelöst, wobei darauf geachtet werden mußte, dass der Nucleus pulposus und der Anulus fibrosus vollständig erhalten blieben, die zweite Endplatte wurde belassen.

Nach der Präparation wurden die Bandscheiben zunächst fotografiert, um ihre Morphologie beurteilen und vergleichen zu können. Die mit der Digitalkamera angefertigten Bilder konnten anschließend am Computer nach folgenden Gesichtspunkten ausgewertet werden:

- Sind Nucleus pulposus und Anulus fibrosus intakt?
- Sind beide deutlich voneinander abgrenzbar?
- Welche Farbe und Konsistenz weisen sie jeweils beim Mensch und beim Schwein auf?
- Sind degenerative Veränderungen erkennbar?

Im Anschluß daran wurden n=20 Schweinebandscheiben und n=12 menschliche Präparate mit einem Meßschieber nach folgendem Schema ausgemessen (Abbildung 6):

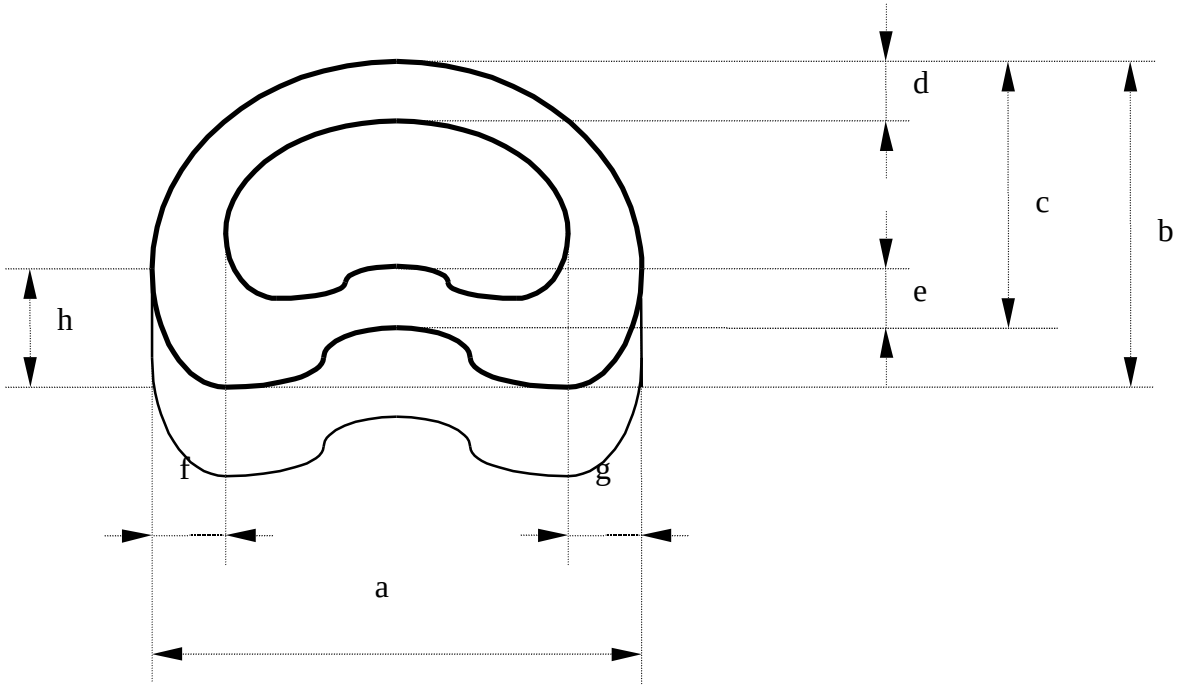

Abbildung 6: Schema zur Ausmessung der Bandscheiben

Anschließend wurden die Bandscheiben in Alufolie verpackt im Wasserbad auf 37°C erwärmt und dann zur Impedanzbestimmung auf eine vorgewärmte Unterlage gelegt. Impedanzmessungen bei Raumtemperatur, sowie eine direkte Erwärmung der Bandscheiben in 0.9%iger Kochsalzlösung kamen nicht in Frage, da Vorversuche zur

Änderung der Impedanz [74] ergaben, dass sowohl eine Temperaturänderung als auch das Einlegen der Bandscheiben in NaCl – Lösung die Impedanz von Nukleus und Anulus verändern. Um eine Austrocknung des Gallertkerns zu vermeiden wurden die abgelösten Endplatten bei der Erwärmung, sowie vor und zwischen den einzelnen Messungen wieder auf die Bandscheiben aufgelegt.

Mit der oben beschriebenen bipolaren Sonde wurde dann in zwei Bereichen der Bandscheibe die Impedanz gemessen: im Nucleus pulposus und im Anulus fibrosus.
Dabei wurde pro Bandscheibe in jedem Bereich fünfmal eingestochen, im Anulusgewebe fünfmal quer und fünfmal längs zu seiner Faserrichtung.
Vor und nach jeder Messung wurde die Temperatur der Bandscheibe überprüft, um zu verhindern, dass durch Auskühlen der Bandscheibe die Meßergebnisse verändert werden.
So erhielt man durch Vermessen von n=13 Schweinebandscheiben insgesamt 65 Meßwerte für den Nucleus pulposus, 65 Meßwerte für den Anulus fibrosus mit dem Einstich quer zur Faserrichtung und 65 mit Einstich längs zur Faserrichtung.
Zum Vergleich wurden 12 menschliche Präparate auf die gleiche Weise vermessen.

Als Referenzwert für die erhaltenen Meßwerte wurde an jedem Versuchstag die Impedanz von 0.9%iger Kochsalzlösung ermittelt und bei der Auswertung die erhaltenen Meßwerte auf den jeweiligen Referenzwert bezogen:

$$R_{rel} = 100 \bullet \frac{R_{abs}}{R_{NaCl}}$$

Dabei ist:

R_{abs} = ermittelter Widerstand [Ω]

R_{NaCl} = Widerstand der Kochsalzlösung [Ω]

R_{rel} = Widerstand der Bandscheibe bezogen auf den Referenzwert [%]

Aus der oben beschriebenen Vorgehensweise ergab sich folgendes Versuchsprotokoll für die jeweilige Impedanzmessung einer Bandscheibe (Abbildung 7):

Versuchsprotokoll

Datum:
Nummer des Präparates:
Art des Präparates:

Meßergebnisse:

	Nucleus pulposus	Anulus quer	Anulus längs
Messung 1:			
Messung 2:			
Messung 3:			
Messung 4:			
Messung 5:			

T vorher:
T nachher:
Impedanz von 0.9%iger Kochsalzlösung:

Abbildung 7: Versuchsprotokoll für die Impedanzmessung

Im nächsten Schritt wurden für jeden Bereich die Mittelwerte aller Messungen mit ihren Standardabweichungen errechnet und die Ergebnisse der Schweinebandscheiben mit denen der menschlichen Präparate verglichen.

Zur Bestimmung des Wassergehaltes der Bandscheiben wurden beide Endplatten abgelöst und die Bandscheiben gewogen. Anschließend lagen sie zwei Tage bei Raumtemperatur zur Austrocknung. Danach wurde erneut ihr Gewicht bestimmt und die dabei ermittelte Massendifferenz entsprach dem absoluten Wassergehalt, aus dem dann der prozentuale Anteil des Wassers nach folgender Formel bestimmt werden konnte:

$$W = \frac{m_v - m_n}{m_v} \bullet 100$$

Dabei ist:

W = Wassergehalt [%]

m_v = Gewicht vor der Austrocknung [g]

m_n = Gewicht nach der Austrocknung [g]

2.2.2 Versuchsteil 2: Volumetrische Messungen

In diesen Versuchen, bei denen es um die Schrumpfungseigenschaften des Nukleusgewebes bei der HF–Koagulation ging, wurde zunächst wie bei der Impedanzmessung die Bandscheibe aufgetaut und unter Belassung einer Deckplatte freipräpariert.

Sie wurde dann mit der Digitalkamera fotografiert und anschließend ins Open-NMR gelegt.
Dort wurden T2-gewichtete Aufnahmen von ihr angefertigt und anhand dieser Aufnahmen das Volumen des Nucleus pulposus nach folgender Methode bestimmt:
Es wurden die Bilder derjenigen Schichten herausgesucht, auf denen der Nukleus sichtbar war und für jedes dieser Bilder eine Flächenbestimmung des Gallertkerns durchgeführt. Da die Schichtdicke bei den Aufnahmen 0,1mm war, wurde der ermittelte Wert mit 0,1 multipliziert. So erhielt man das Volumen des Nukleus in dieser einen Schicht. Durch Addieren der Werte der einzelnen Schichten konnte dann das Gesamtvolumen bestimmt werden.

Anschließend wurde die Bandscheibe wie bereits im Versuchsteil 1 auf 37°C erwärmt und zur Koagulation auf eine Neutralelektrode gelegt. Um einen besseren Kontakt zwischen Deckplatte und Neutralelektrode zu erreichen, wurde die Neutralelektrode mit 0.9%iger Kochsalzlösung benetzt.
Zur Koagulation des Nukleus wurde die monopolare Sonde in das Gewebe des Kerns gehalten, so dass sie vollständig bedeckt war.
Am HF – Generator wurde der soft–Koagulationsmodus gewählt und das Gerät an das Dokumentationssystem angeschlossen.
Es wurde dann zunächst bei einer Geräteeinstellung von 1 Watt für ca. 3s aktiviert, um aus den Aufzeichnungen des Dokumentationssystems die Impedanz des Nucleus pulposus zu bestimmen.

Da sich in Vorversuchen [74] herausgestellt hatte, dass eine im Gewebe freiwerdende Leistung zwischen 4–6 Watt für die Koagulation des Nukleus und der daraus

resultierenden Wärmeausbreitung optimal ist, wurde dann mit Hilfe der jeweiligen Impedanz der Bandscheibe und der im nächsten Versuchsteil beschriebenen Eichkurve eine Geräteeinstellung ermittelt, bei der 5 Watt im Gewebe frei werden.

Anschließend wurde der entsprechende Wert am Gerät eingestellt und der Nukleus für 90s koaguliert. Dabei wurde nebenher über das Dokumentationssystem der Verlauf von Impedanz, Strom und Spannung während der Koagulation aufgezeichnet, so dass anschließend im dritten Versuchsteil überprüft werden konnte, ob die gewünschte Leistung von 4-6 Watt im Gewebe frei geworden ist und somit die aufgestellte Eichkurve bestätigt werden kann.

Um die eingetretene Schrumpfung und die strukturellen Veränderungen nach Applikation von HF-Strom beurteilen zu können, wurde die Bandscheibe nach diesem Koagulationsvorgang wiederum mit der Digitalkamera fotografiert und im Open–NMR das Volumen des Nucleus pulposus nach dem oben beschriebenen Prinzip vermessen.
Im Anschluß daran wurde die Bandscheibe erneut erwärmt, ihre Impedanz bestimmt, mit errechneter Leistungseinstellung weitere 90s koaguliert und das Ergebnis in Digital- und NMR–Bild festgehalten und ausgewertet.
Dieser gesamte Vorgang wurde dann abschließend ein drittes Mal wiederholt, so dass die Bandscheiben am Ende insgesamt 270s koaguliert worden waren.

Insgesamt wurde diese Meßreihe an n=25 Schweinebandscheiben durchgeführt.

Zur Auswertung des Schrumpfungsverhaltens des Nucleus pulposus wurden die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen der aus den NMR–Bildern errechneten Volumina vor der Koagulation, nach 90s Koagulation sowie nach 180s und 270s Koagulation gebildet und überprüft, ob nach den einzelnen Koagulationsvorgängen eine signifikante Schrumpfung eingetreten ist und wie groß diese Schrumpfung ist.

Zur Veranschaulichung des Versuchsablaufes folgendes Protokoll (Abbildung 8):

Versuchsprotokoll

Datum:
Nummer des Präparates:

Meßergebnisse:

Vor der Koagulation			
Bandscheibenname	Serie[Nr.]	Bild[Nr.]	Fläche[cm^3]
			Gesamtvolumen:
Nach 90s Koagulation			
Bandscheibenname	Serie[Nr.]	Bild[Nr.]	Fläche[cm3]
			Gesamtvolumen:
Nach 180s Koagulation			
Bandscheibenname	Serie[Nr.]	Bild[Nr.]	Fläche[cm3]
			Gesamtvolumen:
Nach 270s Koagulation			
Bandscheibenname	Serie[Nr.]	Bild[Nr.]	Fläche[cm3]
			Gesamtvolumen:

Abbildung 8: Versuchsprotokoll für die volumetrischen Messungen

Zusätzlich wurde nach jeder Koagulation sowohl auf den makroskopischen als auch auf den NMR Bildern ausgewertet, ob morphologische Veränderungen im Nukleusgewebe sichtbar geworden sind.

2.2.3 Versuchsteil 3: Die Eichkurve

Um bei der Koagulation des Nukleusgewebes im zweiten Versuchsteil trotz eventueller Impedanzunterschiede zwischen den einzelnen Bandscheiben immer die gewünschte, im Nukleus freiwerdende Leistung von 5 Watt zu erreichen, entstand eine Eichkurve nach folgendem Prinzip:

Zunächst wurde die Impedanz jeder Bandscheibe bestimmt, indem bei einer Geräteeinstellung von 1 Watt für ca. drei Sekunden „koaguliert“ wurde und aus den Aufzeichnungen des Doku–Systems die Impedanz bestimmt wurde.
Anschließend mußte die Spannung berechnet werden, die nötig ist, damit die gewünschte Leistung im Gewebe frei wird. Dabei wurden folgende physikalische Formeln angewendet:

$$U = \frac{P}{I} \qquad und \qquad I = \frac{U}{R}$$

Dabei ist:
U= Spannung [V]
P= Im Gewebe freiwerdende Leistung [W]
I= Stromstärke [A]
R=Der Gewebewiderstand [Ω]

Da P in diesem Fall 5 Watt sein soll und der Gewebewiderstand bereits bekannt ist, ergibt sich für die Spannung folgende Formel:

$$U = \sqrt{P \bullet R}$$

Im nächsten Schritt wurde untersucht, welche Geräteeinstellung notwendig ist, um die gewünschte Spannung zu erreichen. Dazu wurde bei verschiedenen Leistungsstufen koaguliert und der Spannungsverlauf mit dem Dokumentationssystem ausgewertet. Auf diese Weise erhielt man eine Regressionsgrade, welche die Spannung in Abhängigkeit von der am Gerät eingestellten Leistungsbegrenzung darstellt.
Im letzten Schritt entstand dann die Eichkurve, die für die jeweilige Impedanz der Bandscheibe die notwendige Leistungseinstellung am Gerät vorgibt, um die gewünschte Energie von 5 Watt im Gewebe frei werden zu lassen.

Aus den durchgeführten Vorversuchen zur Temperaturentwicklung im Gewebe unter HF-Koagulation [74] ergab sich aus den ermittelten Impedanzwerten und zugehörigen Geräteeinstellungen eine Eichkurve, die es ermöglichen soll, bei bekannter Impedanz

der Bandscheibe den jeweiligen Wert für die Geräteeinstellung abzulesen, der nötig ist, damit beim Koagulieren dieser Bandscheibe eine Leistung von 4-6 Watt im Gewebe frei wird und somit die optimale Temperatur von 60-80°C erreicht werden kann.

Abbildung 9 zeigt die erstellte Eichkurve, die wie im oberen Abschnitt beschrieben, bei den Koagulationsversuchen im Versuchsteil 2 Anwendung fand:

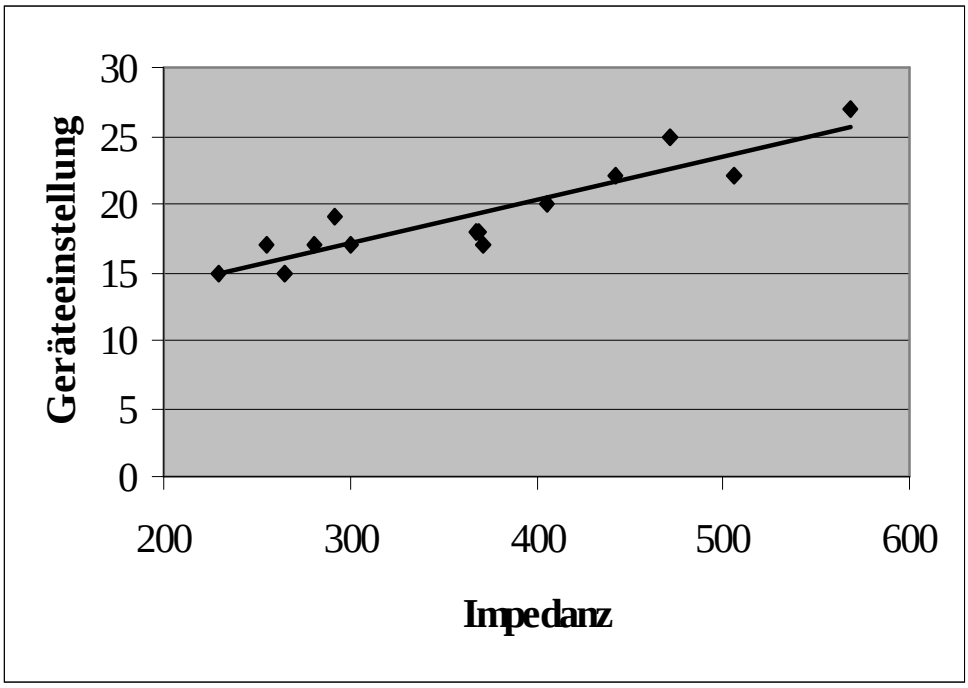

Abbildung 9: Eichkurve

Im dritten Versuchsteil wurden dann die Aufzeichnungen des Dokumentationssystems der mit Hilfe dieser Eichkurve durchgeführten Koagulationen ausgewertet und überprüft, ob während der Koagulation die gewünschte Energie von 4-6 Watt im Gewebe frei geworden ist.
Insgesamt lagen dafür bei n=25 Bandscheiben und 3 Applikationsvorgängen pro Präparat n=75 auszuwertende Schnitte vor, von denen aber nur 68 verwendet werden konnten, da bei 7 Aufzeichnungen das Dokumentationssystem nicht funktionierte.

In einem letzten Schritt wurde dann die bereits aufgestellte Eichkurve ergänzt, indem diejenigen Impedanzen und zugehörigen Geräteeinstellungen eingetragen wurden, bei denen die gewünschte Leistung erreicht worden ist.

3. Ergebnisse

3.1 Versuchsteil 1: Biophysikalische Eigenschaften

3.1.1 Morphologie:

Die Abbildungen 10a und 10b zeigen Digitalaufnahmen von Schweinebandscheiben nach ihrer Präparation:

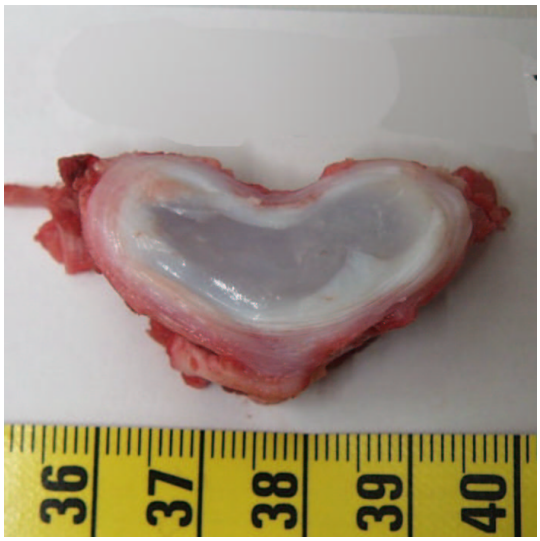

Abbildung 10a

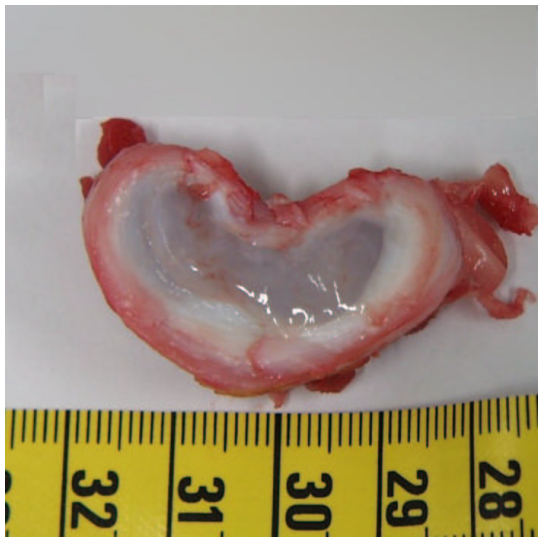

Abbildung 10b

Abbildung 10 a+b: Schweinebandscheiben

Makroskopische Beurteilung:

Als äußere Umrandung der Bandscheibe sieht man den weißlichen Anulus fibrosus, dessen Struktur aus Kollagenfibrillen an diesen jungen Bandscheiben völlig intakt ist und keine degenerativen Veränderungen wie Risse oder Spaltbildungen aufweist. Er hebt sich deutlich vom durchsichtig – schimmernden Gallertkern, dem Nucleus pulposus, der in der Mitte der Bandscheibe liegt, ab.
Dieser zeigt ebenfalls keine Alterserscheinungen: Er erscheint hell und feucht und ist von allen Seiten durch Anulusgewebe umgeben, Vorwölbungen oder Protrusionen sind nicht zu erkennen. Seine Konsistenz ist geleeartig-weich.

Nach Präparation der menschlichen Bandscheiben ergaben sich folgende Bilder (Abbildungen 10c und 10d):

Abbildung 10c

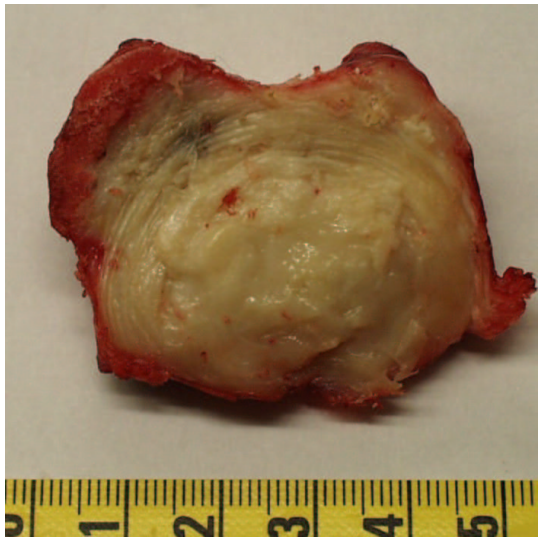

Abbildung 10d

Abbildung 10c+d: Menschliche Bandscheiben

Makroskopische Beurteilung:

Hier ist die Grenze zwischen Anulus fibrosus und Nucleus pulposus kaum zu erkennen. Die Struktur des Faserringes erscheint aufgeweicht und seine Farbe ist gelb-bräunlich. Der Gallertkern stellt sich nicht durchsichtig–schimmernd wie bei den Schweinebandscheiben dar, sondern als trübe, inhomogene Masse. Seine Konsistenz ist fester und er ist kaum beweglich.
An den angrenzenden Knochen sind osteophytäre Neubildungen zu sehen, ebenfalls eine Alterserscheinung.

3.1.2 Größe

Vermessung der Präparate nach dem im Methodenteil vorgestellten Schema (Abbildung 6) ergab für n=20 Schweinebandscheiben folgende Mittelwerte und Standardabweichungen (Tabelle 2a):

Strecke	a	b	c	d	e	f	g	h
m[mm]	*30,2*	*19,6*	*16,3*	*5,9*	*3,3*	*5,3*	*5,4*	*2,2*
s	*2*	*1,5*	*1,5*	*1,2*	*0,8*	*1*	*0,7*	*0,4*

Tabelle 2a: Die Größe der Schweinebandscheiben

Für die n=12 menschlichen Bandscheiben ergaben sich diese Werte (Tabelle 2b):

	a	b	c	d	e	f	g	h
m[mm]	*50,3*	*37,4*	*34,9*	*14,1*	*6,4*	*13*	*12*	*6,8*
s	*3,1*	*2,1*	*1,1*	*2,5*	*0,9*	*2,1*	*1,7*	*1,7*

Tabelle 2b: Die Größe der menschlichen Bandscheiben

Aus Tabelle 2a und 2b ergibt sich, dass die menschlichen Bandscheiben durchschnittlich um den Faktor 2.2 größer sind als die Schweinebandscheiben.

Diesen Vergleich verdeutlicht Abbildung 11:

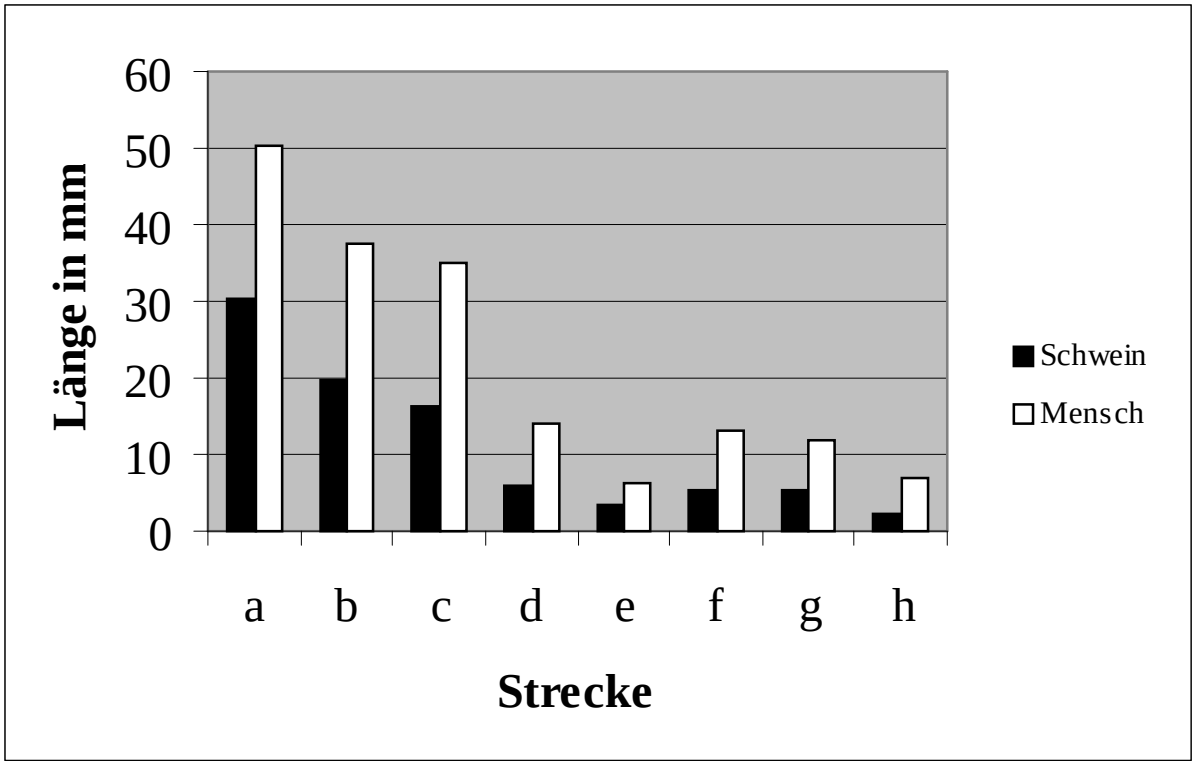

Abbildung 11: Vergleich der Bandscheibenmaße

3.1.3. Wassergehalt

Die Bestimmung des Wassergehaltes ergab folgende Ergebnisse (Tabellen 3a+b)

	Gewicht vor Austrocknung [g]	Gewicht nach Austrocknung [g]	Wassergehalt [%]
m	*1,4*	*0,4*	*73,7*
s	*0,1*	*0*	*3,1*

Tabelle 3a: Wassergehalt der Schweinebandscheiben

	Gewicht vor Austrocknung [g]	Gewicht nach Austrocknung [g]	Wassergehalt [%]
m	*2,5*	*1,0*	*62*
s	*0.06*	*0,12*	*4,0*

Tabelle 3b: Wassergehalt der menschlichen Bandscheiben

Tabelle 3a+b verdeutlichen, dass es einen signifikanten Unterschied im Wassergehalt zwischen den Schweinebandscheiben (73,7%) und den menschlichen Bandscheiben (62%) gibt.

3.1.4. Impedanz

Die Messung der Impedanz von n=13 Schweinebandscheiben ergab für die einzelnen Bereiche folgende Meßwerte (Tabelle 4a):

Meßort	Nucleus pulposus	Anulus quer	Anulus längs
Mittelwert Impedanz. [%]	*93*	*274*	*211*
Standardabweichung	*7*	*55*	*52*

Tabelle 4a: Impedanzen der Schweinebandscheiben

Es zeigten sich signifikante Unterschiede in der durchschnittlichen Impedanz zwischen Nucleus pulposus und Anulus fibrosus, ebenso im Faserring zwischen dem Einstich längs und quer zu seiner Faserrichtung.

Für die n=12 menschlichen Bandscheiben konnten folgende Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet werden (Tabelle 4b):

Meßort	Nucleus pulposus	Anulus quer	Anulus längs
Mittelwert Impedanz. [%]	*116*	*198*	*206*
Standardabweichung	*22*	*34*	*37*

Tabelle 4b: Impedanzen der menschlichen Bandscheiben

Hier zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Meßbereichen Nucleus pulposus/Anulus fibrosus quer und Nucleus pulposus/Anulus fibrosus längs. Kein signifikanter Unterschied konnte zwischen Anulus fibrosus quer/Anulus fibrosus längs festgestellt werden.

Ein Vergleich zwischen Schwein und Mensch ergibt, dass sich die Impedanzen im Nucleus pulposus und im Anulus fibrosus quer zwischen beiden Gruppen signifikant unterscheiden.
Für den Meßbereich Anulus fibrosus längs kann kein signifikanter Unterschied berechnet werden. Dieses Ergebnis zeigt Abbildung 12:

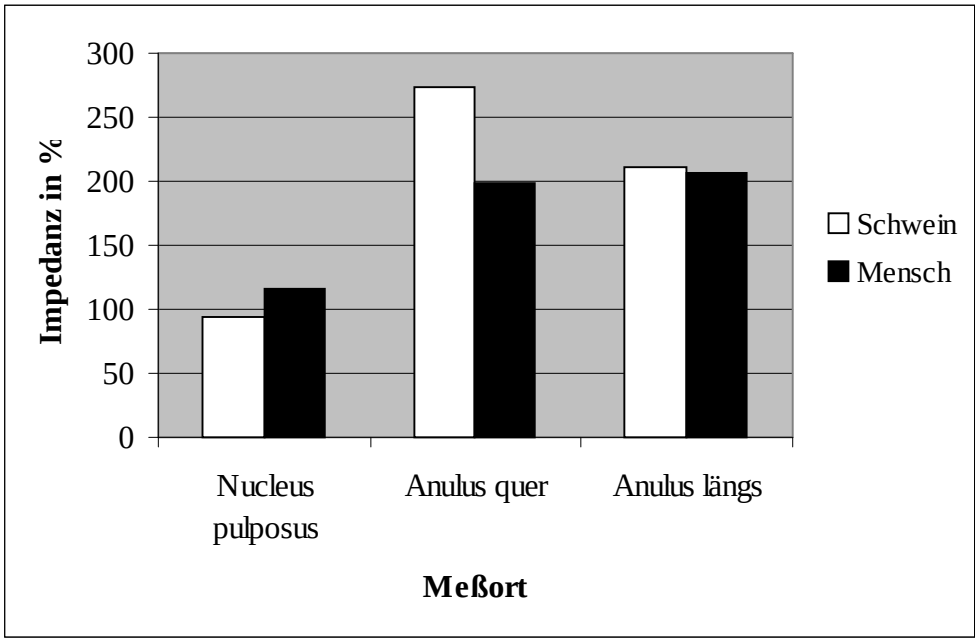

Abbildung 12: Vergleich zwischen Schwein und Mensch

In der weiteren Auswertung der ermittelten Impedanzmeßwerte wurde berücksichtigt, dass die n=12 menschlichen Bandscheiben ursprünglich von n=5 verschiedenen menschlichen Präparaten stammten und es wurden nun die durchschnittlichen

Impedanzen für die einzelnen n=5 Präparate berechnet, um zu überprüfen, ob es relevante Unterschiede zwischen den einzelnen Menschen gibt.
Dabei beinhalteten die Präparate 1,2,3,und 4 jeweils zwei Bandscheiben und Präparat 5 vier Bandscheiben.

Das Ergebnis dieser Auswertung zeigt Tabelle 4c:

Präparat Nr.	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**
Impedanz Nucleus [%]	*113±6.4*	*112±12,3*	*84±2,4*	*148±11,3*	*121±18,1*
Impedanz Anulus q.[%]	*203±33,7*	*181±26,3*	*227±25,2*	*180±27,8*	*197±35*
Impedanz Anulus l. [%]	*218±54*	*183±30,9*	*213±37,8*	*205±22.5*	*208±34*

Tabelle 4c: Impedanzen der einzelnen menschlichen Präparate

Die Zahlen verdeutlichen, dass es zwischen den einzelnen menschlichen Präparaten in allen drei Meßbereichen signifikante Unterschiede in der Impedanz gibt.
Dieses Ergebnis zeigt auch Abbildung 13:

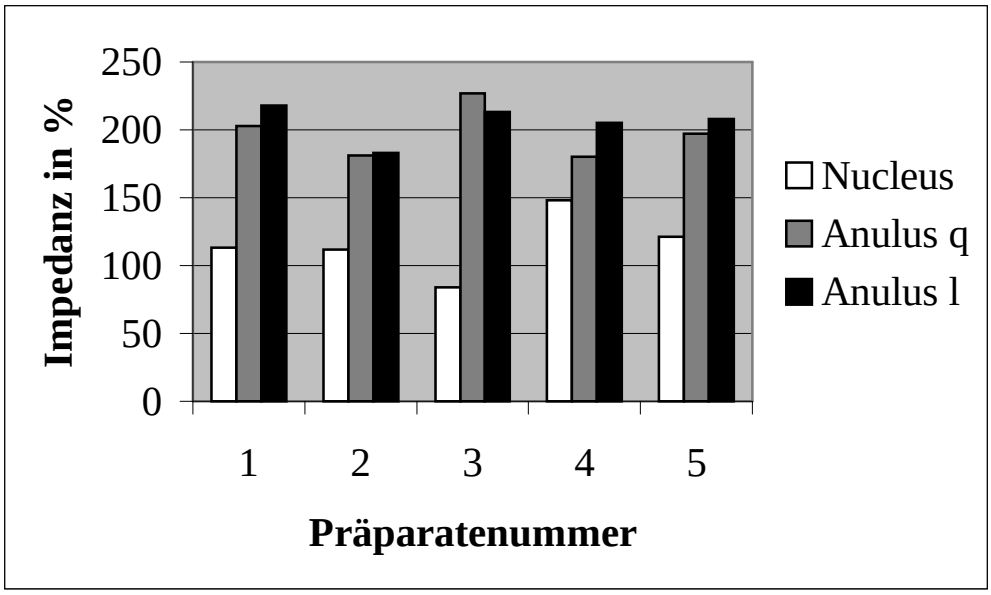

Abbildung 13: Vergleich der Impedanzen der einzelnen menschlichen Präparate

3.2. Versuchsteil 2: Volumetrische Messungen

3.2.1. Auswertung der Digitalbilder

Abbildung 14a-d zeigt die makroskopischen Aufnahmen der Bandscheibe vor und nach den einzelnen Koagulationen:

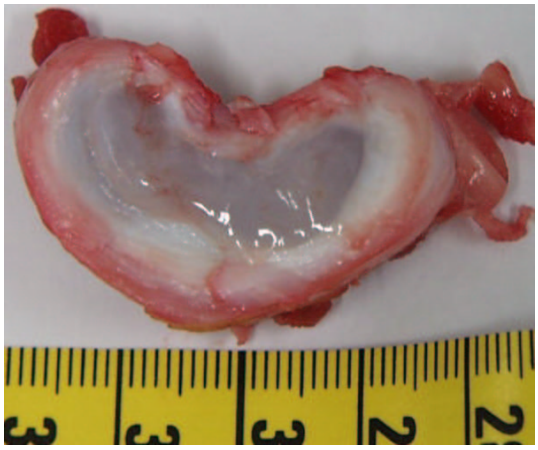

Abbildung 14a

Abbildung 14 b

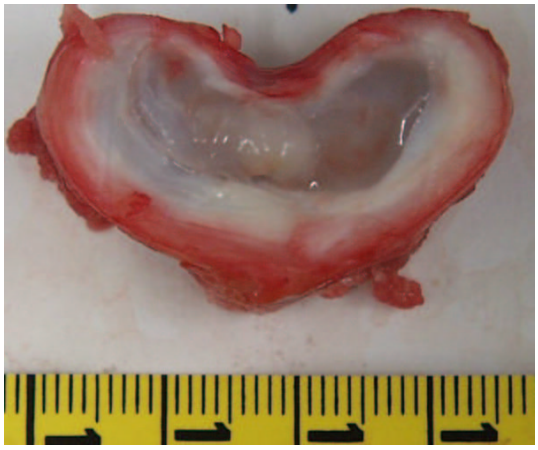

Abbildung 14c

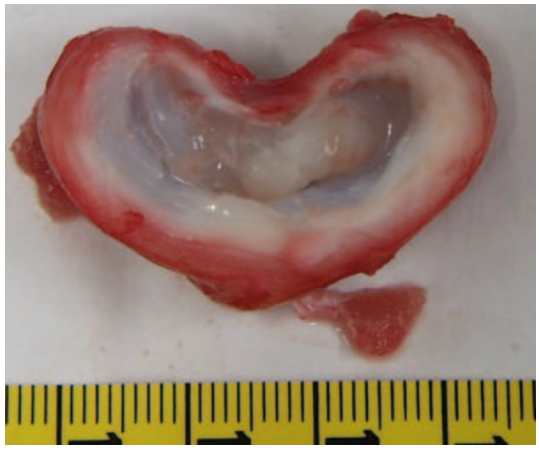

Abbildung 14d

Abbildung 14a-d: Bandscheibe vor Koagulation, nach 90s, nach180s und nach 270s Koagulation

Makroskopische Beurteilung:

Abb. 14a zeigt die Bandscheibe vor der Koagulation: Ihr Aussehen entspricht der bereits oben beschriebenen Morphologie: Der matt glänzende Nucleus pulposus ist völlig intakt und wird von dem weißlichen Anulus fibrosus umgeben.

Bereits nach 90 Sekunden Koagulation verliert der Kern seine Transparenz, er wird milchig–trüb und zwar zunächst in einem umschriebenen Bereich des Nukleus. Gleichzeitig verliert er dort die geleeartige Konsistenz,er wird zäher und fester. Die Größe des Kerns erscheint dabei zunächst unverändert gegenüber vor der Koagulation. Makroskopische Veränderungen am Faserring sind nicht zu erkennen.(Abbildung 14b).

Nach 180 Sekunden Koagulation hat die Trübung des Nucleus pulposus bereits weiter zugenommen, seine Konsistenz ist noch fester und man kann jetzt auch makroskopisch erkennen, dass sich der Nukleus verkleinert und zur Mitte hin zusammengezogen hat. Gleichzeitig ist zu sehen, dass der Gallertkern auf dieser Aufnahme leicht über das Niveau des Faserringes hinausragt. Veränderungen am Anulus fibrosus sind auch nach dieser Koagulation nicht ersichtlich.(Abbildung 14c)

Nach 270 Sekunden Applikation von HF–Strom ist der gesamte Nukleus von den Veränderungen betroffen: Er hat sich als schmaler Streifen in die Mitte der Bandscheibe zusammengezogen und erscheint völlig undurchsichtig. Seine Konsistenz ist mittlerweile sehr zäh und klumpig, beim Herausziehen der Sonde blieben regelmäßig kleinere Stückchen des Nukleus an ihr kleben, was bei den vorherigen Koagulationsvorgängen nur ganz vereinzelt der Fall war. Nicht betroffen von makroskopischen Veränderungen ist der Anulus fibrosus: Er erscheint noch immer weißlich, seine Konsistenz ist fest und eine Schrumpfung ist nicht zu erkennen.(Abbildung14d)

Im Folgenden sind zur Veranschaulichung drei Bandscheiben jeweils vor (Abbildungen 15a, 16a,17a)und nach 270s Koagulation (Abbildungen 15b,16b,17b)zu sehen:

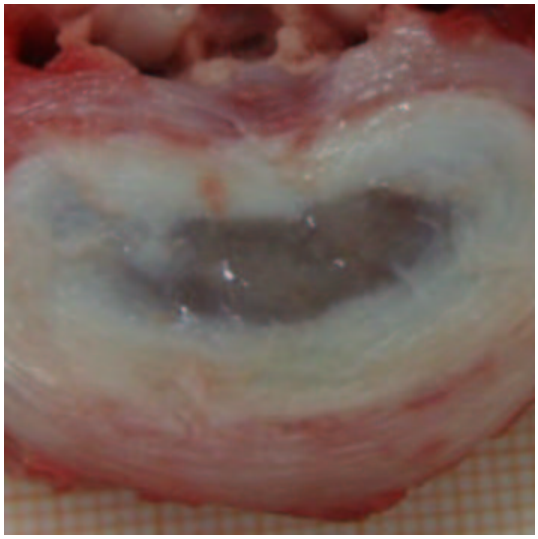

Abbildung 15a

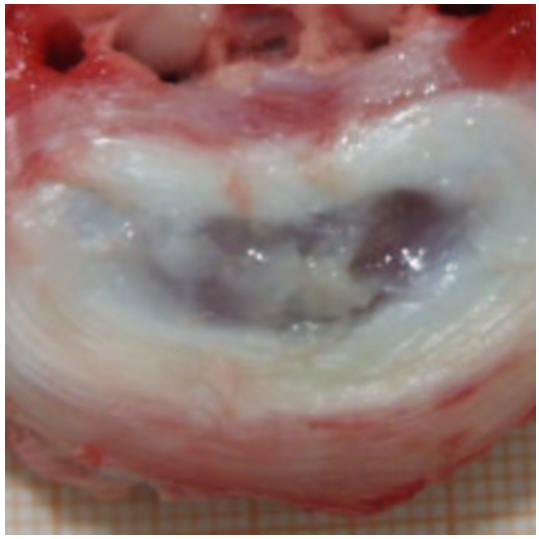

Abbildung 15b

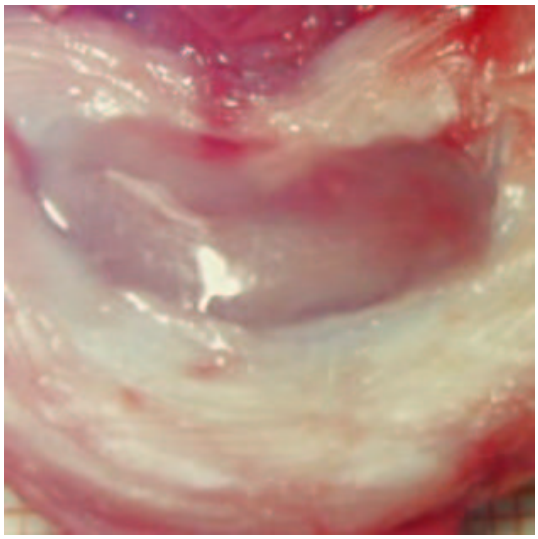

Abbildung 16a

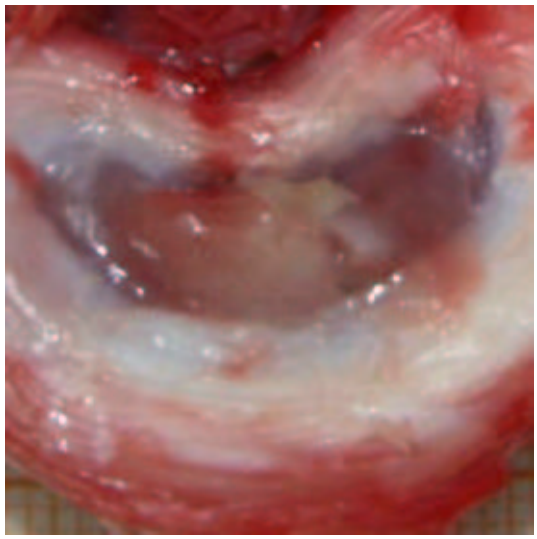

Abbildung 16b

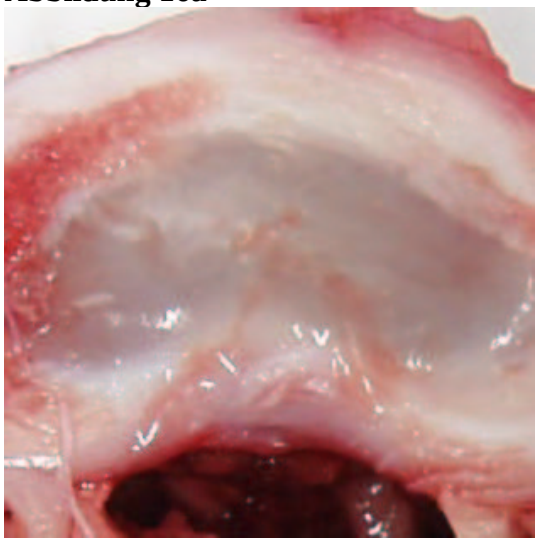

Abbildung 17a

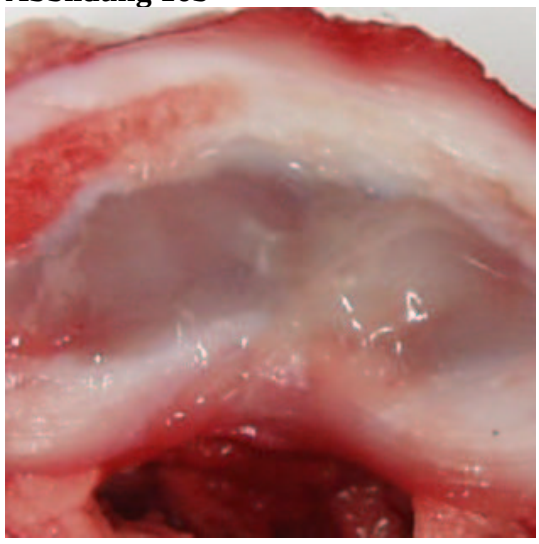

Abbildung 17b

3.2.2 Auswertung der NMR–Bilder

Die Ausmessung von n=25 Bandscheiben im offenen Kernspintomographen vor und nach den einzelnen Koagulationsvorgängen ergab folgende Volumina für den Nucleus pulposus (Tabelle 5a und 5b): [Die Volumenabnahme des Gallertkerns wurde dabei sowohl absolut als auch prozentual berechnet]

Zeitpunkt[s]	**0**	**90**	**180**	**270**
Volumen[cm³]	*0,36*	*0,28*	*0,24*	*0,2*
Standardabweichung	*0,11*	*0,1*	*0,09*	*0,08*

Tabelle 5a: Volumina des Nucleus pulposus vor und nach den Koagulationen

Tabelle 5a zeigt eine durchschnittliche Volumenabnahme des Gallertkerns von 0.36cm^3 auf 0.2cm^3 nach 270s Koagulation.

Zeitpunkt[s]	**0**	**90**	**180**	**270**
Volumen[%]	*100*	*77*	*68*	*53*
Standardabweichung	*0*	*8,62*	*9,73*	*10,54*

Tabelle 5b: Prozentuale Volumenabnahme des Nucleus pulposus bei Koagulation

Die Tabelle 5b zeigt eine Abnahme des Volumens des Nucleus pulposus auf 53% seines Ausgangswertes nach 270s Koagulation.

Bei der Auswertung der Tabellen ergibt sich eine signifikante Schrumpfung des Nucleus pulposus nach 90s, 180s und 270s Koagulation.

Die Schaubilder 18a und 18b verdeutlichen dieses Ergebnis.
Die Abbildungen 19a-f zeigen zur Veranschaulichung NMR- Aufnahmen eines Nucleus pulposus vor und nach 270s Kogulation.
Die Bilder 17a-h und die Tabellen 6a und 6b zeigen beispielhaft einen Vergleich zwischen makroskopischen und NMR- Bildern sowie den im Kernspintomographen vermessenen Werten jeweils für den Zeitpunkt vor und nach 270s Koagulation.

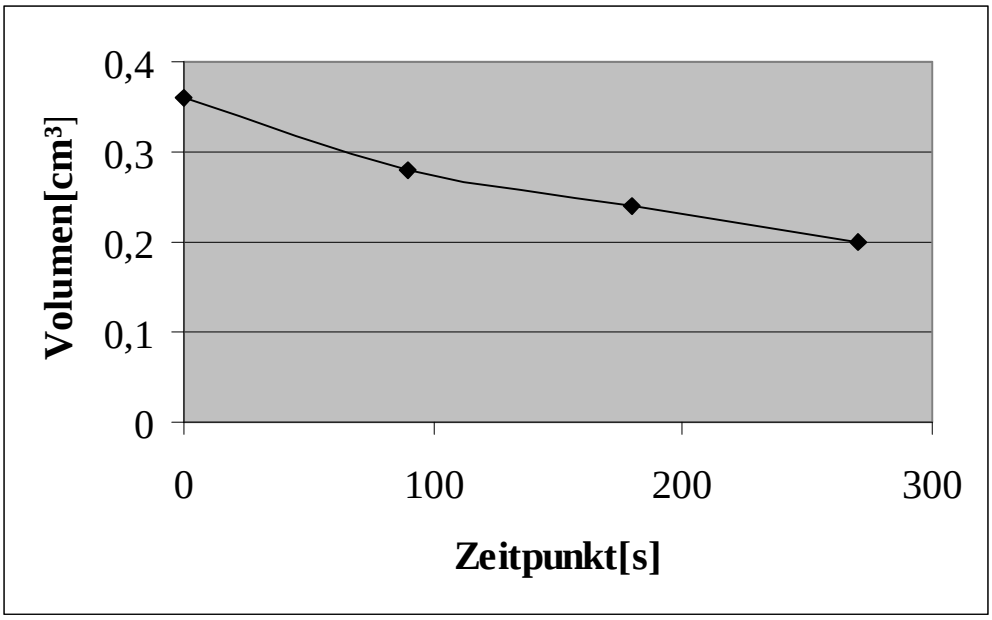

Abbildung 18a: Volumenabnahme unter Koagulation, absolut

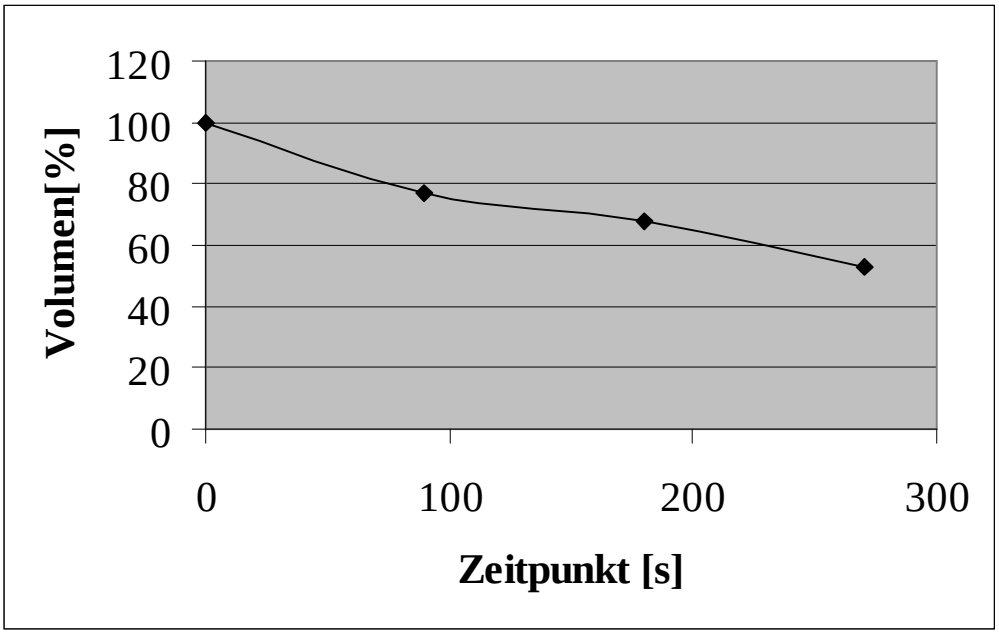

Abbildung 18b:Volumenabnahme unter Koagulation, prozentual

Als Beispiel NMR-Aufnahmen einer Bandscheibe vor und nach 270s Koagulation:

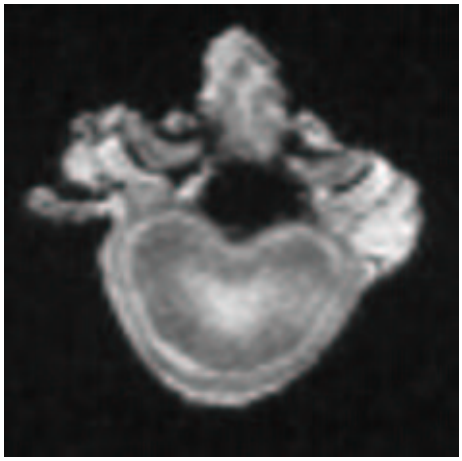

Abbildung 19a

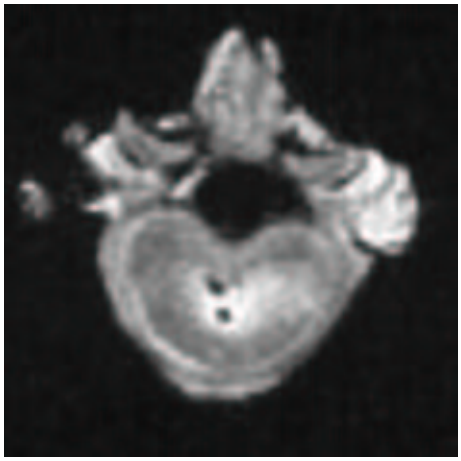

Abbildung19d

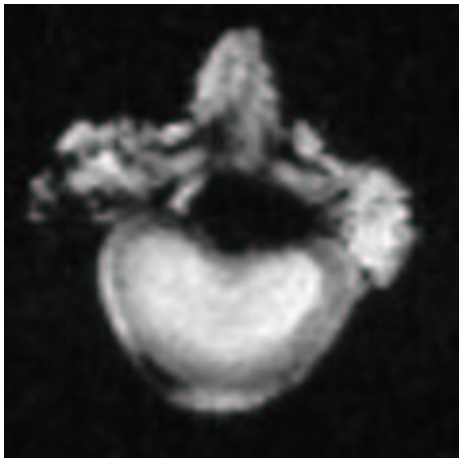

Abbildung 19b

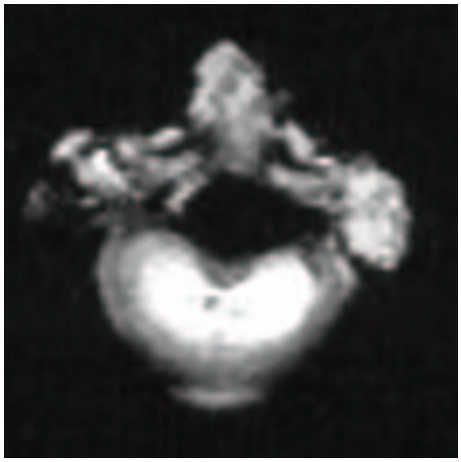

Abbildung 19e

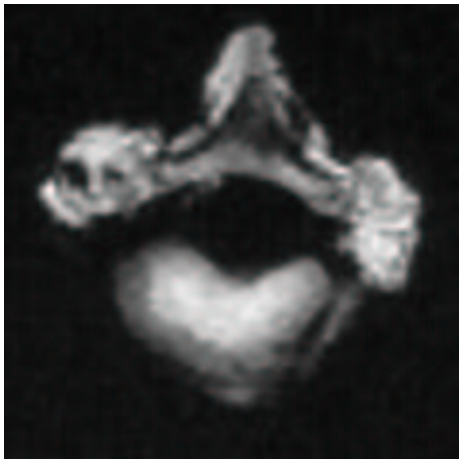

Abbildung 19c

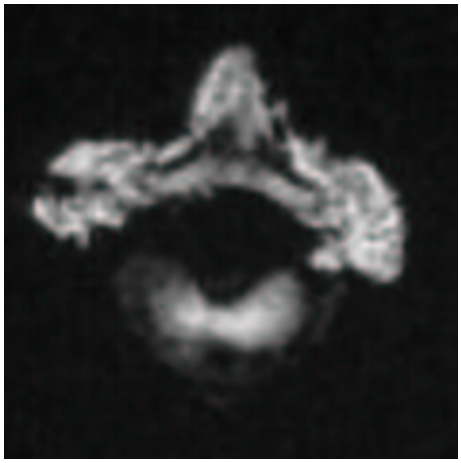

Abbildung 19f

Abbildung 19a-c NMR-Schichtbilder vor Koagulation

Abbildung 19d-f NMR-Schichtbilder nach 270s Koagulation

Vergleich von NMR-Bildern und Digitalbildern vor und nach 270s Koagulation

Aufnahmen vor Koagulation:

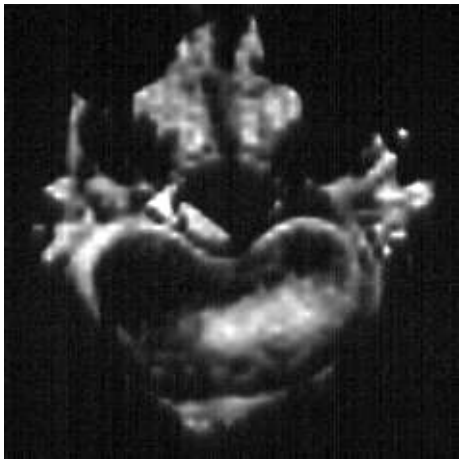

Abbildung 20a

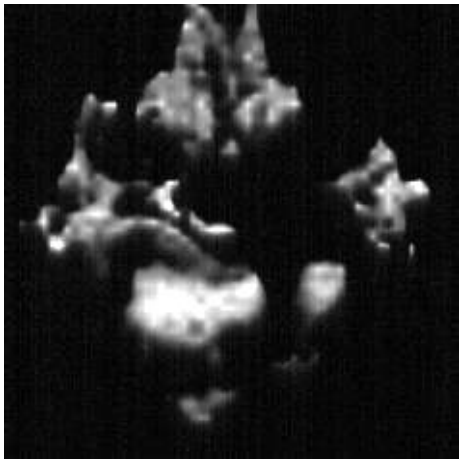

Abbildung 20b

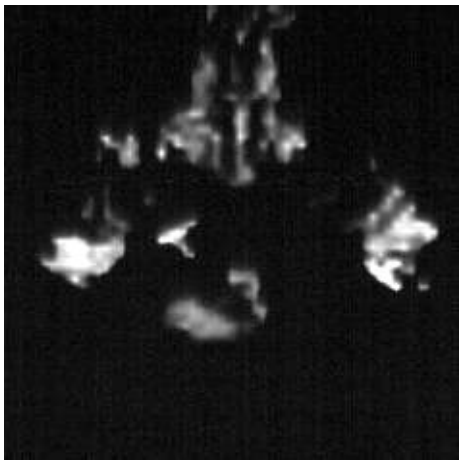

Abbildung 20c

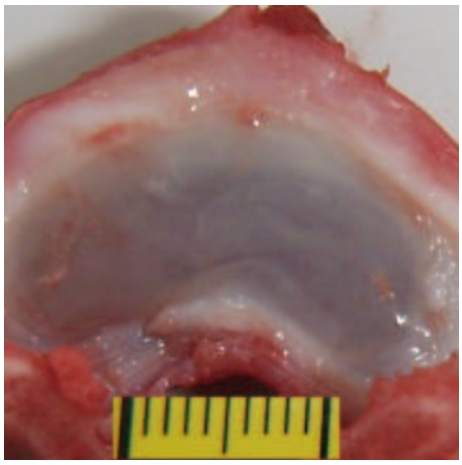

Abbildung 20d

Abbildung 20a-c: NMR – Bilder vor Koagulation

Abbildung 20d: Makroskopische Aufnahme vor Koagulation

Die im NMR ausgemessenen Werte zeigt Tabelle 6a:

Vor Koagulation]		
Schicht – Nr.	**Fläche [cm^2]**	**Volumen [cm^3]**
1	*0.85*	*0.085*
2	*1.25*	*0.125*
3	*0.35*	*0.035*
Gesamt	**2.45**	**0.245**

Tabelle 6a: Volumina vor Koagulation

Aufnahmen nach Koagulation:

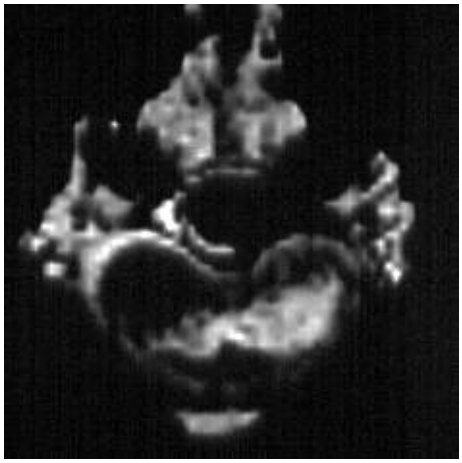

Abbildung 20e

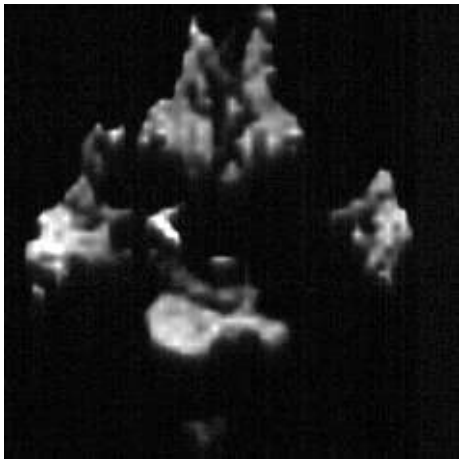

Abbildung 20f

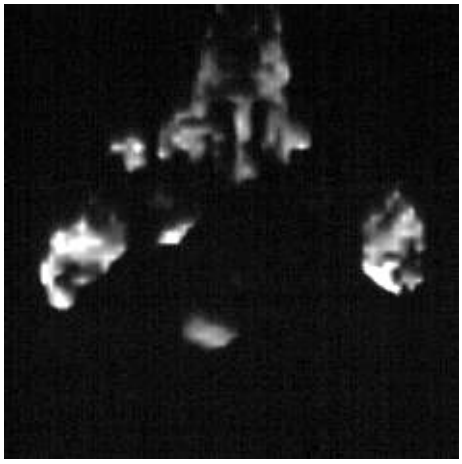

Abbildung 20g

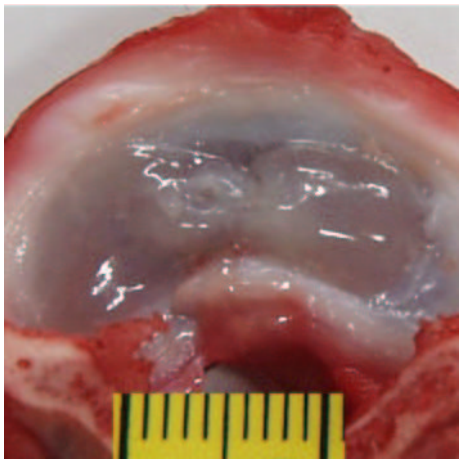

Abbildung 20h

Abbildung 20e-g: NMR – Bilder nach 270s Koagulation

Abbildung 20h: Makroskopische Aufnahme nach 270s Koagulation

Die im NMR ausgemessenen Werte zeigt Tabelle 6b:

Nach Koagulation		
Schicht – Nr.	**Fläche [cm^2]**	**Volumen [cm^3]**
1	*0.75*	*0.075*
2	*0.45*	*0.045*
3	*0.1*	*0.01*
Gesamt	**1.3**	**0.13**

Tabelle 6b: Volumina nach 270s Koagulation

Sowohl auf den NMR – Aufnahmen als auch auf den Digitalbildern ist die Schrumpfung des Nucleus pulposus nach 270s Koagulation deutlich zu sehen.
Aus den Tabellen 6a und 6b geht hervor, dass das Volumen von 0,245cm^3 auf 0,13cm^3 abgenommen hat. Dies entspricht 53,1% seines Ausgangswertes.
Die makroskopischen Bilder zeigen zusätzlich eine Tranzparenzminderung des Gallertkerns, eine Veränderung, die auf den Kernspinaufnahmen nicht sichtbar wird.

3.3 Versuchsteil 3: Die Eichkurve

Nachdem im zweiten Versuchsteil n=25 Bandscheiben mit einer aus der Eichkurve berechneten Geräteeinstellung dreimal koaguliert worden waren,wurde in diesem Versuchsteil das Dokumentationssystem nach jeder Applikation hinsichtlich der Impedanz und der während der Koagulation im Gewebe freigewordenen Energie ausgewertet.
Abbildung 21 zeigt das Ergebnis von n=68 ausgewerteten Schnitten:

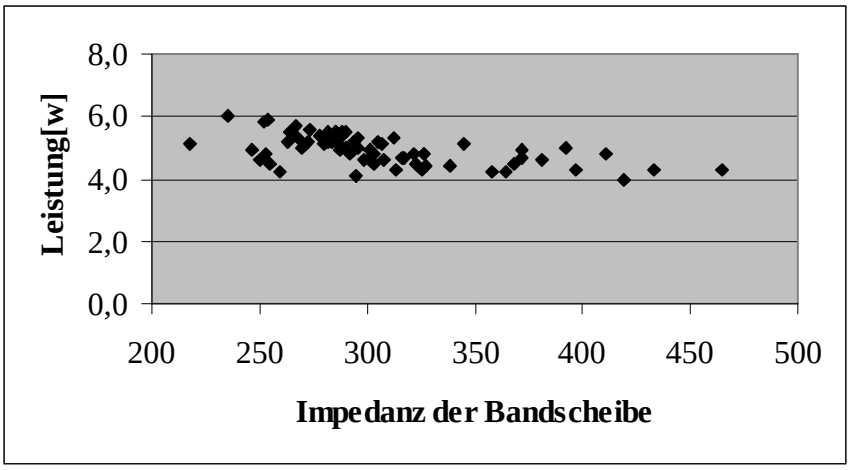

Abbildung 21: Auswertung des Dokumentationssystems.

Die Abbildung zeigt, dass der Hauptanteil (n=55) der Impedanzen im Bereich zwischen 250 und 350 Ω lag und dass bei allen Koagulationsvorgängen die im Gewebe freigewordene Energie im Bereich zwischen 4-6W lag.

Mit Hilfe dieser Werte konnte die von Ch. Staudinger erstellte Eichkurve ergänzt werden (Abbildung 22):

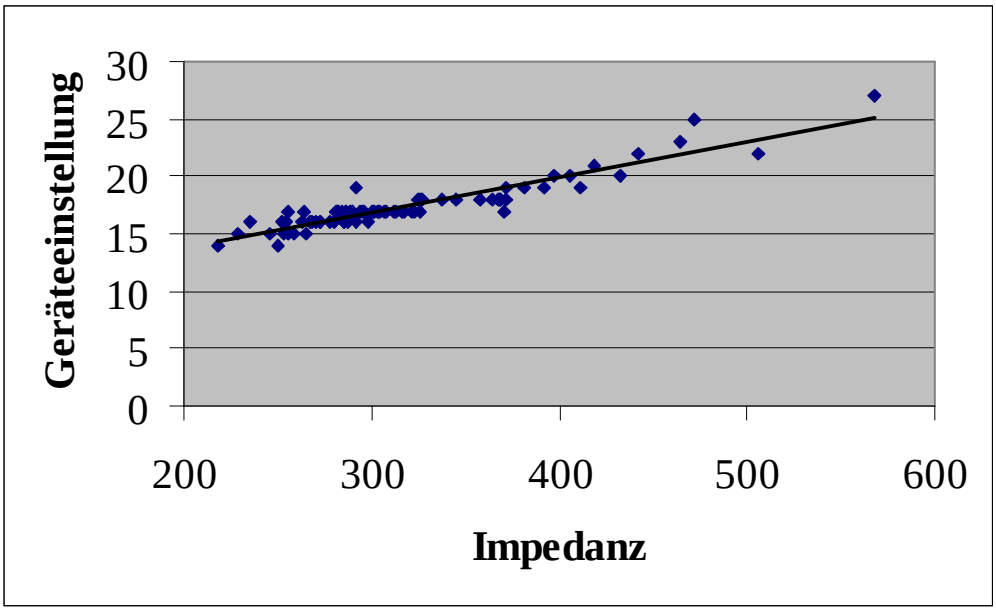

Abbildung 22: Eichkurve

4. Diskussion

4.1. Beurteilung und Interpretation der einzelnen Versuchsteile

4.1.1. Versuchsteil 1: Biophysikalische Eigenschaften

Beurteilung des Versuchsaufbaus

Im ersten Versuchsteil wurden Schweinebandscheiben mit menschlichen Präparaten hinsichtlich ihrer biophysikalischen Eigenschaften miteinander verglichen. Dieser Vergleich sollte eine Aussage darüber erlauben, inwieweit die in späteren Versuchsteilen erlangten Ergebnisse vom Schwein auf den Mensch übertragen werden können.

Bei der Auswahl der Präparate ergab sich jedoch folgendes Problem: Bei den zur Verfügung stehenden Schweinebandscheiben handelte es sich um Präparate sehr junger, im Schnitt 6 Wochen alter Tiere, die zu Lebzeiten keinen größeren Belastungen ausgesetzt gewesen waren. Man konnte also von gänzlich intakten Bandscheiben ausgehen, ohne Zeichen der Degeneration oder krankhaften Veränderungen.

Die menschlichen Bandscheiben hingegen stammten von Patienten eines durchnittlichen Alters von 50 Jahren, so dass man hier schon aufgrund des Alters, wie in der Einleitung beschrieben, morphologische Veränderungen sowie degenerative Zeichen wie beispielsweise Wasserverlust erwarten mußte.

Ebenso ist anzunehmen, dass vor allem die menschlichen Bandscheiben zu Lebzeiten ganz unterschiedlichen Belastungen und Erkrankungen ausgesetzt waren, so dass eine einheitliche Morphologie und gleiche biophysikalische Eigenschaften kaum zu erwarten sind.

Diese unterschiedlichen Voraussetzungen, sowohl zwischen menschlichen und tierischen Präparaten, als auch innerhalb der jeweiligen Gruppen, sollten bei der Auswertung des in diesem Versuchsteil durchgeführtem Vergleichs berücksichtigt werden.

Zu der weiteren Vorgehensweise in Versuchsteil 1 muß folgendes gesagt werden:

Alle zu vermessenden Bandscheiben wurden in einem ersten Schritt, wie oben beschrieben, freipräpariert, d.h., eine der beiden Endplatten entfernt. Anschließend

lagen also Nucleus pulposus und Anulus fibrosus sowohl während der biometrischen Ausmessung der Bandscheibe als auch während der Impedanzmessung offen dar. Dadurch bestand zum einen die Gefahr, dass ein Teil des hohen Wassergehaltes an der Luft verdunstet, zum anderen, dass die Bandscheibe während der Messung auskühlt, d.h. eine konstante Temperatur von 37°C nicht gehalten werden kann. Letzteres Problem konnte durch eine Temperaturmessung vor und nach jeder Impedanzaufnahme und ggf. erneuter Erwärmung der Bandscheibe im Wasserbad unter Kontrolle gebracht werden.

Interpretation der Ergebnisse

Die Ergebnisse des ersten Versuchsteiles zeigen , dass menschliche Bandscheiben gegenüber den für die nachfolgenden Koagulationsversuche verwendeten Schweinebandscheiben deutliche Unterschiede in ihrer Morphologie und in ihren physikalischen Eigenschaften aufweisen:

Sie sind, wie aus den Tabellen 2a+b und Abbildung 11 hervorgeht, in etwa doppelt so groß wie die Schweinebandscheiben und zeigen auf den makroskopischen Bildern deutliche Veränderungen in ihrer Struktur wie Risse und Löcher im Bereich des Anulus fibrosus, Farb- und Konsistenzänderungen sowohl des Gallertkerns als auch des Faserringes und verminderte Abgrenzbarkeit des Nucleus pulposus vom Anulus fibrosus: Die Grenze zwischen beiden Strukturen ist nahezu aufgehoben, das Gewebe erscheint als einheitliche Masse.

Zudem zeigen die Tabellen 3a+b, dass der Wassergehalt der menschlichen Bandscheiben, im Gegensatz zu den Schweinebandscheiben mit 73.7%, nur
62 % beträgt.

Diese Veränderungen sind, wie auch schon in der Einleitung beschrieben, das morphologische Korrelat der degenerativen Bandscheibenveränderung und je nach Alter und Belastung zu Lebzeiten von Präparat zu Präparat unterschiedlich stark ausgeprägt, bzw. bei den jungen Schweinebandscheiben noch nicht vorhanden.

Die Tabellen 4a+b zeigen die Ergebnisse der Impedanzmessungen:

Aufgrund des erheblich geringeren Wassergehaltes ist die Impedanz des Nucleus pulposus bei den menschlichen Präparaten signifikant höher als die des flüssigkeitsreichen und daher gut leitenden Gallertkerns der Schweinebandscheiben.

Dagegen fällt auf, dass die Impedanz des Anulus fibrosus bei den menschlichen Bandscheiben geringer, die Leitfähigkeit also besser ist als bei den jungen Schweinen. Eine Erklärung dafür ist, dass die Struktur des Faserringes durch die Degenerationsvorgänge aufgelockert wird und in die entstehenden Spalten und Risse Wasser eingelagert wird, was die Leitfähigkeit des Anulusgewebe erhöht.

Diese Zerstörung und Aufweichung der Struktur des Anulus fibrosus erklärt auch, warum die Impedanzmeßwerte quer und längs zur Faserrichtung geringere Unterschiede aufweisen als bei den nicht degenerativ – veränderten Schweinebandscheiben.

Die biophysikalischen Eigenschaften von Faserring und Gallertkern gleichen sich also mit zunehmender Degeneration einander an, ein Vorgang, der sich sowohl in ihren makroskopischen Aussehen zeigt, als auch bei den Impedanzmessungen:

Auf den Digitalbildern der menschlichen Präparate ist die Grenze zwischen Nukleus und Anulus schwer zu erkennen und die Impedanzmeßwerte weisen geringere Unterschiede zwischen beiden Bereichen auf als bei nicht – degenerativ veränderten Bandscheiben.

Bei der weiteren Auswertung zeigte sich, dass auch zwischen einzelnen menschlichen Präparaten die Impedanzen deutliche Schwankungen aufweisen (Tabelle 4c): Im Nucleus pulposus reichen die durchschnittlichen Werte von 84% (Präparat 3) bis 148 % (Präparat 4), im Anulus fibrosus fällt auf, dass die Unterschiede zwischen den Messungen quer und längs zur Faserrichtung sehr gering sind und dass bei Präparat 3 im Gegensatz zu den 4 anderen Präparaten der Meßwert mit Einstich längs zur Faserrichtung der kleinere ist.

Diese Abweichungen lassen sich erklären, wenn man, wie oben bereits angesprochen, berücksichtigt, dass die Bandscheiben der einzelnen Präparate zu Lebzeiten unterschiedlich stark degeneriert und erkrankt waren. Das Präparat Nummer 3 mit der sehr niedrigen Impedanz im Nucleus pulposus und den auffälligen Werten im Anulus fibrosus stammt beispielsweise von einem Patienten, dessen Wirbelkörper und

Bandscheiben durch eine bösartige Erkrankung bereits angegriffen und durchsetzt waren.
Der hohe Impedanzwert für den Nucleus pulposus bei Präparat 4 dagegen weist darauf hin, dass die Degenerationsvorgänge im Gallertkern bei diesen Bandscheiben bereits weit fortgeschritten sind und er einen großen Teil seines Wassergehaltes verloren hat.

Die biophysikalischen Eigenschaften von Bandscheibengewebe variieren also sowohl zwischen Schwein und Mensch als auch zwischen einzelnen Individuen, je nachdem welcher Belastung sie ausgesetzt werden, welcher Degenerationsgrad der Bandscheiben bereits erreicht ist und welche Grundkrankheiten bestehen.
Da, wie bereits in der Einleitung beschrieben, die im Gewebe freiwerdende Energie und somit der Temperaturverlauf bei einer Applikation von HF – Strom in das Gewebe maßgeblich von der Impedanz abhängig sind, führten diese Ergebnisse zu folgenden Überlegungen:
Die bei der in den folgenden Versuchsteilen durchgeführten Koagulation von jungen Schweinebandscheiben zu beobachtende Temperaturentwicklung sowie die dadurch im Gewebe entstehenden Effekte können nicht uneingeschränkt auf Anwendungen am Menschen übertragen werden.
Außerdem ist es aufgrund der intraindividuellen Schwankungen der Impedanzen zwischen den einzelnen Individuen einer Spezies nicht gewährleistet, bei jedem Koagulationsvorgang mit einer am HF – Generator eingestellten Leistung und einer bestimmten Koagulationsdauer einen kontrollierten Temperaturverlauf zu erzielen, was jedoch für den Erfolg eines solchen Verfahrens unabdingbar ist: denn im gewünschten Bereich soll die Koagulationstemperatur von 60 – 80°C erreicht werden, während die umliegenden Strukturen, wie vor allem Spinalnerven, nicht über 40°C erwärmt werden dürfen, da sonst, wie in der Einleitung ausgeführt, irreversible Zellschäden eintreten können.
Wie in der Einleitung, Kapitel 1.5, beschrieben, arbeitet der in den nachfolgenden Versuchen verwendete HF – Generator nach folgendem Prinzip:
Am Gerät können der Koagulationsmodus und eine Leistungsstufe eingestellt werden. Während der Koagulation wird dann die Spannung konstant gehalten während die

eingestellte Leistungsstufe nur den oberen Grenzwert darstellt und die tatsächlich freiwerdende Energie je nach Impedanz des Gewebes variiert.
Betrachtet man nun dazu die Ergebnisse des ersten Versuchsteils, so kommt man zu der Feststellung, dass bei den vorliegenden inter- und intraindividuellen Impedanzschwankungen keine kontrollierte Koagulation mit einheitlichem Temperaturverlauf möglich ist.

Diese Zusammenhänge erklären, warum bisherige Studien über perkutane Verfahren zur Operation des lumbalen Bandscheibenvorfalles sehr inhomogene Ergebnisse aufweisen. [69]
In der vorliegenden Arbeit ergab sich daher für den zweiten Versuchsteil entweder die Forderung nach ein HF–Gerät, das die eingestellte Leistung bei variierender Impedanz konstant hält oder nach einer Vorgehensweise, bei der die Leistungseinstellung am Gerät individuell an den Gewebewiderstand der zu koagulierenden Bandscheibe angepaßt wird. Nur so konnte man davon ausgehen, einheitliche Temperaturverläufe und damit vergleichbare und auch auf menschliche Bandscheiben übertragbare Schrumpfungseffekte erzielen zu können.

Aus diesen Überlegungen heraus wurde daher die Eichkurve erstellt, mit der die Leistungseinstellung am Gerät nach vorheriger Impedanzmessung individuell an jede Bandscheibe angepaßt und somit ein einheitlicher Temperaturverlauf erreicht werden konnte.

4.1.2 Versuchsteil 2: Volumetrische Messungen

Beurteilung des Versuchsaufbaus

Im zweiten Versuchsteil wurden Schweinebandscheiben, nachdem ihre Impedanz bestimmt worden war, mit einer angepaßten Leistung koaguliert und nach 0s, 90s,180s und 270s ihr makroskopisches Aussehen mit Hilfe von Digitalbildern und ihre Schrumpfungseigenschaften durch Volumenmessung im offenen Kernspintomographen miteinander verglichen.

Dabei muß berücksichtigt werden, dass auch in diesem Versuchsteil zu Beginn eine der vertebralen Endplatten abpräpariert wurde, um die Morphologie vor und nach den einzelnen Koagulationen beurteilen zu können.

Daraus ergibt sich, dass bei der Auswertung der Volumenmessung und Beurteilung der Schrumpfungseigenschaften berücksichtigt werden muß, in wie weit die Ergebnisse auf intakte Bandscheiben anwendbar sind: Die Frage dabei ist, ob ein Nucleus, der zwischen beiden vertebralen Endplatten verankert ist und dessen Faserring noch völlig intakt ist und somit den Gallertkern fest umgibt, die gleichen Schrumpfungseigenschaften aufweisen kann wie ein Kern, dessen eine Seite frei liegt.

Auf der anderen Seite muß man davon ausgehen, dass bei Bandscheiben, die aufgrund eines Bandscheibenprolapses koaguliert werden sollen, die degenerativen Veränderungen schon so weit fortgeschritten sind, dass man auch hier nicht mehr von einem völlig intaktem Anulus fibrosus ausgehen kann:

Wie in der Einleitung beschrieben weist der Faserring in solchen Fällen Risse und Spalten auf, so dass der Gallertkern nicht mehr fest verankert ist und es zur Protrusio und zum Prolaps der Bandscheibe kommt.

Bestätigt werden können diese Überlegungen mit einer Myelographie, einem röntgenologischen, dynamischen Untersuchungsverfahren, bei dem Kontrastmittel in den Spinalkanal gespritzt wird. Durch anschließende Umlagerung des Patienten kann zum einen das Kontrastmittel gleichmäßig verteilt werden, zum anderen kann durch die Lageänderung des Patienten vom Sitzen zum Liegen oder umgekehrt die Mobilität des Prolapses nachgewiesen werden.

Man kann dann also anhand eines solchen Myelographiebefundes annehmen, dass die Schrumpfungsfähigkeit bei diesem degenerativ–veränderten, prolabierten Bandscheibenmaterial noch vorhanden ist und somit die in dieser Arbeit vorgelegten Ergebnisse auf eine spätere therapeutische Anwendung im geschlossenen Zustand übertragbar sind.

Zudem kann durch eine mehrmalige Durchführung des Koagulationsvorganges und wiederholte Ausmessungen des Gallertkerns im offenen Kernspintomograhen das Ausmaß der Volumenabnahme individuell gesteuert und dem jeweiligen Schrumpfungsverhalten der Bandscheibe angepaßt werden.

Ein weiteres zu berücksichtigendes Problem des Versuchsaufbaus ist die Temperaturausbreitung im Gewebe: Man muß annehmen, dass bei der beschriebenen Vorgehensweise während der Koagulation die Wärme zumindest teilweise an die umgebende Luft abgegeben wird, ein Effekt, der bei einer Applikation des Stroms in geschlossenem Zustand bzw. im Körper entfällt. Bedenkt man dabei, dass Luft ein schlechter Wärmeleiter ist, so ist davon auszugehen, dass die Bandscheiben bei gleicher Vorgehensweise in den vorliegenden Versuchen stärker erwärmt werden als Bandscheiben mit umliegenden Gewebestrukturen wie beispielsweise Knochen, Bänder und Muskeln, die die Wärme besser fortleiten als Luft.
In diesem Zusammenhang ist außerdem zu bedenken, dass sich die Neutralelektrode bei den durchgeführten Koagulationsvorgängen unterhalb der Bandscheibe befindet, so dass bei monopolarer Applikation ein Stromfluß überwiegend durch das Bandscheibengewebe und die angrenzende Endplatte in diese Richtung zu erwarten ist. Bei einer therapeutischen Vorgehensweise am Patienten fließt der Strom durch Anbringen der Neutralelektrode an einer beliebigen Hautstelle zusätzlich durch das angrenzende Gewebe im Körper bis an die Oberfläche. Dabei sind Strukturen mit einer hohen Impedanz besonders gefährdet, da hier, wie in der Einleitung beschrieben, viel Energie in Form von Wärme frei wird. Zusätzlich bedeutet dies für die Koagulation des Nukleusgewebes, dass dort weniger Energie frei wird und somit unter Umständen die optimale Koagulationstemperatur von 80°C nicht erreicht wird.
Auf der anderen Seite kann man davon ausgehen, dass der Körper insgesamt eine hohe Leitfähigkeit und somit einen geringen Gewebewiderstand besitzt und damit der oben beschriebene Fehler eher zu vernachlässigen ist.

In Bezug auf die Durchführung der Koagulation sollte auch folgende Frage angesprochen werden: Bei der Applikation entsteht durch die Erwärmung vor allem des Gallertkerns Wasserdampf, der in den vorliegenden Versuchen an die umgebende Luft abgegeben werden kann, was bei gleicher Vorgehensweise in geschlossenem Zustand nicht mehr der Fall ist, so dass sich der erzeugte Dampf in diesem Fall einen anderen Weg suchen muß, um zu entweichen.

In Zusammenhang mit der Beurteilung des Versuchsaufbaues muß auch folgendes Problem diskutiert werden: Es handelt sich um eine in vitro Studie, d.h. es werden isolierte, freipräparierte Bandscheiben verwendet. Dies bedeutet, dass bei der Interpretation der Ergebnisse keine Aussage darüber getroffen werden kann, welche Veränderungen eine Applikation von HF–Strom in den Nucleus pulposus für die Bandscheibe und ihre umliegenden Gewebe in vivo mit sich bringt. Aufgrund der Versuche von Ch. Staudinger [74] kann man davon ausgehen, dass die Temperatur im Bereich des Gallertkerns 80°C, in den angrenzenden Strukturen 40°C nicht überschreitet. Dies bedeutet, wie unter 1.4 beschrieben, dass zumindest in den Nachbarstrukturen der Bandscheibe keine wesentlichen Zellveränderungen zu erwarten sind. Die Frage ist jedoch, ob innerhalb des Nucleus pulposus im Anschluß an eine Koagulation entzündliche Vorgänge mit Ödembildung und Hämorrhagien stattfinden, die eventuell den Erfolg einer solchen Therapie einschränken würden. Gegen diese Annahme spricht jedoch die Tatsache, dass die Bandscheibe wie bereits angesprochen ein bradytrophes Gewebe ohne Blutgefäße ist, dessen Stoffwechselvorgänge allein durch Diffusion stattfinden.

Im Hinblick auf die Volumenmessung im Open–NMR sind folgende Fehlermöglichkeiten zu diskutieren: Bei einem Schichtbilddicke von 0.1mm und einer Gesamthöhe des Nucleus pulposus von durchschnittlich 2mm ist eine gewisse Meßungenauigkeit nicht zu vermeiden.
Hinzu kommt, dass der Gallertkern, vor allem nach den Koagulationsvorgängen, nicht gleichmäßig rund begrenzt ist und der Übergang zum Faserring nicht auf allen Schnittbildern deutlich zu erkennen ist, so dass bei der Ausmessung der Fläche und somit des Volumens des Nucleus pulposus Fehler auftreten können. Diese Fehler wurden versucht zu minimieren, indem jede Fläche doppelt vermessen und der Mittelwert zur Volumenbestimmung verwendet wurde.

Interpretation der Ergebnisse

Die Ergebnisse des zweiten Versuchsteils zeigen die Schrumpfungseigenschaften des Nucleus pulposus unter HF – Koagulation:

Bereits auf den Digitalbildern (Abbildungen 14-17) ist makroskopisch eine Beurteilung möglich: Durch die Applikation des HF–Stroms erwärmt sich der Nucleus pulposus, es verdunstet ein Teil seines Wassergehaltes und er verändert sein Aussehen und seine Struktur: Diese Vorgänge werden schon nach 90s sichtbar und betreffen zunächst überwiegend den Bereich, in dem die Sonde steckte: es entsteht ein Koagulationshof an dieser Stelle, sichtbar als umschriebene milchige Trübung und Austrocknung des Nucleus pulposus. Zusätzlich verliert der Kern hier seine geleeartige Konsistenz, er wird fester und zäher.

Nach 180s und 270s treten diese Veränderungen deutlicher hervor: Erwärmung sowie Wasserverlust und dadurch entstehende Trübung und Konsistenzänderung betreffen den gesamten Nucleus pulposus und schon makroskopisch wird eine Schrumpfung sichtbar: Der Gallertkern löst sich von dem umgebenden Faserring ab und zieht sich zur Mitte hin zusammen, bis er nach 270s Koagulation als kaum bewegliche, undurchsichtige, wasserarme Struktur in der Mitte der Bandscheibe liegt.

Schon die Betrachtung der makroskopischen Aufnahmen veranschaulicht also, dass durch eine mehrmalige, 90s andauernde Applikation von HF – Strom eine Schrumpfung des Nucleus pulposus erreicht werden kann und somit bei therapeutischem Einsatz die Möglichkeit zur Rückbildung eines bestehenden Bandscheibenprolapses gegeben ist. Man kann sogar diskutieren, dass durch die Konsistenzänderung des Nucleus pulposus in eine zähe, unbewegliche Masse die Gefahr eines erneuten Prolapses geringer wird.

Auf der anderen Seite zeigen diese Bilder, dass sich der Nucleus pulposus durch die Erwärmung, den Wasserverlust und die Strukturveränderungen zwar verkleinert, indem er sich zusammenzieht, dass aber gleichzeitig durch diesen Vorgang die Höhe des Kerns in der Mitte der Bandscheibe leicht zunimmt. Dieser Vorgang beruht im vorliegenden Versuchsteil, wie oben bereits angesprochen, auf der Tatsache, dass die obere Endplatte der Bandscheibe fehlt und somit die Möglichkeit für den Gallertkern zur Ausbreitung nach oben gegeben ist.

Zusammenfassend ergeben sich aus den makroskopischen Bildern folgende Überlegungen:

Durch die Koagulation mit HF–Strom ändern sich die Struktur und die Ausdehnung des Gallertkerns. Bei einer Applikation im geschlossenen Zustand kann sich der Nucleus

jedoch nicht nach oben hin ausdehnen, so dass die Schrumpfung geringer ausfallen könnte.
Im Zusammenhang mit der makroskopischen Auswertung ist weiterhin noch darauf hinzuweisen, dass bei keiner Applikation eine sichtbare Carbonisierung stattgefunden hat, d.h., dass also nur die gewünschten Effekte, nämlich Desikkation und Koagulation, aufgetreten sind, was darauf hinweist, dass die maximal gewünschte Temperatur von 80°C nicht überschritten wurde. Eine exakte Temperaturkontrolle ist jedoch nur mit Hilfe von Thermosonden, temperatursensitiven Kernspinaufnahmen oder mit der von Ch. Staudinger [74] verwendeten Infrarotkamera möglich.
Veränderungen in der Konsistenz oder der Größe des Anulus fibrosus sind nach allen Koagulationsvorgängen zumindest makroskopisch nicht sichtbar, ein Hinweis dafür, dass die Temperatur in diesem Bereich – wie gefordert – die 40°C nicht überschreitet. Eine genauere Beurteilung, ob Zelluntergang, Ödem – oder Nekrose – Bildung in diesem Bereich stattgefunden haben, könnte nur mit Hilfe histologischer Schnitte erfolgen und wären bei einer in vivo – Studie weitaus aussagekräftiger.

Der Vorgang und das Ausmaß der Schrumpfung lassen sich mit der Auswertung der T2 – gewichteten Kernspinbilder verifizieren (Tabelle 5a+b):
Bei einem durchschnittlichen Anfangsvolumen der Bandscheiben von 0.36cm³ findet bei 90s Koagulation bereits eine Volumenabnahme auf 77% der Ausgangsgröße, bei den weiteren Applikationen auf 68% bzw. 53% statt. Diese Werte bestätigen die bereits in den makroskopischen Bildern beschriebene Schrumpfung und zeigen, dass die Koagulation des Gewebes des Nucleus pulposus steuerbar ist: Je nach Häufigkeit der Applikation des HF–Stromes kann eine mehr oder weniger große Schrumpfung erreicht werden, die jeweils mit Hilfe der Kernspintomographie sichtbar gemacht und beurteilt werden kann.
Bei genauer Betrachtung der Bilder (Abbildungen 19 und 20) ist zu erkennen, dass sowohl der Bereich, indem sich die Sonde befindet, als auch die gesamte Bandscheibe von der Schrumpfung betroffen ist, ein Ergebnis, das sich mit der Auswertung der Digitalbilder deckt.
Auffallend ist, dass bereits nach 90s eine im Kernspin meßbare Schrumpfung um durchschnittlich 23% auftritt, während, wie oben beschrieben, auf den makroskopischen

Bildern der entstandene Koagulationshof ohne Schrumpfung des gesamten Nucleus pulposus sichtbar ist. Diese Tatsache weist darauf hin, dass schon durch lokalisierte Koagulation eine relevante Volumenabnahme des Nucleus pulposus erzielt werden kann. Daraus folgt die Überlegung, dass es bei einem therapeutischem Einsatz der HF–Koagulation ausreicht, lediglich an der Stelle der Protrusion oder des Prolapses zu koagulieren, um eine Volumenabnahme und damit einen Effekt auf das prolabierte Gewebe zu erzielen, ohne dass sich das Gewebe des gesamten Gallertkerns maßgeblich zur Mitte hin zusammenzieht und an Höhe zunimmt.

Bei der Beurteilung der Volumenabnahme nach den einzelnen Koagulationsvorgängen sollte jedoch noch folgendes berücksichtigt werden: Das Ausmaß der Schrumpfung hängt überwiegend von der Erwärmung, dem Wasserverlust und der Strukturänderung des Nucleus pulposus ab; es kann jedoch bei der beschriebenen Vorgehensweise dazu kommen, dass nach abgeschlossener Koagulation bei der Entfernung der Sonde Teile des Gewebes an der Spitze hängen bleiben und mit aus der Bandscheibe entfernt werden, so dass das tatsächliche Ausmaß der Schrumpfung verfälscht wird. Dieses Problem tritt überwiegend bei häufigen Koagulationsvorgängen auf, da das Gewebe zunehmend zäher wird und somit an der Sonde haften bleibt. Die im Ergebnisteil abgedruckten Kernspinbilder veranschaulichen, wie durch das Herausziehen des Arbeitsgerätes mit Geweberesten zwei Löcher in der Mitte des Gallertkernes entstanden sind.

Bei der Betrachtung der Kernspinbilder und volumetrischen Messungen konnte zusätzlich bestätigt werden, dass der Gallertkern unter Koagulation an Höhe zunimmt, so dass er bei einigen Bandscheiben nach 270s Koagulation auf mehr Schichten als vor der Koagulation zu sehen war.

Bei der weiteren Auswertung der Kernspinbilder fällt die Tatsache auf, dass nach keinem Koagulationsvorgang die morphologischen Veränderungen innerhalb der Bandscheibe, also Wasserverlust und darauf beruhende Konsistenzänderung des Gallertkerns, sichtbar gemacht werden können. Auf den abgebildeten T2–gewichteten Aufnahmen ist keine Signalabnahme, wie es bei dem stattfindenden Wasserverlust zu erwarten wäre, zu sehen. Eine Erklärung dafür wäre, dass die verwendeten Kernspinsequenzen nicht sensitiv genug für die hier auftretende Abnahme des Wassergehaltes sind.

Auf der anderen Seite muß man diskutieren, ob der Wasserverlust der entscheidende Faktor bei der HF – Koagulation und der daraus resultierenden Volumenabnahme ist, oder ob eine Veränderung der Gewebezusammensetzung, die mit Hilfe von Kernspinaufnahmen nicht sichtbar gemacht werden kann, für die Effekte bei der HF–Koagulation verantwortlich ist.
Wie aufgrund der makroskopischen Bildern zu erwarten war, sind bei der Auswertung der Kernspinbilder keine Veränderungen, weder in der Größe, noch in der Konsistenz im Anulus fibrosus zu sehen.

4.1.3. Versuchsteil 3: Die Eichkurve

Beurteilung des Versuchsaufbaus

Im dritten Versuchsteil wurde eine Eichkurve erstellt, die für jede Impedanz eine Geräteeinstellung zur Koagulation vorgibt; im Anschluß daran wurden in den hier vorliegenden Versuchen Bandscheiben mit der errechneten Einstellung koaguliert und mit dem Dokumentationssystem überprüft, ob die gewünschte Temperatur erreicht wurde.
Zu der Erstellung der Eichkurve ist anzumerken, dass bei den jeweiligen Berechnungen nur die Impedanz vor der Koagulation berücksichtigt wurde. Aus Vorversuchen [74] geht jedoch hervor, dass sich die Impedanz bei Erwärmung, also auch während der Koagulation, ändert. Da jedoch der Temperaturverlauf innerhalb jeder Bandscheibe individuell verläuft und zwar je nach Degenerationsgrad und Geometrie der Bandscheibe, ist diese Impedanzänderung während Koagulation kaum allgemeingültig zu berechnen und somit bei Erstellung der Eichkurve nicht zu berücksichtigen.

Interpretation der Ergebnisse:

Aus Abbildung 21 ist abzulesen, dass die ausgewerteten Koagulationen alle im Bereich zwischen 4-6W lagen. Dieses Ergebnis zeigt, dass sich mit Hilfe der Eichkurve die Koagulation des Nucleus pulposus auch bei unterschiedlichen biophysikalischen

Eigenschaften der einzelnen Bandscheiben steuern läßt, d.h. einheitliche Strom- und Temperaturverläufe erreicht werden können. Wie im oberen Abschnitt beschrieben, sind das die Voraussetzungen, um die Ergebnisse der Volumenabnahme unter Koagulation auswerten und auf andere Bandscheiben übertragen zu können.
Außerdem ist festzustellen, dass im Bereich zwischen 250 –350 Ω die Eichkurve am genauesten ist, d.h. die erreichten Werte für die Stromstärke liegen im Durchschnitt bei 5W. Bei Anfangsimpedanzen geringer als 250 Ω liegen die Werte für die Stromstärke oft an der oberen Grenze, bei Widerständen von über 350 Ω befinden sie sich näher an der 4W – Grenze. Dieser Zusammenhang läßt sich damit erklären, dass im Bereich von 250 – 350 Ω die meisten Impedanzwerte der Bandscheiben liegen und dass daher eine hohe Zahl an Messungen zur Aufstellung der Eichkurve vorhanden war, was die Genauigkeit in diesem Bereich erhöht.

4.2 Diskussion der intradiskalen HF-Koagulation im Vergleich zu anderen angewandten Operationstechniken

4.2.1 Allgemeine Vor- und Nachteile perkutaner Verfahren

Die Applikation von HF – Strom in den Nucleus pulposus der Bandscheibe zur Therapie eines lumbalen Bandscheibenvorfalles gehört zu den perkutanen Verfahren, die, wie in der Einleitung bereits erwähnt, das gemeinsame Ziel haben, intra – und post – operative Komplikationen und die Dauer des Krankenhausaufenthalt gegenüber den offenen chirurgischen Bandscheibenoperation zu verringern.
Im Folgenden sollen zunächst die allgemeinen Vor – und Nachteile der minimalinvasiven Techniken aufgezeigt werden:

Die Indikation

Ein gemeinsames Problem aller perkutanen Techniken in der Therapie des Bandscheibenvorfalles ist , dass sie sich nicht für jede Art von Diskusprolaps eignen [38, *69*]:

Während für alle Bandscheibenvorfälle mit eindeutigem klinisch – neurologischem Befund, d.h. ausgeprägte persistierende radikuläre Schmerzsymptomatik, relevante Paresen oder ein Kaudasyndrom eine eindeutige Indikation zur offenen lumbalen Diskotomie gegeben ist, muß das Gebiet für die perkutane Vorgehensweise klar eingeschränkt werden:

Die klassische Indikation für die minimalinvasiven Techniken sind Bandscheibenprotrusionen und kleine, subligamentäre Hernien.

Dagegen sind sie nicht indiziert beim Cauda equina – Syndrom oder bei sehr ausgeprägten Paresen sowie beim Massenprolaps. Eine fast ebenso eindeutige Kontraindikation stellen knöcherne Engen und Instabilitäten dar.

Eine weitere umstrittene Gruppe sind sequestrierte Bandscheibenvorfälle: Sie können unterteilt werden in gedeckte Sequester mit Kontakt zum restlichen Nucleus pulposus und freie Sequester. Während bei Sequestern mit Kontakt zur Bandscheibe noch eine perkutane Vorgehensweise in Erwägung gezogen werden kann, wird bei freiem Bandscheibenmaterial im Epiduralraum überwiegend die offene Operation angewandt, da die freien Bandscheibenstücke mit perkutanen Verfahren schlecht entdeckt und erreicht werden können.

Eine Ausnahme kann in Einzelfällen die endoskopische Mikrodiscektomie darstellen, durch die auch sequestriertes Bandscheibenmaterial aufgefunden und extrahiert werden kann. [25]

Gleichzeitig muß jedoch zudem berücksichtigt werden, dass sich Sequester in unmittelbarer Nähe von Nervensträngen und anderen Risikostrukturen befinden, die beispielsweise bei Injektion des Chymopapains oder auch bei Applikation von Laserenergie oder den in diesen Versuchsreihen vorgestellten HF- Strom besonders gefährdet sind.[38]

Intra- und postoperative Komplikationen

1991 wertete Wildförster in seiner Studie 68329 offene lumbale Bandscheibenoperationen hinsichtlich ihrer **intraoperativen** Zwischenfälle aus [84]. Dabei kam er auf eine Gesamtkomplikationsrate von 2,56%, darunter 9 tödliche Verläufe.

Die dabei häufig auftretenden Komplikationen wie kardiopulmonale Probleme, retroperitoneale Blutungen und intraspinale Beschädigungen lassen sich bei perkutaner Vorgehensweise durch Lokalanästhesie, minimal großen Zugangsweg, geringe Gewebetraumatisierung und damit verbundene Schonung von Gefäßen, Muskeln, Bändern, Rückenmarkshäuten und Nervensträngen vermeiden.

Hedtmann untersuchte im Jahre 1992 die **postoperativen** Probleme der offenen lumbalen Bandscheibenoperationen sowie deren längerfristige Erfolge: [26]

Dabei zeigt er, dass sowohl durch Indikationsfehler, als auch durch operationsbedingte Komplikationen und postoperativ ablaufende pathophysiologische Vorgänge im Operationsgebiet Schmerzsyndrome auftreten können, darunter auch das in der Einleitung beschriebene Postdiskotomiesyndrom mit persistierenden, pseudoradikulären, meist bilateralen Schmerzen.

Die Hauptursachen hierfür sieht Hedtmann überwiegend in der Kombination von epiduraler Fibrose, adhäsiver Arachnoiditis und postoperativen Instabilitäten innerhalb der Bandscheibe.

Geht man davon aus, dass die Gefahr von Narbenbildungen im Epiduralraum und die entzündlichen Prozesse im Bereich der umliegenden Strukturen und der Arachnoidea umso größer ist je invasiver die Operationstechnik, so bieten die perkutanen Eingriffe die Möglichkeit, durch minimalinvasive Vorgehensweise und damit durch Schonung des benachbarten Gewebes die Gefahr der beschriebenen postoperativ ablaufenden Vorgänge erheblich zu verringern und somit den längerfristigen Erfolg der Operation zu vergrößern.

In Bezug auf die ebenfalls für das Postdiskotomiesyndrom verantwortliche postoperative Instabilität der Bandscheibe veröffentlichten Zöllner et al. eine Studie, in der sie den Einfluß verschiedener Nukleotomietechniken auf die biomechanischen Eigenschaften der Bandscheibe untersuchten, und kamen dabei zu dem Ergebnis, dass die Größe des operativen Zuganges keinen Einfluß auf die spätere Stabilität des Bewegungssegmentes hat, so dass er hier von keinem Vorteil der perkutanen Techniken gegenüber den offenen Operationen ausgeht. [89]

Die Erfolgsraten

Die offenen lumbalen Bandscheibenoperationen weisen gute Ergebnisse auf und werden daher von vielen Autoren in der Literatur als die Standardmethode angegeben. Insgesamt schwanken ihreErfolgsraten zwischen 70 – 90%. [16; 56; 64]

Findlay weist in seiner Studie aus dem Jahre 1998, in der er 88 offenene lumbale Bandscheibenopertionen retrospektiv auswertete, sogar eine 91%ige Erfolgsrate 6 Monate nach der Operation auf . Als Langzeitergebnis kommt er 10 Jahre nach dem Eingriff auf immer noch 83% zufriedenstellende Ergebnisse.[19]

Die Auswertung der Ergebnisse minimalinvasiver Operationstechniken sind zwar in der Literatur zahlreich zu finden, jedoch sind ihre Erfolgsraten weniger eindeutig und weniger systematisch untersucht.[6; 39; 40, 46; 47; 75; 81; 86]

Laut Siebert liegt zwar auf der einen Seite die Komplikationsrate bei minimalinvasiven Techniken in einem Bereich unter 0,5%, auf der anderen Seite gibt es kaum prospektive, randomisierte Studien für perkutane Nukleotomien und die bisher veröffentlichten Ergebnisse variieren stark, reichen aber im allgemeinen noch nicht an die guten Resultate offen– chirurgischer Verfahren heran. In einer Zusammenstellung zeigt er auf, dass sich die Erfolgsraten minimalinvasiver Eingriffe in der Literatur je nach Autor zwischen 45 und bis zu 83% belaufen.[69]

Auf ähnliche Zahlen kommt Postacchini [55] bei seiner im Jahre 1999 veröffentlichten Auswertung bisher erschienener Studien über perkutane Nukleotomieverfahren, wobei die Chemonukleolyse mit bis zu 82%igen Erfolgsraten noch die besten Ergebnisse aufzuweisen scheint.

Eine sehr ausführliche Literaturübersicht und Auswertung über den Stand lumbaler Bandscheibenoperationen veröffentlichte Schmid im Jahre 2000 [61], in der er 17 prospektive und 52 retrospektive Studien auswertete, darunter sowohl offene Verfahren als auch perkutane Nukleotomien, und sie untereinander hinsichtlich der Erfolgsraten, der Rezidive und Komplikationen sowie der Behandlungsdauer verglich. Dabei kam er auf überlegene Ergebnisse der Mikrodiscektomie mit 94%igen Erfolgsraten, an die die perkutanen Verfahren wie Chemonukleolyse mit 69%, die Laserdiscektomie mit 70% und die endoskopische Nukleotomie mit 84% bisher nicht heranreichen. Ebenso verhielt es sich mit der Rezidivrate. Lediglich bei der Auswertung der Komplikationen und der Behandlungsdauer zeigten sich minimale Vorteile der perkutanen Verfahren.

Den Grund für die Überlegenheit der offenen Verfahren sieht Schmid in der exakten intraoperativen Darstellung von Nervenwurzel und Dura sowie des Vorfalles selbst und der damit verbundenen Möglichkeit, das prolabierte Gewebe vollständig unter Schonung der umliegenden Strukturen zu entfernen und eventuelle Begleitprobleme wie Verwachsungen, Einengungen etc. ebenfalls zu beheben.

Daraus ergibt sich für die beschriebene perkutane Vorgehensweise gegenüber der Standarddiskektomie und der Mikrodiskektomie der Nachteil, dass ihre Anwendung schlecht steuerbar ist und die erzielten Effekte während der Operation nicht zu beurteilen sind, so dass kaum eine einheitliche Erfolgsrate erzielt werden kann.
Auf dieses Problem der Steuerbarkeit und der intraoperativen Beurteilung des Ergebnisses einzelner minimalinvasiver Techniken wird im folgenden Kapitel noch genauer eingegangen werden.

Kambin beschreibt dagegen 1996 [35] in seinem Artikel über den Stand perkutaner Nukleotomieverfahren einige Studien mit sehr guten Ergebnissen für die minimalinvasive Vorgehensweise und verweist in seiner Diskussion auf die Notwendigkeit einer sorgfältigen Indikationsstellung und Patientenauswahl, sowie einer exakten präoperativen Planung und einer ausreichenden Erfahrung des Operateurs.

Im Zusammenhang mit der Auswertung bisher veröffentlichter Studien über perkutane Nukleotomieverfahren ist noch anzumerken, dass es kaum zuverlässige Analysen über die **längerfristigen** Erfolgsraten gibt:
Kotilainen [36] berichtet einerseits 1998 in seiner Studie über 41 Patienten, die er fünf Jahre nach Durchführung einer perkutanen Nukleotomie untersuchte und bei denen er hinsichtlich des Rückganges der Schmerzen eine Erfolgsrate von 78% feststellte, wobei er anmerkte, dass sich diese Zahl mit dem Ergebnis anderer Langzeitstudien in der Literatur deckt.[28; 58].
Zum anderen verglichen Tregonning et al 1991 in ihrer Studie 10 Jahre nach Durchführung der Behandlung die Langzeitergebnisse der Chemonukleolyse mit denen der offenen lumbalen Bandscheibenoperationen: [81]

Während die frühen postoperativen Schmerzsyndrome in Rücken und Bein bei den konventionellen Verfahren häufiger waren, traten dagegen bei der Chemonukleolyse nach einem schmerzfreien Intervall von durchschnittlich 3.5 Jahren häufiger wieder Schmerzen auf und es mußte häufiger erneut chirurgisch interveniert werden.

Diese unterschiedlichen Beispiele verdeutlichen, dass sowohl in Bezug auf das unmittelbar postoperative Ergebnis als auch hinsichtlich des Langzeiterfolges minimalinvasiver Diskektomien keine allgemeingültige Aussage getroffen werden kann.
Wie bereits in Kapitel 4.1.1. diskutiert, liegen die Gründe für diese Inhomogenität der Ergebnisse vor allem daran, dass die jeweiligen Verfahren nicht an die individuellen Eigenschaften der Bandscheibe angepaßt sind und daher sowohl die Steuerbarkeit als auch die intraoperative Kontrolle über gewünschte und unerwünschte Effekte und somit auch die Erfolgsraten nicht gewährleistet sind.
Aus diesem Grunde soll im nächsten Kapitel auf die unterschiedlichen Möglichkeiten bisheriger perkutaner Verfahren und der vorgestellten intradiskalen HF-Koagulation hinsichtlich dieser Probleme eingegangen werden.

4.2.2 Vergleich einzelner perkutaner Techniken mit der HF-Koagulation

Mangelnde Steuerbarkeit und fehlende introaperative Kontrollen

Ein gemeinsames Problem aller bisherigen perkutanen Verfahrensweisen ist die bereits oben angesprochene mangelnde Steuerbarkeit dieser Techniken:
Da man während des Eingriffes keinen Blick auf das Operationsgebiet hat, bzw. mit Hilfe eines Endoskopes auf nur einen sehr begrenzten Anteil, kann schlecht abgeschätzt werden, ob genügend Bandscheibenmaterial entfernt und ein ausreichender therapeutischer Effekt erzielt wurde.
Diese Problematik tritt beispielsweise bei der Chemonukleolyse und bei der Laserdiskektomie auf:
Die Dosis des Chymopapains wird nicht individuell an die jeweilige Bandscheibe oder die Größe des Vorfalles angepaßt, so dass über die auftretenden Effekte im Einzelfall keine Aussage getroffen werden kann und somit die Gefahr besteht, keine ausreichende

therapeutische Wirkung zu erzielen und gegebenenfalls eine Reoperation vornehmen zu müssen.
Ebenso verhält es sich mit der Menge und der Dauer der applizierten Laserenergie, die bei Bandscheiben mit verschieden stark ausgeprägter Degeneration und unterschiedlich großen Prolapsen schlecht kontrollierbare Auswirkungen hat und somit der Erfolg des Eingriffes nicht vorhergesehen werden kann.
Ziel muß es also sein, die Vorgehensweise bei minimalinvasiven Verfahren kontrollierbar und dadurch effektiver zu machen:
Bereits 1997 veröffentlichten Schoenberger et al dazu eine Studie, bei der sie Laserdiskektomien in vitro an sechs menschlichen Bandscheiben und in vivo an drei Patienten unter zeitgleicher Bildkontrolle im offenen Kernspintomographen durchführten.[63]
Sie verwendeten dabei temperatursensitive Sequenzen, die bei Zu- und Abnahme der Temperatur im Gewebe ihre Signalintensitäten ändern, und verglichen nach Durchführung des Eingriffes die NMR–Bilder mit den makroskopisch sichtbaren Veränderungen.
Sie kamen dabei zu dem Ergebnis, dass der auf den Kernspinbildern sichtbare Bereich der Temperaturänderung gut mit den makroskopischen Läsionen korreliert, und dass so eine Steuerbarkeit von Laserdiskektomien erreicht werden kann.
Bereits ein Jahr später veröffentlichten ebenfalls Schoenberger et al. die Ergebnisse von acht mit dieser Technik behandelten Patienten und konnten in vier Fällen ein gutes klinisches Ergebnis, in zwei Fällen ein zufriedenstellendes Resultat nachweisen.
Dabei war die gleichzeitige MR-Überwachung während der Durchführung des Eingriffes einerseits zur kontrollierten Einführung der Arbeitsgeräte hilfreich, zum anderen dienten die temperatursensitiven Sequenzen der Steuerbarkeit der im Gewebe entstehenden Effekte.

Im Gegensatz zu allen beschriebenen bisherigen perkutanen Verfahren ermöglichen die Aufzeichnungen des Dokumentationssystems bei der in dieser Arbeit vorgestellten Applikation von HF– Strom in die Bandscheibe mit anschließender volumetrischer Ausmessung der NMR-Bilder eine Kontrolle des Koagulationsablaufes:

Bereits vor Beginn der Koagulation kann die Impedanz gemessen und der Strom individuell angepaßt werden; während und nach der Applikation kann der jeweilige Verlauf beobachtet und gegebenenfalls korrigiert werden. Die Kernspinaufnahmen ermöglichen dann eine Beurteilung des Ergebnisses, also die bereits erreichte Volumenabnahme des Nucleus pulposus, so dass individuell entschieden werden kann, wie oft HF – Strom appliziert werden soll, bis der gewünschte Effekt an der Bandscheibe erreicht ist.
Im Gegensatz zu der von Schoenberger et al. beschriebenen MR- gesteuerten Laserdiskektomie werden bei diesem Verfahren die individuellen Unterschiede der Bandscheiben der einzelnen Patienten bereits vor Beginn der Anwendung berücksichtigt und die Vorgehensweise somit sicherer und effektiver.
Offen bleibt hierbei allerdings noch die Frage, in wieweit die jeweils berechnete Volumenabnahme mit einem meßbaren Effekt auf die durch den Prolaps entstandenen Schmerzen korreliert, eine Frage, die nur anhand klinischer Studien zu klären ist.

Aufgrund dieser Zusammenhänge kann davon ausgegangen werden, dass die Anwendung der HF-Koagulation zur Therapie des lumbalen Bandscheibenvorfalles höhere und vor allem homogenere Erfolgsraten hervorbringen kann.

Unerwünschte Effekte bei der Anwendung

Am Beispiel der Chemonukleolyse, einem häufig eingesetzten perkutanen Verfahren, das gegnüber anderen minimalinvasiven Techniken oft gute Ergebnisse in der Literatur vorweist, läßt sich auch die Problematik der unerwünschten Wirkungen bei perkutaner Vorgehensweise darstellen:
Steffen beschreibt 1999 in seiner Studie die Risiken und Gefahren bei Anwendung der Chemonukleolyse: lokale Nebenwirkungen in Form toxischer Schäden, vor allem bei falscher Injektion und systemische Nebenwirkungen von leichten allergischen Reaktionen bis hin zum anaphylaktischem Schock mit insgesamt einer Häufigkeit von 1.6 – 2 %.
Diese, wenn auch seltenen Komplikationen, ließen sich bei der HF – Koagulation vermeiden, da kein Fremdmaterial in den Körper eingebracht wird.

Eine weitere unerwünschte Wirkung bei Anwendung der Chemonukleolyse liegt in der Zerstörung der Proteoglykane, ein Vorgang, der nicht nur wie gewünscht den Nucleus pulposus betrifft, sondern auch den Anulus fibrosus mit einbezieht, was eine Instabilität der Bandscheibe zur Folge hat. Diesem Vorgang wird in der Literatur eine unterschiedlich starke Bedeutung zugemessen, von einigen Autoren wird er auch als nach einigen Monaten rückläufig beschrieben.

Ähnliche Probleme, nämlich das Auftreten von unerwünschten Effekten an Nachbarstrukturen des Gallertkerns, stellen sich bei der Laserdiskektomie: [83]
Turgut et al wiesen 1997 in ihrer Studie auf die Gefahr der Beschädigung von umliegenden Strukturen, insbesondere den vertebralen Endplatten bei der Laserdiskektomie hin.
In ihrer Studie wurden 32 Schweine mit experimentell gesetzten Bandscheibenvorfällen behandelt, davon die eine Gruppe mit dem Nd:YAG Laser, die andere konventionell. Zwei Monate später wurden die Tiere getötet und ihre Wirbelsäulen nachuntersucht.
Es zeigte sich, dass bei den mit Laser behandelten Schweinen im Gegensatz zu der Kontrollgruppe deutliche Schäden an den knorpeligen Endplatten durch die Behandlung entstanden waren.

Diese beiden Beispiele der Chemonukleolyse und Laserdiskektomie verdeutlichen das Problem, durch intradiskale Vorgehensweise umliegende Strukturen der Bandscheibe zu schädigen, da man während des Eingriffes kaum Kontrolle über die entstehenden Effekte in den Nachbargebieten des Nucleus pulposus, insbesondere wie oben beschrieben den Anulus fibrosus und den vertebralen Enplatten hat. Folgen solcher Schädigungen können postoperative Instabilitäten oder Schmerzsyndrome sein.
Dieses Problem wird, wie in den oberen Abschnitten bereits angesprochen, dadurch verstärkt, dass die Eigenschaften des zu therapierenden Gewebes intraindividuell schwanken und somit keine allgemeingültigen Aussagen für die einzelnen Techniken gemacht werden können.

Bei der vorgestellten HF–Koagulation sollen durch individuelle Anpassung des Stromes an die biophysikalischen Eigenschaften des Gewebes derartige Komplikationen vermieden und das Verfahren kontrollierbar gemacht werden.
Durch vorherige Impedanzmessung und Angleichung der Geräteeinstellung an den Gewebewiderstand soll es ermöglicht werden, in jedem Fall die gewünschte Leistung in den Nucleus pulposus einzubringen und somit den Temperaturverlauf innerhalb der Bandscheibe einheitlich werden zu lassen, so dass keine unvorhersehbaren Effekte an den Nachbarstrukturen entstehen können.
Im Zusammenhang eines Vergleiches zwischen Laserdiscektomie und HF-Applikation ist noch anzumerken, dass bereits 1989 Matek et al. in ihrer Studie an Lebergewebe nachwiesen, dass die Applikation von HF–Strom vergleichbare Effekte wie Laserenergie hervorrufen kann.[43]
1998 koagulierten Troussier et al [82] in ihrer Studie den Nucleus pulposus der Bandscheibe vollständig, so dass man bei der hier vorgestellten Vorgehensweise ähnlich gute Effekte wie bei Laseranwendung erwarten kann - bei geringerem Risiko für umliegende Strukturen.

Eine ebenfalls sehr kontrollierte Vorgehensweise und dadurch eine Verminderung der Nebeneffekte ermöglicht die schon in der Einleitung angesprochene transforaminale endoskopische Mikrodiscektomie, die eine gute Sicht im Epiduralraum, eine exakte Abtragung von Prolapsmaterial und somit die Vermeidung von Komplikationen ermöglicht.[25].
Zudem bietet sich bei diesem Verfahren im Gegensatz zu den anderen perkutanen Techniken auch die Möglichkeit, sequestriertes, extraligamentär gelegenes Bandscheibenmaterial gezielt zu entfernen, ebenso können intraforaminale Vorfälle beseitigt werden.
Stücker kommt 1997 bei der Therapie sequestrierter Bandscheibenvorfälle auf sehr gute Ergebnisse mit der endoskopischen Vorgehensweise über den transforaminalen Zugang. Durch isolierte Abtragung des Sequesters erreichte er nach einer Übungsphase an 20 Patienten bei weiteren 65 Patienten eine Reoperationsrate von nur 3%.[77]
Diese zufriedenstellenden Resultate konnten 1998 von Hoogland et al bestätigt werden. [30].

Haag ergänzte 1999 allerdings diese Untersuchungen, indem er in seiner Studie feststellte, dass der Erfolg einer endoskopischen Diskektomie maßgeblich von den Sichtverhältnissen abhängt und dass sich daher die Indikation für transforaminale Zugänge auf Patienten mit ausreichend großen Foramen intervertebrale beschränkt.[25] Als weitere anatomische Behinderungen für diesen Zugangsweg nennt Ditsworth [12] Knochensporne, Facetten– oder Bänderhypertrophien, die die Indikation bzw. den Erfolg des Verfahren verringern.

Im Gegensatz zu diesem Verfahren ist die vorgestellte Applikation von HF – Strom in den Nucleus pulposus weniger von der Anatomie der jeweiligen Bandscheibe abhängig, da nicht der transforaminale Zugangsweg gewählt wird, sondern über einen posterolateralen Einstich die Bandscheibe punktiert werden kann. Eine visuelle Kontrolle des Einstichkanals und die richtige Position der Kannüle kann über Kernspinbilder erfolgen.

Ein weiteres Problem der endoskopischen transforaminalen Diskektomie liegt in der Gefahr postoperativer epiduraler Verwachsungen, da bei dieser Technik im Gegensatz zu anderen perkutanen Verfahren, auch zu der intradiskalen HF–Koagulation, im Epiduralraum gearbeitet wird.
Im Zusammenhang mit den unerwünschten Effekten dieser Technik sollte auch erwähnt werden, dass Schmid [61] in seiner weiter oben bereits genannten Studie über die unterschiedlichen Therapieformen herausfand, dass die Rate postoperativer Diszitiden bei der endoskopischen Vorgehensweise gegenüber anderen Verfahren mit 3.8% signifikant erhöht ist.

Die HF-Koagulation im Vergleich zu Kombinationsverfahren

Um die einzelnen perkutanen Verfahren effektiver zu machen bzw. ihr Indikationsspektrum zu erweitern, sind Versuche unternommen worden, die verschiedenen Techniken untereinander zu kombinieren: So entwickelten Mayer et al 1992 [45] und Lee et al [39] ein Verfahren, bei dem sie die perkutane, manuelle Nukleotomie mit der endoskopischen Ho: YAG-Laserdiskektomie kombinierten (PELD) und mit den Ergebnissen der Chemonukleolyse und der APLD verglichen.

Da sowohl mit der manuellen Nukleotomie als auch mit der APLD nur gut erreichbar liegende Hernien entfernt werden können und somit das Indikationsspektrum für diese Verfahren sehr klein ist, liegen die Vorteile des kombinierten Vorgehens in der Möglichkeit, auch mittlere und größere Hernien sowie subligamentäre Prolapse nach der mechanischen Ausräumung mit dem Laser zu vaporisieren und somit vollständig zu entfernen.
Nach Auswertung der Ergebnisse ergab sich zwar in Bezug auf die Erfolgsraten ein eindeutiger Vorteil der PELP gegenüber der APLD sowie der Chemonukleolyse, aber mit 68% sehr guten oder guten Resultaten reichte auch diese Technik nicht an die Erfolge der Mikrodiskektomie heran.
Zudem liegt ein eindeutiger Nachteil des Verfahrens darin, dass gegenüber anderen perkutanen Operationen der Arbeitskanal größer und der Eingriff deutlich aufwendiger ist, so dass es intraoperativ erheblich öfter zu Schmerzen kam und vereinzelt der Eingriff abgebrochen werden mußte.

Im Vergleich dazu ist die intradiskale HF-Koagulation zwar kein geeignetes Verfahren für große und subligamentäre Hernien, aber sie bietet sicherlich gegenüber der APLD ein größeres Indikationsspektrum, da nicht nur der direkt erreichbare Bereich des Nucleus pulposus zum Schrumpfen gebracht werden kann, sondern der gesamte Gallertkern von den Veränderungen betroffen ist. Die Größe des Eingriffs und die Breite des Arbeitskanals sind dabei gegenüber bisherigen Verfahren nicht vergrößert.

Ein weiteres Kombinationsverfahren stellten 1995 Hoogland und Scheckenbach vor [29]: Um bei Anwendung der Chemonukleolyse sowohl die Gefahr einer allergischen Reaktion als auch die häufig auftretenden Rückenschmerzen zu verringern, kombinierten sie das Verfahren mit der APLD.
Dabei applizierten sie bei insgesamt 100 Patienten zunächst eine geringe Dosis Chymopapain in die Bandscheibe und starteten 5 – 10 Minuten später mit der APLD.
Vorteile dieser Vorgehensweise gegenüber der einfachen Chemonukleolyse stellten die niedrigere Dosis an Chymopapain sowie dessen kürzere Einwirkzeit dar.

Bei der Auswertung kommen die Autoren auf 90% gute bis sehr gute Ergebnisse und auf eine deutliche Reduktion der postoperativen Rückenschmerzen. Komplikationen traten bei keiner Anwendung auf. 9 Patienten mußten nachoperiert werden.
Obwohl diese Studie eindeutig gute Ergbnisse für die Kombination der Chemonukleolyse mit der APLD aufweist, sollte darauf hingewiesen werden, dass auch dieses Verfahren keine optimale Kontrolle über erwünschte und unerwünschte Wirkungen bietet, da die Dosis des Chymopapains zwar geringer ist aber dennoch nicht individuell an die jeweilige Bandscheibe bzw. an die Größe des Vorfalles angepaßt ist und es somit zu unkontrollierten Effekten kommen kann.

4.3 Bisherige Ergebnisse der intradiskalen HF-Koagulation

Untersuchungen zur Koagulation an Bandscheibengewebe sind bereits zu früheren Zeitpunkten in der Literatur diskutiert worden:

Bereits 1988 berichteten Sluijter et al über erfolgreiche Therapieversuche bei Rückenschmerzen durch Applikation von HF–Strom.[71]

1996 untersuchten Jonathan et al die Temperaturausbreitung im Gewebe bei der Koagulation mit Hochfrequnzstrom an Bandscheiben. [33]. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass bei einer Koagulationstemperatur im Nucleus pulposus von 70°C in Gebieten, die weiter als 11mm von der Sonde entfernt liegen, keine Temperaturanstiege über 40°C zu messen sind, und folgerten daraus, dass der Effekt dieses Verfahrens nicht auf einer thermischen Denervierung von Nervenbahnen beruhen kann.
Ebenso wurde darauf hingewiesen, dass bei der intradiskalen HF–Koagulation der Degenerationsgrad und damit der Wassergehalt der Bandscheibe entscheidenden Einfluß auf die Temperaturausbreitung hat und bei der Anwendung berücksichtigt werden sollte.

Jerosch et al. führten 1998 [32] in einer in vitro Studie eine bipolare Discektomie an lumbalen und thorakalen menschlichen Bandscheiben durch:

Bei konstanter Applikationsdauer wurde die jeweilige Leistung variiert und sowohl im Bereich der Elektrode als auch am hinteren Längsband die Temperatur gemessen. Um die jeweiligen Effekte zu überprüfen, wurden die Bandscheiben vor und nach der Behandlung gewogen.

Das beschriebene Ergebnis, dass zwar in jedem Fall eine Gewichtsreduktion erreicht wurde, diese aber nicht von der variierenden Leistung abhing, läßt sich sicherlich zu einem großen Teil auf die mangelnde Berücksichtigung der physikalischen Eigenschaften der einzelnen Bandscheiben zurückführen.

In Übereinstimmung mit der vorliegenden Arbeit fanden auch in dieser Studie keine relevanten Temperaturanstiege in der Umgebung statt.

Interessant ist noch, dass der Autor dieser Studie in seiner Diskussion darauf hinweist, dass es bisher in der Literatur keine allgemeingültige Aussage darüber gibt, wieviel Bandscheibengewebe beispielsweise bei der APLD oder anderen perkutanen Verfahren entfernt werden sollte, um ein optimales klinisches Ergebnis zu bekommen; er bemerkt zusätzlich, dass unter Umständen allein durch Druckentlastung, beispielsweise bei Durchstechung des Anulus fibrosus, ein Effekt erzielt werden kann. Aus dieser Überlegung ergibt sich für das oben vorgestellte Verfahren zum einen die Möglichkeit in einer klinischen Studie, durch im Kernspintomographen kontrollierbare Volumenabnahmen das günstigste Schrumpfungsvolumen herauszufinden. Auf der anderen Seite ergibt sich hieraus ein Hinweis, dass auch bei Durchführung dieses Verfahrens im geschlossenen Zustand und dadurch geringerer Schrumpfungsmöglichkeit des Gallertkerns ebenfalls ein positiver Effekt erreicht werden kann.

Ebenfalls bemerkenswert in diesem Zusammenhang ist die Feststellung des Autors, dass es bisher überhaupt völlig ungeklärt ist, worauf die Effekte bei der perkutanen Nukleotomie beruhen: Neben der Druckentlastung könnten Denervierungsvorgänge sowie Veränderungen im chemischen und humoralen Milieu eine Rolle spielen, die mit den bisher zur Verfügung stehenden Möglichkeiten nicht sichtbar gemacht werden können. Diese Frage wurde auch bereits bei der Interpretation des zweiten Versuchsteiles (Kapitel 4.2.2) angesprochen und könnte eine Erklärung dafür sein, warum auf den ausgewerteten Kernspinbildern keine morphologischen Veränderungen sichtbar werden.

1995 veröffentlichten Troussier et al ihre in vitro Untersuchungen zur Anwendung von HF – Strom an Bandscheibengewebe: [82]

Sie applizierten dabei HF – Strom unterschiedlicher Stromstärke in Nukleusgewebe von 27 menschlichen Bandscheiben bis sie jeweils eine Temperatur zwischen 60 – 80°C erreichten und werteten anschließend die Ergebnisse hinsichtlich der Zeitdauer bis zum Erreichen der gewünschten Temperatur , der makroskopischen und mikroskopischen Effekte sowie Veränderungen im CT und NMR–Bild aus:

Dabei stellten sie eine Abhängigkeit zwischen der Dauer bis zum Erreichen der gewünschten Temperatur und der Stromstärke fest, zudem bemerkten sie, dass der Temperaturanstieg von der Impedanz der Bandscheibe und somit von ihrem Degenerationsgrad abhängt. Makroskopisch sahen sie eine homogene, vollständige Koagulation des Nukleus ohne Carbonisation, in Korrelation dazu bei der mikroskopischen Auswertung eine Desorganisation des Nukleusstroma mit Ödem, aber ohne zentrale Nekrose. Sie fanden keinen Hinweis auf eine Beschädigung der vertebralen Endplatten und Wirbelkörper.

Die Temperatur in den Umgebungsstrukturen stieg um maximal 4°C (hinteres Längsband) an.

Im CT–Bild sahen sie eine Dichteanhebung des Nukleus, im T2–gewichteten NMR – Bild war eine Signalabnahme zu erkennen, was sie auf einen Wasserverlust des Gallertkerns zurückführten.

Aus dem Vergleich der in der vorliegenden Arbeit beschriebenen Versuchsreihe mit der Studie von Troussier et al ergeben sich folgende Überlegungen:

In beiden Untersuchungen konnte der Nucleus pulposus durch HF – Koagulation verkleinert werden, und zwar in beiden Studien bei einer optimalen Koagulationstemperatur von 60 – 80°C; Carbonisierung und Nekrosebildung traten dabei nicht auf.

In beiden Fällen konnte man davon ausgehen, dass in den umliegenden Gebieten 40°C nicht überschritten wurden, so dass Risikostrukturen geschont wurden.

Eine wichtige Feststellung sind in beiden Studien die unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften der einzelnen Bandscheiben mit ihren Auswirkungen auf den Koagulationsvorgang.

Unterschiedlich ist die Auswertung der NMR–Bilder, die wie im oberen Abschnitt bereits diskutiert, in den Versuchen der vorliegenden Arbeit keine Signalveränderungen ergeben.
Zusammenfassend läßt sich also sagen, dass die Versuche zur HF – Koagulation im Open–NMR an Schweinbandscheiben sehr ähnliche Ergebnisse wie die von Troussier et al. beschriebenen Versuche an menschlichen Bandscheiben zeigen und dass der Schwerpunkt eines solchen Verfahrens auf der genauen Anpassung des Stromes an die Bandscheibe liegen muß, um so die optimale Koagulationstemperatur von 60-80°C zu erreichen.
Wird diese Problematik bei der Anwendung berücksichtigt, so stellt die HF-Koagulation ein Verfahren dar, mit dem das Volumen des Nucleus pulposus kontrolliert verringert werden kann bei gleichzeitig geringem Risiko für die Nachbarstrukturen.

Im Jahre 2000 veröffentlichten Saal et al [57] eine prospektive Studie, bei der sie 62 Patienten mit chronischen Lumbalschmerzen mit einer intradiskalen HF–Applikation behandelten. Die Schmerzen bestanden jeweils länger als 6 Monate und zeigten keine Besserung auf konservative Therapie. In den NMR–Aufnahmen dieser Patienten konnten keine Nervenkompressionssyndrome nachgewiesen werden.
Zur Applikation wurde dann eine 17 gauge Nadel in das Bandscheibenfach vorgeschoben und diese in einem Zeitraum von 30s auf 90°C erhitzt, um anschließend für weitere 4 Minuten bei 90°C gehalten zu werden.
Bei der Auswertung ihrer Studie kamen die Autoren auf befriedigende Ergebnisse hinsichtlich der Schmerzsymptome und der Arbeitsfähigkeit ihrer Patienten.

Im Jahre 2001 veröffentlichten Barendse et al. [2] ebenfalls ihre Ergebnisse klinischer Anwendung der HF-Koagulation an Patienten mit chronischen lumbalen Schmerzen: In einer prospektiven Studie behandelten sie 13 Patienten, die seit mehr als einem Jahr unter chronischen, unspezifischen Rückenschmerzen litten, mit der HF-Koagulation. Sie applizierten dabei 90s lang Strom bei einer intradiscalen Temperatur von 70°C und verglichen die Ergebnisse mit einer Placebogruppe von 15 Patienten.
Bei der Auswertung stellte sich heraus, dass es keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des postoperativen Ergebnisses zwischen beiden Gruppen gab, und sie

kamen zu der Schlußfolgerung, dass die HF-Koagulation zur Therapie chronischer Rückenschmerzen uneffektiv sei.
Bemerkenswert bei Betrachtung dieser Studie ist, dass die Autoren die gleiche Zeitdauer und Maximaltemperatur zur Koagulation festlegten, wie sie in den vorliegend beschriebenen Versuchsreihen im offenen Kernspintomographen verwendet wurden.
Zu diskutieren ist allerdings die Patientenauswahl der Studie: zum einen wurde hier eine sehr geringe Fallzahl von 28 Patienten gewählt, zum anderen handelte es sich wie auch schon in der vorherigen Studie um Fälle chronischer (länger als 12 Monate), konservativ austherapierter Rückenschmerzen ohne eine radiologisch gesicherte Ursache dieser Beschwerden. Im Gegensatz dazu soll sich die vorliegende Studie auf Fälle mit radiologisch gesichertem Bandscheibenvorfall beziehen.
Als weiteres Auswahlkriterium führten Barendse et al vor der Operation die sogenannte „analgesic discography“,d.h eine intradiscale Gabe von Lidocain durch. Trat dadurch eine Schmerzverminderung bei dem Probanden auf, galt der Test als positiv und der Patient konnte an der Studie teilnehmen.
Die Frage ist, ob diese Konstellation von chronischem, unspezifischen Rückenschmerz und positiver „analgesic discography“ überhaupt eine Indikation zum operativen Vorgehen darstellt und ob andere Operationsverfahren, sowohl perkutane als auch offen-chirurgische in solchen Fällen erfolgversprechender wären.

In diesem Zusammenhang sei abschließend nochmals darauf hingewiesen, dass auch für die Anwendung der HF–Koagulation von Bandscheibengewebe genau wie für alle anderen sowohl perkutanen als auch offen – chirurgischen Verfahren eine sorgfältige Indikationsstellung die Grundlage für den Erfolg des Eingriffes darstellt.
Für die intradiskale Applikation von HF–Strom zur Therapie des lumbalen Bandscheibenvorfalles wird sich die Anwendung auf radiologisch und klinisch nachgewiesene Protrusionen, sowie nicht – sequestrierte, kleinere und mittlere Hernien beschränken.
Aber bei Berücksichtigung dieser Gesichtspunkte kann sie ein Verfahren der lumbalen Diskektomie darstellen, das die Vorteile der perkutanen Vorgehensweise aufweist und gleichzeitig durch individuelle Anpassung der Applikation hinsichtlich des Erfolges und

der Vermeidung unerwünschter Nebeneffekte bessere Möglichkeiten als bisherige minimalinvasive Verfahren bietet.

5. Zusammenfassung

Die Versuche zu den biophysikalischen Eigenschaften von Bandscheibengewebe haben gezeigt, dass sich junge Schweinebandscheiben in ihrer Morphologie und Größe, in ihrem Wassergehalt und in ihren elektrischen Eigenschaften signifikant gegenüber menschlichen Bandscheiben unterscheiden.

Daraus folgte, dass die an jungen Schweinebandscheiben gewonnenen Ergbnisse zur HF-Koagulation des Nucleus pulposus nicht uneingeschränkt auf eine Anwendung an menschlichen Bandscheiben übertragen werden können.

Desweiteren zeigte sich, dass auch zwischen einzelnen menschlichen Präparaten signifikante Unterschiede in ihren elektrischen Eigenschaften bestehen und dass diese Unterschiede auf dem jeweiligen Degenerationsgrad der Bandscheibe beruhen.

Diese Ergebnisse des ersten Versuchsteils haben zu der Forderung geführt, bei der HF-Koagulation im zweiten Versuchsteil den zu applizierenden Strom individuell an die Bandscheiben anzupassen, um einen einheitlichen Temperaturverlauf und somit vergleichbare Effekte zu erzielen.

In Zusammenarbeit mit Ch Staudinger ist dafür eine Eichkurve entstanden, die es ermöglichte, in den Koagulationsversuchen bei jedem Applikationsvorgang die gewünschten 4-6 Watt im Gewebe frei werden zu lassen.

Der zweite Versuchsteil zeigte dann, dass sich das Gewebe des Nucleus pulposus durch HF-Strom zum Schrumpfen bringen läßt. Es zeigte sich bei den volumetrischen Messungen im Open-NMR eine signifikante Volumenabnahme nach 90s, 180s und 270s Koagulation bei einer im Gewebe frei werdenden Energie zwischen 4 und 6 Watt.

Dabei konnten die Veränderungen in Struktur und Wassergehalt des Gallertkerns mit Hilfe der NMR-Bilder nicht nachgewiesen werden.

Zusätzlich ließen sich makroskopisch und auf den Kernspin-Bildern keine Veränderungen am Anulus fibrosus nachweisen.

Die Auswertung des Dokumentationssystems im dritten Versuchsteil zeigte, dass es mit Hilfe der Eichkurve möglich war, die Leistungseinstellung am HF-Generator individuell an die Impedanz der einzelnen Bandscheibe anzupassen und somit einen kontrollierten Temperaturverlauf während der Koagulation zu erreichen.

Die Elektrokoagulation von Bandscheibengewebe unter kernspintomographischer Kontrolle stellt somit die Möglichkeit eines perkutanen Verfahrens dar, das die Vorteile minimalinvasiver Vorgehensweise wie kostengünstigere Therapien, geringere intra– und post– operative Komplikationsraten sowie kürzere Krankenhausaufenthalte bietet und es gleichzeitig ermöglicht, durch individuelle Anpassung des Stroms unkontrollierte Temperaturverläufe innerhalb der Bandscheibe und somit ungewollte Auswirkungen auf Nachbarstrukturen zu vermeiden. Zusätzlich können intraoperativ durch Ausmessung der NMR–Bilder die Ergebnisse überprüft und somit die Erfolgsraten erhöht werden.

Im Gegensatz zu anderen perkutanen Verfahren, ist damit die intradiskale HF-Koagulation hinsichtlich gewünschter und unerwünschter Effekte steuerbar und bietet so die Möglichkeit höherer Gesamterfolgsraten.

6.Literaturverzeichnis

1) Andrews, D.W., Lavyne, M.H.: Retrospective Analysis of Microsurgical and Standard Lumbar Discectomy. Spine **15**: 329-335 (1990).

2) Barendse, G., van den Berg, S., Kessels, A.H.F., Weber, W.E.J., van Kleef, M.: Randomized Controlled Trial of Percutaneous Intradiscal Radiofrequency Thermocoagulation for Chronic Discogenic Back Pain. Lack of Effect From a 90-Second 70 C Lesion. Spine **26**: 287-292 (2001).

3) Barrios, C., Ahmed, M., Arrotegui, J., Björnsson, A., Gillström, P.: Microsurgery versus standard removal of the herniated lumbar disc. A 3-year comparison in 150 cases. Acta Orthop Scand **61**(5): 399-403 (1990).

4) Benz, R.J., Garfin, S.R.: Current Techniques of Decompression of the Lumbar Spine. Clinical Orthopaedics and Related Research **384**: 75-81 (2001).

5) Blackwood, W.D., Silvis, SE.: Gastroscopic electrosurgery. Gastroenterology **61**: 305-314 (1971).

6) Braun, H.-G., Dörner, J., Köttgen, C.: Erfahrungen und Ergebnisse mit der automatisierten perkutanen lumbalen Diskektomie „APLD“. Orthopädische Praxis **34**: 793-743 (1998).

7) Cassar-Pollicino, V.N.: MRI of the ageing and herniating intervertebral disc. Eur J Radiol: 214-228, (1998)

8) Choy, D.S.J., Case, R.B., Ascher, P.: Percutaneous laser ablation of lumbar disc. A preliminary report of in vitro and in vivo experience in animal and four human patients. Orthop Res Soc **1**:19 (1987).

9) Choy, D.S.J., Ascher, P.W., Ranu, H.S.et al: Percutaneous laser disc decompression: a new therapeutic modality. Spine **17**: 949-956 (1992).

10) Cotta, H.: Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie. Stuttgart, New York. Georg-Thieme Verlag. 339-345.

11) Davis, G.W., Onik, G., Helms, C.: Automated percutaneous discectomie. Spine **16**: 359-363 (1991).

12) Ditsworth, D.A.,: Endoscopic transforaminal lumbar discectomy and reconfiguration: a posterolateral approach into the spinal canal. Surg Neurol **49**: 588-598 (1998).

13) Dullerud,R., Nakstad; P.H.: Side effects and complications of automated percutaneous lumbar nucleotomy. Neuroradiology **39**: 282-285 (1997).

14) Ebeling, U., Mattle, H., Reulen, H.J.: Der extrem laterale lumbale Bandscheibenvorfall. Nervenarzt **61**: 208-212 (1990).

15) Engelhardt, P.,Brussatis, F.: Lendenwirbelsäule. In: Witt, A.N.,Rettig, H., Schlegel, K.F: Orthopäde in Praxis und Klinik. Band V, Teil 2. 2. Auflage. Stutt0gart, New York. Thieme Verlag. 95-164.

16) Errico, T.J., Fardon, D.F., Lowell, T.D.: Open discectomy as treatment for herniated nucleus pulposus of the lumbar spine. Spine **20**: 1829-1833 (1995).

17) Farin, G.: High-Frequency Electrosurgery in Minimal Access Procedures. Seminars in Laparoscopic Surgery **3**, 2: 117-124 (1996).

18) Farin, G.: Principles of High Frequency Surgery.

19) Findlay, Gordon, F., Hall, B. I., Musa, B., Sele, A: 10 – Year Follow – Up of the Outcome of Lumbar mikrodiscectomie. Spine, **23**: 1168-1171 (1998).

20) Gill, K.: Percutaneous lumbar discectomy. J Am Acad Orthop Surg **1**: 33-40 (1993).

21) Grammer, L.C., Ricketti, A.J., Schafer, M.F. et al : Chymopapain allergy: case reports and identification of patients at risk for the chymopapain anaphylaxis. Clin Orthop **188**: 139-143 (1984).

22) Grifka, J., Witte, H., Faustmann, P.et al: Operativer Zugang beim lumbalen Bandscheibenvorfall. Orthopäde **28**: 572-578 (1999).

23) Gruber, H., Hanley, N.: Analysis of Aging and Degeneration ot the Human Intervertebral Disc. Spine **23**: 751-757 (1998).

24) Grund, K.E., Farin, G.: New principles and applications of high-frequency surgery, including argon plasma coagulation.

25) Haag, M.: Transforaminale endoskopische Mikrodiscektomie. Orthopäde **28**: 615-621 (1999).

26) Hedtmann, A.: Das sog. Postdiskotomiesyndrom – Fehlschläge der Bandscheibenoperation? Orthopäde **130**: 456-466 (1992).

27) Hijikata, S., Yamagishi, M., Nakayama, T., Ichihara, M.: Percutaneous discectomy: a new treatment method for lumbar disc herniation. J Toden Hosp **5**: 5-13 (1975).

28) Hijkata, S.: Percutaneous nucleotomy. A new concept technique and 12 years' experience. Clin Orthop **238**: 9-23 (1989).

29) Hoogland, Th., Scheckenbach, C.: Die perkutane lumbale Nukleotomie mit Low-Dosis Chymopapain, ein ambulantes Verfahren. Orthopäde **133**: 106-113 (1995).

30) Hoogland, T., Scheckenbach, C.: Die endoskopische transforaminale Diskektomie bei lumbalen Bandscheibenvorfällen. Orthopädische Praxis **34**: 352-355 (1998).

31) International Society for the Study of the Lumbar spine: Natural Course and Prognosis of intervertebral Disc Diseases. Spine **20**: 635-639 (1995).

32) Jerosch, J., Filler, T., Peuker, E.: Perkutane bipolare Discektomie (PBD). Technische Grundlagen und erste Ergebnisse an einem In-vitro-Modell. Biomed.Technik **43**: 216-220 (1998).

33) Jonathan, C., Conner, S., Mc Farland, Eric W.: Experimental Study of Temperature Distributions and Thermal Transport During Radiofrequency Current Therapy of the Intervertebral Disc. Spine **21**: 1808-1813 (1996).

34) Kambin, P., Gellmann, H.:Percutaneous lateral discectomy of the lumbar spine: a preliminary report. Clin Orthop **174**: 127-132 (1983).

35) Kambin, P., Zhou, L.: History and Current Status of Percutaneous Arthroscopic Disc Surgery. Spine **21**: 57S-61S (1996).

36) Kotilainen, E., Valtonen, S.: Long – Term Outcome of Patients who underwent Percutaneous Nukleotomy for Lumbar Disc Herniation: Results after a Mean Follow – up of 5 Years. Acta Neurochir (Wien) **140**: 108-113 (1998).

37) Krämer, J.: Natural course and prognosis of intervertebral disc diseases. Spine **20**: 635-639 (1995).

38) Krämer, J., Ludwig, J.: Die operative Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalles. Orthopäde **28**: 579-584 (1999).

39) Lee, S.H., Lee, S.J., Park, K.H.et al: Vergleich einer Kombination von perkutaner manueller und endoskopischer Laserdiskektomie mit Chemonukleolyse und automatisierter Nukleotomie. Orthopäde **25**: 49-55, (1996).

40) Liebler,W.A.: Percutaneous laser disc decompression. Clinical experience with Nd:YAG and KTP lasers. Spine **7**: 55-65 (1993).

41) Loew, F., Jochheim, K.A., Kivelitz, R.: Klinik und Behandlung der lumbalen Bandscheibenschäden. In: Olivecrona, H., Tönnis, W.: Handbuch der Neurochirurgie. Siebenter Band. Berlin, Heidelberg, New York. Springer – Verlag (1969).

42) Luoma, K., Vehmas, T., Riihimäki, H., Raininko, R.: Disc Height and Signal Intensity of the Nucleus Pulposus on Magnetic Resonance Imaging as Indicators of Lumbar Disc Degeneration. Spine **26**: 680-686 (2001).

43) Matek, W., Reidenbach, H.-D., Wittmann, A et al: A Comparative Study of the Tissue-destroying Effect of the Laser and Electrocoagulation. Endoscopy **21**: 31-36 (1989).

44) Mathews, H.H.: Transforaminal endoscopic microdiscectomie. Neurosurg Clin North Am **7**: 59-63 (1996).

45) Mayer, H.M., Brock, M., Berlien, H.-P., Weber, B.: Percutaneous Endoscopic Laser Discectomie (PELP) A new Surgical Technique for Non- sequestrated Lumbar Discs. Acta Neurochirurgica Suppl. **54**: 53-58 (1992).

46) Mayer, H.M., Brock, M.: Percutaneous endoscopic discectomy: surgical technique and preliminary results compared to microsurgical discectomy. J Neurosurg **78**: 216-225 (1993).

47) Mayer, H.M.: Spine Update. Percutaneous Lumbar Disc Surgery. Spine **19**: 2719-2723 (1994).

48) McCulloch, J.: Focus Issue on Lumbar Disc Herniation: Macro- and Mikrodiscectomy. Spine **21**: 45S-56S (1996).

49) Merk, H., Krämer, R., Baltzer, A.W.A., Liebau, C.: Mikrochirurgische lumbale Bandscheibenoperationen. Orthopäde **28**: 593-597 (1999).

50) Nordby, E.J., Wright, P.H., Schofield, S.R.: Safety of chemonukleolysis. Adverse effects reported in the United States, 1982-1991. Clin Orthop **293**: 122-134 (1993).

51) Onik, G., Helms, C., Ginsburg, L.: Percutaneous lumbar discectomy using a new aspiration probe. AJNR **6**: 290-293 (1985).

52) Onik, G., Maaron, J., Helms, C.: Automated percutaneous discectomy. Initial patient experience. Radiology **162**: 129-132 (1990).

53) Paajanen, H., Erkintalo, M., Parkkola, R. et al: Age – dependent correlation of low-back pain and lumbar disc degeneration. Arch Orthop. Trauma Surg **116**: 106-107 (1997).

54) Postacchini, F., Cinotti, F., Gumina, S.: Microsurgical excision of lateral lumbar disc herniation through an interlaminar approach. J Bone Joint Surg **80**: 201-207

55) Postacchini, F.: Review article. Management of herniation of the lumbar disc. J Bone Joint Surg **81-B**: 567-576 (1999).

56) Ringeisen, M., Matzen, KA., Dörner, J.et al: Langzeitergebnisse nach offener lumbaler Diskotomie. Orthop. Prax. **34**: 736-738 (1998).

57) Saal, A.J., Saal, J.S.: Intradiscal Electrothermal Treatment for Chronic Discogenic Low Back Pain. Spine **25**: 2622-2627 (2000).

58) Sakou, T., Masuda, A.: Percutaneous discectomy for lumbar disc herniation. A preliminary report. Clin Orthop **286**: 174-179 (1993).

59) Schiebler,Th., Schmidt,W., Zilles,K.: Anatomie. 6.Auflage. Berlin, Heidelberg, New York, Barcelona, Budapest, Hong Kong, London, Mailand, Paris, Tokyo. Springer-Verlag. 1995. 229

60) Schirmer: Neurochirurgie. Eine Einführung. 9.Auflage. Urban und Schwarzenberg. 122-138.

61) Schmid, U.D.: Mikrochirurgie lumbaler Bandscheibenvorfälle. Überlegene Ergebnisse der Mikrochirurgie im Vergleich zu Standard – und perkutanen Verfahren (Literaturübersicht). Nervenarzt **71**: 265-274 (2000).

62) Schneiderman, G., Flannigan, B., Kingston, S. et al: Magnetic Resonance Imaging in the Diagnosis of Disc Degeneration: Correlation with Discography. Spine 12: 276-81 (1987).

63) Schoenberger, Andreas W., Steiner, P., Debatin, Jörg F., et al: Real- Time Monitoring of Laser Diskectomies with a Superconducting, Open-Configuration MR System. AJR **169**: 863-867 (1997).

64) Scholz, R., Freiherr von Saglis-Soglio, G.: Offene lumbale Bandscheibenoperationen. Orthopäde **28**: 585-592 (1999).

65) Schulitz, K.-P., Abel, R., Schöppe, K., Assheuer, J.: Der Bandscheibenvorfall. Wie zeitgemäß ist die sogenannte minimal invasive Therapie? Deutsches Ärzteblatt **96**: 424-428 (1999).

66) Schwetlick, G.: Mikrochirurgische lumbale Bandscheibenoperationen. Orthopäde **27**: 457-465 (1998).

67) Sherk, H.H., Rhodes, A., Black, J. et al: Results of percutaneous lumbar discectomie with lasers. Spine **7**: 141-150 (1993).

68) Siebert, W., Berendsen, B.T., Tollgard, J.: Percutaneous laser disc decompression: experience since 1989. Orthopäde **25**: 42-48 (1996).

69) Siebert, W.: Perkutane Nukleotomieverfahren beim lumbalen Bandscheibenvorfall. Orthopäde **28**: 598-608 (1999).

70) Silvers, H.R.: Microsurgical versus Standard Lumbar Discectomy. Neurosurgery **22**: 837-841 (1988).

71) Sluijter, M.D.: The use of radiofrequency lesions for pain relief in failed back patients. Int Disabil Stud 10: 37-43 (1988).

72) Smith, L., Garvin, P.J., Gesler, R.M., Jennings, RB.: Enzyme dissolution of the nucleus pulposus. Nature **198**: 1311-1312 (1963).

73) Smith, L.: Enzyme dissolution of the nucleus pulposus in humans. JAMA **187**: 137-140 (1964).

74) Staudinger, Ch.: Thermische Messungen zur Entwicklung eines neuen Operationsverfahrens zur Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalles im offenen Kernspintomographen. Dissertation, Universität Tübingen, (2001)

75) Steffen, R., Chemonukleolyse, Orthopäde 28: 609-614 (1999)

76) Steiner, P., Zweifel, K., Botnar, R., Schoenberger, A.W., Debatin, J.F., von Schulthess, G.K., Hodler, J.: MR guidance of laser disc decompression: preliminary in vivo experience. Eur. Radiol. **8**: 592-597 (1998).

77) Stücker, R., Krug, Ch., Reichelt, A.: Der perkutane transforaminale Zugang zum Epiduralraum. Orthopäde **26**: 280-287 (1997).

78) Thiel, C., Fastenmaier, K.: Der Lichtbogen beim Schneiden in der HF-Chirurgie – ein elektrophysikalisches Modell. Biomedizinische Technik Band 41 Ergänzungsband 1, (1996).

79) Thiel, C., Fastenmaier, K.: Minimalinvasive Zerstörung großer Gewebevolumina mit Hochfrequenzstrom. Biomedizinische Technik Band 41 Ergänzungsband 1 498-499 (1996).

80) Thomas, I.: Reversible collapse of rabbit ears after intravenous papain and prevention of recovery by cortisone. Exp med **104**: 245 (1956).

81) Tregonning, G.D., Transfeldt, E.E., McCulloch, J.A., Macnab, I.: Chymopapain versus conventional surgery for lumbar disc herniation. The journal of bone and joint surgery **73-B**: 481-486 (1991).

82) Troussier, B., Lebas, J.F., Chirossel, J.P. et al: Percutaneous Intradiscal Radio-Frequency Thermocoagultion. Spine **20**: 1713-1718 (1995).

83) Turgut, M. et al: Extensive damage to the End-Plates as a complication of Laser Discectomie. An Experimental Study Using an Animal Model. Acta Neurochir. Wien **404** (1997).

84) Wildförster, U.: Intraoperative Komplikationen während lumbaler Bandscheibenoperationen. Neurochirurgia **34**: 53-56 (1991).

85) Will, B.P.,Habilitationsschrift, Universitätsklinik Tübingen

86) Wittenberg, R.H., Greskötter, K.-R., Steffen, R., Schoenfeld, B.L.: Ist eine epidurale Injektionsbehandlung mit hypertoner Kochsalzlösung beim Bandscheibenvorfall sinnvoll? Orthopäde **128**: 223-226 (1990).

87) Yonezawa, T., Onomura, T., Kosaka, R.: The System and Procedures of Percutaneous Intradiscal Laser Nucleotomy.

88) Zervas, N. T., Kuwayama: Pathological characteristics of experimental thermal lesions. J. Neurosurg. **37**: 418-422 (1972).

89) Zöllner, J., Rosendahl, T., Herbsthofer, B., Humke, T., Eysel, P.: Der Einfluß verschiedener Nucleotomietechniken auf die biomechanischen Eigenschaften der Bandscheibe. Orthopäde **137**: 206-210 (1999).

Verzeichnis der Abbildungen

ABB.1: LUMBALER BANDSCHEIBENVORFALL 12

ABB.2: NADELELEKTRODE 23

ABB.3: ERBOTOM 24

ABB.4A+B: KUGELELEKTRODE MIT GRIFF 25

ABB.5: VORRICHTUNG FÜR DIE VERSUCHE IM OPEN-NMR 26

ABB.6: SCHEMA ZUR AUSMESSUNG DER BANDSCHEIBEN 27

ABB.7: VERSUCHSPROTOKOLL FÜR DIE IMPEDANZMESSUNGEN 29

ABB.8: VERSUCHSPROTOKOLL FÜR DIE VOLUMETRISCHEN MESSUNGEN 32

ABB.9: EICHKURVE 34

ABB.10A+B: SCHWEINEBANDSCHEIBEN 36

ABB.10C+D MENSCHLICHE BANDSCHEIBEN 37

ABB.11: VERGLEICH DER BANDSCHEIBENMAßE 38

ABB.12: VERGLEICH DER IMPEDANZEN ZWISCHEN SCHWEIN UND MENSCH 40

ABB.13: VERGLEICH DER IMPEDANZEN DER EINZELNEN MENSCHLICHEN PRÄPARATE 41

ABB.14A-D: BANDSCHEIBE VOR KOAGULATION, NACH 90S,NACH 180S UND NACH 270S KOAGULATION 42

ABB.15A+B BANDSCHEIBE VOR UND NACH 270S KOAGULATION 44

ABB.16A+B: BANDSCHEIBE VOR UND NACH 270S KOAGULATION 44

ABB.17A+B: BANDSCHEIBE VOR UND NACH 270S KOAGULATION 44

ABB.18A+B: VOLUMENABNAHME UNTER KOAGULATION, ABSOLUT UND PROZENTUAL 46

ABB.19A-C: NMR-SCHICHTBILDER VOR KOAGULATION 47

ABB.19D-F: NMR-SCHICHTBILDER NACH 270S KOAGULATION 47

ABB.20A-C: NMR-BILDER VOR KOAGULATION 48

ABB.20D: MAKROSKOPISCHE AUFNAHME VOR KOAGULATION 48

ABB.20E-G: NMR-BILDER NACH 270S KOAGULATION 49

ABB.20H: MAKROSKOPISCHE AUFNAHME NACH 270S KOAGULTION 49

ABB.21: AUSWERTUNG DES DOKUMENTATIONSSYSTEMS 50

ABB.22 ENDGÜLTIGE EICHKURVE 51

Verzeichnis der Tabellen

TABELLE 1: TEMPERATUREFFEKTE IM GEWEBE ____ 18
TABELLE 2A: DIE GRÖßE DER SCHWEINEBANDSCHEIBEN ____ 38
TABELLE 2B: DIE GRÖßE DER MENSCHLICHEN BANDSCHEIBEN ____ 38
TABELLE 3A: WASSERGEHALT DER SCHWEINEBANDSCHEIBEN ____ 39
TABELLE 3B: WASSERGEHALT DER MENSCHLICHEN BANDSCHEIBEN ____ 39
TABELLE 4A: IMPEDANZEN DER SCHWEINEBANDSCHEIBEN ____ 39
TABELLE 4B: IMPEDANZEN DER MENSCHLICHEN BANDSCHEIBEN ____ 40
TABELLE 4C: IMPEDANZEN DER EINZELNEN MENSCHLICHEN PRÄPARATE ____ 41
TABELLE 5A: VOLUMINA DES NUCLEUS PULPOSUS VOR UND NACH DEN KOAGULATIONEN ____ 45
TABELLE 5B: PROZENTUALE VOLUMENABNAHME DES NUCLEUS PULPOSUS BEI KOAGULATION ____ 45
TABELLE 6A: VOLUMINA VOR KOAGULATION ____ 48
TABELLE 6B: VOLUMINA NACH 270S KOAGULTION ____ 49

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt

- Herrn PD Dr. Duffner für die Überlassung des Themas sowie die hervorragende Betreuung während der Durchführung,
- Christoph Staudinger und Alexander Mirwa für die ausgezeichnete Zusammenarbeit und die gute Arbeitsatmosphäre,
- Dr. Freudenstein aus der Neurochirurgischen Universitätsklinik, der stets mit Rat und Tat zur Seite stand,
- der Entwicklungsabteilung der Firma Erbe, insbesondere Daniel Schäller für seine fachlichen Ratschläge und seine Geduld,
- Prof. Dr. Schick für seine Betreuung der Kernspintomographieversuche,
- Prof. Dr. Dietz für seine kompetente statistische Beratung,
- Frau Wolf und dem Team des Tier-Ops Tübingen für ihre Kooperation

Lebenslauf

Persönliche Daten

Karoline Brinks
Poststraße 25
88048 Friedrichshafen
☏ 07541-404904

Geburtsdatum: 19.04.75
Geburtsort: Hameln

Schulausbildung

1981 – 1983:	Besuch der Grundschule Hameln
1983 – 1985:	Besuch der Römerschanzgrundschule in Reutlingen
1985 – 1994:	Besuch des Albert – Einstein – Gymnasiums in Reutlingen und Abschluß der Schullaufbahn mit der Allgemeinen Hochschulreife

Hochschulstudium

April 1995:	Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Eberhard -–Karls – Universität in Tübingen
März 1997:	Ablegen der Ärztlichen Vorprüfung
März 1998:	Bestehen des ersten Abschnittes der Ärztlichen Prüfung
August 1998:	Beginn mit einer experimentellen Doktorarbeit mit dem Thema: Volumetrische Messungen zur Entwicklung eines neuen Operationsverfahrens des lumbalen Bandscheibenvorfalles im offenen Kernspintomographen.
September 2000	Ablegen des zweiten Abschnittes der Ärztlichen Prüfung
Oktober 2000	Beginn des Praktischen Jahres in der Medizinischen Klinik des Städtischen Krankenhauses in Friedrichshafen
Seit Juni 2001	Absolvieren des dritten Tertials des praktischen Jahres in der Kinderklinik des Städtischen Krankenhauses Friedrichshafen
November 2001	Abschluß des Studiums mit Ablegen des dritten Abschnittes der Ärztlichen Prüfung

Beruflicher Werdegang

Seit 01.12.2001	Ausübung der Tätigkeit als Ärztin im Praktikum in der Kinderklinik des Städtischen Krankenhauses in Friedrichshafen

Praktika und Auslandaufenthalte

01.09.94 – 31.03.95	Freiwilliges Soziales Jahr in der neurochirurgischen Abteilung der Universitätsklinik Tübingen
16.07.97 – 15.08.97	Famulatur in der neurologischen Abteilung des Bürgerhospitals in Stuttgart
14.09.98 – 14.10.98	Famulatur in der Kinderarztpraxis Dr. Kreisel in Reutlingen
01.03.99 – 31.03.99	Famulatur in der Universitätskinderklinik Tübingen
01.08.99 – 31.08.99	Famulatur in der Universitätskinderklinik Tübingen
WS 1999 - 2000	Arbeit als studentischer Tutor in der Universitätskinderklinik Tübingen
14.02.01 – 09.04.01	Aufenthalt in der allgemeinchirurgischen Abteilung des Sri Ramachandra Medical College - Hospital in Madras/Indien

Hobbys

Ballett
Als Mitglied des ATC Graf Zeppelin Friedrichshafen aktive Teilnahme am Turniertanzsport