

Aus der Universitätsklinik für Neurochirurgie Tübingen
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. Dr. h. c. E. H. Grote

Thermische Messungen zur Entwicklung
eines neuen Operationsverfahrens zur
Behandlung des lumbalen
Bandscheibenvorfalls im offenen
Kernspintomografen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Christoph Staudinger

aus

Hoyerswerda

2002

Dekan: Prof. Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. F. Duffner
2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. L. Schnieder

Für Vera Hofmann

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Historischer Überblick	1
1.2	Die Bandscheibe	2
1.2.1	Anatomie	2
1.2.2	Physiologie	3
1.3	Der lumbale Bandscheibenvorfall	4
1.3.1	Epidemiologie	4
1.3.2	Degenerationsstadien	4
1.3.3	Dislokationsgrade	6
1.3.4	Lokalisation	7
1.4	Die Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalls	7
1.4.1	Grundlegende Therapieoptionen	7
1.4.2	Die Konservative Therapie	8
1.4.3	Die Operativen Therapiemöglichkeiten	9
1.5	Grundlagen der Hochfrequenzchirurgie	13
1.5.1	Konventionelle HF-Chirurgie	14
1.5.2	Argon-Plasma-Koagulation (APC)	15
1.5.3	Klinische Anwendungen der HF-Chirurgie	15
1.6	Ziel der eigenen Arbeit	16
1.6.1	Impedanzmessungen	17
1.6.2	Thermische Messungen	17
1.6.3	Erstellung einer Eichkurve	18
2	Material und Methoden	19
2.1	Untersuchungsmaterial	19
2.1.1	Herkunft	19
2.1.2	Präparation	19
2.1.3	Weitere Verwendung	20
2.2	Geräte und Chemikalien	20
2.2.1	Impedanzmessgerät	20

2.2.2	HF-Generator	20
2.2.3	APC-Steuergerät	21
2.2.4	Sonden und Elektroden	22
2.2.5	Dokumentationssoftware und Notebook	23
2.2.6	Infrarotkamera, Videorecorder und Monitor	24
2.2.7	Sonstiges	24
2.3	Experimente	25
2.3.1	Impedanzmessungen	27
2.3.2	Thermische Messungen	29
2.3.3	Erstellung einer Eichkurve	32
3	Ergebnisse	35
3.1	Impedanzmessungen	35
3.2	Thermische Messungen	39
3.3	Erstellung einer Eichkurve	42
4	Diskussion	45
4.1	Interpretation der eigenen Ergebnisse	45
4.1.1	Impedanz-Messungen	45
4.1.2	Thermische Messungen	49
4.1.3	Erstellung einer Eichkurve	52
4.2	Beurteilung der vorgestellten Methode	53
4.2.1	Offene chirurgische Verfahren	53
4.2.2	Perkutane Verfahren	56
4.2.3	HF-Koagulation	60
4.3	Intradiskale Elektrotherapie (IDET): Beurteilung bisheriger Studien	62
5	Zusammenfassung	65
A	Auswertungssoftware „icceval 1.0“	67
A.1	Programm-Code	67
A.2	Bildschirmausdruck	73

Abbildungsverzeichnis

1	Anatomie der Bandscheibe	3
2	Dislokationsgrade	6
3	Lokalisationen von Bandscheibenvorfällen	7
4	Verlauf des lumbalen Bandscheibenvorfalles	8
5	Operative Therapien des lumbalen Bandscheibenvorfalles	10
6	HF-Generator und Kugelsonde	21
7	Schematischer Aufbau der APC-Technik	21
8	Nadelsonde	22
9	Bildschirmausdruck der ICC-Doku-Software	24
10	Bildschirmausdruck der Infrarotkamera	25
11	Messbereiche der Impedanzmessungen	27
12	Schematischer Versuchsaufbau der thermischen Messungen	30
13	Normalverteilung der Impedanzen	35
14	Impedanzen von Frisch- und Gefrierpräparaten	36
15	Impedanzen nach Lagerung in 0,9%iger NaCl-Lösung:	37
16	Impedanzen in Abhängigkeit von der Temperatur	38
17	Maximaltemperatur und Koagulationszeit	39
18	Zeitlicher Temperaturverlauf bei einer Leistung von 4 bis 6W	40
19	Infrarotaufnahmen für Leistungen von 4 bis 6W	41
20	Impedanz/Leistungsbegrenzung-Diagramm	42
21	Eichkurve	43

Tabellenverzeichnis

1	Indikationen zur Bandscheibenoperation	9
2	Temperatureffekte in biologischem Gewebe	13
3	Impedanzen in Abhängigkeit vom Messbereich	35
4	Impedanzen von Frisch- und Gefrierpräparaten	36
5	Impedanzen nach Lagerung in 0,9%iger NaCl-Lösung:	37
6	Impedanzen in Abhängigkeit von der Temperatur	38
7	Koagulationsdaten für Leistungen von 4 bis 6W	40
8	Eichskala	43
9	Indikationen zur perkutanen Nukleotomie	57

1 Einleitung

1.1 Historischer Überblick

Die im Zusammenhang mit dem Ischiasleiden auftretenden Schmerzen im Lumbal- und Sakral-Bereich sowie die Ausstrahlung in die Beine sind seit sehr langer Zeit bekannt. Erstmals wurden sie von *Aurelianus*, einem römischen Gelehrten, im 5. Jahrhundert v.Chr. beschrieben. Der Italiener *Cotugno* versuchte 1764, das Ischiasleiden von ähnlichen Beschwerden bei Krankheiten der Muskeln und der Gelenke abzugrenzen. In seinem Werk „*De ischiade nervosa commentarius*“ vermutete er einen neurogenen Ursprung der Beschwerden. Im 19. und 20. Jahrhundert wurde das Krankheitsbild von den Vertretern der französischen Schule näher beschrieben. Hierzu gehören die Beiträge der Neurologen *Valleix* (1841), *Lasègue* (1864), *Déjérine* (1912) und *Sicard* (1922). Bis in die dreißiger Jahre des 20. Jahrhunderts bestand jedoch Uneinigkeit darüber, ob die Beschwerden durch eine Neuralgie oder eine Neuritis verursacht sind. Auch das sehr wichtige Werk „*Die menschlichen Halbgelenke*“ des Tübinger Anatomen *Luschka* (1858) änderte nichts an der vorherrschenden Theorie der entzündlichen Ätiologie. Er demonstrierte zwei Fälle von Diskusprolaps, ein Zusammenhang zum Ischiasleiden wurde jedoch nicht hergestellt. Die ersten Operationen an Bandscheiben wurden von *Krause* 1908 in Berlin durchgeführt. Zusammen mit *Oppenheim* berichtete er „Über Einklemmung und Strangulation der Cauda equina“. Das vorliegende Cauda-Syndrom wurde jedoch unter dem Verdacht eines Tumors operiert. *Goldthwaite* (1911) war der erste, der einen Bandscheibenvorfall als Ursache des Ischiasleidens für wahrscheinlich hielt. Seine Theorie wurde aber damals nicht beachtet. Im Jahre 1929 berichtet *Dandy* über Bandscheibenvorfälle, die als Tumor des Rückenmarks imponieren. Den Grundstein der heutigen Bandscheibenchirurgie legten *Mixter* und *Barr*. Sie konnten durch erfolgreiche Operationen den Bandscheibenvorfall als Ursache des Ischiasleidens bestätigen. In der weiteren Entwicklung wurden nahezu zeitgleich von *Caspar* 1977, *Yarsagil* (1977) und *Williams* (1978) mikrochirurgische Operationstechniken unter Verwendung eines Mikroskops vorgestellt. Eine gänzlich andere Technik wurde erstmals von *Smith* (1963) beschrieben. Nach Vorarbeiten des Pathologen *Thomas* (1956) verwendete er Chy-

mopapain zur enzymatischen Auflösung des Nucleus pulposus. Er benutze hierzu den von *Valls* und *Craig* beschriebenen posterolateralen Zugang. Das heute als Chemonukleolyse bekannte Verfahren ist somit die älteste perkutane Technik. *Hijikata* (1975) und *Kambin et al* (1983) entfernten erstmals über den posterolateralen Zugang Bandscheibengewebe manuell mittels Ausräumzangen. Dieses Verfahren bezeichnet man als Perkutane Nukleotomie (PN). Im Jahre 1983 berichteten *Suezawa et al* über eine endoskopisch gesteuerte perkutane Nukleotomie (PEN). *Onik* entwickelte ein automatisiertes Gerät und führte 1985 die Automatisierte Perkutane Lumbale Diskektomie (APLD) ein. Der Laser wurde als Dekompressionsverfahren in der Bandscheibenchirurgie erstmals von *Ascher* eingesetzt. Auch die perkutane Laserdiskektomie gibt es als „blindes“ (PLD) und als endoskopisches Verfahren (PELD). Eine neue Methode ist die perkutane Dekompression der Bandscheiben mithilfe der HF-Koagulation. Diese Technik ist Gegenstand der vorliegenden Arbeit. [7, 25, 64, 95]

1.2 Die Bandscheibe

1.2.1 Anatomie

Die Bandscheiben (*Disci intervertebrales*) sind Bestandteil der Wirbelsäule. Sie befinden sich zwischen den einzelnen Wirbelkörpern (*Intervertebralraum*) und machen insgesamt $\frac{1}{4}$ der Gesamtlänge der Wirbelsäule aus. Die Bandscheiben werden vom Hals bis zum Lendenbereich breiter und höher. Ihr Querschnitt variiert von quer-oval (HWS) über rund (BWS) bis zu nierenförmig (LWS). Die Zwischenwirbelscheibe besteht aus einem Faserring, dem *Anulus fibrosus*, und einem Gallertkern, dem *Nucleus pulposus*. Die kollagenen Fibrillen des Faserrings verbinden die angrenzenden Endplatten der Wirbelkörper (*Symphysis intervertebralis*) miteinander. Die Endplatten sind von knorpeliger Natur und stellen die Reste der embryologischen Wirbelkörperanlage dar. Der Anulus fibrosus setzt sich aus mehreren Schichten kollagener Fasern zusammen. Er ist in seinen vorderen seitlichen Anteilen ungefähr doppelt so dick wie in seinem hinteren Bereich. Daher liegt der Nucleus pulposus auch leicht nach dorsal verschoben und nicht zentral. Er besteht aus einem Maschenwerk

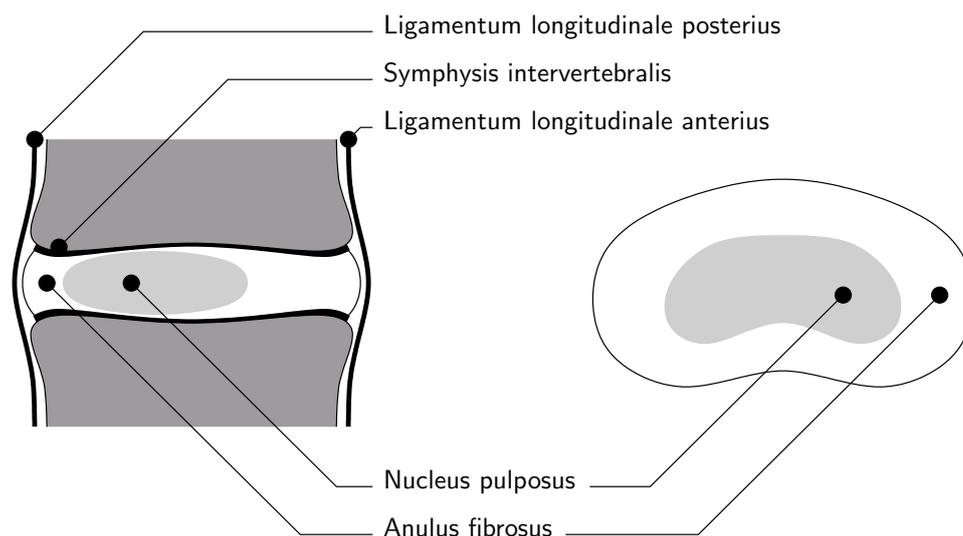


Abbildung 1: Die Bandscheibe besteht aus dem Anulus fibrosus und dem Nucleus pulposus. Sie ist mittels der Symphysis intervertebralis mit den angrenzenden Wirbelkörpern verwachsen. Vorne und hinten ist sie durch Längsbänder (Ligamenta longitudinalia) begrenzt.

von Faserknorpel und Proteoglykanen. Diese haben ein sehr hohes Wasserbindungsvermögen und sind verantwortlich für die viskoelastischen Eigenschaften der Bandscheibe. Der Gallertkern wird als Rest der ehemaligen Chorda dorsalis aufgefasst. Die Wirbelkörper und die Bandscheiben werden vorne und hinten von Längsbändern bedeckt (*Ligamenta longitudinalia anterius et posterius*). Das hintere Längsband ist mit der Bandscheibe durch quer verlaufende Faserzüge fest verbunden (siehe auch Abbildung 1). [6, 14, 25, 38, 95]

1.2.2 Physiologie

Die Intervertebralräume ermöglichen einerseits die Flexion und Rotation der Wirbelsäule. Andererseits gewährleisten sie auch die notwendige Stabilität. Die Bandscheiben sind aufgrund des Wassergehaltes nicht kompressibel. Sie verteilen damit den auf sie ausgeübten Druck gleichmäßig auf die benachbarten Grund- und Deckplatten. Die Zwischenwirbelscheibe ist die größte avaskuläre Struktur im Körper. Während die Bandscheibe in der Embryonalperiode vaskularisiert ist, ist sie nach vollendeter Entwicklung auf einen Substrataustausch mittels Diffusion angewiesen. Daher ist ihr Sauerstoffverbrauch gedrosselt, sie gehört zu den bradytrophen Gewe-

ben. Bei Druckbelastung werden Flüssigkeit und Stoffwechselprodukte heraus gepresst - die Bandscheibe wird flacher. Bei Entlastung nimmt sie Wasser und Substrate auf - die Zwischenwirbelscheibe wird höher. Daher sind der Wassergehalt und die Höhe belastungsabhängig und die Versorgung der Bandscheiben wird durch wechselnde Drücke gefördert. „Die Bandscheiben leben von der Bewegung“ (*Urban*).

1.3 Der lumbale Bandscheibenvorfall

1.3.1 Epidemiologie

Der Bandscheibenvorfall kann in jedem Lebensalter auftreten. Die Inzidenz beträgt ungefähr 5%. Man kann ihn bei Achtjährigen ebenso finden wie bei Siebzigjährigen. Der Gipfel liegt jedoch zwischen dem dreißigsten und fünfzigsten Lebensjahr. Grund hierfür ist die Konstellation der degenerierten Bandscheibenanteile: der Faserring weist bereits eine starke Rissbildung auf, der Gallertkern ist aber noch verschieblich. Im Zusammenhang mit der relativ hohen Aktivität im Alter zwischen 30 und 50 ist das Risiko für eine Bandscheibenhernie sehr hoch - es ist die „Midlife-Krise der Bandscheibe“. Die männliche Bevölkerung ist mit einem höheren Risiko belastet als die weibliche. [25, 52, 66, 95]

1.3.2 Degenerationsstadien

Im Laufe des menschlichen Lebens kommt es zu gesetzmäßigen Veränderungen der am Bewegungssegment (*Junghanns*) der Wirbelsäule beteiligten Strukturen. Hierzu gehören auch die Veränderungen an den Bandscheiben. Mit zunehmendem Alter nimmt der Gehalt an Proteoglykanen im Gallertkern ab. Dies hat eine Verringerung des Wassergehaltes zur Folge und ist mit einer Abnahme der Elastizität verbunden. Im weiteren Verlauf kommt es zur Einlagerung von Kollagenfasern. Die degenerativen Veränderungen betreffen nicht nur den Gallertkern, sondern auch den Faserring. Eine Hauptursache für die Bandscheibendegeneration ist die oben beschriebene Stoffwechsellage nach vollendeter Entwicklung der Wirbelsäule. Die einzelnen Degenerationsstadien sollen im folgenden näher beschrieben werden:

Schon in den beiden ersten Lebensdekaden treten Risse im Anulus fibrosus

auf, die teils radiär, teils zirkulär angeordnet sind. Anteile des Nucleus pulposus sind in der Lage, in die Risse einzudringen und sie sogar aufzuweiten. Die Veränderungen bleiben auf das Innere der Bandscheibe beschränkt. Man nennt dies auch „*dérangement interne*“. Die Verlagerung kann klinisch zu einem Lumbago-Syndrom führen. In diesem Stadium ist die äußere Begrenzung des Faserrings noch intakt. Der Gallertkern ist von gelartiger Konsistenz und nur unscharf vom Faserring abgegrenzt.

Die Elastizität des Nucleus pulposus nimmt im dritten Lebensjahrzent weiter ab. Es kommt zu Bandscheibenlockerungen, die zu abnormen Wirbelkörperverschiebungen führen können. Die daraus folgende Überbeanspruchung der Wirbelbogengelenke kann chronische oder häufig rezidivierende akute Rückenschmerzen verursachen. Des Weiteren ist die Höhe des Zwischenwirbelraumes verringert. Aufgrund der Lockerung erscheint der Gallertkern deutlich vom Faserring abgegrenzt. Der Nucleus pulposus verliert weiter Wasser und wird feucht-fibrös. Die Rissbildung im Anulus fibrosus schreitet weiter fort, es kommt jedoch noch zu keiner Ruptur.

Im nächsten Stadium, welches sein Maximum zwischen dem dreißigsten und vierzigstem Lebensjahr hat, treten isolierte Rupturen im Anulus fibrosus auf. Pulposusgewebe kann bis unmittelbar unter das Längsband gelangen. Wenn dadurch der Duralsack samt Inhalt oder die Nervenwurzeln bedrängt werden, kann es zu klinischen Erscheinungen kommen. Spontanremissionen sind möglich, wenn das herausgetretene Pulposusmaterial zurück gleitet. Aufgrund des fortgeschrittenen Flüssigkeitsverlustes ist der Gallertkern nahezu trocken und fibrös. Er ist kaum noch vom Faserring abgrenzbar.

Bei fortschreitender Degeneration kann weiterhin eine Riss- und Spaltbildung des Längsbandes eintreten. Diese findet ungefähr ab der fünften Lebensdekade statt. Hierbei dringen Anteile des Gallertkerns die Perforation bis in den Wirbelkanal. Der Kontakt zum übrigen Bandscheibengewebe kann erhalten oder aufgehoben sein. Im letzteren Fall spricht man von einem frei sequestrierten Bandscheibenvorfall. In diesem Stadium ist die Dislokation der Bandscheibe irreversibel. Er verursacht mono- oder oligoradikuläre Symptome. Im Falle eines Massenprolapses kann es zu einem ausgeprägten Cauda-Syndrom kommen. Der Nucleus pulposus ist in diesem Alter

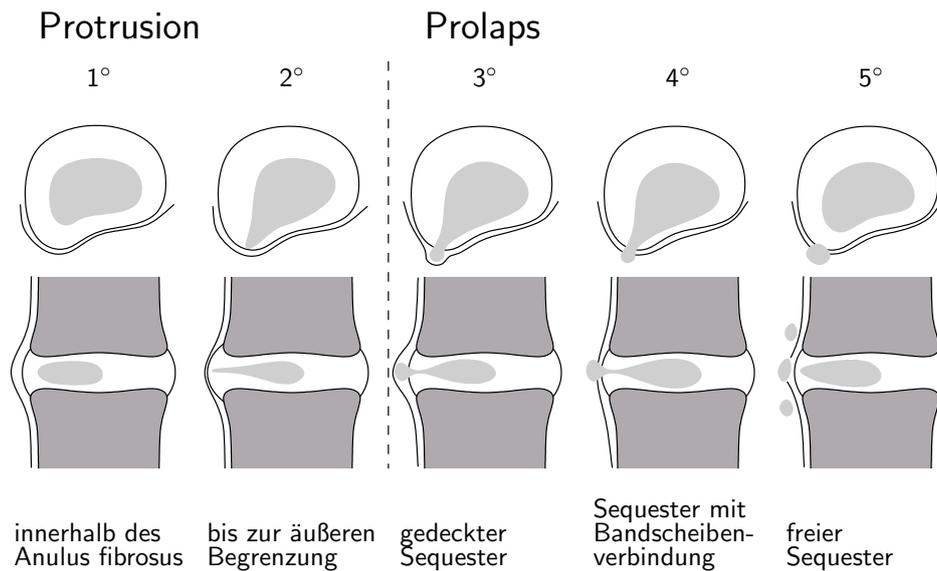


Abbildung 2: Die Dislokationsgrade der Bandscheibenerkrankung: Definition und Terminologie. Bei einer *Protrusion* (Dislokation 1° und 2°) ist der **Anulus fibrosus** intakt. Nach Perforation des Faserrings spricht man von einem *Prolaps* (Dislokation 3°-5°).

trocken und weist Risse und Höhlen auf. Der Anulus fibrosus ist rupturiert. Die Abgrenzung zwischen beiden Strukturen ist praktisch aufgehoben.

Letzter Abschnitt der Bandscheibenalterung ist der nahezu vollständige Elastizitätsverlust des Nucleus pulposus aufgrund der zunehmenden Fibrosierung. Die Beweglichkeit im Zwischenwirbelsegment ist eingeschränkt. Zu Beschwerden kommt es in dieser Phase nur noch selten.[7, 34, 64, 66]

1.3.3 Dislokationsgrade

Im deutschsprachigen Raum werden die Begriffe *Protrusion* (Bandscheibenvorwölbung) und *Prolaps* (Bandscheibenvorfall) verwendet. Es gibt insgesamt 5 Dislokationsgrade, die in der Abbildung 2 näher dargestellt sind. Bei einer *Protrusion* ist der Faserring noch erhalten. Eine Dislokation 1° besteht, wenn die Vorwölbung auf das Innere des Anulus fibrosus begrenzt ist. Reicht sie bis zur äußeren Anulusschicht, so liegt bereits Grad 2 vor. In der angelsächsischen Welt werden hierfür die Begriffe „bulging disc“ oder „contained disc“ verwendet. Ist der Anulus fibrosus perforiert, so dass Pulposusgewebe in den Wirbelkanal eindringen kann, so spricht man von einem *Prolaps*, englisch: „non contained disc“. Das Pulposusgewebe kann noch vom

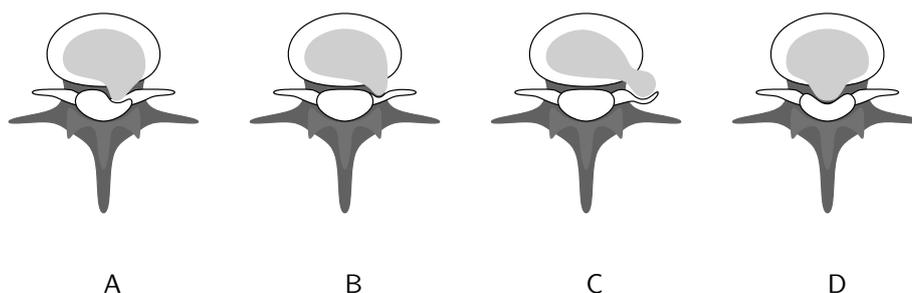


Abbildung 3: Lokalisationen von Bandscheibengewebe: (A) Der mediolaterale Vorfall ist mit ca. 60% die häufigste Form. (B) Die laterale Hernie kommt in ungefähr 20% der Fälle vor. (C) Intra- und extraforaminale Bandscheibenvorfälle treten lediglich bei 10% der Patienten auf. (D) Die mediale Dislokationsrichtung ist am seltensten. Ihr Anteil macht 5% aus.

hinteren Längsband bedeckt sein (Dislokationsgrad 3). Dies entspricht einem gedecktem Sequester bzw. einer „herniation“ oder einem „subligamentous fragment“. Wenn auch das hintere Längsband rupturiert ist, dann ist der Kontakt des sequestrierten Anteils zur Bandscheibe erhalten (Dislokationsgrad 4) oder aufgehoben (Dislokationsgrad 5). Im ersten Fall spricht man von einem Sequester mit Bandscheibenverbindung oder einer „transligamentous extrusion“. Der freie Sequester wird im englischsprachigen Raum als „free fragment“ bezeichnet.

1.3.4 Lokalisation

Die lumbalen Bandscheibenvorfälle treten in jeder Höhe der Wirbelsäule auf. Es gibt jedoch eindeutig Häufungen in den Segmenten L4/L5 und L5/S1. Das Pulposusgewebe kann in verschiedene Richtungen prolabieren. Am häufigsten sind mediolaterale Vorfälle, gefolgt von lateralen, intra-/extraforaminalen und medialen Hernien. Eine Übersicht der möglichen Lokalisationen ist in Abbildung 3 zu sehen. [22, 24, 78]

1.4 Die Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalls

1.4.1 Grundlegende Therapieoptionen

Wenn man über die Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalls diskutiert, so muss man über die „Drei Kurven“ des natürlichen Verlaufs dieser Erkrankung nachdenken. Diese drei Kurven betreffen den zeitlichen Verlauf der Degeneration, der

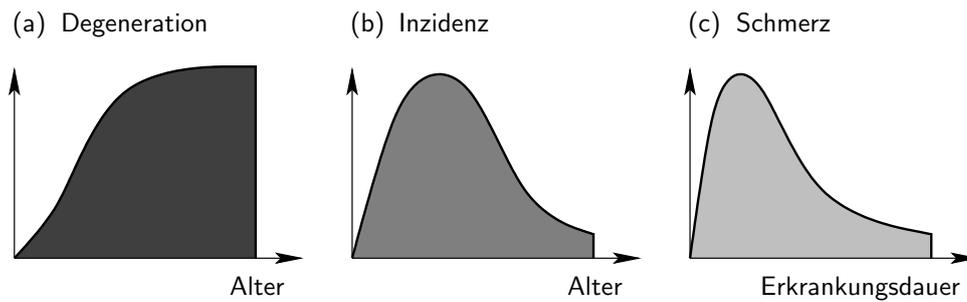


Abbildung 4: Drei qualitative Kurven, die den natürlichen Verlauf des lumbalen Bandscheibenvorfalles widerspiegeln. (a) Die stetig zunehmende Degeneration in Abhängigkeit vom Alter. (b) Altersgipfel der Erkrankung zwischen dem dreißigsten und fünfzigsten Lebensjahr. (c) Spontanverlauf des Rückenschmerzes beim lumbalen Bandscheibenvorfall.

Erkrankung und des Schmerzes. Wie in Abbildung 4 zu sehen ist, nehmen die degenerationsbedingten Schäden an den Zwischenwirbelscheiben stetig zu. Diese Tatsache wurde ausführlich im obigen Abschnitt dargestellt. Ebenso wurde das Phänomen beschrieben, dass trotz zunehmender Alterung der Bandscheiben die Erkrankung zwischen dem dreißigstem und fünfzigstem Lebensjahr einen Gipfel aufweist. Die dritte Kurve spiegelt den individuellen Schmerzverlauf wieder. Zu Beginn nehmen die Schmerzen schnell zu. Dies liegt daran, dass das prolabierte Material außerhalb der Bandscheibe Flüssigkeit aufnimmt und dadurch an Größe zunimmt. Eine weitere Schmerzursache ist eine Entzündungsreaktion. Diese wird durch das Bandscheibengewebe selbst hervorgerufen, da es im intraspinalen Raum als Fremdmaterial angesehen wird. Im weiteren Verlauf wird das Nukleusgewebe enzymatisch abgebaut und resorbiert, was zu einer Verminderung der Schmerzsymptomatik führt. Als Therapieoptionen stehen aufgrund des oben Gesagten sowohl konservative als auch operative Methoden zur Verfügung. [52, 65]

1.4.2 Die Konservative Therapie

Die konservative Therapie konzentriert sich hauptsächlich auf die Symptome. Sie ist in aller Regel passiv orientiert und hat eine Schmerzminderung und eine Beseitigung sekundärer funktioneller Störungen zum Ziel. *Saal et al* beschrieben jedoch auch eine „aggressive körperliche Rehabilitation“. Diese hatte eine sehr hohe Erfolgsquote. [69,

Tabelle 1: Indikationen zur lumbalen Bandscheibenoperation

<i>Indikationen</i>	<i>Kontraindikationen</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Kaudasyndrom • Parese funktionell wichtiger Muskeln • Starke persistierende radikuläre Schmerzen • Chronisch rezidivierende radikuläre Schmerzen 	<ul style="list-style-type: none"> • Anhaltende Rückenschmerzen ohne radikuläre Symptomatik • Diskrepanz zwischen klinischem Befund und CT-/MRT-Befunde(n) • Fehlende bzw. mangelnde Bereitschaft des Patienten • Wirbelsäulenhypochondrie

75]

1.4.3 Die Operativen Therapiemöglichkeiten

Der operative Eingriff beim lumbalen Bandscheibenvorfall ist wie jede Therapie mit Komplikationen behaftet. Eine Grundvoraussetzung für gute Ergebnisse ist die strenge Indikationsstellung. Damit ist auch das Erkennen von Kontraindikationen verbunden. Als absolute Indikationen für den operativen Eingriff werden in der Literatur das akute Kaudasyndrom und die Parese funktionell wichtiger Muskeln angesehen. Chronisch rezidivierende radikuläre Beschwerden stellen eine relative Operationsindikation dar. Eine Zwischenstellung nimmt der starke persistierende radikuläre Schmerz ein: Manche Autoren sehen in diesen Fällen die Operation als absolut indiziert, andere zählen die genannte Symptomatik zu den relativen Indikationen. Kontraindiziert ist die operative Therapie bei Rückenschmerzen ohne radikuläre Symptomatik, bei einer Diskrepanz zwischen klinischem und bildgebendem Befund, bei mangelnder Kooperation des Patienten und bei einer Wirbelsäulenhypochondrie. Alle Indikationen und Kontraindikationen sind nochmals in Tabelle 1 zusammengefasst. [21, 53, 62, 70, 80, 82].

Die Operationsverfahren können in zwei Gruppen eingeteilt werden: in die offe-

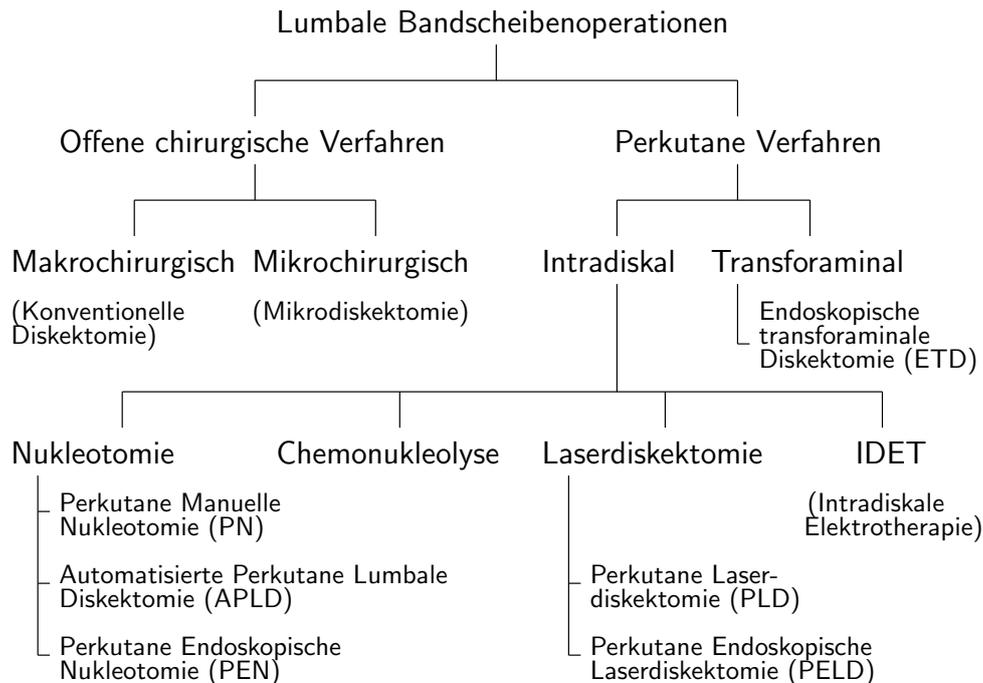


Abbildung 5: Operative Therapien des lumbalen Bandscheibenvorfalles

nen chirurgischen Verfahren und in die perkutanen Methoden. Die offenen Operationsverfahren können entweder mikro- oder makrochirurgisch durchgeführt werden. Zu den perkutanen Verfahren gehören die Chemonukleolyse, die perkutane Nukleotomie, die Laserdiskektomie und die endoskopische transforaminale Diskektomie. Eine Übersicht aller Operationsverfahren ist in Abbildung 5 zu sehen. [5, 16, 68]

OFFENE CHIRURGISCHE VERFAHREN. Mittels offener Bandscheibenchirurgie wird die Ursache der Schmerzen direkt behandelt, indem komprimierendes Prolaps- bzw. Sequestergewebe entfernt wird.

Standarddiskektomie. Der Patient wird überwiegend in der „Knie-Hock-Stellung“ gelagert. Vor Operationsbeginn erfolgt eine genaue Segmentlokalisierung unter Benutzung des Bildwandlers. Im nächsten Schritt wird die Haut in der Medianlinie inzidiert. Die Länge des Schnitts beträgt 5-7 cm. Nach Durchtrennung der Thorakolumbalfaszie muss die Muskulatur zur betroffenen Seite hin abgeschoben und ihre Ansätze abgetrennt werden. Jetzt kann das interlaminäre Fenster eingesehen werden. Durch Inzision des Ligamentum flavum wird der Spinalkanal eröffnet. Gelegentlich müssen Teile der kranialen oder kaudalen Lamina reseziert werden.

Trotzdem nennt sich dieser operative Zugang *interlaminäre Fensterung*. Die Diskushernie wird anschließend dargestellt. Freie Sequester werden disseziert. Gedeckte Sequester werden nach kreuzförmigem Einschnitt des hinteren Längsbandes extrahiert. In seltenen Fällen genügt diese Art der Exposition nicht und der Eingriff muss zur *Hemilaminektomie* oder sogar *Laminektomie* erweitert werden. Dies bedeutet eine Entfernung der betroffenen Lamina arcus vertebrae oder des ganzen hinteren Wirbelbogens einschließlich des Dornfortsatzes. [80]

Mikrodiskektomie. Die Lagerung des Patienten entspricht der oben beschriebenen. Nach der Höhenlokalisierung mittels Röntgenbildwandler erfolgt über einen ca. 1 cm paramedianen Hautschnitt der operative Zugang. Die Länge der Inzision beträgt 2-3,5 cm. Anschließend werden wie bei der konventionellen Technik die Faszie durchtrennt und die Muskulatur abgeschoben. Nach Sichtbarwerden des Ligamentum flavum wird ein Spekulum im Zugangsweg platziert. Die weitere Präparation erfolgt unter mikroskopischer Sicht. Hierzu sind spezielle Instrumente erforderlich, die die Sicht auf den Operationssitus nicht behindern. Es erfolgt eine interlaminäre Fensterung und eine Dissektion des prolabierte Nukleusgewebes. [33, 73, 82]

PERKUTANE METHODEN. Abgesehen von den transforaminalen Verfahren erfolgt bei den perkutanen Methoden keine Entfernung von prolabierte bzw. sequestrierte Bandscheibengewebe. Die Wirkungsweise der intradiskalen Techniken ist bisher nicht eindeutig geklärt. In der Literatur wird sehr kontrovers darüber diskutiert. Einerseits wird eine Volumenreduktion aufgrund der Schrumpfung des Gallertkerns vermutet. Andere Autoren behaupten jedoch, dass die alleinige Drucksenkung im Bandscheibenfach ausreichend ist. Als dritter Wirkmechanismus existiert die Theorie der Denervierung von Schmerzfasern, die in Form eines fein verzweigten Netzes den Faserring umgeben. [3, 10, 44, 60, 67, 86]

Chemonukleolyse. Die äußere Punktionsstelle des posterolateralen Zuganges befindet sich 9-12 cm paravertebral. Die Kanüle wird bis in den Intervertebralraum vorgeschoben. Die korrekte Lage wird durch die Diskografie bestätigt. Anschließend wird über die Kanüle Chymopapain in den Zwischenwirbelraum injiziert. Diese Sub-

stanz wurde erstmals aus der Papayapflanze isoliert. Sie ist eine Proteinase und hat die Eigenschaft, Nukleusgewebe anzudauen und somit den intradiskalen Druck zu senken. Das Verfahren kann isoliert oder in Kombination mit Nukleotomietechniken angewendet werden. [17, 41, 88]

Perkutane Nukleotomie. Über den posterolateralen Zugang wird eine Nadel bis in den Intervertebralraum eingeführt. Über diese Nadel bringt man anschließend einen ca. 18 cm langen Trokar ein. Über diesen Arbeitskanal kann mit verschiedenen Instrumenten das Nukleusgewebe entfernt werden. Bei Benutzung einfacher Faszangen spricht man von der perkutanen manuellen Nukleotomie (PN). Es gibt jedoch auch spezielle Instrumente, die eine automatisierte Entfernung des Gallertkerns entfernen. Hierzu gehört das Nukleotom, das bei der automatisierten perkutanen lumbalen Diskektomie (APLD) eingesetzt wird. Es besteht weiterhin die Möglichkeit, über einen kontralateralen posterolateralen Zugang ein Endoskop einzuführen. Dies gestattet eine Nukleotomie bzw. Diskektomie unter visueller Kontrolle (PEN,PED). [13, 59]

Laserdiskektomie. Dieses Verfahren unterscheidet sich von dem zuvor beschriebenen in dem verwendeten Instrumentarium zur Abtragung des Nukleusgewebes. Statt mechanischer Entfernung erfolgt eine Thermoablation mittels Laserlicht. Hauptsächlich kommen so genannte Nd-YAG-Laser (**N**eodymium-**Y**ttrium-**A**lluminum-**G**arnet-Laser) zum Einsatz. Durch Erwärmung des Gallertkerns beginnt dieser zu verdampfen. Die perkutane Laserdiskektomie (PLD) kann durch eine visuelle Kontrolle zur perkutanen endoskopischen Laserdiskektomie (PELD) erweitert werden. [54, 61, 96]

Endoskopische Transforaminale Diskektomie (ETD). Über den posterolateralen Zugang wird ein Kirschnerdraht über das Intervertebralgelenk in Richtung auf den Bandscheibenvorfall vorgeschoben. Über diesen Draht wird anschließend eine Dilatator eingeführt. Im Anschluss daran bringt man die Arbeitskanüle ein, die einen Durchmesser von 5 - 7 mm hat. Die Optik wird eingeführt und unter Sicht können die vorgefallenen Bandscheibenanteile abgetragen werden. [19, 42, 56, 87]

Tabelle 2: Temperatureffekte in biologischem Gewebe [26, 27]

<i>Temperatur</i>	<i>Effekt</i>
$\leq 40^{\circ}\text{C}$	Keine signifikanten Gewebeschäden
$\geq 40^{\circ}\text{C}$	Reversibler Zellschaden. Der Schaden hängt von der Dauer der Wärmeexposition ab.
$\geq 49^{\circ}\text{C}$	Irreversibler Zellschaden aufgrund der Denaturierung von Proteinen.
$\geq 70^{\circ}\text{C}$	Kollagenfasern werden in Glukose umgewandelt. Es kommt zur Koagulation und Schrumpfung.
$\geq 100^{\circ}\text{C}$	Die Siedetemperatur von Wasser ist überschritten. Es kommt zur schnellen Dessikation (\equiv Austrocknung) des Gewebes aufgrund des Wasserverlustes.
$\geq 200^{\circ}\text{C}$	Aufgrund des Wasserverlustes beginnt das Gewebe zu verbrennen. Dieses Stadium bezeichnet man als Karbonisation (\equiv Verkohlung).

Intradiskale Elektrotherapie (IDET). Eine relativ neue Methode ist die so genannte **IntraDiskale ElektroTherapie**, bei der mittels Hochfrequenzstrom die Bandscheibe erwärmt wird. Ziel ist die Denervierung von Schmerzfasern im Faser-ring, welche für die chronischen Rückenschmerzen verantwortlich gemacht werden. Es existieren nur wenige klinische Studien. Angewendet wurde die IDET bisher nur bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen ohne Nachweis einer Nervenwurzel-Kompression. [3, 77, 76]

1.5 Grundlagen der Hochfrequenzchirurgie

Die Hochfrequenzchirurgie gehört zu den thermoablativen Verfahren. Bei diesen Techniken wird durch Erwärmung Gewebe irreversibel geschädigt. Die erzielten Effekte sind abhängig von der Temperatur und sind in Tabelle 2 aufgelistet. Die Temperatur kann entweder außerhalb oder innerhalb des Gewebes erzeugt werden. Man spricht dann von exogener oder endogener Wärmeerzeugung. Klinisch werden hauptsächlich die endogenen Verfahren angewendet. Grundlage ist dabei die Umwandlung der Energie (mechanische Energie, Lichtenergie, elektrische Energie) in Wärmeenergie innerhalb des Gewebes. Die mechanische Energie kommt bei

Ablationsverfahren mit Ultraschallsonden zum Einsatz. Im Falle der Laserverfahren wird Lichtenergie in Wärmeenergie überführt. Die Hochfrequenz-Chirurgie verwendet elektrische Energie zur Erhitzung des Gewebes. *Zervas* konnte zeigen, dass die Art der Wärmequelle keinen Einfluss auf den erzielten Effekt im Gewebe hatte. [2, 47, 46, 98]

Außer der Erzeugung von Wärme hat elektrische Energie noch weitere Effekte in biologischem Gewebe: die Stimulation von Nerven und Muskeln sowie Elektrolyse. Beide Wirkungen sind unerwünscht. Die Elektrolyse ist vorherrschend bei Gleichstrom. Bei niederfrequentem Wechselstrom (1Hz bis 100Hz) beobachtet man eine Stimulation von Nerven und Muskulatur. Da die Hochfrequenzchirurgie in einem Frequenzbereich von $\geq 300\text{kHz}$ arbeitet, gelten diese beiden Effekte als vernachlässigbar. Die elektrische Energie wird praktisch vollständig in Wärme umgewandelt. [26, 27]

Die Übertragung der elektrischen Energie auf biologisches Gewebe erfolgt mittels zweier Elektroden. Der Stromübergang kann mit Kontakt (*konventionelle Technik*) oder aber kontaktlos (*Argon-Plasma-Koagulation*) geschehen. Arbeitet man mit Kontakt zum Gewebe, so stehen monopolare und bipolare Techniken zur Verfügung. Die kontaktlose Stromübertragung ist derzeit nur monopolar möglich.

1.5.1 Konventionelle HF-Chirurgie

Unter der konventionellen HF-Chirurgie versteht man die Verwendung von Metallelektroden zur Stromübertragung auf das Gewebe. Sie kann, wie bereits oben erwähnt, monopolar oder bipolar erfolgen. Die Angaben „mono-“ und „bi-“ beziehen sich dabei auf die Anordnung der Elektroden. Außer den Sonden/Elektroden benötigt man weiterhin einen Generator, der den HF-Strom erzeugt. Die auf dem Markt befindlichen Generatoren lassen üblicherweise verschiedene Arbeitsmodi zu. Hierzu gehören das Schneiden und das Koagulieren. Der Unterschied besteht in der Erzeugung von Lichtbögen, die einen Schneideffekt haben. Vereinfacht lässt sich sagen, dass beim Koagulieren Generatorspannungen von $\leq 200\text{V}$ erzeugt werden. Im Schneid-Modus sind die Spannungen größer als 200V.

MONOPOLARE TECHNIK. Eine Elektrode ist als Arbeitselektrode ausgeführt, die andere bezeichnet man als Neutralelektrode. Die Oberfläche der Arbeitselektrode ist um ein Vielfaches kleiner als die der Neutralelektrode. Daher treten an der Arbeitselektrode sehr viel höhere Stromdichten auf als an der Neutralelektrode. Dieser Stromdichten-Unterschied resultiert in einer stärkeren Temperaturentwicklung in der Umgebung der Arbeitselektrode. Die Erwärmung im Bereich der Neutralelektrode ist praktisch nicht vorhanden. Diese Aussagen sind jedoch nur bei gutem Elektrodenkontakt zum Gewebe gültig.

BIPOLARE TECHNIK. Die zwei Elektroden haben eine enge räumliche Beziehung zueinander. An beiden finden sich hohe Stromdichten und damit auch thermische Wirkungen. Sie werden in aller Regel in einem Instrument vereint. Dieses bezeichnet man dann als bipolare Sonde.

1.5.2 Argon-Plasma-Koagulation (APC)

Diese Technik ist ein Beispiel für die kontaktlosen Verfahren der HF-Chirurgie. Der elektrische Strom wird durch Argonplasma auf das Gewebe übertragen. Als Argonplasma bezeichnet man ionisiertes Argon. Zur Ionisation verwendet man spezielle APC-Sonden. Zudem benötigt man einen HF-Generator, eine Neutralelektrode und eine automatisch geregelte Argonquelle. Die APC steht nur in monopolarer Technik zur Verfügung. [28]

1.5.3 Klinische Anwendungen der HF-Chirurgie

KONVENTIONELLE HF-CHIRURGIE. Die konventionelle Elektrokoagulation wird hauptsächlich zur intraoperativen Blutstillung benutzt. Bei dieser Anwendung wird die Leistung am Generator so gewählt, dass in einer vertretbaren Zeit das blutende Gefäß verschlossen werden kann. Ist sie zu niedrig, so wird die Koagulationstemperatur nicht erreicht - bei zu hoher Leistung kommt es zur schlagartigen Vaporisation. Beide Zustände sind nicht erwünscht, treten jedoch intraoperativ regelmäßig auf. Dies ist insofern kein Problem, da die Blutstillung unter Sicht vorgenommen wird und die Generatoreinstellung je nach Resultat variiert werden

kann.

Ein anderes Anwendungsgebiet der HF-Koagulationen ist die Erzeugung thermischer Läsionen, um gezielt Gewebe zu zerstören. Hierzu gehört die Thalamotomie in der funktionellen Neurochirurgie, die Ablation von akzessorischen Leitungsbahnen in der Elektrophysiologie des Herzens und die Zerstörung von Lebermetastasen. In diesen Fällen hat die Reproduzierbarkeit der Läsionsdurchmesser eine hohe Priorität. Dass dies problematisch sein kann, stellte unter anderem *Postema et al* fest. Er beschreibt die mit konventioneller Elektrokoagulation erzielten Läsionen als nicht vorhersagbar und sehr variabel. *Kottkamp et al* kam durch kontinuierliche Aufzeichnung der Impedanz während der Koagulation zu dem Ergebnis, dass Impedanzsprünge verantwortlich für ungewollte kraterförmige Myokardvaporisationen sind. *Haverkamp et al* schlussfolgerte in seiner Arbeit: „Die verminderte Häufigkeit von Impedanzanstiegen dürfte die praktische Anwendbarkeit der HF-Koagulation verbessern.“ Praktische Tipps zur Erzeugung von HF-Läsionen gibt *Cosman*. Er weist in seinem Artikel ebenfalls auf die Bedeutung der Impedanz hin. [15, 31, 39, 50, 72]

ARGON-PLASMA-KOAGULATION. Für ein gutes Funktionieren benötigt die APC einen recht hohen Plasma-Fluss. Aus diesem Grund findet sie bisher lediglich in den Bereichen Anwendung, in denen sich diese Volumenzufuhr (in Form von Argon-Plasma) nicht allzu störend auswirkt. Zu diesen Bereichen gehört ganz überwiegend die Chirurgie im Gastrointestinaltrakt. Die APC kommt hier hauptsächlich in endoskopischer Technik zum Einsatz. [35, 36, 45, 83]

1.6 Ziel der eigenen Arbeit

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der HF-Koagulation von Bandscheibengewebe. Können mit diesem Verfahren reproduzierbare thermische Läsionen erzielt werden? Um diese Frage zu beantworten, wurde die Arbeit in drei Hauptexperimente gegliedert: die Impedanzmessungen, die thermischen Messungen und die Eichkurvenerstellung.

1.6.1 Impedanzmessungen

Die Impedanz wurde bereits als bedeutende Gewebeeigenschaft hinsichtlich der HF-Koagulation erwähnt (siehe Kapitel 1.5.3). In diesem Versuchsteil sollten folgende Fragen beantwortet werden:

- Können für die weiteren Experimente Frisch- und Gefrierpräparate gleichermaßen verwendet werden?
- Kann eine eventuelle notwendige Erwärmung der Bandscheiben in isotonischer Kochsalzlösung erfolgen?
- Müssen die Bandscheiben vor der HF-Koagulation auf Körpertemperatur erwärmt werden?

Anhand der Fragestellungen ist ersichtlich, dass dieser Versuchsteil einen entscheidenden Einfluss auf die weiteren Experimente hat. Er ist damit wesentlicher Bestandteil der Gesamtarbeit.

1.6.2 Thermische Messungen

Die HF-Koagulation ist ein thermoablatives Verfahren. Durch Erwärmung des Bandscheibengewebes soll dieses geschrumpft werden, während die umliegenden Strukturen (Rückenmark, Spinalnerven) geschont werden müssen. Daraus ergeben sich zwei Fragestellungen für diesen Versuchsteil:

- Ist es möglich, innerhalb der Bandscheibe mittels der HF-Koagulation eine Temperatur von 60 bis 80°C über mindestens 180s zu erzeugen?
- Kann eine effektive HF-Koagulation innerhalb der Bandscheibe erfolgen, ohne die benachbarten neuralen Strukturen zu schädigen?

Wenn beides möglich ist, so muss es für spätere Anwendungen das Ziel sein, reproduktive Ergebnisse zu erreichen. Dies ist Aufgabe des dritten Hauptexperimentes.

1.6.3 Erstellung einer Eichkurve

Die elektrische Impedanz ist eine physikalische Eigenschaft von Bandscheibengewebe. Sie beeinflusst die Ergebnisse der HF-Koagulation und ist somit von enormer Bedeutung. Ziel dieses Experimentes ist die Erstellung einer Eichkurve. Sie dient der Optimierung der HF-Generator-Einstellung. Damit sollen optimale Koagulationsbedingungen gewährleistet werden. Die Fragestellung lautet demnach:

- Gibt es eine Eichkurve, mit deren Hilfe man in Abhängigkeit von der Bandscheibenimpedanz die Einstellungen des HF-Generators optimieren kann, um reproduzierbare Ergebnisse zu erreichen?

Mit dieser Eichkurve ist es möglich, die HF-Koagulation als perkutanes Verfahren steuerbar zu gestalten. Dieser Aspekt der *Steuerbarkeit* unterscheidet das hier vorgestellte Verfahren entscheidend von bisherigen perkutanen Methoden.

2 Material und Methoden

2.1 Untersuchungsmaterial

2.1.1 Herkunft

Als Untersuchungsmaterial wurden Lendenwirbelsäulen von Deutschen Landschweinen verwendet. Die Wirbelsäulen wurden von mehreren Arbeitsgruppen der Universität Tübingen und der Universität Hohenheim zur Verfügung gestellt. Diese Arbeitsgruppen führten im Vorfeld Letal-Versuche durch, bei denen den Schweinen diverse Organe (Darm, Herz, Leber, Lunge, Magen) entfernt wurden. Die Entnahme der Wirbelsäulen erfolgte direkt im Anschluss an die Letal-Experimente.

Die Schweine waren zwischen 6 und 10 Wochen alt. Das Gewicht betrug durchschnittlich 35kg.

2.1.2 Präparation

Im Tier-OP erfolgte die Entnahme der lumbalen Wirbelsäule. Hierzu wurde der am weitesten kaudal liegende Lendenwirbelkörper durchtrennt. Als Landmarke diente dabei das Promontorium, welches gut tastbar war. Anschließend musste die Wirbelsäule auf einer Länge von 6 Bandscheibenfächern nach kranial freipräpariert werden. Nach Durchtrennung des kranialen Lendenwirbelkörpers und Entfernung des Muskel- und Bandapparates konnte die lumbale Wirbelsäule entnommen werden. Diese Präparate wurden entweder eingefroren oder am selben Tag für Messungen verwendet (siehe Kapitel 2.1.3).

Die weitere Präparation erfolgte unmittelbar vor den Experimenten. Die Gefrierpräparate mussten vorher aufgetaut werden. Zu Beginn wurde die lumbale Wirbelsäule in 6 Segmente geteilt, die jeweils ein Bandscheibenfach enthielten. Anschließend durchtrennte man die Pedikel (*Pediculi arcus vertebrae*) beidseits und entfernte den Wirbelbogen (*Arcus vertebrae*). Dieser Arbeitsschritt erleichterte die darauf folgende Präparation einer Endplatte. Die Bandscheibe war danach auf einer Seite freizugänglich, während sie auf der anderen Seite am Wirbelkörper fixiert blieb und somit stabilisiert wurde.

2.1.3 Weitere Verwendung

Für die weiteren Versuchsteile wurden sowohl Frischpräparate als auch Gefrierpräparate benötigt. Dazu mussten die Lendenwirbelsäulen halbiert und auf zwei Gruppen verteilt werden: *Frischpräparate* und *Gefrierpräparate*. In beiden Präparatgruppen befanden sich gleichermaßen proximale und distale Wirbelsäulenhälften.

Zwischen der Entnahme der Frischpräparate und ihrer Verwendung vergingen im Mittel 6 Stunden. Die Gefrierpräparate wurden für 1 bis 4 Monate bei -70°C tiefgekühlt.

2.2 Geräte und Chemikalien

2.2.1 Impedanzmessgerät

Für den ersten Versuchsteil wurde das Impedanzmessgerät *HP 4194A* (Hewlett-Packard) verwendet. Das Gerät ermöglicht die exakte Impedanzmessung in Abhängigkeit von der Frequenz. Es wurde so eingestellt, dass man den Widerstand für eine Frequenz von 300kHz bestimmen konnte. Dies entspricht der Frequenz des HF-Stroms während der Koagulation.

2.2.2 HF-Generator

Für die Koagulationsversuche im zweiten und dritten Versuchsteil benutzte man den HF-Generator *ICC 350* (Erbe, Tübingen, Deutschland). Das Gerät unterstützt vielzählige Modi. Es wurde jedoch ausschließlich im *Softkoagulations-Modus* betrieben. Die Koagulationsspannung beträgt hierbei $U \leq 200\text{V}$, damit keine Lichtbögen entstehen können. Sie wird während der gesamten Koagulation konstant gehalten. Am Generator wird eine Leistung vorgewählt. Es ist zu beachten, dass diese Leistung nicht die tatsächlich abgegebene ist. Der eingestellte Wert ist als obere Begrenzung zu verstehen, der nicht überschritten werden darf. Dieser Sachverhalt wird ausführlich in Kapitel 2.3.3 beschrieben.

Das verwendete ICC 350 verfügt über eine zusätzliche Schnittstelle. Sie ermöglicht es, während der Koagulation kontinuierlich Spannung und Strom mit Hilfe eines Computers aufzuzeichnen. Der HF-Generator ist in Abbildung 6-A zu sehen.



A



B

Abbildung 6: HF-Generator ICC 350 zur Erzeugung des Koagulationsstroms (A). Kugel­elektrode mit einem Durchmesser von 2mm für die Koagulation des Nucleus pulposus (B).

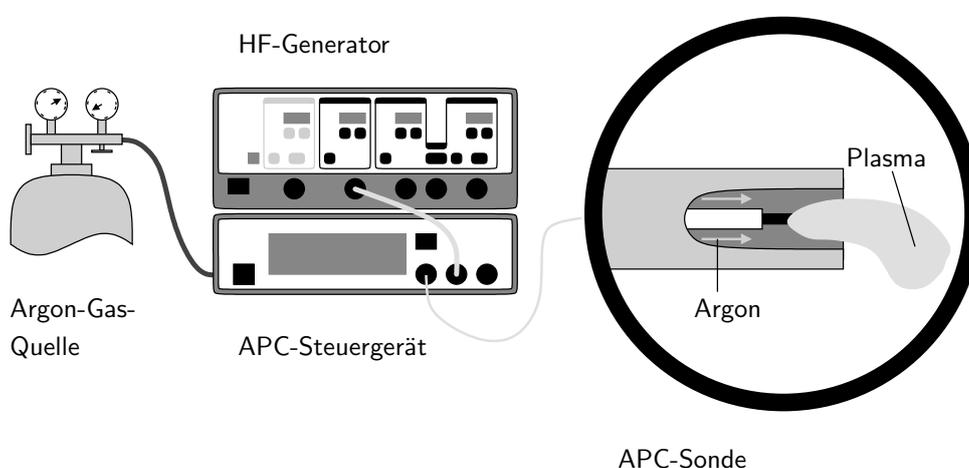


Abbildung 7: Schematischer Aufbau der APC-Technik: Der Argon-Gasfluss und der von einem HF-Generator erzeugte Strom werden von einem APC-Gerät geregelt. Dieses steuert dann eine APC-Sonde an.

2.2.3 APC-Steuergerät

Das APC-Gerät *APC 300* (Erbe, Tübingen, Deutschland) ist für die synchrone Ansteuerung eines HF-Generators und einer Argongasquelle zuständig. Es ermöglicht die Regelung des Argongasflusses (siehe Abbildung 2.2.3). Benötigt wurde das Steuergerät APC 300 lediglich für Vorversuche, die die Tauglichkeit der APC-Technik hinsichtlich einer intradiskalen Anwendung prüfen sollten (siehe 26).

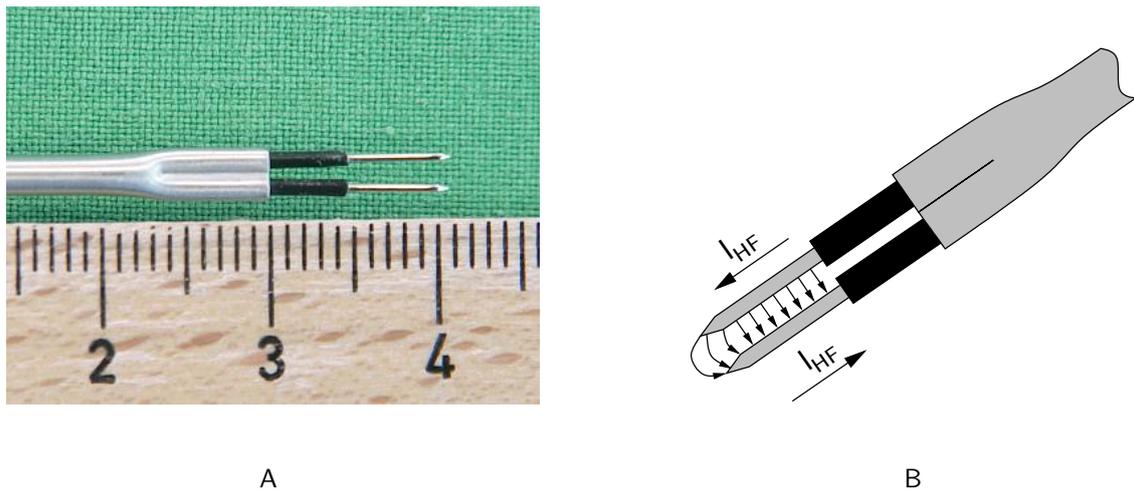


Abbildung 8: Nadelsonde für die Impedanzmessungen. Sondengeometrie: Die Sonde besteht aus zwei nadelförmigen Elektroden, die im Abstand von 1,8mm parallel angeordnet sind. Die Nadeln haben jeweils eine Abmessung von \varnothing 0,5mm x 5,5mm (A). Die Stromlinien verlaufen aufgrund der bipolaren Anordnung hauptsächlich zwischen den beiden Nadeln (B).

2.2.4 Sonden und Elektroden

NADELSONDE. Die Nadelsonde (Erbe, Tübingen, Deutschland) ist eigentlich eine bipolare Koagulationssonde. Sie wurde jedoch für die Impedanzmessungen im ersten Versuchsteil verwendet. Die Sonde besteht aus zwei parallel angeordneten Elektroden, die einen Abstand von 1,8mm haben. Ihr aktiver Teil hat einen jeweiligen Durchmesser von 0,5mm und eine jeweilige Länge von 5,5mm (Abbildung 8-A). Aufgrund der Sondengeometrie hat das Gewebe zwischen den beiden Nadeln den Hauptanteil an der gemessenen Impedanz (Abbildung 8-B). Dies ermöglicht eine exaktere Impedanzbestimmung der verschiedenen Anteile der Bandscheibe. Die Verwendung von Nadeln ermöglicht die Impedanzmessung im Anulus fibrosus, da man diese in festes Gewebe einstechen kann.

KUGELELEKTRODE. Die Kugelelektrode (Erbe, Tübingen, Deutschland) wurde für die Koagulationen im zweiten und dritten Versuchsteil benutzt (siehe Abbildung 6-B). Sie ist eine monopolare Elektrode, deren aktiver Teil eine Kugel mit einem Durchmesser von 2mm ist. Sie ist klein genug, um sie in den Bandschei-

benfächern der verwendeten Schweinewirbelsäulen platzieren zu können. Wegen der gleichmäßigen Krümmung ihrer Oberfläche können Artefakte weitgehend vermieden werden. Diese treten hauptsächlich an spitzen Elektroden auf.

APC-SONDE. Die APC-Sonde kam im Rahmen von Vorversuchen zum Einsatz, um den Nutzen der Argon-Plasma-Koagulation hinsichtlich einer Bandscheibenschrumpfung zu prüfen. Es handelt sich hierbei um eine endoskopische APC-Sonde mit einem Außendurchmesser von 1,5mm. Sie besteht aus einem äußeren Kunststoffmantel und einem isolierten Innenleiter. An der Sondenspitze befindet sich der aktive Teil des Innenleiters. Dieser ist noch vom Außenmantel umgeben. Durch eine genügend hohe HF-Spannung (circa 5kV) am aktiven Teil der Sonde kommt es zur Ionisation des Argons. Damit wird aus dem Argon-Gas das Argon-Plasma (siehe Abbildung 2.2.3).

NEUTRALELEKTRODE Die Neutralelektrode wurde für die HF-Koagulation und die Argon-Plasma-Koagulation benötigt. Dabei handelt es sich um eine einfache rechteckige Metallplatte, die mittels elektrischer Leitung Verbindung zum HF-Generator hatte.

2.2.5 Dokumentationssoftware und Notebook

Mittels der Software *ICC-Doku* (Erbe, Tübingen, Deutschland) konnten während der Koagulation der Strom- und Spannungsverlauf aufgezeichnet werden. Sie war auf einem Notebook des Typs *Contura Aero 4/25* (Compaq, Deutschland) installiert. Das Programm berechnete daraus die Impedanz und die tatsächliche Leistung. Die Daten wurden als Binärdatei gespeichert und konnten als ASCII-Tabelle exportiert und weiterverarbeitet werden. Die Software ermöglichte des Weiteren eine grafische Darstellung aller vier beschriebenen Größen (Spannung, Strom, Impedanz, Leistung). Die Abbildung 9 zeigt einen typischen Kurvenverlauf während einer Koagulation. Der Strom nimmt aufgrund der Erwärmung stetig zu, bis es zum Erreichen der Siedetemperatur kommt. Hierbei entsteht eine isolierende Dampfschicht um die Elektrode. Dies äußert sich in einem raschen Impedanzanstieg, der zum Abbruch

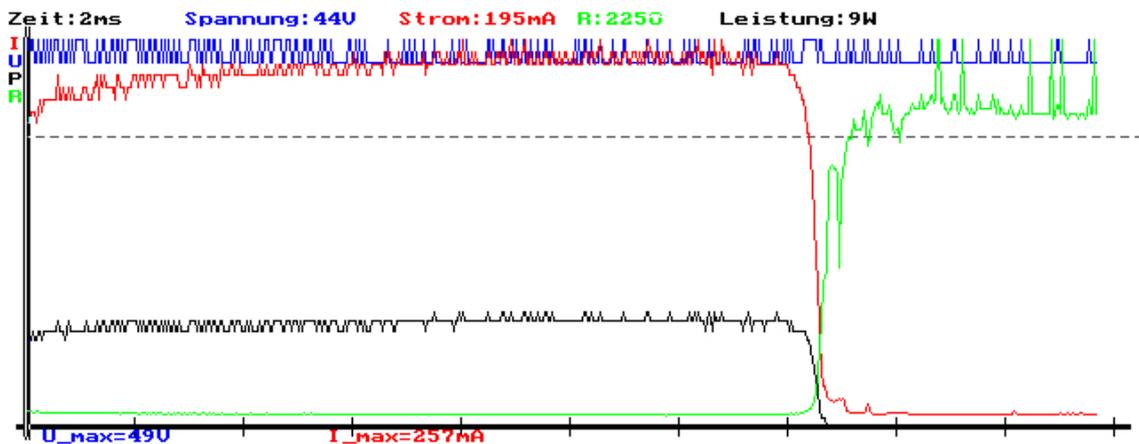


Abbildung 9: Bildschirmausdruck der Dokumentationssoftware für einen typischen Koagulationsverlauf: Die Stromstärke wächst mit steigender Erwärmung bis zum Erreichen der Siedetemperatur. Aufgrund der isolierenden Dampfschicht steigt die Impedanz schlagartig an, was zum Abbruch der Koagulation führt.

der Koagulation führt.

2.2.6 Infrarotkamera, Videorecorder und Monitor

Die Infrarotkamera wurde im zweiten Versuchsteil benutzt, um die Temperaturentwicklung während der Koagulation zu erfassen. Die jeweiligen Temperaturen an einem Ort werden als Farbe kodiert und auf einem Monitor dargestellt. Insgesamt beherrscht die Kamera 20 Farbabstufungen. Für eine Aufzeichnung des Temperaturbereichs von 37 bis 100°C musste daher eine Temperaturlösung von 5°C gewählt werden. Durch die Verwendung der Infrarotkamera ist es möglich, die Temperaturentwicklung auf der gesamten Bandscheibenoberfläche zu messen (siehe Abbildung 10). Um eine nachträgliche Auswertung zu ermöglichen, wurden die Infrarotaufnahmen mit Hilfe eines Videorecorder aufgezeichnet.

2.2.7 Sonstiges

Für das erste Hauptexperiment wurde *isotonische Kochsalzlösung* benötigt, um deren Einfluss auf die Bandscheibenimpedanz zu messen. In diesem Versuchsteil wurde auch überprüft, inwieweit der Bandscheibenwiderstand von der Temperatur abhängig ist. Zum Erwärmen der Bandscheiben diente ein *temperiertes Wasserbad*,

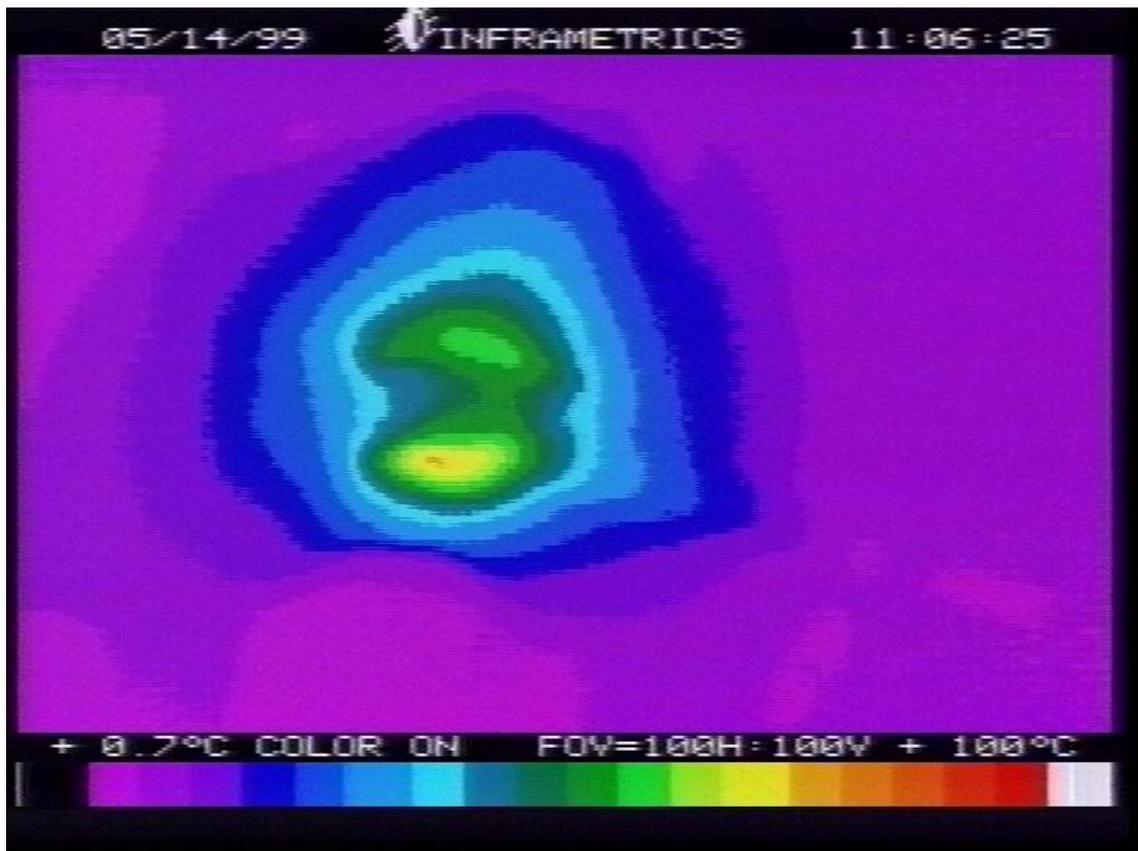


Abbildung 10: Bildschirmausdruck der Infrarotkamera. In der Bildmitte ist ein Koagulationshof zu sehen. Er ist im Zentrum sehr heiß (rote Farbe) und in der Peripherie kalt (violette Farbe). Am Bildunterrand ist die Farbskala dargestellt. Sie repräsentiert bei der gewählten Einstellung ein Temperaturspektrum von 0 bis 100°C

vor und nach den Messserien diente ein *Thermometer* der Temperaturkontrolle der Bandscheibe. Um die Abkühlung während der eigentlichen Messungen zu reduzieren, wurden Kühlaggregate aus dem Haushaltswarenbereich zu *Wärmeakkumulatoren* umfunktioniert.

2.3 Experimente

Die Doktorarbeit wurde in drei Hauptexperimente gegliedert: den Impedanzmessteil, die thermischen Messungen und die Erstellung einer Eichkurve.

IMPEDANZMESSUNGEN. Die Impedanzmessungen fanden in den zwei verschiedenen Anteilen der Bandscheibe statt, dem Anulus fibrosus und dem Nucleus

pulposus. Es wurde der Einfluss der Präparateart (frisch versus gefroren) auf den Bandscheibenwiderstand gemessen. Außerdem sollte geprüft werden, ob die Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung die Impedanz des Anulus fibrosus und des Nucleus pulposus verändert. Es musste drittens die Frage beantwortet werden, wie stark die Impedanz der Zwischenwirbelscheibe von der Temperatur abhängig ist.

THERMISCHE MESSUNGEN. Vor den eigentlichen thermischen Messungen musste über die Koagulationstechnik entschieden werden: *konventionelle HF-Koagulation* oder *Argon-Plasma-Koagulation*. Hierzu wurden in einem Vorversuch die Anwendbarkeit der APC hinsichtlich einer intradiskalen Bandscheibentherapie geprüft. Dabei stellte sich heraus, dass diese Technik hierfür nicht geeignet ist. Einerseits ist ein zu hoher Gasfluss notwendig. Dieser führt zu einer Drucksteigerung im Inneren der Bandscheibe und könnte in einer Schädigung nervaler Strukturen resultieren. Andererseits entstehen extrem hohen Temperaturen, die ähnlich wie die Lasertechnik eine Destruktion der Endplatten zur Folge hatten. Aus diesem Grund kam bei den thermischen Messungen die konventionelle HF-Koagulation zum Einsatz. Um die Sonde möglichst klein gestalten zu können, entschied man sich für eine monopolare Kugelsonde.

Bei den thermischen Messungen wurde die zeitliche Entwicklung der Maximaltemperatur in Sondennähe erfasst. Eine weitere Messgröße war die Ausdehnung der Devitalisierungszone (Bereich mit Temperaturen $\geq 49^\circ\text{C}$) am Ende der HF-Applikation. Beide Größen wurden in Abhängigkeit von der Leistungsbegrenzung des HF-Generators gemessen, um eine optimale Geräteeinstellung für spätere Versuche definieren zu können.

ERSTELLUNG EINER EICHKURVE. Die Eichkurve wurde für den optimalen Leistungsbereich und die verwendete Kugelsonde erstellt. Der optimale Leistungsbereich resultierte aus den Messungen des zweiten Versuchsteils. Die Eichkurve soll die *Steuerbarkeit* der HF-Koagulation hinsichtlich der Bandscheibentherapie verbessern, da ein steuerbares Verfahren in reproduzierbaren Ergebnissen resultiert. Dies ist eine wesentliche Grundvoraussetzung für die klinische Umsetzung einer neuen Methode.

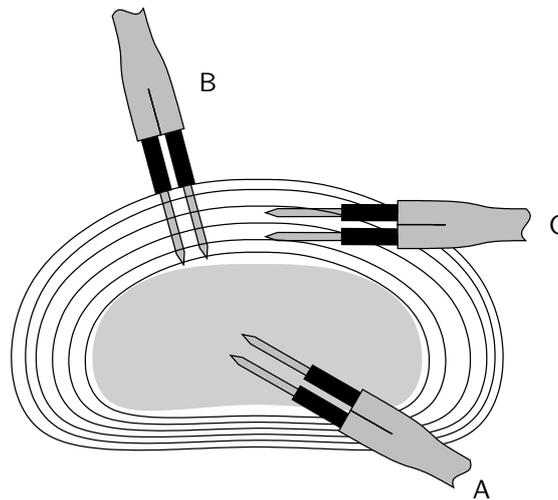


Abbildung 11: Die Impedanzen wurden im Nucleus pulposus (A) und im Anulus fibrosus gemessen. Im Faserring fand zusätzlich die Faserrichtung Berücksichtigung. Die Faserrichtung verläuft parallel zum Stromfluss (B) und quer dazu (C).

2.3.1 Impedanzmessungen

- Ist die Bandscheibenimpedanz von der Art des Präparates (Frisch- versus Gefrierpräparat) abhängig?
- Verändert die Lagerung der Bandscheiben in isotonischer Kochsalzlösung die Impedanz des Anulus fibrosus und des Nucleus pulposus?
- Wie stark wird der elektrische Widerstand der Bandscheibe von ihrer Temperatur beeinflusst?

VERSUCHSAUFBAU. Für die Impedanzmessungen standen insgesamt 22 Bandscheiben zur Verfügung. Davon waren 10 Frischpräparate und 12 Gefrierpräparate. Die Bandscheiben wurden entweder für die Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung verwendet oder für die Messung der Temperaturabhängigkeit.

Die Messung der Impedanz erfolgte mit Hilfe des Impedanzmessgerätes und der Nadelsonde. Die Einheit des elektrischen Widerstandes ist $R = 1\Omega$. Für jedes Material gibt es einen so genannten *spezifischen elektrischen Widerstand*. Seine Einheit ist $\varrho = 1\Omega m$. Daraus wird ersichtlich, dass die gemessene Impedanz nicht nur von der Stoffkonstante ϱ abhängig ist, sondern auch von geometrischen Faktoren beeinflusst wird. Die Geometrie wird hierbei von der Nadelsonde und ihrem Stromlinienverlauf

vorgegeben (siehe Abbildung 8). Um die Impedanz unabhängig von der Nadelsonde ausdrücken zu können, muss man einen geeigneten Referenzwert finden. Für unsere Versuche schien es sinnvoll, isotonische Kochsalzlösung als Referenz zu definieren. Hierzu wurde an jedem Versuchstag die Impedanz von 0,9%iger NaCl-Lösung mit Hilfe der Nadelsonde gemessen. Durch Bildung des Quotienten

$$R_{rel} = \frac{R_{abs}}{R_{NaCl}} \bullet 100[\%] \quad (1)$$

erreicht man die geforderte Unabhängigkeit von der verwendeten Sonde. Der absolut gemessene Bandscheibenwiderstand R_{abs} wird mittels Division durch den Referenzwert R_{NaCl} als relative Impedanz R_{rel} dargestellt.

Die Impedanz wurde in beiden Anteilen der Bandscheibe (Anulus fibrosus und Nucleus pulposus) getrennt erfasst. Im Faserring berücksichtigte man zusätzlich die Faserrichtung. Daraus ergeben sich für die Bandscheibe drei Messbereiche:

1. Nucleus pulposus
2. Anulus fibrosus quer zur Faserrichtung
3. Anulus fibrosus längs zur Faserrichtung

Die Angaben *quer* und *längs* beziehen sich auf die Stromlinien und nicht auf die Nadeln. Dieser Sachverhalt ist in Abbildung 2.3.1 dargestellt. Zur Reduktion der zufälligen Fehler erfolgten die Messungen in jedem Bereich fünfmal. Damit erfasste man für jede Bandscheibe insgesamt 15 Einzelwerte, welche als *Messserie* definiert wurden.

Isotonische Kochsalzlösung. Unmittelbar nach der Präparation der Bandscheiben (siehe Abschnitt 2.1.2) führte man die erste Messserie durch. Danach wurde das Präparat für 5min in 0,9%iger NaCl-Lösung gelagert und anschließend zum zweitenmal vermessen. Nach weiteren 10 und 15min Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung fanden eine dritte und vierte Messserie statt. Es gab also vier verschiedene *Lagerungsdauern*: 0min, 5min, 15min und 30min. Die Werte 15 und 30 ergeben sich aus der Addition der einzelnen Verweildauern: 15min nach der ersten und zweiten Lagerung ($5 + 10 = 15$) und 30min nach der gesamten Lagerungszeit ($5 + 10 + 15 = 30$). Alle vier Messserien wurden bei einer Raumtemperatur von circa 22°C durchgeführt.

Erwärmung. Die Bandscheiben wurden in Aluminiumfolie wasserdicht verpackt, bevor man sie zusammen mit dem Wärmeakkumulator im temperierten Wasserbad auf 37°C erwärmte. Nach Erreichen der Temperatur wurde das Präparat auf dem Wärmespeicher platziert, um die Abkühlung zu reduzieren. Vor und nach der Messserie wurde die Temperatur mittels Thermometer kontrolliert. Damit sollte das Ausmaß der Bandscheibenabkühlung erfasst werden. Diese Prozedur wurde für die gleiche Bandscheibe bei einer Temperatur von 60°C wiederholt. Zählt man die erste Messserie des vorherigen Teilversuchs (Isotonische Kochsalzlösung) dazu, so fanden die Impedanzmessungen für drei verschiedene Temperaturen statt: 22°C, 37°C und 60°C. Die 37°C wurden gewählt, da sie der Körpertemperatur entsprechen. Hierbei war es interessant, ob sich die Impedanzen bei 22 und 37°C signifikant voneinander unterscheiden.

AUSWERTUNG. Vor den statistischen Tests wurden die Absolutwerte der Impedanzen mit Hilfe der Formel (1) in Relativwerte umgerechnet. Als Referenz diente wie bereits beschrieben der am jeweiligen Versuchstag gemessene Absolutwert der Impedanz von isotonischer Kochsalzlösung. Anschließend wurde mittels Varianzanalyse der Unterschied zwischen den drei Messbereichen (*Nucleus pulposus*, *Anulus fibrosus quer*, *Anulus fibrosus längs*) getestet. Der t-Test diente der Überprüfung des Einflusses der Präparateart (*frisch vs. gefroren*). Da sowohl die Variable *Temperatur* als auch die Variable *Verweildauer* jeweils mehr als zwei Werte annehmen konnte, wurden die Signifikanzteste mittels der Varianzanalyse durchgeführt.

2.3.2 Thermische Messungen

- Welche Leistungseinstellung des HF-Generators führt zu optimalen Bedingungen hinsichtlich der Bandscheibenschrumpfung?
- Ist die Devitalisierungszone klein genug, um benachbarte Strukturen wie Rückenmark und Spinalnerven zu schonen?

VERSUCHSAUFBAU. Für diese Messungen wurden insgesamt 42 Bandscheiben verwendet. Alle Präparate waren zuvor bei -70°C tiefgefroren. Für diesen Ver-

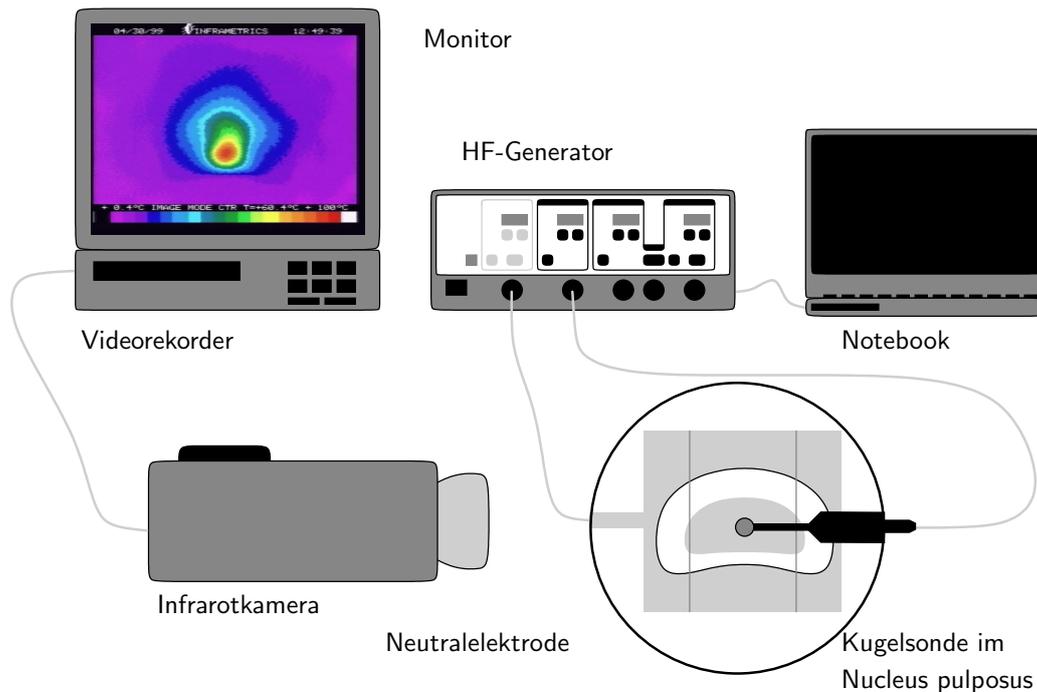


Abbildung 12: Schematischer Versuchsaufbau der thermischen Messungen: Die Bandscheibe ist mit Gummibändern an der Neutralelektrode fixiert. Die Kugelelektrode liegt im Zentrum des Gallertkerns und wird vom HF-Generator angesteuert. Dieser ist mit einem Notebook verbunden, dessen Software kontinuierlich die Spannung- und Stromwerte dokumentiert. Die Aufnahmen der Infrarotkamera werden mit einem Videorecorder aufgezeichnet und auf einem Monitor dargestellt.

suchsteil wurde der HF-Generator, die Kugelelektrode und die Neutralelektrode benötigt. Mittels Infrarotkamera konnte die Temperaturentwicklung erfasst werden. Sie war mit einem Videorecorder und einem Monitor verkabelt. Der HF-Generator war über seine Zusatzschnittstelle mit dem Notebook verbunden. Auf diesem wurde zuvor die Dokumentationssoftware installiert. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 2.3.2 schematisch dargestellt.

Vor der Koagulation mussten die Bandscheiben im temperierten Wasserbad auf 37°C erhitzt werden. Dies entspricht der Temperatur der vitalen Bandscheibe und soll zur Verringerung eines systematischen Fehlers beitragen. Anschließend wurde die Neutralelektrode mit isotonischer Kochsalzlösung benetzt, um einen guten elektrischen Kontakt zum Präparat zu gewährleisten. Die erwärmte Bandscheibe wurde danach mit Gummiringen an der Neutralelektrode fixiert. Damit erreichte man auf-

grund des Anpressdruckes eine weitere Verbesserung des elektrischen Kontaktes. Die Kugelelektrode wurde so im Zentrum des Gallertkerns platziert, dass sie vollständig von Nukleusgewebe umgeben war. Vor der eigentlichen HF-Koagulation erfolgte eine Applikation bei einer Leistungseinstellung von 1W. Diese wurde mit dem Dokumentationssystem ausgewertet und diente der Impedanzbestimmung der Bandscheibe. Anschließend erhöhte man die Leistungseinstellung. Die Werte variierten hierbei zwischen 8 und 35W. Danach wurde die Aufzeichnung der Infrarotdaten und der Strom-/Spannungsverläufe gestartet und die Koagulation begonnen. Für das Ende der Koagulation definierte man zwei Abbruchkriterien:

1. eine Temperatur von 100°C an der Sondenspitze
2. eine Koagulationsdauer von ≥ 180 s

Nach Beendigung der HF-Anwendung wurde mit der Infrarotkamera zusätzlich ein rechteckiger Gegenstand gefilmt. Dieser diente als Maßstab für die spätere Bestimmung der Devitalisierungszone. Mittels Maßband wurden der Gegenstand im Original (G_{Orig}), das Monitorbild des Gegenstandes (G_{Bild}) und die Infrarotaufnahme der Devitalisierungszone (D_{Bild}) gemessen. Mit der folgenden Formel:

$$D_{Orig} = \frac{G_{Orig}}{G_{Bild}} \bullet D_{Bild} \quad (2)$$

konnten dadurch die Originalausmaße der Devitalisierungszone (D_{Orig}) berechnet werden.

AUSWERTUNG. Die Auswertung der Videobänder erfolgte direkt im Anschluss an die Koagulation. Es wurden jeweils die Zeiten ab Koagulationsbeginn notiert, bei denen ein Wechsel zur nächst „heißeren“ Farbe stattfand. Jede Farbe entspricht einem Temperaturbereich, der einer Skala zu entnehmen war. Es wurden jeweils die Untergrenzen der Temperaturbereiche dokumentiert, da diese die mindestens erreichte Temperatur zum Zeitpunkt des Farbwechsels darstellen. Am Ende der Koagulation (nach 180s Applikationsdauer oder Erreichen von 100°C an der Sondenspitze) erfolgte die Vermessung der Devitalisierungszone. Diese wurde als Gewebebereich definiert, an dem eine Mindesttemperatur von 43°C auftrat. Die Messung fand in

horizontaler und vertikaler Richtung am Monitor statt. Aus beiden Längenangaben berechnete man anschließend den Mittelwert und daraus mittels Formel 2 den Durchmesser der Devitalisierungszone.

Die mit der Dokumentationssoftware aufgezeichneten Koagulationsdaten konnten als ASCII-Tabelle exportiert werden und wurden mit einem Tabellenkalkulationsprogramm ausgewertet. In diesem Versuchsteil war lediglich von Interesse, welche Leistung während der HF-Applikation tatsächlich im Gewebe frei wird. Hierzu musste man den Mittelwert der Spaltendaten berechnen, die die Leistungsangaben enthielten. Dabei war es wesentlich, diejenigen Werte aus der Berechnung auszuschließen, die nach dem Ende der Koagulation (z.B. bei vorzeitigem Abbruch) gemessen wurden.

2.3.3 Erstellung einer Eichkurve

- Lässt sich zwischen der eingestellten Leistungsbegrenzung und der Bandscheibenimpedanz eine Korrelationsgerade berechnen?

Dieser Versuchsteil verwendet die Daten des zweiten Hauptexperimentes, um daraus eine Eichkurve zu berechnen. Zur Auswertung gelangten diejenigen Koagulationen, bei denen im Bandscheibengewebe eine Leistung von 4 bis 6 Watt frei wurden.

AUSWERTUNG. Insgesamt konnten 16 Bandscheiben ausgewertet werden. Wie bereits erwähnt wurde, kann an dem verwendeten HF-Generator eine Leistungsbegrenzung vorgewählt werden. Diese Begrenzung entspricht jedoch nicht der Leistung, die im Gewebe frei wird. Das *ICC 350* besitzt eine Konstantspannungsregelung. Das bedeutet für unsere Anwendung, dass unabhängig von der Bandscheibenimpedanz immer die gleiche Generatorspannung bereitgestellt wird. Die tatsächliche Leistung (P) ist abhängig von der Koagulationsspannung (U) und dem Koagulationsstrom (I):

$$P = U \bullet I \tag{3}$$

Die Stromstärke (I) wird hierbei von der Bandscheibenimpedanz (R) beeinflusst:

$$I = \frac{U}{R} \quad (4)$$

Fasst man (3) und (4) zusammen, so erhält man:

$$P = \frac{U^2}{R} \quad (5)$$

Anhand von (5) wird ersichtlich, dass bei steigender Impedanz (R) die frei werdende Leistung (P) sinkt und umgekehrt. Für sehr hohe Bandscheibenwiderstände fällt die Leistung demnach fast auf 0W ab, sehr niedrige Impedanzen führen zu einer Begrenzung der Leistung auf den eingestellten Wert. Ziel muss es also sein, die Koagulationsspannung (U) an den Gewebewiderstand der Bandscheibe anzupassen. Die Koagulationsspannung des HF-Generators steigt an, wenn eine höhere Leistungsbegrenzung eingestellt wird - das heißt, die Koagulationsspannung und die Leistungsbegrenzung stehen in engem Zusammenhang. Daher kann die frei werdende Leistung (P) als Funktion der Leistungsbegrenzung (P_{Grenze}) und der Impedanz (R) verstanden werden:

$$P = \frac{f(P_{Grenze})}{R} \quad (6)$$

Anders betrachtet bedeutet diese Tatsache, dass die Leistungsbegrenzung (P_{Grenze}) theoretisch an die gewünschte frei werdende Leistung (P) und den Bandscheibenwiderstand (R) angepasst werden kann:

$$P_{Grenze} = f(P, R) \quad (7)$$

Für unseren Fall genügt es, die Leistungsbegrenzung in Abhängigkeit von der Impedanz darzustellen, da der gewünschte Leistungsbereich definiert ist (4 bis 6W). Aus diesem Grund wird aus den vorliegenden Daten eine lineare Regressionsgerade der Gestalt:

$$y = a + b \bullet x \quad (8)$$

berechnet, wobei y die gesuchte Leistungsbegrenzung und x die vor der Koagulation gemessene Impedanz ist.

Für nachfolgende Anwendungen der HF-Koagulation ist es nicht praktikabel, die Daten der Dokumentationssoftware zu exportieren, in ein Tabellenkalkulations-

programm zu importieren, um anschließend die Impedanz der Bandscheibe zu berechnen, mit deren Hilfe man in der Eichkurve die Leistungsbegrenzung ermittelt. Daher wurde in einem weiteren Schritt ein Computerprogramm entwickelt, das die von der Dokumentationssoftware gespeicherten Daten einliest und die notwendige Leistungsbegrenzung berechnet.

3 Ergebnisse

3.1 Impedanzmessungen

Tabelle 3: Impedanzen in Abhängigkeit vom Messbereich: Schätzungen der Impedanz-Mittelwerte und -Standardabweichungen nach jeweils 310 Messungen. Signifikanter Impedanzunterschied ($p \ll 0,001$) zwischen Nucleus pulposus, Anulus fibrosus längs und Anulus fibrosus quer. Impedanz-Einheit: [%] bezogen auf isotonische Kochsalzlösung.

Messbereich	<i>n</i>	Impedanz [%NaCl]
<i>N. p.</i>	310	103 ± 23
<i>A. f. längs</i>	310	199 ± 47
<i>A. f. quer</i>	310	269 ± 57

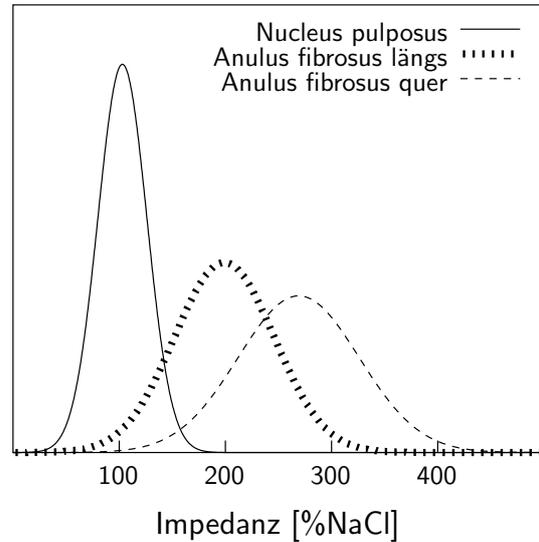


Abbildung 13: Normalverteilungen der Impedanzen in den jeweiligen Messbereichen: Schätzungen der Impedanz-Normalverteilungen aufgrund von 930 Einzelmessungen (310 je Messbereich). Impedanz-Einheit: [%] bezogen auf isotonische Kochsalzlösung.

Es wurden insgesamt 930 Einzelmessungen an 22 Präparaten durchgeführt. Mittels Varianzanalyse wurde ein mit $p \ll 0,001$ hoch signifikanter Unterschied der Impedanzen in den einzelnen Messbereichen (*Nucleus pulposus*, *Anulus fibrosus längs*, *Anulus fibrosus quer*) festgestellt. Es konnten je Bereich 310 Messungen ausgewertet werden. Das Ergebnis führt zu folgender Staffelung der Widerstandswerte: $Z_{Np} < Z_{Afl} < Z_{Afq}$ (siehe Abbildung 13 und Tabelle 3).

Eine wichtige Frage war, ob die Bandscheibenwiderstände durch Tiefkühlung bei -70°C verändert werden. Um sie zu beantworten, wurden 420 Messungen an 10 Frischpräparaten mit 510 Messungen an 12 Gefrierpräparaten verglichen. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen gefunden werden ($p \gg$

Tabelle 4: Impedanzen von Frisch- und Gefrierpräparaten: Schätzungen der Impedanz-Mittelwerte und -Standardabweichungen nach n Messungen in den einzelnen Bereichen. Kein signifikanter Unterschied zwischen Frisch- und Gefrierpräparaten ($p \gg 0,05$). Impedanz-Einheit: [%] bezogen auf isotonische Kochsalzlösung.

Art des Präparates	n	Impedanz [%NaCl] im		
		N. p.	A. f. längs	A. f. quer
Frischpräparate	420	104 ± 22	197 ± 55	257 ± 61
Gefrierpräparate	510	102 ± 23	200 ± 40	279 ± 51

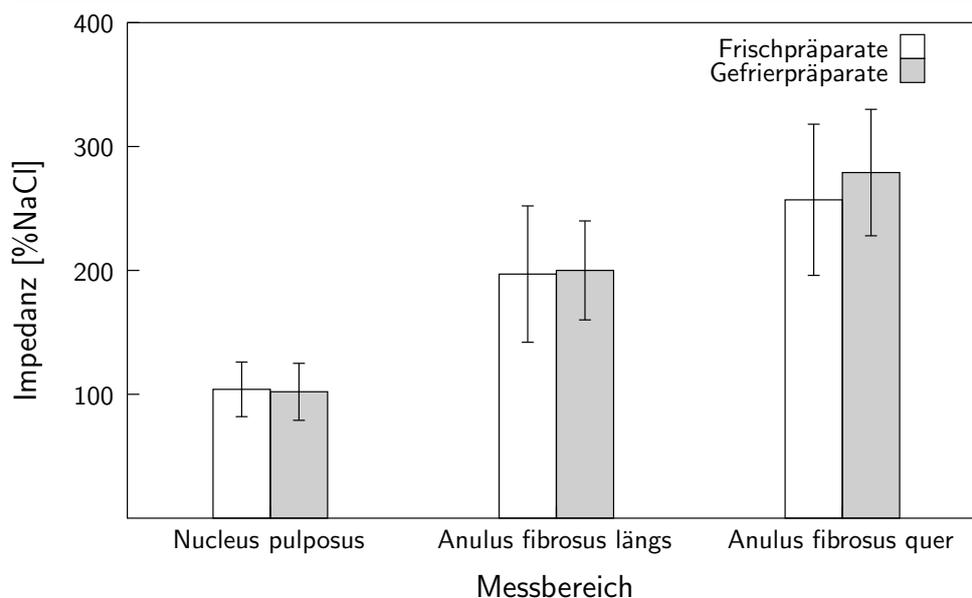


Abbildung 14: Impedanzen von Frisch- und Gefrierpräparaten: Schätzungen der Impedanz-Mittelwerte (Säulen) und -Standardabweichungen (|—|) in den einzelnen Messbereichen. Impedanz-Einheit: [%] bezogen auf isotonische Kochsalzlösung.

0,05). Die Impedanzen beider Präparatearten werden daher bis zum Beweis des Gegenteils als der gleichen Grundgesamtheit entstammend angesehen. Sie sind in Abbildung 14 grafisch dargestellt. Die dazugehörigen Werte sind der Tabelle 4 zu entnehmen.

In einem nächsten Schritt sollte der Einfluss von 0,9%iger NaCl-Lösung auf die Impedanz der Bandscheiben gemessen werden. Hierzu wurden 540 Messungen an 9 Zwischenwirbelscheiben durchgeführt, von denen 4 Frischpräparate und 5 Gefrierpräparate waren. Das Ergebnis ist ein signifikanter Unterschied der Impedanzen

Tabelle 5: Impedanzen nach Lagerung in 0,9%iger NaCl-Lösung: Schätzungen der Impedanz-Mittelwerte und -Standardabweichungen nach n Messungen. Signifikanter Impedanzunterschied ($p \ll 0,001$) für die einzelnen Verweildauern in NaCl-Lösung. Impedanz-Einheit: [%] bezogen auf isotonische Kochsalzlösung.

Verweildauer in 0,9%iger NaCl-Lösung [min]	n	Impedanz [%NaCl] im		
		N. p.	A. f. längs	A. f. quer
0	135	129 ± 12	253 ± 47	309 ± 61
5	135	121 ± 9	209 ± 31	295 ± 43
15	135	115 ± 8	192 ± 29	255 ± 53
30	135	109 ± 7	178 ± 25	250 ± 46

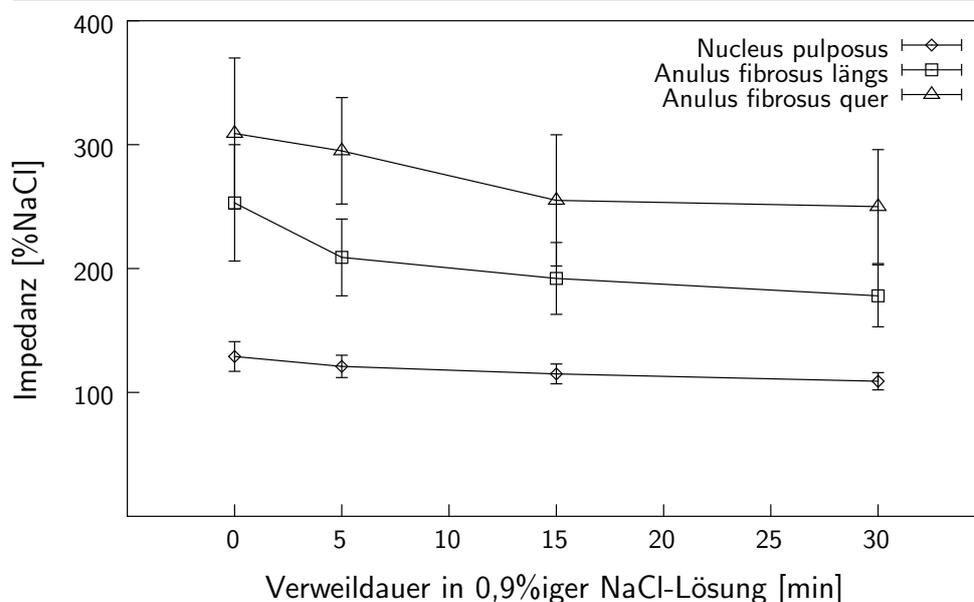


Abbildung 15: Impedanzen nach Lagerung in 0,9%iger NaCl-Lösung: Schätzungen der Impedanz-Mittelwerte und -Standardabweichungen (—|) in den einzelnen Messbereichen. Impedanz-Einheit: [%] bezogen auf isotonische Kochsalzlösung.

für die unterschiedlichen Verweildauern in isotonischer Kochsalzlösung ($p \ll 0,001$). Die Impedanzen nehmen in allen drei Messbereichen mit zunehmender Verweildauer stetig ab. Die Verringerung des Widerstandes ist hierbei im Anulus fibrosus stärker ausgeprägt als im Nucleus pulposus. Die mit der Verweildauer in 0,9%iger NaCl-Lösung abnehmende Impedanz ist in Abbildung 15 verdeutlicht. Die dazugehörigen Werte sind in Tabelle 5 aufgelistet.

Tabelle 6: Impedanzen in Abhängigkeit von der Temperatur: Schätzungen der Impedanz-Mittelwerte und -Standardabweichungen nach n Messungen. Signifikanter Impedanzunterschied ($p \ll 0,001$) für die einzelnen Bandscheibentemperaturen. Impedanz-Einheit: [%] bezogen auf isotonische Kochsalzlösung.

Bandscheibentemperatur [°C]	n	Impedanz [%NaCl] im		
		N. p.	A. f. längs	A. f. quer
22	135	129 ± 12	253 ± 47	309 ± 61
37	195	93 ± 7	211 ± 52	273 ± 55
60	195	70 ± 9	160 ± 28	255 ± 51

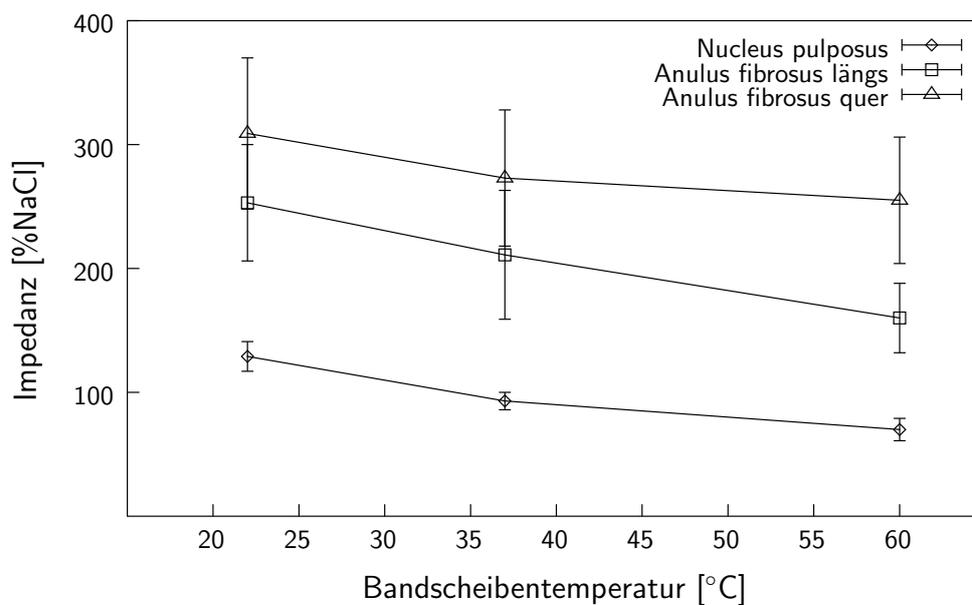


Abbildung 16: Impedanzen in Abhängigkeit von der Temperatur: Schätzungen der Impedanz-Mittelwerte und -Standardabweichungen in den einzelnen Messbereichen. Impedanz-Einheit: [%] bezogen auf isotonische Kochsalzlösung.

Wie stark wird die Bandscheibenimpedanz von der Temperatur beeinflusst? Nach der Auswertung von 525 Messungen an 22 Bandscheiben (10 Frischpräparate und 12 Gefrierpräparate) ergab sich ein signifikanter Impedanzunterschied in den drei Temperaturgruppen ($p \ll 0,001$). Die Impedanz nahm in der gesamten Zwischenwirbelscheibe mit zunehmender Temperatur ab. Die Abnahme des Widerstandes war in allen drei Messbereichen ähnlich hoch. Der Temperatureffekt ist in Abbildung 16 grafisch dargestellt. In Tabelle 5 sind die Impedanzwerte in Abhängigkeit von der

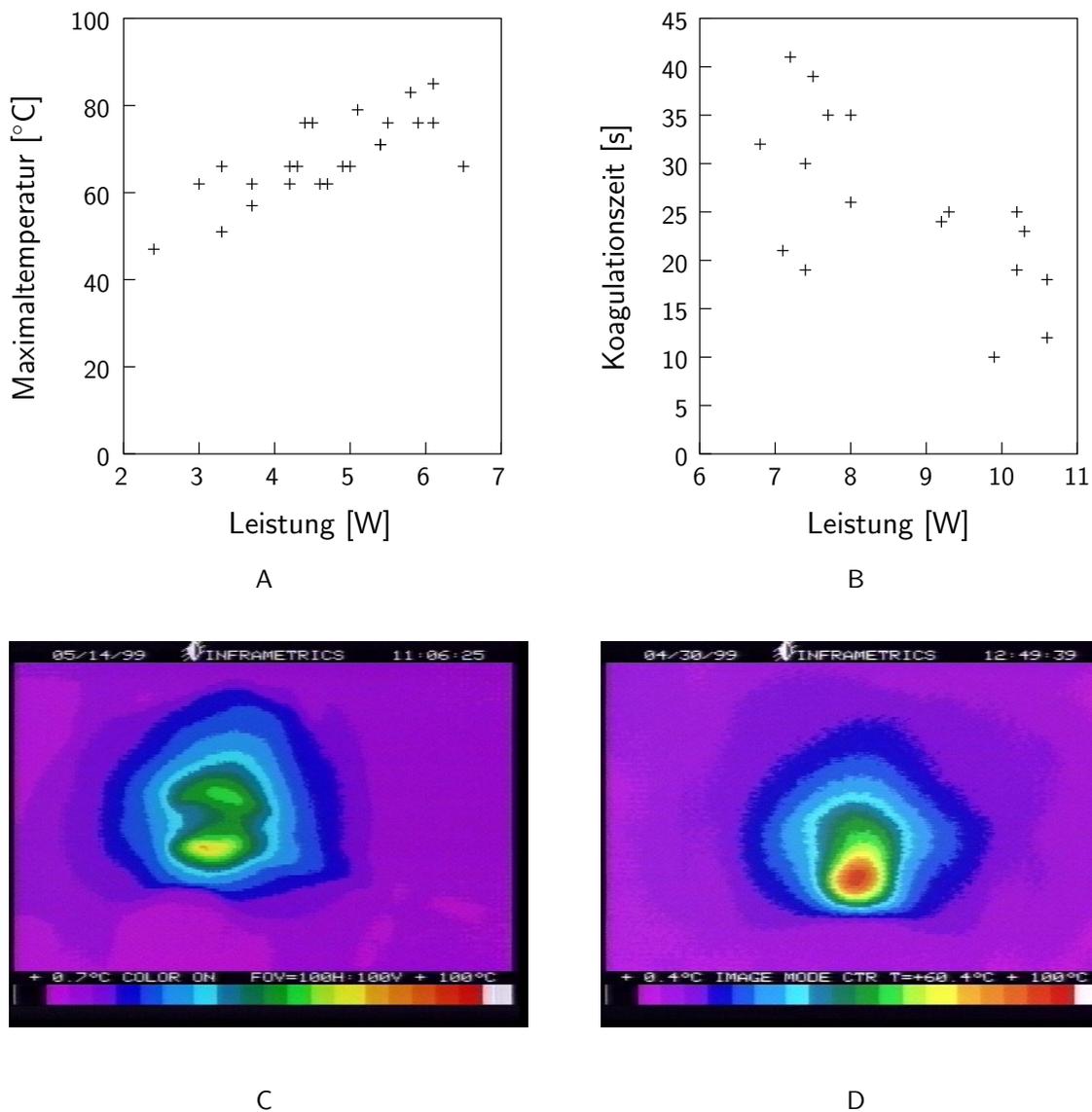


Abbildung 17: Maximaltemperatur und Koagulationszeit in Abhängigkeit von der Leistung: Maximaltemperaturen von n=24 Präparaten, die keine 100°C erreicht haben (A), und exemplarisches Infrarotbild nach 180s (C). Des Weiteren die Koagulationsdauern von n=18 Präparaten mit einer Maximaltemperatur von 100°C (B) und exemplarisches Infrarotbild nach Ende der Koagulation (D).

Temperatur zu sehen.

3.2 Thermische Messungen

Die Thermischen Messungen wurden an insgesamt 42 Bandscheiben durchgeführt. Dabei gab es Koagulationen, bei denen eine Temperatur von 100°C erreicht wur-

Tabelle 7: Koagulationsdaten für Leistungen von 4 bis 6W: Anzahl der koagulierten Präparate (n), durchschnittliche Maximaltemperatur, Regressionskurve der Temperaturentwicklung und mittlerer Durchmesser der Devitalisierungszone.

n	T_{Max}	$T(t) = a \bullet (1 - e^{-b \bullet t - c})$			$Devitalisierungszone$
	$[^{\circ}C]$	a	b	b	$[mm]$
18	71 ± 7	73	0,030	0,64	15 ± 3

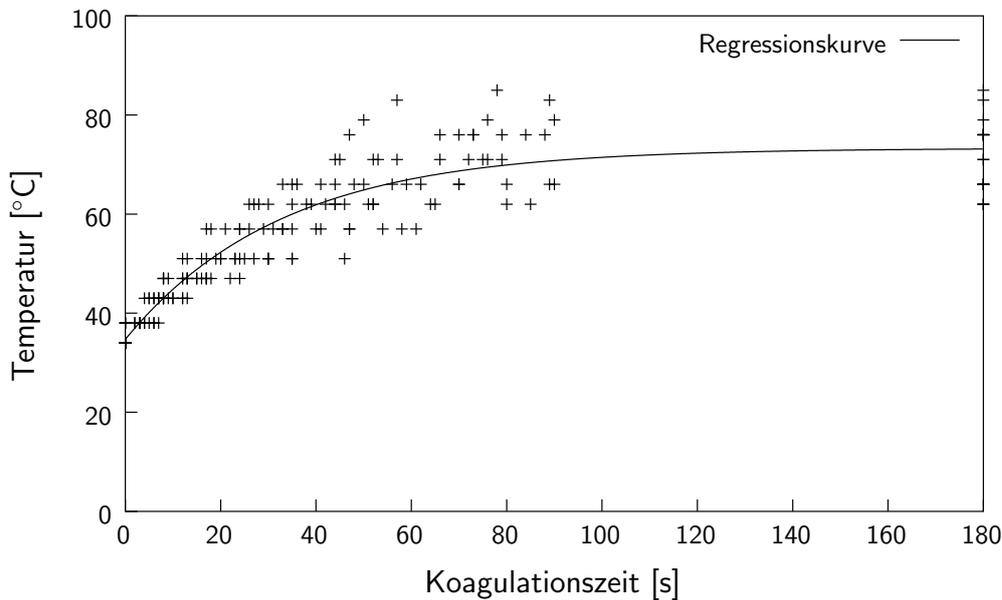


Abbildung 18: Zeitlicher Temperaturverlauf bei einer Leistung von 4 bis 6W: Einzelmesswerte (+) von $n=18$ Koagulationen und Regressionskurve der Form $T(t) = a \bullet (1 - e^{-b \bullet t - c})$ nach Auswertung der Infrarotaufnahmen.

den und solche, bei denen die Maximaltemperatur niedriger lag. Die Grenze zwischen beiden Gruppen lag bei ca. 6,5W. Für diejenigen Koagulationen, bei denen die Maximaltemperatur 100°C erreichte, betrachtete man die Koagulationszeit in Abhängigkeit von der Leistung. Die andere Gruppe wurde dahingehend ausgewertet, dass man die Maximaltemperatur und die Leistung zueinander in Beziehung setzte. Die statistischen Auswertungen ergaben für verschiedene Leistungen signifikante Unterschiede ($p \ll 0,001$). Diese Zusammenhänge sind in Abbildung 17 zu sehen. Zusätzlich wurden für beide Gruppen exemplarische Aufnahmen der Infrarotkamera dargestellt.

Bei insgesamt 18 Koagulationen wurden im Bandscheibengewebe jeweils Lei-

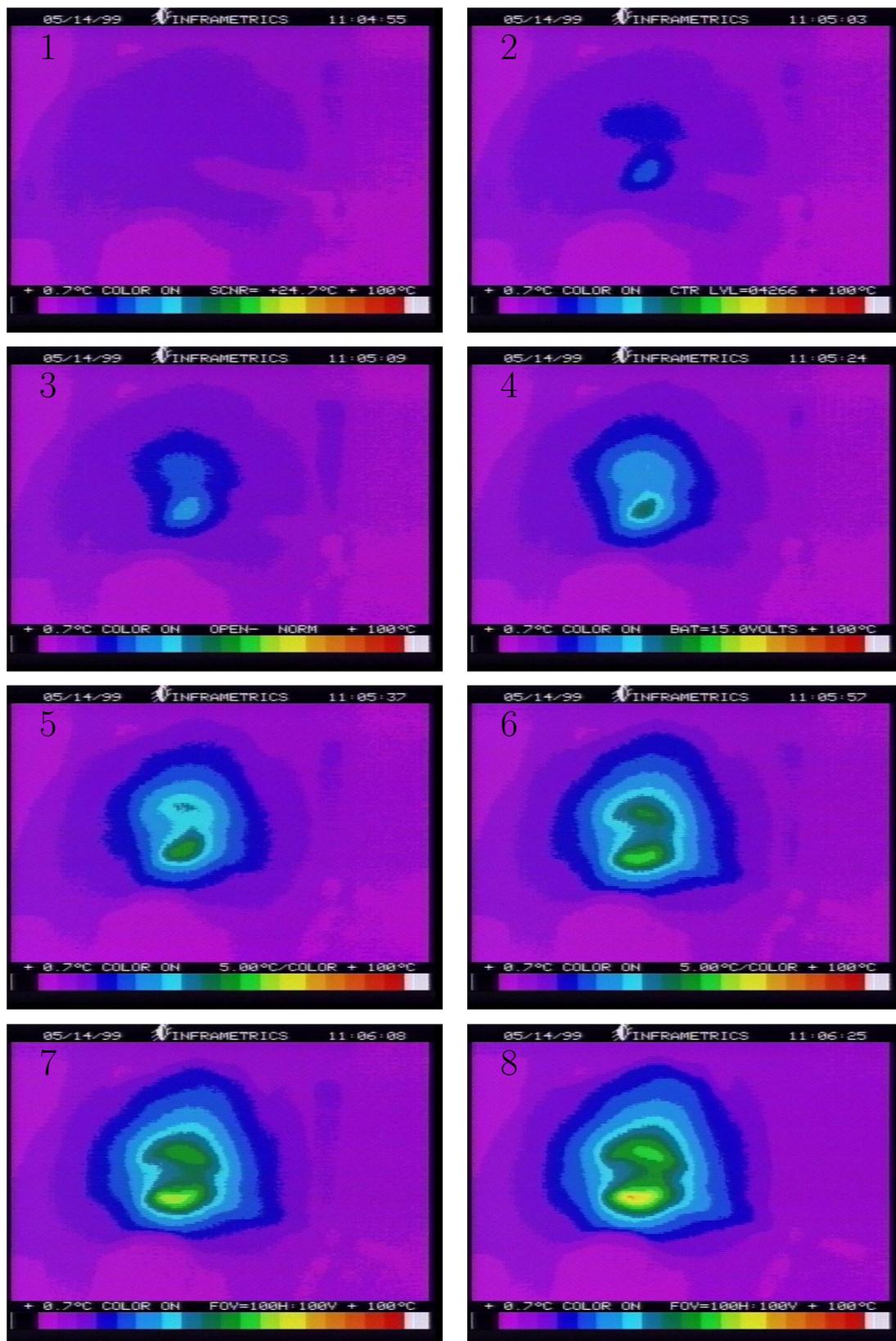


Abbildung 19: Infrarotaufnahmen für Leistungen von 4 bis 6W: Man sieht die zeitliche Entwicklung (1-8) der Maximaltemperatur und der Devitalisierungszone.

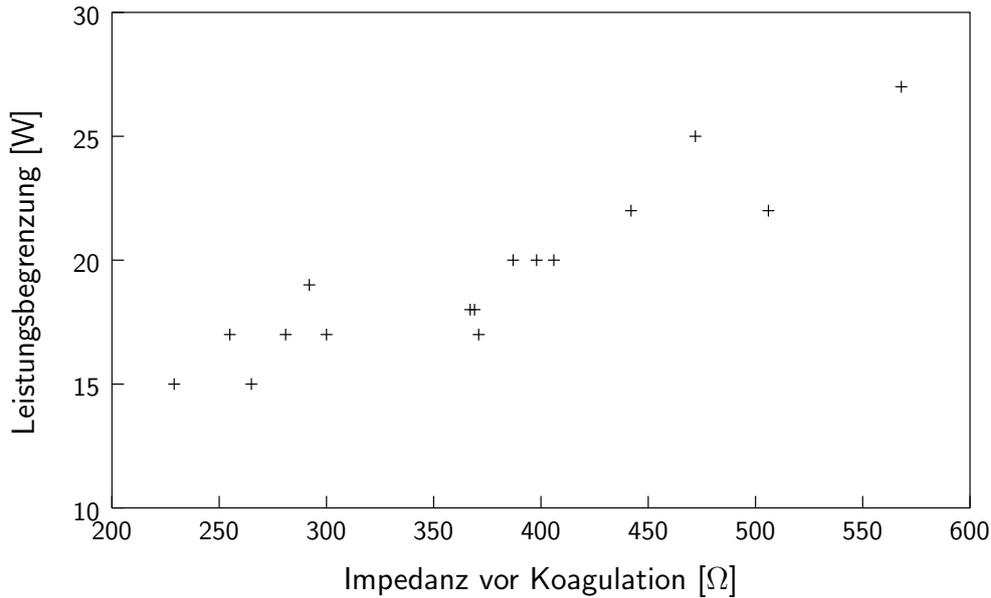


Abbildung 20: Impedanz/Leistungsbegrenzung-Diagramm der für die Eichkurve verwendeten 16 Koagulationen. Die Koagulationen fanden allesamt in einem Leistungsbereich von 4 bis 6W statt.

stungen von 4 bis 6W frei. In dieser Leistungsgruppe wurden nach durchschnittlich 80s Maximaltemperaturen von 70°C erreicht. Die Devitalisierungszone (Bereich mit einer Mindesttemperatur von 43°C) hatte einen mittleren Durchmesser von 15mm. Die Temperatur nähert sich hierbei allmählich einem Grenzwert. Aus den Messwerten der Temperaturverläufe wurde eine Regressionskurve der Form:

$$T(t) = a \bullet e^{-b \bullet t - c} \quad (9)$$

berechnet. Die Regressionskurve und die Einzelmesswerte der thermischen Messungen sind in Abbildung 18 grafisch dargestellt. Die relevanten Koagulationsdaten für einen Leistungsbereich von 4 bis 6W sind in Tabelle 7 zu sehen. Des Weiteren wurden in Abbildung 19 die Aufnahmen der Infrarotkamera für eine Koagulation bei einer frei werdenden Leistung von 4 bis 6W exemplarisch zusammengefasst.

3.3 Erstellung einer Eichkurve

Es wurden die Daten von insgesamt 16 Koagulationen verwendet. Diese Koagulationen fanden allesamt in einem Leistungsbereich von 4 bis 6W statt. In Abbildung 20 sind die Impedanzen vor Koagulation und die eingestellte Leistungsbegrenzung des

Tabelle 8: Eichskala: Optimale Einstellungen der Leistungsbegrenzung für Bandscheibenimpedanzen von 95 bis 719Ω bei Verwendung einer Kugelsonde mit einem Durchmesser von 2mm und dem HF-Generator ICC 350 (Erbe, Tübingen, Deutschland).

Impedanz [Ω]	Leistungsbegrenzung [W]	Impedanz [Ω]	Leistungsbegrenzung [W]
95 - 125	11	408 - 438	21
126 - 157	12	439 - 469	22
158 - 188	13	470 - 500	23
189 - 219	14	501 - 532	24
220 - 250	15	533 - 563	25
251 - 282	16	564 - 594	26
283 - 313	17	595 - 625	27
314 - 344	18	626 - 657	28
345 - 375	19	658 - 688	29
376 - 407	20	689 - 719	30

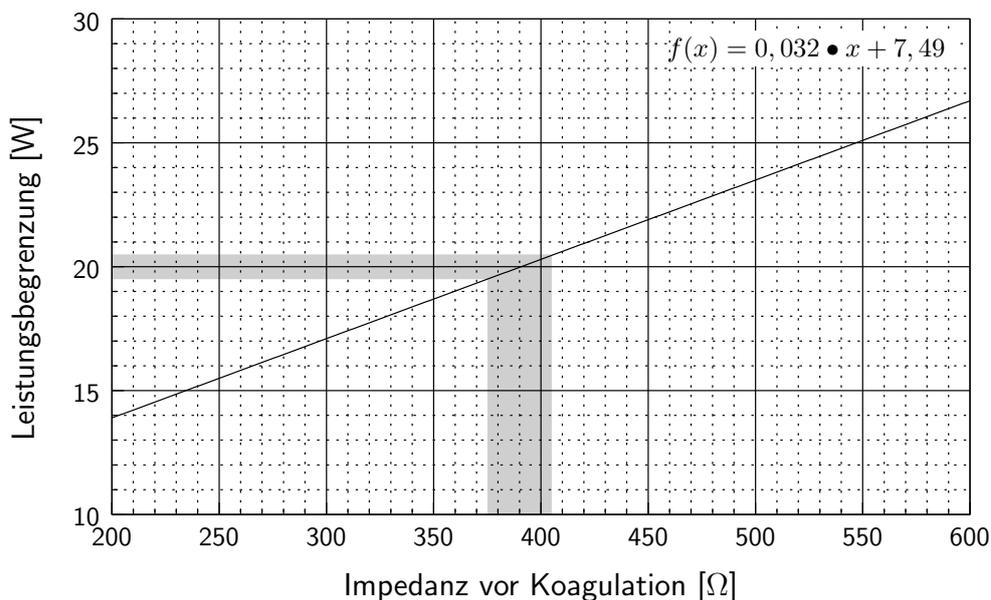


Abbildung 21: Eichkurve für eine Kugelelektrode mit einem Durchmesser von 2mm in Verbindung mit dem HF-Generator ICC 350 der Firma Erbe. Exemplarische Darstellung des gültigen Impedanzbereiches für eine Leistungsbegrenzung von 20W. Umgekehrt nach Messung der Bandscheibenimpedanz vor Koagulation die optimale Leistungsbegrenzung abgelesen werden.

HF-Generators für alle 16 Koagulationen dargestellt. Diese Wertepaare dienen der Berechnung der Eichkurve, die es ermöglicht, in Abhängigkeit von der Bandscheibenimpedanz eine optimale Leistungsbegrenzung am HF-Generator einzustellen. Die Eichkurve selbst ist in Abbildung 21 zu sehen. Sie kann durch die Funktion:

$$P_{Grenze}(R) = 7,49 + 0,032 \cdot R \quad (10)$$

beschrieben werden, wobei P_{Grenze} die einzustellende Leistungsbegrenzung und Z die Bandscheibenimpedanz darstellt. Zusätzlich ist exemplarisch der gültige Impedanzbereich für eine Leistungsbegrenzung von 20W eingezeichnet. Um umgekehrt die richtige Einstellung des HF-Generators zu gewährleisten, wurden die notwendigen Daten zusätzlich in einer Eichskala (siehe Tabelle 8) aufgelistet. Sowohl Eichkurve als auch Eichskala gelten nur unter der Bedingung, dass eine Kugelelektrode mit einem Durchmesser von 2mm in Verbindung mit dem HF-Generator ICC 350 (*Erbe, Tübingen, Deutschland*) verwendet wird. Zur Auswertung der von der Dokumentationssoftware gespeicherten Dateien wurde eine eigene Software entwickelt. Die Implementierung erfolgte in der Programmiersprache „C“. Die Funktion der Eichkurve wurde dabei in die Software integriert: Bei einer vorgewählten Leistungsbegrenzung von 1W, welche der reinen Impedanzmessung dienen soll, berechnet das Programm aus den gespeicherten Spannungs- sowie Strommesswerten den Bandscheibenwiderstand. Mittels Eichkurvenfunktion (10) kann anschließend die optimale Einstellung des HF-Generators ermittelt werden, um Leistungen im Bereich von 4 bis 6W zu erzielen. Wurde mit mehr als 1W koaguliert, so dient die Software der Berechnung der umgewandelten Energie bzw. der abgegebenen elektrischen Leistung. Der vollständige Programm-Code ist im Anhang (siehe Seite 67) aufgelistet.

4 Diskussion

4.1 Interpretation der eigenen Ergebnisse

4.1.1 Impedanz-Messungen

Wie bereits erwähnt, wird bei der HF-Koagulation elektrische Energie in Wärme umgewandelt, was in einer Temperaturerhöhung des Gewebes resultiert. Die elektrische Energie ΔW kann ganz allgemein als Produkt aus elektrischer Leistung P und Zeit Δt dargestellt werden:

$$\Delta W = P \bullet \Delta t \quad (11)$$

Die elektrische Leistung P lässt sich durch den Gewebewiderstand R und dem Koagulationsstrom I darstellen:

$$P = I^2 \bullet R \quad (12)$$

Fasst man die Formeln (11) und (12) zusammen, so erhält man:

$$\Delta W = I^2 \bullet R \bullet \Delta t \quad (13)$$

Diese Formel verdeutlicht folgende Tatsache: die auf das Bandscheibengewebe übertragene Energie ist abhängig von der Höhe des Koagulationsstroms I , der Dauer der Koagulation Δt und dem Bandscheibenwiderstand R .

Im Falle einer Kugelelektrode breitet sich der elektrische Strom idealerweise kugelförmig aus. Dies führt aber zu einer inhomogenen Energieverteilung. Die frei werdende Energie ist hierbei proportional zu $\frac{1}{r^4}$, wobei r die Entfernung zur Kugelelektrode darstellt. Dadurch entsteht ein steiler Energieabfall (und damit auch Temperaturabfall). Aus diesem Grund eignet sich die HF-Koagulation besonders gut zum Erzeugen präziser Läsionen. Hinzuzufügen ist, dass in der praktischen Anwendung der Temperaturabfall flacher ist als r^{-4} . Ursache hierfür ist die Wärmeleitfähigkeit: Das Gewebe wird nicht nur durch Umwandlung elektrischer Energie erwärmt sondern zusätzlich durch benachbartes wärmeres Gewebe. Je besser die Wärmeleitfähigkeit, desto geringer ist der Temperaturgradient und umgekehrt.

Nach der Auswertung der Impedanz-Messungen war festzustellen, dass sich die Impedanzen in den drei Messbereichen signifikant voneinander unterscheiden ($p \ll$

0,001). Eine Erklärung hierfür ist in der unterschiedlichen Zusammensetzung der Bandscheibenanteile zu suchen. Wie bereits in der Einleitung beschrieben wurde, setzt sich der Anulus fibrosus hauptsächlich aus Kollagenfasern zusammen. Im Gegensatz dazu besteht der Nucleus pulposus aus Anteilen von Bindegewebsfasern und Mukopolysacchariden. Mukopolysaccharide zeichnen sich durch ein hohes Wasserbindungsvermögen aus. Aufgrund des extrazellulären Flüssigkeitscharakters ist der Anteil an frei beweglichen Elektrolyten (Na^+ und Cl^-) sehr hoch. Diese freien Ladungsträger führen zu einer guten Leitfähigkeit, also einer geringeren Impedanz. Die Impedanz im Nucleus pulposus entspricht nahezu der von isotonischer Kochsalzlösung, was das eben Gesagte unterstreicht. Der elektrische Widerstand des Anulus fibrosus ist ungefähr 2,5fach so hoch wie der des Gallertkerns. Grund hierfür ist der deutlich niedrigere Flüssigkeitsanteil im Faserring. Dieser besteht überwiegend aus konzentrisch angeordneten Kollagenlamellen. Des Weiteren konnte festgestellt werden, dass die Impedanz, die quer zur Faserrichtung gemessen wurde, signifikant höher als die längs zur Faserrichtung gemessene ist. Das bedeutet nichts anderes, als dass die Ladungsträger entlang der Kollagenfibrillen besser beweglich sind, als quer zur Faserrichtung.

In einem nächsten Schritt wurden die Impedanzen von 10 Frisch- mit 12 Gefrierpräparaten miteinander verglichen. Hierbei konnte kein signifikanter Unterschied ($p \gg 0,05$) nachgewiesen werden. Die Ursache hierfür ist wieder in dem Aufbau der Bandscheibe zu suchen. Sowohl Nucleus pulposus als auch Anulus fibrosus bestehen hauptsächlich aus extrazellulärem Material. Es gibt kaum Zellen, die aufgrund des Tiefkühlens platzen könnten, und somit die Zusammensetzung entscheidend verändern würden. Aus diesem Grund werden die Frisch- und Gefrierpräparate hinsichtlich der Impedanzen als gleich erachtet. Sie können daher für die Koagulationsversuche gleichermaßen verwendet werden.

Zwischen der Verweildauer von Bandscheibenmaterial in isotonischer Kochsalzlösung und der Impedanz der Bandscheiben besteht ein signifikanter Zusammenhang ($p \ll 0,001$). Es konnte nachgewiesen werden, dass der elektrische Widerstand im Nucleus pulposus und im Anulus fibrosus mit zunehmender Einwirkzeit der NaCl-Lösung abnimmt. Der Grund für die Abnahme der Impedanz ist die Dif-

fusion von Na^+ - und Cl^- -Ionen und Wasser in die Bandscheibe. Dieser Vorgang entspricht auch genau der physiologischen Situation: Die Bandscheibe besitzt nach abgeschlossener Entwicklung keine Gefäße mehr. Sie gehört zu den bradytrophen Geweben und ernährt sich durch Diffusion. Die freien Ladungsträger erhöhen die Leitfähigkeit der Bandscheibe, was einer Widerstandsabnahme entspricht. Im Faserring konnte ein stärkerer Effekt beobachtet werden. Dieser liegt sehr wahrscheinlich in dem größeren Konzentrationsgefälle der freien Ladungsträger begründet. Aufgrund der starken Diffusion der isotonischen Kochsalzlösung müssen für die weiteren Versuche Konsequenzen folgen: Bei der Erwärmung der Bandscheiben muss die Diffusion durch Verpacken in wasserdichtem Material verhindert werden. Dieses Material muss jedoch eine gute Wärmeleitung gewährleisten. Beide Ziele können durch Verpacken der Präparate in Aluminiumfolie erreicht werden. Diese lässt sich den präparierten Bandscheiben sehr gut anmodellieren und hat des Weiteren einen günstigen Wärmeleitkoeffizienten.

Wie im Ergebnisteil gezeigt werden konnte, besteht zwischen der Temperatur und der Impedanz der Bandscheibe ein signifikanter Zusammenhang ($p \ll 0,001$). Dieses Verhalten entspricht der Eigenschaft von Elektrolytlösungen. Bei Erwärmung erhöht sich die Beweglichkeit der freien Ladungsträger in der Lösung, die Diffusionsfähigkeit wird gesteigert. Hier müsste generell diskutiert werden, ob nicht durch die Erwärmung der Bandscheiben die Ernährungsbedingungen sowohl des Nucleus pulposus als auch des Anulus fibrosus verbessert werden könnten. Beide sind auf Diffusion angewiesen. Hinsichtlich der Impedanz bedeuten beweglichere Ionen eine Erhöhung der Leitfähigkeit und somit eine Verringerung des Gewebewiderstandes. Für die folgenden Versuchsteile bedeutet dieses Ergebnis, dass die Bandscheiben vor einer Koagulation auf die physiologische Temperatur von 37°C erwärmt werden. Mit dieser Maßnahme erzielt man eine bessere Vergleichbarkeit mit späteren in-vivo-Experimenten.

FEHLERQUELLEN. Die gemessenen Impedanzen hängen hauptsächlich von der Geometrie der Messsonde ab. Sie werden überwiegend von dem Gewebe bestimmt, welches sich im nahen Umfeld der Sonde befindet. Die Messgenauigkeit

hängt somit vom Größenverhältnis des zu messenden Gewebevolumens zur Sonde ab. Je größer es ist, desto exakter kann die Impedanz erfasst werden. Aufgrund der endlichen Ausdehnung von Sonde und Bandscheibenvolumen ist die Genauigkeit des verwendeten Verfahrens beschränkt. Es wurde daher eine Nadelelektrode mit möglichst geringen Abmessungen verwendet. Dies führt zu einer Verringerung des eben beschriebenen Fehlers.

Im zweiten Teilversuch wurde jedes Präparat viermal gemessen: nach 0, 5, 15 und 30min in 0,9%iger NaCl-Lösung. Die vielzähligen Einstiche mit der Nadelsonde könnten zu einer Zerstörung der Bandscheibenstruktur geführt haben. Diese würde dann eventuell zu einem erleichterten Einstrom von Elektrolyten und Wasser führen. Der Effekt der Diffusion würde dann durch die Destruktion überlagert werden. Da die Diffusionsfähigkeit der Bandscheibe jedoch aufgrund ihrer physiologischen Ernährungssituation stark ausgeprägt ist, ist zu vermuten, dass diese Fehlerquelle von geringer Relevanz ist.

Die Impedanzen sollten für drei verschiedene Temperaturen gemessen werden: 22, 37 und 60°C. Der erste Werte entspricht hierbei der Raumtemperatur. Diese schwankte jedoch zwischen 21 und 23°C. Das gleiche gilt für die Teilerperimente bei 37 und 60°C. Im Verlauf der Messungen kühlten die Bandscheiben aufgrund des Temperaturgefälles zwischen Bandscheibe und Raumluft aus. Das Ausmaß der Abkühlung wurde jedoch durch Temperaturmessungen kontrolliert. Die durchschnittlichen Temperaturen betragen (37 ± 2) und (55 ± 4) °C. Die Streuung nimmt mit wachsender Temperatur zu, da das Temperaturgefälle zwischen Präparat und Raumluft wächst. Zusammenfassend ist also zu sagen, dass die jeweiligen Impedanzen nicht bei exakt der gleichen Temperatur gemessen wurden. Diese Tatsache führt zu einer geringeren Messgenauigkeit, da stärkere Temperaturschwankungen in stärkeren Impedanzschwankungen resultieren. Trotz dieser Ungenauigkeit konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen Temperatur und Bandscheibenwiderstand nachgewiesen werden. Das Ziel dieses Teilerperimentes wurde somit erreicht.

Mit der Erwärmung der Bandscheibe steigt die Gefahr der Austrocknung durch Abgabe von Verdunstungswasser an die Raumluft. Das verdunstete Wasser würde in der Bandscheibe fehlen und die Impedanz beeinflussen. Um diesen Effekt zu

kontrollieren, wurden die jeweils ersten, zweiten, . . . fünften Messungen miteinander verglichen. Hier konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p \gg 0,05$). Der Effekt der Austrocknung, der theoretisch zu vermuten ist, kann aufgrund der nicht vorhandenen Signifikanz vernachlässigt werden.

4.1.2 Thermische Messungen

Die in Wärmeenergie ΔQ umgewandelte elektrische Energie ΔW führt zu einer Temperaturerhöhung ΔT , die von der erwärmten Gewebemasse m und einer spezifischen Stoffkonstante c abhängt:

$$\Delta T = c \bullet m \bullet \Delta Q \quad (14)$$

Aufgrund der Wärmeleitfähigkeit wird die zugeführte Energie allmählich an kälteres benachbartes Gewebe abgegeben. Es wird umso mehr Wärmeenergie abgeleitet, je größer der Temperaturunterschied ist. Dies führt bei einer Erwärmung mit konstanter Leistung mit zunehmender Erwärmungsdauer zu einem thermischen Gleichgewicht: Die zugeführte elektrische Energie ist genau so hoch, wie die abgeleitete Wärmeenergie - das Gewebe kann nicht weiter erhitzt werden. Dies ist eine physikalische Gesetzmäßigkeit und bereits in anderen Studien berücksichtigt worden. Sie führt dazu, dass in bestimmten Leistungsbereichen eine Maximaltemperatur erreicht wird, die nicht überschritten werden kann. [43, 90]

Im Ergebnisteil konnte gezeigt werden, dass in Abhängigkeit von der im Gewebe frei werdenden Leistung völlig unterschiedliche Temperaturverläufe erzielt werden können. Für die Koagulation der Bandscheiben ist es wünschenswert, eine Temperatur von 60 bis 80°C über einen längeren Zeitraum (90 bis 180s) konstant zu halten. Nur so kann gewährleistet werden, dass es durch Umwandlung der Kollagenfasern zur Schrumpfung von Nukleusgewebe kommt. Man konnte sehen, dass diese Bedingung für einen Leistungsbereich von 4 bis 6W sehr gut erfüllt wird. Ist die Leistung niedriger, so sinkt die Maximaltemperatur auf unter 60°C. Bei mehr als 6W steigt die Temperatur rasch an und es kommt mit Erreichen der Siedetemperatur zum Koagulationsabbruch. Beide Zustände (niedrige Maximaltemperatur oder kurze Koagulationszeit) verschlechtern oder verhindern sogar den Schrumpfungseffekt.

Das Ziel muss es daher sein, bei der Schrumpfung von Bandscheibengewebe mittels HF-Koagulation im optimalen Leistungsbereich zu arbeiten. Für die Verwendung einer Kugelelektrode mit einem Durchmesser von 2mm ist dieser optimale Bereich zwischen 4 und 6W.

Das Koagulationsergebnis hängt nicht nur von den Einstellungen des HF-Generators ab. In hohem Maße wird es auch von der Impedanz der Bandscheibe beeinflusst: So wurden zum Beispiel bei einer eingestellten Leistungsbegrenzung sowohl 5,4 als auch 8W im Gewebe erreicht, abhängig vom verwendeten Präparat. Dies führte im ersten Fall zum gewünschten Effekt, da diese Bandscheibe nach 72s eine Maximaltemperatur von 71°C erreichte, die bis zum Abbruch der Koagulation nach 180s gehalten werden konnte. Die zweite Bandscheibe hingegen erreichte nach 26s die Siedetemperatur und es kam zur Selbstlimitierung der Koagulation aufgrund der Dampfschicht zwischen Elektrode und Gewebe. Der Grund für die unterschiedlich hohen Leistungen bei gleichen Geräteeinstellungen wurde bereits im Abschnitt 2.3.3 erläutert. An dieser Stelle soll die Formel (5) nochmals wiederholt werden:

$$P = \frac{U^2}{R}$$

Für einen HF-Generator, der eine konstante Spannungsregelung hat (wie das *ICC 350* der Firma Erbe), bedeutet das folgendes: Da die Generatorspannung (U) konstant ist, sinkt mit wachsendem Bandscheibenwiderstand (R) die im Gewebe frei werdende Leistung (P). Die Spannung und damit die Einstellung des HF-Generators muss folglich an die Bandscheibenimpedanz angepasst werden, um eine Leistung im Bereich von 4 bis 6W sicher zu erzielen. Die optimale Anpassung war Aufgabe des dritten Hauptexperimentes und wird ab Seite 52 diskutiert.

Die Devitalisierungszone hat im relevanten Leistungsbereich eine Ausdehnung von durchschnittlich 15mm im Durchmesser. Die Schweinebandscheibe hat nach *Brinks* im Mittel Abmessungen von 30 x 20mm. Wenn die Koagulation im Zentrum der Bandscheibe erfolgt, reicht die Devitalisierungszone gerade bis an die äußere Begrenzung des Faserrings. Diese Tatsache bietet für die Koagulation von menschlichen Bandscheiben aus zwei Gründen eine ausreichende Sicherheit:

- Die menschliche Bandscheibe hat ungefähr die doppelten Abmessungen. Die

Devitalisierungszone wird daher in menschlichen Präparaten kaum die äußere Begrenzung des Faserrings erreichen.

- Die Devitalisierungszone schließt mit Temperaturen von 43°C sehr niedrige Temperaturen mit ein. Die Zone, in der irreversible Schäden auftreten ($\geq 49^\circ\text{C}$) weist geringere Dimensionen auf.

Die Schädigung benachbarter Strukturen, vor allem der Spinalnerven und des Rückenmarks, ist aufgrund der kleinen Devitalisierungszonen sehr unwahrscheinlich.

FEHLERQUELLEN. Die Temperatur wurde nicht wie in bisherigen Studien mit Thermosonden gemessen, sondern mit einer Infrarotkamera. Mit dieser Technik misst man nicht die Temperatur im Gewebe, sondern die Wärme, die von Oberflächen abgestrahlt wird. Diese Wärme wird vom Ort der Wärmeerzeugung an die Oberfläche geleitet (*Wärmeleitung*). Die Koagulation fand bei unseren Messungen unmittelbar unter der Oberfläche des Nucleus pulposus statt. Daher wird die gemessene Oberflächentemperatur sehr wahrscheinlich der Temperatur in Sondenebene entsprechen.

Die Auflösung der Temperaturmessung lag mit 5°C relativ hoch. Sie ist jedoch ausreichend, um die verschiedenen relevanten Temperaturen (siehe 2) zu differenzieren. Sie ist des Weiteren ausreichend, um zwischen verschiedenen Temperaturentwicklungen (stetiger Temperaturanstieg bis 100°C oder asymptotischer Temperaturanstieg zu einem Maximalwert $< 100^\circ\text{C}$) zu unterscheiden.

Wie schon bei den Impedanzmessungen besteht auch in diesem Versuchsteil die Gefahr, dass die Bandscheiben im Verlauf der Messungen austrocknen. Diese Austrocknung hätte dann sowohl eine Veränderung der elektrischen als auch der Wärmeeigenschaften zur Folge. Die thermischen Messungen waren jedoch auf 180s begrenzt. Es ist daher davon auszugehen, dass der Effekt aufgrund einer Austrocknung relativ gering sein wird.

Hinsichtlich einer späteren Übertragbarkeit auf in-vivo-Experimente besteht die größte Fehlerquelle darin, dass die Bandscheiben im offenen Zustand koagulierte wurden. Dies war jedoch aufgrund der Temperaturmessmethode mit der Infrarotkamera absolut notwendig. Der Nachteil besteht darin, dass in nachfolgenden in-vivo-

Versuchen sowohl die Eigenschaften der Koagulationssonde als auch der Wärmeausbreitung abweichen. Der entscheidende Vorteil ist jedoch, dass genau an der Bandscheibenoberfläche die Risikostrukturen zu finden sind (Endplatten, Rückenmark, Spinalnerven). Bezüglich der Wärmeausbreitung können folgende Vermutungen angestellt werden: In unserem Experiment ist die Bandscheibe lediglich von einem Wirbelkörper und ansonsten von Raumluft umgeben. Diese hat wärmeisolierende Eigenschaften. Im Organismus sind die benachbarten Strukturen Knochen, Bänder und Muskulatur. Letztere hat einen hohen Wasseranteil. Aus diesem Grund wird die an der Sondenspitze erzeugte Wärme sehr wahrscheinlich besser in die Umgebung abgeleitet werden als in den hier vorgestellten Experimenten. Die Maximaltemperatur an der Sondenspitze und die Devitalisierungszone könnten daher in-vivo niedriger sein. Die Unterschiede zwischen diesen in-vitro- und späteren in-vivo-Bedingungen führen aus den soeben genannten Gründen eher zu einem geringeren Schrumpfungseffekt (durch niedrigere Temperaturen und kleiner Devitalisierungszonen), als zu einer Gefahr für die benachbarten Strukturen.

4.1.3 Erstellung einer Eichkurve

Zwischen der Bandscheibenimpedanz, die vor Koagulation gemessen wurde, und der notwendigen HF-Generatoreinstellung besteht eine gute Korrelation. Man hat daher mit der Bandscheibenimpedanz einen geeigneten Parameter für die Optimierung der HF-Koagulation. Dieser ist ferner mit geringem technischen Aufwand messbar. Durch diese Möglichkeit der Optimierung bietet die HF-Koagulation eine sehr gute Steuerbarkeit. Dieser Aspekt ist neu für die perkutane Therapie lumbaler Bandscheibenvorfälle. Es soll an dieser Stelle nochmals betont werden, dass diese Eichkurve lediglich für den verwendeten HF-Generator *ICC 350* und die verwendete Kugelsonde mit einem Durchmesser von 2mm gilt. Hinsichtlich des HF-Generators bedeutet dies eine notwendige Übertragung der Eichkurve auf andere Gerätetypen. Wesentlich besser wäre jedoch die Verwendung von Generatoren, die von sich aus eine eingestellte Leistung im Gewebe gewährleisten. Bezüglich der verwendeten Koagulationselektroden bedeutet eine Abweichung von der Kugelelektrode die Notwendigkeit, einen neuen optimalen Leistungsbereich zu definieren. Die Ursache hierfür liegt in

der veränderten Sondengeometrie. Die Änderung des optimalen Leistungsbereiches geht zwangsläufig mit einer Neuerstellung der Eichkurve einher. Dies ist für andere Elektroden ebenso möglich, wie für die verwendete Kugelelektrode.

FEHLERQUELLEN. Dieser Versuchsteil basiert auf den Ergebnissen der thermischen Messungen. Die Fehlerquellen entsprechen daher denen in Abschnitt 4.1.2 beschriebenen: Fehlerquellen der Temperaturmessmethode, Austrocknung und die Verwendung offener statt geschlossener Bandscheibenpräparate.

4.2 Beurteilung der vorgestellten Methode unter Berücksichtigung der bisherigen Operationsverfahren

Zur Beurteilung operativer Verfahren bedarf es objektiver Kriterien. Hierzu gehören unter anderem der Operationserfolg, die Rezidivrate, die Häufigkeit von Komplikationen, die Krankheitsdauer und die Kosten der Behandlung. Mit dieser Arbeit wird ein experimentelles Verfahren und keine klinisch erprobte Methode vorgestellt. Daher ist ein direkter Vergleich zu anderen Operationsverfahren nicht möglich. Es lassen sich jedoch Vorteile und Nachteile der jeweiligen Methoden erkennen, die zu den in der Literatur beschriebenen Ergebnissen führen. Im folgenden werden die Operationserfolge der offenen und perkutanen Verfahren diskutiert. Die Erfolge stehen in engem Zusammenhang mit der Rezidivrate. Als drittes Kriterium wird die Komplikationshäufigkeit bewertet.

4.2.1 Offene chirurgische Verfahren

Mit der offenen Bandscheibenchirurgie kann nahezu jeder Dislokationsgrad therapiert werden. Sie ist nicht auf die Protrusionen beschränkt wie die meisten perkutanen Techniken. Dieses Verfahren deckt alle Indikationsstellungen ab, vom starken radikulären Schmerz bis zum Kauda-Syndrom (siehe Tabelle 1). Man kann es als Universalinstrument in der Behandlung lumbaler Bandscheibenvorfälle betrachten. Es ist jedoch zu bedenken, dass auch bei nur geringen Dislokationen das Ausmaß der Traumatisierung recht hoch ist. Ursache ist wie bereits in der Einleitung be-

schrieben der große chirurgische Zugang mit der Zerstörung von Muskel- und Bandapparat. [80]

OPERATIONSERFOLGE. Die in der Literatur veröffentlichten Operationsergebnisse sprechen derzeit für die offenen chirurgischen Verfahren. Die Erfolgsraten betragen ungefähr 60 bis nahezu 100%. Hierzu liegen prospektive Studien [71, 91], retrospektive Studien [1, 4, 12, 18, 23, 29, 57, 74, 89] und Meta-Analysen bzw. Literaturübersichten [30, 62, 79, 80, 81, 97] vor. Die Mikrodiskektomie scheint hierbei erfolgreicher zu sein als die konventionelle Methode. Die Operationserfolge spiegeln sich wie schon erwähnt auch in der Rezidivrate wieder. Lediglich in 4% aller Fälle werden Re-Operationen aufgrund echter Rezidive notwendig. Die Entscheidung für die Mikrodiskektomie oder die Standarddiskektomie scheint darauf keinen Einfluss zu haben.

Silvers verglich 1988 die Mikrodiskektomie mit der konventionellen Diskektomie. Insgesamt wurden 540 Patienten behandelt. Ungefähr 98% aller Patienten, die mikrochirurgisch operiert wurden, bewerteten das Operationsergebnis als gut bis sehr gut. In der Standarddiskektomie-Gruppe betrug der Anteil guter bis sehr guter Ergebnisse 95%. Die Rezidivraten erreichten Werte von 4% versus 3,3%. Die Unterschiede der jeweiligen Ergebnisse sind demnach sehr gering. Daher sieht *Silvers* die Vorteile der Mikrodiskektomie hauptsächlich in einer kürzeren Operationsdauer und einer schnelleren Rückkehr ins Arbeitsleben. Für diese Beobachtung ist seiner Meinung nach die im Vergleich zur Standarddiskektomie geringere Traumatisierung verantwortlich. [85]

Ähnlich gute Ergebnisse konnte *Postacchini* 1998 erzielen. Er operierte 43 Patienten mit der mikrochirurgischen Technik und befragte diese sowohl nach drei Monaten als auch nach zwei Jahren. Nach drei Monaten waren in 88% der Fälle die Operationsergebnisse gut bzw. sehr gut. Bei der zweiten Nachbeobachtung erhöhte sich diese Rate minimal auf 91%. *Postacchini* stellte einen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen Operationserfolg und Dislokationsgrad fest. Die Erfolge betragen bei einer Protrusion 67%, bei einem gedeckten Sequester 90% und im Falle eines freien Sequesters 88%. Die schlechtesten Ergebnisse werden demnach bei

Protrusionen erreicht. Gerade diese werden jedoch mit den perkutanen Verfahren therapiert. Das kann ein Grund für die insgesamt schlechteren Ergebnisse der minimal invasiven Methoden sein. [71]

Eine sehr aktuelle Literaturübersicht wurde 2000 von *Schmid* vorgestellt. Zur Auswertung kamen 9 Studien über die Standarddiskektomie, 23 Studien über die Mikrodiskektomie und 10 Studien, die beide Verfahren miteinander verglichen. Die Mikrodiskektomie war in 94% der Operationen erfolgreich, die konventionelle Diskektomie hatte eine Erfolgsrate von 90%. In den vergleichenden Studien hatte die Mikrodisketomie in 8 von 10 Studien bessere Ergebnisse. Es konnte kein Unterschied bezüglich der Rezidivrate festgestellt werden. Bei beiden Verfahren musste in 4% der Fälle wegen echter Rezidive nachoperiert werden. Ebenso wie *Silvers* konnte er eine Verringerung der stationären Behandlungsdauer und der postoperativen Arbeitsunfähigkeit feststellen. Dies unterstreicht den Vorteil eines kleinen Zugangsweges. [79]

KOMPLIKATIONEN. Jeder operative Eingriff ist mit Komplikationen behaftet. Man unterscheidet zwischen allgemeinen und spezifischen Operationsrisiken. Zu den spezifischen Komplikationen der lumbalen Bandscheibenoperation zählen:

- Duraverletzungen (3,2%)
- Epidurale Blutungen (0,319%)
- Nervenverletzung (0,188%)
- Postdiskotomiesyndrom

[79, 63, 82, 94] In einer Sammelstudie von *Wildförster* ist zu lesen, dass die Gefahr von Duraverletzungen und epiduralen Blutungen bei Rezidiveingriffen steigt. Des Weiteren lässt sich die Rate an epiduralen Blutungen durch Verwendung der mikroskopischen Technik vermindern. Im Vergleich zu den offenen Verfahren lassen sich Verletzungen der Dura und der epiduralen Gefäße bei den perkutanen Techniken praktisch nicht beobachten. Ursache hierfür ist der extraspinale Zugangsweg. [94]

Das Postdiskotomiesyndrom, im englischsprachigen Raum auch als „failed back surgery syndrome“ bezeichnet, soll etwas näher erläutert werden: Die Klinik ist

durch bilaterale pseudoradikuläre Beschwerden gekennzeichnet. Ursächlich werden eine epidurale Fibrose, eine adhäsive Arachnoiditis und eine Segmentinstabilität diskutiert. Die epidurale Fibrose entspricht einer narbigen Veränderung, die nach Duraverletzungen auftritt. Eine ähnliche Ursache liegt sehr wahrscheinlich auch der Arachnoiditis zugrunde. Die Segmentinstabilität ist durch Manipulation des Bewegungssegmentes bedingt. Zum Bewegungssegment zählen der hintere Wirbelbogen, die benachbarte Muskulatur, die Bandstrukturen und das Nucleusgewebe. Der operative Zugang bei den offenen chirurgischen Methoden führt zu einer ausgeprägten Traumatisierung des Muskel- und Bandapparates. Des Weiteren wird bei einer offenen Operation in der Regel mehr Nucleus-Gewebe entfernt. *Zöllner* wies 1999 nach, dass die Segmentinstabilität mit der Menge des entfernten Gallertkern-Materials korreliert. [40, 51, 99].

Die Infektion der Weichteile, welche eine unspezifische Komplikation darstellt, kommt in 2,3% aller Fälle vor. Die Häufigkeit der Weichteilinfektion nach Diskektomie scheint sich bei Verwendung der mikrochirurgischen Technik zu verringern. Diese Infektion des Zugangsweges wird bei den perkutanen Techniken nicht beobachtet.

Die offenen Verfahren erzielen gute bis sehr gute Erfolge mit geringen Rezidivquoten. Die Hauptkomplikationen sind Duraverletzungen und epidurale Blutungen. Diese Komplikationen im Zusammenhang mit der Traumatisierung des Bandapparates und der Bandscheibe führen zum Postdiskotomiesyndrom. Es ist eine schwerwiegende Spätkomplikation und tritt bei den perkutanen Verfahren praktisch nicht auf. Des Weiteren ist die Infektion des Zugangsweges und der angrenzenden Weichteile sehr viel wahrscheinlicher als bei den perkutanen Methoden.

4.2.2 Perkutane Verfahren

Im Gegensatz zur offenen Bandscheibenchirurgie beschränken sich die perkutanen Verfahren lediglich auf die Protrusionen. Ausnahme ist die endoskopische transforaminale Nukleotomie. Sie hat eine bezüglich der perkutanen Verfahren erweiterte Operationsindikation. Aufgrund des Zugangsweges besteht die Möglichkeit, Sequester mit bestehender Bandscheibenverbindung zu therapieren. *Siebert* stellte 1999 in seiner Veröffentlichung Indikationen und Kontraindikationen der perkutanen Nu-

Tabelle 9: Indikationen zur perkutanen Nukleotomie [84]

<i>Indikationen</i>	<i>Kontraindikationen</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Radikuläre Symptomatik (Schmerz, Parästhesie, Schwäche) • Erfolgreiche konservative Therapie > 6 Wochen • Positives Lasègue-Zeichen bei < 50° • Korrelation zwischen bildgebendem Befund (CT, MRT) und klinischer Symptomatik 	<ul style="list-style-type: none"> • Cauda-equina-Syndrom • Schwerwiegende Parese • Massenprolaps

kleotomie vor. Diese gelten ebenso für die anderen perkutanen Techniken. Sie sind in Tabelle 9 zu sehen. [48, 59, 84]

OPERATIONSERFOLGE. Die perkutanen Verfahren sind in der vorliegenden Literatur weniger erfolgreich als die offene Bandscheibenchirurgie. Der Anteil erfolgreicher Operationen beträgt im Mittel 75%. In 15% der Fälle treten echte Rezidive auf. Zwischen den jeweiligen Techniken bestehen zum Teil beachtliche Unterschiede. Die Operationserfolge schwanken laut *Schmidt* zwischen ungefähr 40 und nahezu 100%. Im Gegensatz dazu erzielen die offenen chirurgischen Verfahren mit 80 bis 100% einheitlichere Ergebnisse. [79]

Die besten Ergebnisse werden mit der endoskopischen transforaminalen Diskektomie erreicht. Sie ist in durchschnittlich 84% der Operationen erfolgreich. Im Vergleich zur Chemonukleolyse bzw. zur APLD liegt die Rezidivrate 9%- bzw. 11%-Punkte niedriger. *Hoogland* veröffentlichte 1998 die Ergebnisse von 148 Patienten mit der ETD behandelten Patienten. Die Schmerzen der Patienten bestanden länger als vier Wochen. Alle Patienten hatten eine neurologische Symptomatik und einen eindeutigen Bandscheibenvorfall in der bildgebenden Diagnostik. In Anlehnung an

die MacNab-Kriterien konnte in 83% der Operationen ein gutes bis hervorragendes Resultat erzielt werden. Mehr als 2% der Patienten hatten innerhalb des ersten Jahres ein Rezidiv. Diese Zahl stimmt gut mit der von *Stücker* 1997 beschriebenen Rezidivquote überein. Dieser musste von 65 Patienten zwei wegen eines echten Rezidivs nachoperieren [87]. Dies entspricht ungefähr 3%. [19, 37, 42, 56, 58, 87, 79]

Der Operationserfolg der manuellen und automatisierten Nukleotomie wird auf 75% geschätzt. Rezidive werden in 15% der Operationen beobachtet [79, 81]. *Kotilainen* erreichte 1998 78% gute Ergebnisse. Er musste 7% der Patienten wegen eines Rezidivs nachoperieren. Der Grund der guten Ergebnisse ist seiner Meinung nach die sorgfältige Patientenselektion. Er hält die perkutane Nukleotomie dann für effektiv, wenn sich die Bandscheibenvorfälle auf kleine Prolapse bzw. Protrusionen beschränken. Es gibt jedoch auch Studien mit wesentlich geringeren Erfolgsquoten. So erzielte *Lee* lediglich in 48% der APLD-behandelten Patienten einen Erfolg. Dies unterstreicht die starke Schwankungsbreite der perkutanen Verfahren. [8, 49, 55, 79, 81]

Hinsichtlich des Operationserfolges und der Rezidivrate sind die Chemonukleolyse und die Laserdiskektomie miteinander vergleichbar. In 70% der Fälle verlaufen die Operationen erfolgreich - ungefähr 18% der behandelten Patienten erleiden ein Rezidiv. Es gibt Studien mit guten Erfolgen und andere mit ernüchternden Ergebnissen. So berichtet z.B. *Gogan* über 80%ige Erfolge der Chemonukleolyse. Demgegenüber steht *Lee*, der lediglich in 55% der mit Chymopapain behandelten Patienten einen Operationserfolg feststellte. Sowohl die Laserdiskektomie als auch die Chemonukleolyse scheinen erfolgreicher zu sein, wenn sie mit der Nukleotomie kombiniert werden. Desweiteren lässt sich vermuten, dass die Verwendung des Endoskops während der intradiskalen Therapie die Erfolgsquote erhöht. [32, 41, 55, 61, 79, 81]

KOMPLIKATIONEN. Wie schon weiter oben beschrieben, treten bei Verwendung der perkutanen Techniken aufgrund des extraspinalen Zugangsweges praktisch keine Duraverletzungen auf. Lediglich die ETD hat das Potential, die Dura und die epiduralen Gefäße zu verletzen. Bisher liegen nicht genügend Zahlen über derartige Komplikationen bei Verwendung der ETD vor. Aufgrund dieser geringen Traumatisierung kommt es nicht zur Spätkomplikation „Postdiskotomiesyndrom“, welches

nur in der offenen Bandscheibenchirurgie beobachtet wird.

Bei den perkutanen Verfahren kommt es häufiger zu Diszitis als bei Verwendung der offenen chirurgischen Methoden. Hauptursache scheint hierbei die Verwendung von Endoskopen zu sein. Außerdem werden häufiger retroperitoneale Blutungen beobachtet als in der Standardchirurgie. Diese treten überwiegend bei den Nukleotomien auf. Allerdings sind die auftretenden Blutungen nur selten hämodynamisch wirksam oder operationspflichtig. [79]

Die Infektion des Zugangsweges und der benachbarten Weichteile wird praktisch nicht beobachtet. Da schon die Mikrodiskektomie niedrigere Infektionsraten aufweist als die Standarddiskektomie, scheint die Größe des Zugangsweges und damit das Ausmaß der Traumatisierung mit der Häufigkeit von Weichteilinfektionen zu korrelieren. [20]

Im folgenden sollen die für die Chemonukleolyse und die Laserdiskektomie typischen Komplikationen erläutert werden.

Chemonukleolyse. Eine spezifische Komplikation der Chemonukleolyse ist die allergische Reaktion nach Injektion von Chymopapain. Das Spektrum reicht von leichten Beschwerden wie Juckreiz und Übelkeit bis zum anaphylaktischen Schock. Mit 2% ist es eine recht häufige Komplikation. Nicht spezifisch ist das Auftreten eines postoperativen intolerablen Rückenschmerzes. Es ist jedoch signifikant häufiger als bei allen anderen Verfahren. [79, 81, 88]

Laserdiskektomie. Die Laserdiskektomie ist das einzige thermoablative Verfahren, das derzeit klinisch zur Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalles angewendet wird. Wie eine in-vitro-Studie von *Turgut* zeigen konnte, führt diese Art der Thermoablation zu ausgeprägten Zerstörungen der Endplatten und der Wirbelkörper. Ursache hierfür sind die sehr hohen Temperaturen, die zum Teil 200°C betragen. [92, 96]

Größter Vorteil der perkutanen Techniken ist die verminderte Komplikationsrate. Es kommt nicht zum Postdiskotomiesyndrom und die Häufigkeit von Weichteilinfektionen wird reduziert. Hauptkomplikation der Chemonukleolyse ist die allergische Reaktion auf Chymopapain. Die Verwendung des Operationslasers kann zur Zerstörung der Endplatten führen. Der größte Nachteil der minimal invasiven Verfahren ist die schlechte Steuerbarkeit aufgrund fehlender intraoperativer Kontrollmöglichkeiten (keine Sicht auf den Operationssitus). Diese Tatsache wird dadurch bekräftigt, dass die Operationen häufiger erfolgreich verlaufen, wenn ein Endoskop benutzt wird.

4.2.3 HF-Koagulation

Ziel bei der Entwicklung eines neuen Operationsverfahrens sollte es sein, die Vorteile der bisher angewendeten Methoden zu vereinen. Für die Bandscheibenoperationen bedeutet das, die guten Operationserfolge der offenen Bandscheibenchirurgie mit den niedrigen Komplikationsraten der perkutanen Methoden zu paaren.

STEUERBARKEIT. Der Unterschied zwischen den offenen und den perkutanen Verfahren ist die Steuerbarkeit der offenen Bandscheibenchirurgie. Diese wird durch die visuelle Kontrolle erreicht. Der Umfang der Materialentfernung und damit der Dekompression kann direkt beurteilt werden. Die perkutanen Operationsverfahren erreichen bessere Ergebnisse, wenn sie unter Sicht erfolgen. Sie sind sogar teilweise mit denen der offenen Chirurgie vergleichbar. Auch aus diesem Grund ist die endoskopische transforaminale Diskektomie den „blinden“ intradiskalen Verfahren deutlich überlegen. Für die schlechte Steuerbarkeit bei fehlender Sicht sprechen auch die oben bereits beschriebenen Schwankungen der Operationserfolge für die intradiskalen Verfahren. Eine perkutane Technik darf sich demnach nicht allein auf die Dekompression beschränken. Es werden auch Anforderungen an die Steuerbarkeit bzw. intraoperative Kontrolle gestellt. Mit dem hier vorgestellten Verfahren werden diese Ziele mithilfe zweier Zusatztechniken erreicht: Erstens werden mit der *Eichkurve* die Einstellungen des HF-Generators an die zu behandelnde Bandscheibe optimiert. Zweitens erfolgen während der Operation *Volumenmessungen* im MRT, die die Schrumpfung des Nucleus pulposus messen. [19]

Eichkurve. Der Einfluss der Impedanz auf die HF-Koagulation wurde bereits erläutert. Die Impedanz ist ein geeigneter Parameter, um die Einstellungen des HF-Generators an die zu therapierende Bandscheibe anzupassen. Dies wird durch die Erstellung einer Eichkurve erzielt. Die in dieser Arbeit vorgestellte Eichkurve ist nur gültig für die verwendete Kugelsonde ($\varnothing 2\text{mm}$) und den HF-Generator ICC-350 der Firma Erbe. Mithilfe der Eichkurve kann der HF-Generator durch eine präoperative Impedanzmessung so eingestellt werden, dass in der Bandscheibe eine Leistung von 4 bis 6W frei wird. Dieser Leistungsbereich scheint für die verwendete Kugelelektrode optimal zu sein, um über einen Zeitraum von 180s eine Temperatur von 60 bis 80°C zu erreichen. Durch Verwendung der Eichkurve werden einerseits die gewünschten Effekte besser erzielt. Andererseits werden zu starke Erwärmungen des Gewebes, wie sie bei der Laserdiskektomie auftreten, wirksamer vermieden. Im Gegensatz dazu erfolgen sowohl die Laserdiskektomie als auch die Chemonukleolyse mit Standardeinstellungen bzw. Standarddosen. Für beide Verfahren existieren keine geeigneten Parameter, die der Optimierung dienen können. Diese Tatsache spiegelt sich in den relativ niedrigen Operationserfolgen wider. [96]

Volumenmessung. *Brinks* wies mit ihrer Arbeit nach, dass die Kernspintografie eine geeignetes Verfahren ist, das Volumen des Nucleus pulposus zu messen. Durch wiederholte Messungen zwischen einzelnen Koagulationen war es ihr möglich, die Volumenreduktion der Bandscheibe abzuschätzen. Sie schlussfolgert, dass bei unbefriedigender Schrumpfung des Bandscheibengewebes gegebenenfalls weitere Koagulationen erfolgen können, bis der gewünschte Effekt eintritt. [9]

KOMPLIKATIONSWAHRSCHEINLICHKEIT. Das hier vorgestellte Verfahren soll als perkutanes Verfahren realisiert werden. Es wird kein Endoskop benutzt. Durch optimale Einstellungen werden unerwünschte Erwärmungen der benachbarten Strukturen unwahrscheinlich. Des Weiteren wird nicht mit allergenen Agenzien gearbeitet. Die HF-Koagulation ist demnach als komplikationsarm einzustufen: die Traumatisierung, die Infektionsrate und die Wahrscheinlichkeit retroperitonealer Blutungen und allergischer Reaktionen ist gering.

INDIKATION. Der Erfolg eines Operationsverfahrens hängt von der richtigen Indikationsstellung ab. Das Ziel des hier vorgestellten Verfahrens ist es, über einen perkutanen posterolateralen Zugangsweg den Nucleus pulposus mittels HF-Koagulation zu schrumpfen. Daher wird es nicht möglich sein, sequestrierte Bandscheibenvorfälle zu therapieren. Diese Technik wird sich somit auf Protrusionen beschränken müssen. Um eine Schrumpfung zu erreichen, muss des Weiteren eine genügende Mobilität der Bandscheibe vorausgesetzt werden. Eine große Verschieblichkeit ist vorwiegend bei jüngeren Patienten gewährleistet (siehe Seite 4). Das ideale Kollektiv bestünde folglich aus Patienten im Alter von 20 bis 40 Jahren, bei denen klinische und bildgebende Befunde eindeutig für eine Bandscheibenprotrusion sprechen.

Die HF-Koagulation des Nucleus pulposus über einen posterolateralen Zugang ist potentiell dazu geeignet, lumbale Bandscheibenprotrusionen zu therapieren. Sie zeichnet sich durch folgende Eigenschaften aus:

Steuerbarkeit: Die HF-Koagulation unterscheidet sich von allen anderen perkutanen Verfahren hinsichtlich ihrer Steuerbarkeit. Sie wird durch das Erstellen einer Eichkurve und mittels intraoperativer MRT-Untersuchung erreicht.

Komplikationswahrscheinlichkeit: Das Risiko von Komplikationen wird ähnlich niedrig sein wie das der bisher angewendeten minimal-invasiven Methoden.

Indikation: Patienten im Alter von 20 bis 40 Jahren mit nachgewiesener Bandscheibenprotrusion scheinen für dieses Verfahren das ideale Kollektiv zu sein.

4.3 Intradiskale Elektrotherapie (IDET): Beurteilung bisheriger Studien

Die intradiskale Elektrotherapie ist gleichbedeutend mit einer intradiskalen HF-Koagulation. Hierzu finden sich in der Literatur wenige in-vitro-Experimente [43, 44, 90] und klinische Studien [77, 76, 3].

Troussier et al stellten 1995 in ihren in-vitro-Experimenten die Effektivität der Hochfrequenz-Chirurgie hinsichtlich der intradiskalen Anwendung fest. Sie konnten eine homogene und intensive Koagulation von Bandscheibengewebe nach Applikation von HF-Strom nachweisen. Die Bandscheibenpräparate wurden für jeweils 300s

mit einer Leistung von 5W koaguliert. Nach 260s wurde an der Sondenspitze ein Temperatur-Gleichgewicht von 73°C erreicht: die Sondenspitzen-Temperatur blieb ab diesem Zeitpunkt konstant. Das Temperatur-Gleichgewicht war abhängig von der Höhe des HF-Stromes und dem Degenerationsgrad bzw. der Impedanz der Bandscheibe. Der Einfluss der Bandscheibenimpedanz wurde jedoch lediglich zur Kenntnis genommen. Er hatte keine Konsequenz für den weiteren Studienverlauf.

Haupt et al veröffentlichten 1996 eine Studie, die die Effektivität der intradiskalen Elektrotherapie hinsichtlich einer Denervierung von Schmerzfasern evaluieren sollte. Haupt et al applizierten hierzu eine HF-Leistung von 1W über einen Zeitraum von 800s. Hiermit wurde ein Sondenspitzen-Temperatur von 70°C erreicht. Ihre Ergebnisse zeigten, dass schon in geringer Entfernung von der HF-Sonde der Temperaturanstieg nur noch als gering zu bezeichnen ist. Aufgründessen kann ihrer Meinung nach eine Denervierung nicht stattfinden. Die Ursachen der Symptombesserung müssen demnach anderswo gesucht werden.

Die klinischen Studien der IDET wurden mit Patienten durchgeführt, die unter chronischen Rückenschmerzen litten. Die Ergebnisse der beiden vorliegenden Studien fallen sehr unterschiedlich aus. *Saal et al* veröffentlichte 2000 eine Studie über 62 mit IDET behandelte Patienten. Alle Patienten hatten seit mindestens 6 Monaten Schmerzen, die sich unter konservativer Therapie nicht besserten. Ihre neurologische Untersuchung war unauffällig, ebenso wie die NMR-Untersuchung des betroffenen Segmentes. Mittels HF-Strom wurde die Bandscheibe für insgesamt 17min erwärmt. Dabei betrug die Sondenspitzen-Temperatur 90°C. Unter diesen Voraussetzungen erzielten Saal et al gute Ergebnisse: 71% der untersuchten Patienten zeigten eine signifikante Verbesserung ihrer Schmerzsymptomatik. Es ist jedoch zu erwähnen, dass diese Studie ohne Kontroll-Gruppe und daher nicht randomisiert erfolgte.

Ungefähr zeitgleich wie Saal veröffentlichten *Barendse et al* eine ähnliche Studie. Es wurden insgesamt 28 Patienten behandelt. Von diesen gehörten 13 zur Studien-Gruppe und 15 zur Kontroll-Gruppe, ohne Anwendung der IDET. Die Studie war sowohl randomisiert als auch doppel-blind. Die Schmerzdauer aller Patienten betrug mindestens 1 Jahr. Diese wurden bis zum Zeitpunkt der Studie erfolglos konservativ behandelt. Über einen Zeitraum von 90s wurde der HF-Strom appliziert und eine

Sondenspitzen-Temperatur von 70°C erreicht. Barendse konnte keinen signifikanten Unterschied zwischen der Studien-Gruppe und der Kontroll-Gruppe feststellen. Seiner Meinung nach ist die IDET nicht in der Lage, chronische Rückenschmerzen effektiv zu lindern. Im Vergleich zu Saal appliziert er jedoch den HF-Strom über einen sehr kurzen Zeitraum (90 vs. 1020s).

Die vorliegenden Studien belegen, dass es mittels HF-Koagulation möglich ist, sowohl Bandscheibengewebe zu schrumpfen, als auch klinisch eine Verbesserung der Schmerzsymptomatik zu erzielen. Dennoch gibt es bedeutende Unterschiede zu dem hier vorgestellten Verfahren: Die Impedanz der Bandscheibe wurde bei der Wahl der Koagulations-Spannung nicht berücksichtigt. Des Weiteren ist das Operationsverfahren Anwendung finden bei der Therapie von Bandscheibenvorfällen. Diese sind von chronischen Rückenschmerzen strikt abzugrenzen. [11, 93]

Das hier vorgestellte Verfahren zeichnet sich gegenüber den bisherigen IDET-Studien durch ein höheres Maß an Steuerbarkeit aus. Einerseits werden die Parameter der HF-Koagulation optimal an die Bandscheibeneigenschaften angepasst. Andererseits erfolgt eine intraoperative Kontrolle mittels NMR-Tomografie. [9]

5 Zusammenfassung

Der lumbale Bandscheibenvorfall ist eine häufige Erkrankung in unserer Gesellschaft, deren Gipfel zwischen dem dreißigstem und fünfzigstem Lebensjahr liegt. Als Therapie-Möglichkeiten stehen konservative Behandlungsmethoden, offene chirurgische Verfahren und minimal invasive Techniken zur Verfügung. Die offene Bandscheibenchirurgie scheint hierbei erfolgreicher zu sein, als die perkutanen Verfahren. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Tauglichkeit der HF-Koagulation hinsichtlich einer intradiskalen Applikation zu überprüfen.

Die Evaluation der HF-Koagulation erfolgte an einem In-Vitro-Modell. Hierzu standen lumbale Bandscheiben Deutscher Landschweine zur Verfügung. In einer ersten Teilstudie wurden mit Hilfe einer bipolaren Nadelsonde die elektrischen Impedanzen von insgesamt 22 lumbalen Bandscheiben bestimmt. Die Messungen fanden im Nucleus pulposus und im Anulus fibrosus separat statt und waren Voraussetzung für die folgenden Versuchsteile. Im zweiten Teilexperiment wurden die elektrischen Bedingungen ermittelt, die für die Erzeugung einer Temperatur von 60 - 80°C über einen Zeitraum von 180s unter Verwendung einer monopolaren Kugelelektrode erforderlich sind. Hierzu wurden die Bandscheiben-Impedanzen vor und während der HF-Koagulation sowie die elektrische Leistung aufgezeichnet. Der dritte und letzte Studienteil war theoretischer Art und diente der Erstellung einer Eichkurve, die eine Anpassung des HF-Generators an die jeweilige Bandscheibenimpedanz ermöglicht.

Die Höhe der Impedanz wies zwischen dem Nucleus pulposus und dem Anulus fibrosus einen signifikanten Unterschied auf. Sie verringerte sich signifikant sowohl durch Lagerung in isotonischer NaCl-Lösung als auch durch Erwärmung. Die optimale Koagulationsleistung lag mit der verwendeten Kugelelektrode zwischen 4 und 6W. In diesem Leistungsbereich wurde nach durchschnittlich 80s eine Maximaltemperatur von 71°C erreicht. Diese blieb bis zum Ende der Koagulation nach insgesamt 180s konstant. Der Durchmesser der Devitalisierungszone betrug im Mittel 15mm. In dieser Zone herrschte eine Mindesttemperatur von 43°C. Anhand der Messwerte konnte eine Eichkurve berechnet werden, die für spätere HF-Koagulationen reproduzierbare Ergebnisse ermöglicht.

Mit der elektrischen Impedanz steht ein idealer Parameter zur Verfügung, die Einstellungen des verwendeten HF-Generators optimal an die jeweilige Bandscheibe anzupassen. Dies erst ist die Grundlage für reproduzierbare Ergebnisse bei der HF-Koagulation von Bandscheibengewebe. Damit wird ein wesentliches Kriterium operativer Verfahren, nämlich die *Steuerbarkeit* erfüllt. Ein höheres Maß an Steuerbarkeit verbessert die Operationsergebnisse. Die Kombination guter Operationsergebnisse mit niedrigen Komplikationsraten kann mit diesem Verfahren erreicht werden.

A Auswertungssoftware „icceval 1.0“

A.1 Programm-Code

```
/*
Programm zur Auswertung der Schnittdateien, die von
der ICC-Doku-Software aufgezeichnet werden
*/

#include <stdio.h>
#include <errno.h>
#include <fcntl.h>
#include <math.h>
#include <sys/types.h>
#include <sys/stat.h>
#include <unistd.h>

#define VERSION "1.0"
#define AUTOCUT "Automatisches Schneiden"
#define CUT "Schneiden"
#define SOFT "Softkoagulation"
#define FORCED "Forcierte Koagulation"
#define SPRAY "Spraykoagulation"
#define BIPOLAR "Bipolare Koagulation"

#define MELDUNG(s) printf("\n%s\n",s)
#define FEHLER(nr) printf("\n%s\n\n",strerror(nr));
#define SYNTAX "icceval: Es muss genau ein Dateiname angegeben werden!
                \nSyntax: icceval <Dateiname>\n"
#define FALSCH_DATEI "Diese Datei ist keine Schnittdatei
                    der ICC-Doku-Software !!!\n"
```



```
    spannung_mittel,
    leistung_mittel,
    impedanz_mittel;

/* --- Prüft, ob genau ein Parameter übergeben wurde --- */
if (argc!=2)
{
    MELDUNG(SYNTAX) ;
    return -1;
}

/* --- Speicherzuweisungen --- */
if ((dateistatus=(struct stat*) malloc (sizeof(struct stat)))==NULL)
    goto Abbruch ;

/* --- Öffnet die Datei "argv[1]" --- */
if ((datei=fopen(argv[1],"rb")) == NULL)
    goto Abbruch ;

/* --- Einlesen der Kopfinformation in den Puffer --- */
fread(puffer,1,31,datei) ;

/* --- Anzahl der Datensätze aus dem Pufferinhalt berechnen --- */
n = (unsigned int) puffer[28]*256 +puffer[29]+1;

/* --- Prüft, ob die Ist-Dateigrösse == Soll-Dateigrösse --- */
if ((stat(argv[1],dateistatus))!=0)
    goto Abbruch;
if ((4*n+31)!=(dateistatus->st_size))
{
    MELDUNG(FALSCHER_DATEI);
```

```
    return -1;
}

/* --- Geräteeinstellungen aus dem Pufferinhalt lesen ---
   puffer[16] beinhaltet den aktiven Modus, puffer[6,7],[9],[11]
   oder [13] je nach Modus die eingestellte Leistungsbegrenzung
*/
switch (puffer[16]) {
case 0:
    strcpy(modus,AUTOCUT);
    begrenzung=256*puffer[7]+puffer[6];
    break;
case 1:
    strcpy(modus,CUT);
    begrenzung=256*puffer[7]+puffer[6];
    break;
case 2:
    strcpy(modus,SOFT);
    begrenzung=puffer[9];
    break;
case 3:
    strcpy(modus,FORCED);
    begrenzung=puffer[9];
    break;
case 4:
    strcpy(modus,SPRAY);
    begrenzung=puffer[9];
    break;
case 5:
    strcpy(modus,SOFT);
    begrenzung=puffer[11];
```

```
    break;
case 6:
    strcpy(modus, FORCED);
    begrenzung=puffer[11];
    break;
case 7:
    strcpy(modus, SPRAY);
    begrenzung=puffer[11];
    break;
case 8:
    strcpy(modus, BIPOLAR);
    begrenzung=puffer[13];
    break;
default: break;
}
tag=puffer[0];
monat=puffer[1];
jahr=puffer[2];

/* --- Berechnet die Summenwerte von Spannung und Strom --- */
do {
    /* neuen Datensatz einlesen */
    if (fread(puffer, 1, 4, datei) != 4) goto Abbruch ;
    strom=puffer[0]*cosphi[puffer[2]];

    /* kumuliert die Werte für Strom und Spannung, solange der
       aktuelle Strom nicht auf unter 10% des Mittelwertes abfällt */
    if (strom > (strom_summe/(i+1)/10))
    {
        strom_summe+=strom;
        spannung_summe+=puffer[1];
    }
}
```

```

    }
    i++;
} while ((i<n) && (strom> (strom_summe/i/10)));

/* --- Berechnet Mittelwerte für Spannung, Strom,
    Leistung, Impedanz --- */
strom_mittel=(float) 20*strom_summe/255/i;
spannung_mittel=(float) 750*spannung_summe/255/i;
leistung_mittel = strom_mittel * spannung_mittel / 1000;
impedanz_mittel = 1000*spannung_mittel / strom_mittel ;

/* --- Ausgabe der Daten der Schnittdatei --- */
printf("\n---:::|||| Auswertung der Schnittdaten: icceval %4s
      |||:::---\n",VERSION);
printf("\nName der Schnittdatei: %s\n",argv[1]);
printf("Datum der Aufzeichnung: %2u.%2u.%2u\n",tag,monat,jahr);
printf("Betriebsmodus: %s\n",modus);

/* --- Weitere Ausgabe je nach eingestellter Leistung: ---
    1W --> Berechnung der optimalen Leistungsbegrenzung
    >1W --> Ausgabe der erzielten Leistung im Gewebe */

if (begrenzung==1)
{
    optimale_begrenzung=(unsigned int) (0.032*impedanz_mittel+7.49);
    printf("\nBandscheibenimpedanz: %3.0f Ohm\n",
          impedanz_mittel) ;
    printf("Optimale Leistungsbegrenzung: %hu Watt\n",
          optimale_begrenzung);
}
else

```

```
{
    printf("\nEingestellte Leistungsbegrenzung:%lu W\n",
           begrenzung);
    printf("Mittlere Leistung im Gewebe: %3.1f W\n",
           leistung_mittel);
}

printf("\n---:::||| Ende der Auswertung |||:::---\n");
return 0;

/* --- Gibt eine Fehlermeldung aus und beendet das Programm --- */
Abbruch:
FEHLER(errno);
return -1;
}
```

A.2 Bildschirmausdruck

```
---:::||| Auswertung der Schnittdaten: icceval 1.0 |||:::---
```

Name der Schnittdatei: sch1.dat

Datum der Aufzeichnung: 21. 6.99

Betriebsmodus: Softkoagulation

Bandscheibenimpedanz: 406 Ohm

Optimale Leistungsbegrenzung: 20 Watt

```
---:::||| Ende der Auswertung |||:::---
```


Literatur

- [1] ANDREWS, D.W. und M.H. LAVYNE: *Retrospective analysis of microsurgical and standard lumbar discectomy*. Spine, 15(4):329–335, 1990.
- [2] ASCHER, P., E. JUSTICH, F. ULRICH, M. BETTAG, F. FRANK und S. HESSEL: *Untersuchungen und Entwicklungen zur interstitiellen Thermotherapie bei der Behandlung von Hirntumoren mit dem Nd:YAG Laser*. Lasermedizin, 7:41–51, 1991.
- [3] BARENDSE, G.A.M., S.G.M. VAN DEN BERG, A.H.F. KESSELS, W.E.J. WEBER und M. VAN KLEEF: *Randomized controlled trial of percutaneous intradiscal radiofrequency thermocoagulation for chronic discogenic pain. Lack of effect from a 90-second 70 C lesion*. Spine, 26(3):287–292, 2001.
- [4] BARRIOS, C., M. AHMED, J. ARRÓTEGUI, A. BJÖRNSSON und P. GILLSTRÖM: *Microsurgery versus standard removal of the herniated lumbar disc. A 3-year comparison in 150 cases*. Acta Orthop Scand, 61(5):399–403, 1990.
- [5] BENZ, R.J. und S.R. GARFIN: *Current techniques of decompression of the lumbar spine*. Clin Orthop, (384):75–81, 2001.
- [6] BERRY, J.L., J.M. MORAN, W.S. BERG und A.D. STEFFEE: *A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae*. Spine, 12(4):362–367, 1987.
- [7] BISCHOF, W., R. FRYKHOLM, J. GERLACH, H.P. JENSEN, K.A. JOCHHEIM, R. KIVELITZ, R. KLAUE, F. LOEW, K.F. SCHLEGEL, H. SCHMIDT und O. STOCHDORPH: *Wirbelsäule und Rückenmark*, Seiten 163–170. Band VII/Teil 1 der Reihe OLIVECRONA, H. und W. TÖNNIS [64], 1969.
- [8] BRAUN, H.G., J. DÖRNER und C. KÖTTGEN: *Erfahrungen und Ergebnisse mit der automatisierten perkutanen lumbalen Diskektomie „APLD“*. Orthop Prax, 34(11):739–743, 1998.
- [9] BRINKS, K.: *Volumetrische Messungen zur Entwicklung einer neuen Operationstechnik zur Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalles im offenen Kernspintomographen*. Dissertation, Universität Tübingen, 2001.
- [10] CAPANNA, A.H. und D.M. CAPANNA: *Correlation of the Amount of Disc Removed by Percutaneous Lumbar Discectomy and Clinical Results*, Seiten 138–140. In: MAYER, H.M. und M. BROCK [60], 1989.
- [11] CAREY, T., J. GARRETT und A. JACKMAN: *Beyond good prognosis: examination of an inception cohort of patients with chronic low back pain*. Spine, 25(1):115–120, 2000.
- [12] CASPAR, W., B. CAMPBELL, D.D. BARBIER, R. KRETSCHMMER und Y. GOTFRIED: *The Caspar microsurgical discectomy and comparison with a conventional standard lumbar disc procedure*. Neurosurgery, 28(1):78–87, 1991.

- [13] CASPI, I., E. EZRA, J. NERUBAY, E. LIN, R. TADMOR und H. HOROSZOVSKI: *Percutaneous discectomy of the lumbar spine*. International Orthopaedics, 11:331–333, 1987.
- [14] CIBA-GEIGY (Herausgeber): *Wissenschaftliche Tabellen Geigy*, Band „Somatometrie und Biochemie“. Ciba-Geigy, Basel, Schweiz, Achte Auflage, 1982.
- [15] COSMAN, E.R.: *Radiofrequency Lesions*, Seiten 973–984. In: GILDENBERG, P.L. und R.R. TASKER [31], 1998.
- [16] COTTA, H., A. WENTZENSEN, F. HOLZ, K. L. KRÄMER und J. PFEIL (Herausgeber): *Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie*. Thieme, Stuttgart New York, 1980.
- [17] CRAIG, F.S.: *Vertebral body biopsy*. J Bone Joint Surg, 33:93–103, 1956.
- [18] DAVIS, R.A.: *A long-term outcome analysis of 984 surgically treated herniated lumbar discs*. J Neurosurg, 80:415–421, 1994.
- [19] DITSWORTH, D.A.: *Endoscopic transforaminal lumbar discectomy and reconfiguration: a posterolateral approach into the spinal canal*. Surg Neurol, 49:588–598, 1998.
- [20] DULLERUD, R. und P.H. NAKSTAD: *Side effects and complications of automated percutaneous lumbar nucleotomy*. Neuroradiology, 39:282–285, 1997.
- [21] DVORAK, J., M. H. GAUCHAT und L. VALACH: *The outcome of surgery for lumbar disc Herniation*. Spine, 13(12):1418–1427, 1988.
- [22] EBELING, U., H. MATTLE und H.J. REULEN: *Der extrem laterale lumbale Bandscheibenvorfall*. Nervenarzt, 61:208–212, 1990.
- [23] EBELING, U., W. REICHENBERG und H.J. REULEN: *Results of microsurgical lumbar discectomy*. Acta Neurochir (Wien), 81:45–52, 1986.
- [24] EBELING, U. und H.J. REULEN: *Are there typical localisations of lumbar disc herniations? A prospective study*. Acta Neurochir (Wien), 117:143–148, 1992.
- [25] ENGELHARDT, P. und F. BRUSSATIS: *Lendenwirbelsäule*, Seite 97ff. Band V/Teil 2 der Reihe WITT, A.N. et al. [95], Zweite Auflage, 1994.
- [26] FARIN, G.: *Principles of High Frequency Surgery*. Technischer Bericht, Erbe, Tübingen, Deutschland, 1991.
- [27] FARIN, G.: *High-frequency electrosurgery in minimal access procedures*. Seminars in Laparoscopic Surgery, 3(2):117–124, 1996.
- [28] FARIN, G. und K.E. GRUND: *Technology of argon plasma coagulation with particular regard to endoscopic applications*. Endosc Surg Allied Technol, 2(1):71–77, 1994.

- [29] FINDLAY, G. F., B. I. HALL, B. S. MUSA, M. D. OLIVIERA und S.C. FEAR: *A 10-year follow-up of the outcome of lumbar microdiscectomy*. Spine, 23(10):1168–1171, 1998.
- [30] GIBSON, J.N.A., I.C. GRANT und G. WADDELL: *The Cochrane review of surgery for lumbar disc prolapse and degenerative lumbar spondylosis*. Spine, 24(17):1820–1832, 1999.
- [31] GILDENBERG, P.L. und R.R. TASKER (Herausgeber): *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery*. McGraw-Hill, 1998.
- [32] GOGAN, W.J. und R.D. FRASER: *Chymopapain. A 10-Year, Double-Blind Study*. Spine, 17(4):388–394, 1992.
- [33] GRIFKA, J., H. WITTE, P. FAUSTMANN, G. HEERS und E. BROLL-ZEITVOGEL: *Operativer Zugang beim lumbalen Bandscheibenvorfall. Topographische Grundlagen und Besonderheiten*. Orthopäde, 28:572–578, 1999.
- [34] GRUBER, H.E. und E.N. JR. HANLEY: *Analysis of aging and degeneration of the human intervertebral disc. Comparison of surgical specimens with normal controls*. Spine, 23(7):751–757, 1998.
- [35] GRUND, K.E., D. STOREK und G. FARIN: *Endoscopic argon plasma coagulation (APC). First clinical experiences in flexible endoscopy*. Endosc Surg Allied Technol, 2(1):42–46, 1994.
- [36] GRUND, K.E., C. ZINDEL und G. FARIN: *Argonplasmakoagulation in der flexiblen Endoskopie. Bewertung eines neuen therapeutischen Verfahrens nach 1606 Anwendungen*. Dtsch med Wschr, 122:432–438, 1997.
- [37] HAAG, M.: *Transforaminale endoskopische Mikrodiscektomie. Indikation und kurze bis mittelfristige Ergebnisse*. Orthopäde, 28:615–621, 1999.
- [38] HALL, L.T., S.I. ESSES, P.C. NOBLE und E. KAMARIC: *Morphology of the lumbar vertebral endplates*. Spine, 23(14):1517–1523, 1998.
- [39] HAVERKAMP, W., A. LUBINSKY, G. HINDRICKS, M. BORGGREFE und G. BREITHARDT: *Hochfrequenzstrom-Katheterkoagulation mittels gepulster Energieabgabe. Ergebnisse am isolierten Myokardpräparat*. Z Kardiol, 81(3):140–144, 1992.
- [40] HEDTMANN, A.: *Das sogenannte Postdiskotomiesyndrom - Fehlschläge der Bandscheibenoperation?* Z Orthop Ihre Grenzgeb, 130:456–466, 1992.
- [41] HOOGLAND, T. und C. SCHECKENBACH: *Die perkutane lumbale Nukleotomie mit Low-Dosis Chymopapain, ein ambulantes Verfahren*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 133:106–113, 1995.
- [42] HOOGLAND, T. und C. SCHECKENBACH: *Die endoskopische transforaminale Diskektomie bei lumbalen Bandscheibenvorfällen*. Orthop Prax, 34(5):352–355, 1998.

- [43] HOUP, J.C., E.S. CONNER und E.W. MCFARLAND: *Experimental Study of Temperature Distributions and Thermal Transport During Radiofrequency Current Therapy of the Intervertebral Disc*. Spine, 21(15):1808–1813, 1996.
- [44] JEROSCH, J., T. FILLER und E. PEUKER: *Perkutane bipolare Diskektomie (PBD). Technische Grundlagen und erste Ergebnisse an einem in vitro-Modell*. Biomed Tech (Berl), 43(7-8):216–220, 1998.
- [45] JOHANNIS, W., C. JAKOBEIT, W. LUIS und L. GREINER: *Kontaktlose Argon-Plasma-Koagulation in der flexiblen Endoskopie des Gastrointestinaltraktes: In-vitro-Untersuchungen und erste klinische Erfahrungen*. Z Gastroenterol, 33:694–700, 1995.
- [46] JUDY, M.M., J.L. MATTHEWS B.L. ARONOFF und D.F. HULTS: *Soft tissue studies with 805 nm diode laser radiation: thermal effects with contact tips and comparison with effects of 1064 nm Nd:YAG laser radiation*. Lasers Surg Med, 13(5):528–536, 1993.
- [47] JUDY, M.M., J.L. MATTHEWS, J.R. GOODSON, D.F. HULTS, E. VIHERRKOSKI und B.L. ARONOFF: *Thermal effects in tissues from combined simultaneous coaxial CO₂ and Nd:YAG laser beams*. Lasers Surg Med, 12(2):222–230, 1992.
- [48] KAMBIN, P. und L. ZHOU: *History and Current Status of Percutaneous Arthroscopic Disc Surgery*. Spine, 21(24S):57S–61S, 1996.
- [49] KOTILAINEN, E. und S. VALTONEN: *Long-Term Outcome of Patients who Underwent Percutaneous Nucleotomy for Lumbar Disc Herniation: Results after Mean-Follow-Up of 5 Years*. Acta Neurochir (Wien), 140:108–113, 1998.
- [50] KOTTKAMP, H., G. HINDRICKS, W. HAVERKAMP, L. KRATER, M. BORGREFE, D. BÖCKER, H. GÜLKER und G. BREITHARDT: *Biophysikalische Aspekte der Hochfrequenz-Katheterablation. Untersuchungen zur Bedeutung plötzlicher Impedanzänderungen*. Z Kardiologie, 81:145–151, 1992.
- [51] KRÄMER, J.: *Das Postdiskotomiesyndrom - PDS*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 125:622–625, 1987.
- [52] KRÄMER, J.: *Presidential Address: Natural Course and Prognosis of Intervertebral Disc Diseases*. Spine, 20(6):635–639, 1995.
- [53] KRÄMER, J. und J. LUDWIG: *Die operative Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalles. Indikationen und Methoden*. Orthopäde, 28:579–584, 1999.
- [54] KUTSCHERA, H.P., M. BUCHELT, W. LACK und R. BEER: *Circumferential measurement of anulus deviation after laser nucleotomy*. Lasers Surg Med, 20(1):77–83, 1997.

- [55] LEE, S.H., S.J. LEE, K.H. PARK, I.M. LEE, K.H. SUNG, J.S. KIM und S.Y. YOON: *Vergleich einer Kombination von perkutaner manueller und endoskopischer Laserdiskektomie mit Chemonukleolyse und automatisierter Nukleotomie*. *Orthopäde*, 25:49–55, 1996.
- [56] LEW, S.M., T.F. MEHALIC und K.L. FAGONE: *Transforaminal Percutaneous Endoscopic Discectomy in the Treatment of Far-Lateral and Foraminal Lumbar Disc Herniations*. *J Neurosurg*, 94(2 Suppl):216–220, 2001.
- [57] LOUPASIS, G.A., K. STAMOS, P.G. KATONIS, G. SAPKAS, D.S. KORRES und G. HARTOFIAKIDIS: *Seven- to 20-Year Outcome of Lumbar Discectomy*. *Spine*, 24(22):2313–2317, 1999.
- [58] MACNAB, I.: *Negative Disc Exploration. An Analysis of the Causes of Nerve-Root Involvement in Sixty-Eight Patients*. *J Bone Joint Surg*, 53A:891–903, 1971.
- [59] MAYER, H.M.: *Spine Update. Percutaneous Lumbar Disc Surgery*. *Spine*, 19(23):2719–2723, 1994.
- [60] MAYER, H.M. und M. BROCK (Herausgeber): *Percutaneous lumbar discectomy*. Springer, Berlin Heidelberg, 1989.
- [61] MAYER, H.M., M. BROCK, H.P. BERLIEN und B. WEBER: *Percutaneous Endoscopic Laser Discectomy (PELD). A New Surgical Technique for Non-sequestered Lumbar Discs*. *Acta Neurochir (Wien)*, Suppl 54:53–58, 1992.
- [62] MCCULLOCH, J.A.: *Focus Issue on Lumbar Disc Herniation: Macro- and Microdiscectomy*. *Spine*, 21(24S):45S–56S, 1996.
- [63] MERK, H., R. KRÄMER, A.W.A. BALTZER und C. LIEBAU: *Mikrochirurgische lumbale Bandscheibenoperation. Technik und Komplikationen*. *Orthopäde*, 28:593–597, 1999.
- [64] OLIVECRONA, H. und W. TÖNNIS (Herausgeber): *Handbuch der Neurochirurgie*, Band VII/Teil 1. Springer, Berlin Heidelberg New York, 1969.
- [65] OLMARKER, K., B. RYDEVIK und C. NORDBORG: *Autologous nucleus pulposus induces neurophysiologic and histologic changes in porcine cauda equina nerve roots*. *Spine*, 18(11):1425–32, 1993.
- [66] PAAJANEN, H., M. ERKINTALO, R. PARKKOLA, J. SALMINEN und M. KORMANO: *Age-dependent correlation of low-back pain and lumbar disc degeneration*. *Arch Orthop Trauma Surg*, 116(1-2):106–107, 1997.
- [67] PANJABI, M., M. BROWN, S. LINDAHL, L. IRSTAM und M. HERINENS: *Intrinsic Disc Pressure as a Measure of Integrity of the Lumbar Spine*. *Spine*, 13(8):913–917, 1988.
- [68] PFEIL, J.: *Mikrodiskektomie an der Lendenwirbelsäule*, Seiten 339–342. In: COTTA, H. et al. [16], 1980.

- [69] POSTACCHINI, F.: *Results of surgery compared with conservative management for lumbar disc herniations*. Spine, 21(11):1383–1387, 1996.
- [70] POSTACCHINI, F.: *Management of Herniation of the Lumbar Disc*. J Bone Joint Surg Br, 81(4):567–576, 1999.
- [71] POSTACCHINI, F., G. CINOTTI und S. GUMINA: *Microsurgical Excision of Lateral Lumbar Disc Herniation Through an Interlaminar Approach*. J Bone Joint Surg Br, 80(2):201–207, 1998.
- [72] POSTEMA, R.R., J.W. TEN KATE und O.T. TERPSTRA: *Less Hepatic Tissue Necrosis after Argon Beam Coagulation than after Conventional Electrocoagulation*. Surg Gynecol Obstet, 176(2):177–180, 1993.
- [73] REULEN, H.J., S. PFAUNDLER und U. EBELING: *The lateral microsurgical approach to the „extracanalicular“ lumbar disc herniation. I: A technical note*. Acta Neurochir (Wien), 84(1-2):64–67, 1987.
- [74] RINGEISEN, M., K.A. MATZEN, J. DÖRNER, D. URBACH und E. STEIN: *Langzeitergebnisse nach offener lumbaler Diskotomie*. Orthop Praxis, 34(11):736–738, 1998.
- [75] SAAL, J.A. und J.S. SAAL: *Nonoperative Treatment of Herniated Lumbar Intervertebral Disc with Radiculopathy. An Outcome Study*. Spine, 14(4):431–437, 1989.
- [76] SAAL, J.A. und J.S. SAAL: *Intradiscal Electrothermal Treatment for Chronic Discogenic Low Back Pain. A Prospective Outcome Study with Minimum 1-Year Follow-Up*. Spine, 25(20):2622–2627, 2000.
- [77] SAAL, J.S. und J.A. SAAL: *Management of Chronic Discogenic Low Back Pain with a Thermal Intradiscal Catheter. A Preliminary Report*. Spine, 25(3):382–388, 2000.
- [78] SCHIRMER, M.: *Neurochirurgie. Eine Einführung*, Seiten 123–138. Urban & Schwarzenberg, 9. Auflage, 1998.
- [79] SCHMIDT, U.D.: *Mikrochirurgie lumbaler Bandscheibenvorfälle. Überlegen Ergebnisse der Mikrochirurgie im Vergleich zu Standard- und perkutanen Verfahren (Literaturübersicht)*. Nervenarzt, 71:265–274, 2000.
- [80] SCHOLZ, R. und G. FREIHERR VON SALIS-SOGLIO: *Offene lumbale Bandscheibenoperation. Technik und Ergebnisse*. Orthopäde, 28:585–592, 1999.
- [81] SCHULITZ, K.P., R. ABEL, K. SCHÖPPE und J. ASSHEUER: *Der Bandscheibenvorfall. Wie zeitgemäß ist die sogenannte minimal invasive Therapie?* Deutsches Ärzteblatt, 96:424–428, 1999.
- [82] SCHWETLICK, G.: *Mikrochirurgische lumbale Bandscheibenoperationen. Möglichkeiten, Technik und Ergebnisse*. Orthopäde, 27:457–465, 1998.

- [83] SESSLER, M.J., H.D. BECKER und K.E. GRUND: *Palliativtherapie beim kleinen Ösophaguskarzinom: ist die Argon-Plasma-Koagulation (APC) als Alternative sinnvoll?* Endoskopie heute, 3:240–243, 1995.
- [84] SIEBERT, W.: *Perkutane Nukleotomieverfahren beim lumbalen Bandscheibenvorfall. Eine Bestandsaufnahme.* Orthopäde, 28:598–608, 1999.
- [85] SILVERS, H.R.: *Microsurgical versus Standard Lumbar Discectomy.* Neurosurgery, 22(5):837–841, 1988.
- [86] SLUIJTER, M.E.: *The use of radiofrequency lesions for pain relief in failed back patients.* Int Disabil Stud, 10(1):37–43, 1988.
- [87] STÜCKER, R., C. KRUG und A. REICHELT: *Der perkutane transforaminale Zugang zum Epiduralraum. Indikationen, Technik und erste Ergebnisse.* Orthopäde, 26:280–287, 1997.
- [88] STEFFEN, R. und R. VON BREHMEN-KÜHNE: *Chemonukleolyse. Entwicklung, Erfahrungen, Perspektiven.* Orthopäde, 28:609–614, 1999.
- [89] TREGONNING, G.D., E.E. TRANSFELDT, J.A. MCCULLOCH, I. MACNAB und A. NACHEMSON: *Chymopapain versus conventional surgery for lumbar disc herniation. 10-year results of treatment.* J Bone Joint Surg, 73-B(3):481–486, 1991.
- [90] TROUSSIER, B., J.F. LEBAS, J.P. CHIROSSEL, M. PEOC'H, S. GRAND, J.L. LEVIEL und X. PHELIP: *Percutaneous Intradiscal Radio-Frequency Thermocoagulation. A Cadaveric Study.* Spine, 20(15):1713–1718, 1995.
- [91] TULLBERG, T., J. ISACSON und L. WEIDENHIJELM: *Does Microscopic Removal of Lumbar Disc Herniation Lead to Better Results than the Standard Procedure.* Spine, 18(1):24–27, 1993.
- [92] TURGUT, M., B. ÖNOL, K. KILINIÇ und K. TAHTA: *Extensive Damage to the End-Plates as a Complication of Laser Discectomy. An Experimental Study Using an Animal Model.* Acta Neurochir (Wien), 139(5):404–410, 1997.
- [93] WEBER, H.: *The Natural History of Disc Herniations and the Influence of Intervention.* Spine, 19(19):2234–2238, 1994.
- [94] WILDFOERSTER, U.: *Intraoperative Komplikationen während lumbaler Bandscheibenoperationen. Kooperative Studie der Arbeitsgemeinschaft Wirbelsäule der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie.* Neurochirurgia, 34(2):53–56, 1991.
- [95] WITT, A.N., H. RETTIG und K.F. SCHLEGEL (Herausgeber): *Orthopädie in Praxis und Technik*, Band V/Teil 2. Thieme, Stuttgart New York, Zweite Auflage, 1994.

-
- [96] YONEZAWA, T., T. ONOMURA, R. KOSAKA, Y. MIYAJI, S. TANAKA, H. WATANABE, Y. ABE, K. IMACHI, K. ATUMI, T. CHINZEI, K. MABUCHI und I. FUJIMASA: *The System and Procedures of Percutaneous Intradiscal Laser Nucleotomy*. Spine, 15(11):1178–1185, 1990.
- [97] ZDEBLICK, T.A.: *The treatment of degenerative lumbar disorders*. Spine, 20(24S):126S–137S, 1995.
- [98] ZERVAS, N.T. und A. KUWAYAMA: *Pathological Characteristics of Experimental Thermal Lesions*. J Neurosurg, 37(4):418–422, 1972.
- [99] ZÖLLNER, J., T. ROSENDAHL, B. HERBSTHOFER, T. HUMKE und P. EYSEL: *Der Einfluß verschiedener Nucleotomietechniken auf die biomechanischen Eigenschaften der Bandscheibe*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 137(3):206–210, 1999.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich denen danken, die mich bei der Durchführung und Fertigstellung der Arbeit unterstützt haben, insbesondere

- Herrn Dr. Duffner für die Überlassung des Themas, die wertvollen Hinweise und die tatkräftige Unterstützung
- Herrn Dr. Freudenstein, der stets ein hilfsbereiter Ansprechpartner für alle Probleme war
- Karoline Brinks und Alexander Mirwa für die hervorragende Zusammenarbeit
- Daniel Schäller sowie der Entwicklungsabteilung der Firma ERBE für ihre wertvollen praktischen Ratschläge
- Herrn Prof. Dr. Dietz für die Beratung bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse
- Frau Wolf und dem Team des Tier-OPs in Tübingen für die freundliche Kooperation

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name, Vorname: Staudinger, Christoph
Geburtsdatum: 19.11.1973
Geburtsort: Hoyerswerda

Schulbildung

1980 - 1988: Besuch der Otto-Grothewohl-Oberschule in Hoyerswerda (Sachsen)
1988 - 1990: Besuch der Freihof-Realschule in Kirchheim/Teck (Baden-Württemberg)
1990 - 1993: Besuch des Technischen Gymnasiums in Kirchheim/Teck (Baden-Württemberg)
13.07.1990: Abschluss der Realschule mit der Mittleren Reife
17.05.1993: Abschluss des Technischen Gymnasiums mit der Allgemeinen Hochschulreife

Wehrersatzdienst

1993 - 1994: Zivildienst in der Krankenpflege im Kreiskrankenhaus Kirchheim/Teck (Baden-Württemberg)

Hochschulstudium

1995 - 2000: Studium der Humanmedizin an der Eberhardt-Karls-Universität in Tübingen
2000 - 2001: Absolvieren des Praktischen Jahres am Lehrkrankenhaus der Universität Tübingen in Friedrichshafen (Baden-Württemberg) sowie im Sri Ramachandran Medical College Hospital in Madras (Tamil Nadu, Indien)
14.03.1997: Ablegen der Ärztlichen Vorprüfung
28.03.1998: Ablegen des Ersten Abschnittes der Ärztlichen Prüfung
04.09.2000: Ablegen des Zweiten Abschnittes der Ärztlichen Prüfung
06.11.2001: Ablegen der der Ärztlichen Prüfung

Berufspraxis

seit Tätigkeit als Arzt im Praktikum in der Abteilung für
01.12.2001: Kardiologie am Lehrkrankenhaus der Universität Tübingen in Friedrichshafen (Baden-Württemberg)