

Aus der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
der Universität Hamburg, Leiter: Prof. Dr. med. Johannes M. Rueger

**Die Wasserstrahlnukleotomie -
Ein neues Verfahren der
Mikroinvasiven Bandscheibenchirurgie**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der

Universität Hamburg

vorgelegt von

Jan Laskowski

2010

Angenommen vom Fachbereich
der Universität Hamburg am: 13.12.2010
Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. Johannes M. Rueger
Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: PD Dr. Wolfgang Lehmann
Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: PD Dr. med. N. Hansen-Algenstaedt

Inhaltsverzeichnis

Dissertation	1
1 Einleitung	9
1.1 Der Wasserstrahl für Bandscheibenoperationen	9
1.2 Geschichte des Schneidens mit einem Wasserstrahl	9
1.3 Wasserstrahlen (WS) in der Medizin	10
2 Stand des Wissens	13
2.1 Behandlungen von Bandscheibenerkrankungen	13
2.2 Grundlagen des Wasserstrahlens	16
3 Erste Machbarkeitsstudien	25
3.1 Ziel	25
3.2 Geplantes Vorgehen	25
3.3 Material und Methode	25
3.4 Ergebnis	26
3.5 Diskussion	29
4 WS-Fallstudien an Weichgeweben	30
4.1 Problem	30
4.2 Material und Methode	30
4.3 Ergebnis	31
4.4 Diskussion	32
4.5 Schlussfolgerung	33
5 Wasserstrahlparameter vertebraler Weichgeweben	34
5.1 Problem	34
5.2 Material und Methode	34
5.3 Ergebnis	45
5.4 Vergleich der Gewebetypen	55
5.5 Diskussion	57
5.6 Schlussfolgerung	61
6 OP- Instrumentarium für die WS-Nukleotomie	63
6.1 Problem	64
6.2 Material und Methode	64
6.3 Ergebnis	65

6.4	Diskussion	66
6.5	Schlussfolgerung	67
7	Klinische Anwendungsbeobachtung	68
7.1	CE Zertifizierung	68
7.2	Problem	68
7.3	Material und Methode	68
7.4	Ergebnis	71
7.5	Diskussion	73
7.6	Schlussfolgerung	76
8	Ausblick	78
9	Anhang	79
9.1	Paravertebrale Weichgewebe im histologischen Bild	79
9.2	Methoden zur Erfolgsbeurteilung	87
9.3	Aufklärungsbogen	89
10	Literatur	91
11	Lebenslauf	102
12	Danksagung	104
13	Zusammenfassung	105

Verzeichnis der Abbildungen

Abbildung 1-1: Vorteile des Wasserstrahlschneidens.	11
Abbildung 2-1: Dorsaler Zugang für die offene Nukleotomie und dorsolateraler Zugang.	13
Abbildung 2-2: Indirekte Wirkung der mikroinvasiven Verfahren	14
Abbildung 2-3: Einteilung der Bandscheibendegeneration und operative Verfahren.	14
Abbildung 2-4: Bandscheibe und wirbelsäulennahe Weichgewebe.	15
Abbildung 2-5: Das Wasserstrahlskalpell und schematische Darstellung der Funktion.	17
Abbildung 2-6: Wasserstrahldüse: Ein kleiner Rubin bildet den Düsenstein.	17
Abbildung 2-7: Wasserstrahlanlage.	20
Abbildung 2-8: Einzeltropfenschlag (a), Druck (b) und Materialabtrag(c):	22
Abbildung 3-1: Handstück für die Düse.	25
Abbildung 3-2: Bandscheibe Prä-OP.	26
Abbildung 3-3: Bandscheibe Post-OP.	28
Abbildung 3-4: Bandscheibe Post-OP mit angedeuteter Anulusschädigung.	28
Abbildung 4-1: WS- Trennschnitt in quergestreifter Muskulatur.	31
Abbildung 4-2: Typische Bilder nach Wasserstrahlbearbeitung	32
Abbildung 5-1: Vorschubgerät mit durchsichtigem Plexiglasbehälter und Handstück.	36
Abbildung 5-2: Aluminiumplatte mit Handstückhalterung und Handstück.	37
Abbildung 5-3: Netzgerät.	38
Abbildung 5-4: Umschalter für Vorschubrichtung	39
Abbildung 5-5: Vorschubgerät für Schnittversuche	39
Abbildung 5-6: Auf der Korkplatte befestigte Gewebeprobe.	40
Abbildung 5-7: Messlupe für die Kerbtiefenbestimmung.	41
Abbildung 5-8: Präparat im Träger.	42
Abbildung 5-9: Paraffinblöcke und Schnitt.	42
Abbildung 5-10: Nukleus Pulposus.	46
Abbildung 5-11: Anulus Fibrosus.	47
Abbildung 5-12: Rückenmark.	48
Abbildung 5-13: Kerbschnitt in paraspinalen Nervenanteil.	49
Abbildung 5-14: Kerbtiefen und Volumenexpansion in Hirnhautgewebe.	50
Abbildung 5-15: Fettgewebe mit großen fettgefüllte Zellen mit randständigem Kern.	51
Abbildung 5-16: Muskulatur.	52
Abbildung 5-17: Hinteres Längsband (Ligamentum longitudinale posterius).	53
Abbildung 5-18: Spannungen in verschiedenen Materialien:	61
Abbildung 6-1: Operationsinstrumentarium für die Wasserstrahlnukleotomie.	63
Abbildung 6-2: Bandscheibendruck durch die Deckplatte gemessen.	64
Abbildung 6-3: Typischer Druckverlauf bei der Wasserstrahlapplikation.	65
Abbildung 6-4: Bandscheibendruck p_B vs. Saugunterdruck p_S .	66
Abbildung 7-1: Flüssigkeit aus dem Sauger mit Nukleusflocken.	69
Abbildung 7-2: Operationssitus.	70
Abbildung 7-3: Oswestry-Score, Follow-up 12 Monate p.O..	71
Abbildung 7-4: Oswestry-Score in Abhängigkeit vom Untersuchungszeitpunkt.	72
Abbildung 7-5: Schmerz in Abhängigkeit vom Untersuchungszeitpunkt.	72

Abbildung 9-1: Histologie von Fett.	79
Abbildung 9-2: Histologie eines Muskels.	80
Abbildung 9-3: Histologischer Querschnitt eines Rückenmarks.	81
Abbildung 9-4: Histologie eines Spinalnervs.	82
Abbildung 9-5: Histologie eines Nucleus pulposus.	83
Abbildung 9-6: Histologie eines Anulus fibrosus.	84
Abbildung 9-7: Histologie eines Ligaments.	85
Abbildung 9-8: Histologie einer Sehne.	86

Verzeichnis der Tabellen

Tabelle 3-1: Schneiderverhalten vs. Düsendurchmesser und Druck.	27
Tabelle 5-1: Gewebe und ihre Funktion im Bereich der Wirbelsäule.	35
Tabelle 5-2: Färbeergebnis	45
Tabelle 5-3: Kerbtiefen [mm] für die Gewebe der Wirbelsäule (MW±SD).	55
Tabelle 5-4: Zunahme der Präparatsdicke (d/d_0).	56
Tabelle 5-5: Bestimmtheitsmaß (r^2).	57
Tabelle 7-1: Patienten.	68

Verzeichnis der Abkürzungen

<u>Abkürzung</u>	<u>Bezeichnung</u>	<u>Einheit</u>
ANOVA	Varianzanalyse	–
APLD	Automatisierte Perkutane Lumbale Diskotomie	–
BS	Bandscheibe	–
d/d_0	Expansion	
d_D	Düsendurchmesser	mm
E	Energie	J
EvG	Van-Gieson-Färbung	
F	Kraft	N
FBA	Finger-Boden-Abstand	cm
h_B	Höhe der Bandscheibe	mm
HE	Hämatoxylin-Eosin-Färbung	–
k	Kerbtiefe	mm
k_{max}	Maximale Kerbtiefe	mm
K	Kennwert der Strahlflüssigkeit	–
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation	–
MG	Masson-Goldner-Färbung	
MPG	Medizinproduktgesetz	
MW	Mittelwert	–

N	Anzahl der Proben / Probanden	–
OP	Operation	–
P	Druck	MPa
p_B	Bandscheibendruck	kPa
p_S	Unterdruck im Sauger	MPa
p_{Stau}	Staudruck	MPa
$p_{\text{Stoß}}$	Stoßdruck	MPa
p_W	Wasserdruck	MPa
r^2	Bestimmtheitsmaß	–
s	Arbeitsabstand	mm
s_c	Länge der Kernstrahlzone	mm
STD	Standardabweichung	–
T	Zeit	s
TR	Düse im Troikar	–
V	Volumen	cm ³
\dot{V}	Volumenstrom	l/min
VAS	Visuelle Analogskala	–
α	Kontraktionszahl	–
β	Strahlanstellwinkel	°
γ	Strahl-Werkstückwinkel	°
<u>Abkürzung</u>	<u>Bezeichnung</u>	<u>Einheit</u>
ε	Geschwindigkeitszahl	–
ρ_o	Dichte der Flüssigkeit	kg/m ³
ρ_m^*	Dichte des Materials	kg/m ³
ρ_W	Dichte des Wassers	kg/m ³
σ	Spannung	MPa

1 Einleitung

1.1 Der Wasserstrahl für Bandscheibenoperationen

Bandscheibenvorfälle und Vorwölbungen werden nach verschiedenen Methoden therapiert. Neben konservativer Therapie stand bisher das offene chirurgische Vorgehen an erster Stelle. Häufige Komplikation ist hier neben allgemeinen Risiken der Narkose besonders die Narbenbildung, die dann in weiterer Folge die Nervenwurzeln chronisch irritiert.

In den 80er Jahren wurden mikroinvasive Verfahren entwickelt, die auf einen offenen, direkten Zugang zur Bandscheibe verzichten.

Für die mikrochirurgisch etablierten Verfahren Automatisierte Perkutane Lumbale Diskotomie (APLD), LASER-Nukleotomie und Chemonukleolyse konnte gezeigt werden, dass Bandscheibengewebe entfernt wird und eine intradiskale Druckabnahme erzielt wird. Für das chirurgische Vorgehen der Bandscheibenendoskopie sind bisher Zangen und ähnliche Instrumente zur Entfernung von Bandscheibengewebe gebräuchlich. Auch die Anwendung des Lasers ist hier üblich. Alle Methoden haben erhebliche Nachteile, wie z.B. allergische Reaktionen bei der Chemonukleolyse oder die lange Operationsdauer bei der APLD.

In der folgenden Arbeit sollen Standards für die Wasserstrahl -Nukleotomie erstellt und verifiziert werden. Entscheidende Kriterien zur Erstellung dieser Standards sind die Optimierung der Punkte Sicherheit und Effektivität des Verfahrens.

1.2 Geschichte des Schneidens mit einem Wasserstrahl

Bereits zum Ende des 18. Jahrhunderts wurden Wasserstrahlen (WS) zum Abbau von Gesteinen in den Goldminen Alaskas benutzt. In den sechziger Jahren wurde diese Idee zum Trennen von Faserverbundwerkstoffen in der Luft- und Raumfahrt wieder aufgegriffen.

Inzwischen sind hochenergetische Flüssigkeitsdruckstrahlen in vielen Bereichen der industriellen Fertigungstechnik als Schneid-, Bohr- und Reinigungswerkzeug etabliert. Ein wesentlicher Vorteil gegenüber anderen Trennverfahren liegt im athermischen Charakter des Schneidprozesses. Darüber hinaus bietet der Einsatz des WS die Möglichkeit des selektiven Abtrags eines Werkstoffes im Werkstoffverbund, wenn die mechanischen Eigenschaften unterschiedlich genug sind. Weitere Vorteile sind die geringe mechanische Belastung des Werkstückes und die weitgehenden Verschleißfreiheit des Schneidwerkzeuges selbst. Der Einsatzbereich des WS-Schneidens mit reinem Wasser ist jedoch vorwiegend auf nichtmetallische Werkstoffe beschränkt, weil sich die zum Schneiden härterer Werkstoffe benötigten, sehr hohen Pumpendrücke technisch schwer realisieren lassen.

Anfang der 1980er Jahre wurde daher das Trennen mit Abrasiv-Wasserstrahlen (AWS) entwickelt. Dabei wird die Trennwirkung des reinen WS durch Zusatz von Feststoffen als Schneid-

bzw. Abrasivmedium so gesteigert, dass auch Werkstoffe wie Metall, Glas und Keramik bearbeitet werden können. Beim AWS dient der WS als fluidgetragener Impulsstrom zur Leistungsübertragung auf das eigentliche Schnittmedium, den Abrasivstoff.

1.3 Wasserstrahlen (WS) in der Medizin

In der medizinischen Literatur wird der WS erstmals gegen Ende der sechziger Jahre erwähnt. Diese Veröffentlichungen beziehen sich jedoch ausschließlich auf WS-Verletzungen.¹ Die erste medizinische Anwendung von WS wurde in der Zahnmedizin als Werkzeug für die Mundhygiene publiziert^{2;3}. Einige Zeit später finden sich Veröffentlichungen, in denen die Technologie zum Reinigen von Wunden angewandt wurde^{4;5}. Später findet sich eine Anwendung im Magen, wo der Wasserstrahl zur Entfernung von Bezoaren nützlich war⁶.

Erst Ende der 70er Jahre wurde erstmals der medizinische Einsatz von WS zum Trennen von weichen Organen erwähnt⁷. Papachristou setzte ein WS-Gerät aus der Landwirtschaft für seine Studie zur Leberresektionen an Hunden ein. Trotz der guten Ergebnisse erfolgte eine Weiterentwicklung erst Ende der 80er Jahre^{8;9}. In dieser Zeit fand die Übertragung der Technik auch auf andere Organe wie zum Beispiel das Gehirn statt¹⁰. Doch erst in den 90er Jahren wurde das WS-Trennen parenchymatöser Organe bis zur Marktreife gebracht^{11;12}. Im Vergleich zu herkömmlichen Methoden hat der WS den entscheidenden Vorteil, dass über die Regelung des Druckes ein selektives Trennen verschiedener Gewebetypen möglich ist. Deshalb verbreitet sich das WS-Trennen mehr und mehr in den verschiedensten medizinischen Fächern:

Chirurgie

Die Chirurgen schätzten die Vorteile des selektiven Trennens besonders im Bereich der Leber: Die Leber besteht aus dem sehr weichen Leberparenchym und ist von unzähligen Blutgefäßen und Gallengängen durchsetzt, die mit herkömmlichen Verfahren unweigerlich zertrennt würden (Abbildung 1-1). Dieses hat für den Patienten einen hohen Blutverlust und einem hohen Operationsrisiko zur Folge. Die Anwendung des WS bewirkt in einem bestimmten Druckbereich das Trennen von Leberparenchym, ohne dass die mechanisch resistenteren Gefäße verletzt werden. Diese können unter Sicht ligiert (unterbunden) und mit der Schere durchtrennt werden. Die Leberoperationen werden dadurch wesentlich blutungs- und somit risikoärmer und können erstmals auch mikroinvasiv durchgeführt werden^{13;14}.

Neue Möglichkeiten zeigen sich in der Chirurgie der Gallenblase ab. Hier wird der WS dazu benutzt die Gallenblase aus ihrem Leberbett zu präparieren. Die Schicht wird durch das Wasser erweitert. Diesen Effekt macht man sich auch bei der Präparation in der kolo-rektalen Tumorchirurgie zu Nutze¹⁵⁻¹⁹.

Urologie

In der Urologie stellt der WS eine sinnvolle Alternative in der organerhaltenden Nierenchirurgie dar (Abbildung 1-1b). Mit herkömmlichen Methoden waren Eingriffe dieser Art mit einer hohen Rate von Blutungen und Urinfisteln behaftet. Diese Rate ist durch die Anwendung der

WS-Technologie deutlich reduzierbar^{20;21}. Das Wasserstrahltrennen macht es auch hier möglich, diese Art von Eingriff mikroinvasiv durchzuführen^{22;23}. Weitere Anwendungen finden sich neuerdings auch in der Prostatachirurgie.

Neurochirurgie

Die Neurochirurgen nutzten den Wasserstrahl, um Hirngewebe zu trennen, denn gerade im Gehirn kommt es auf eine schonende aber effektive Blutstillung an. Die an das Operationsgebiet angrenzenden Hirnareale sind meist funktionell von äußerster Wichtigkeit. In der ersten Publikation in diesem Fachgebiet wurde das Wasser noch mit Spritzen appliziert²⁴. Spätere Studien belegten, dass das Hirngewebe schon mit Drücken um 0,5MPa bearbeitet werden kann, und dass histologisch keine Nekrosezone nachzuweisen ist¹⁰. In der klinischen Anwendung bei Tumoren des Großhirnes werden die Selektivität, fehlende thermische Effekte und das leichte Handling des WS-Werkzeuges hervorgehoben²⁵. Auch von der endoskopischen Anwendung im Hirnventrikelsystem wird berichtet (Abbildung 1-1c)²⁶.

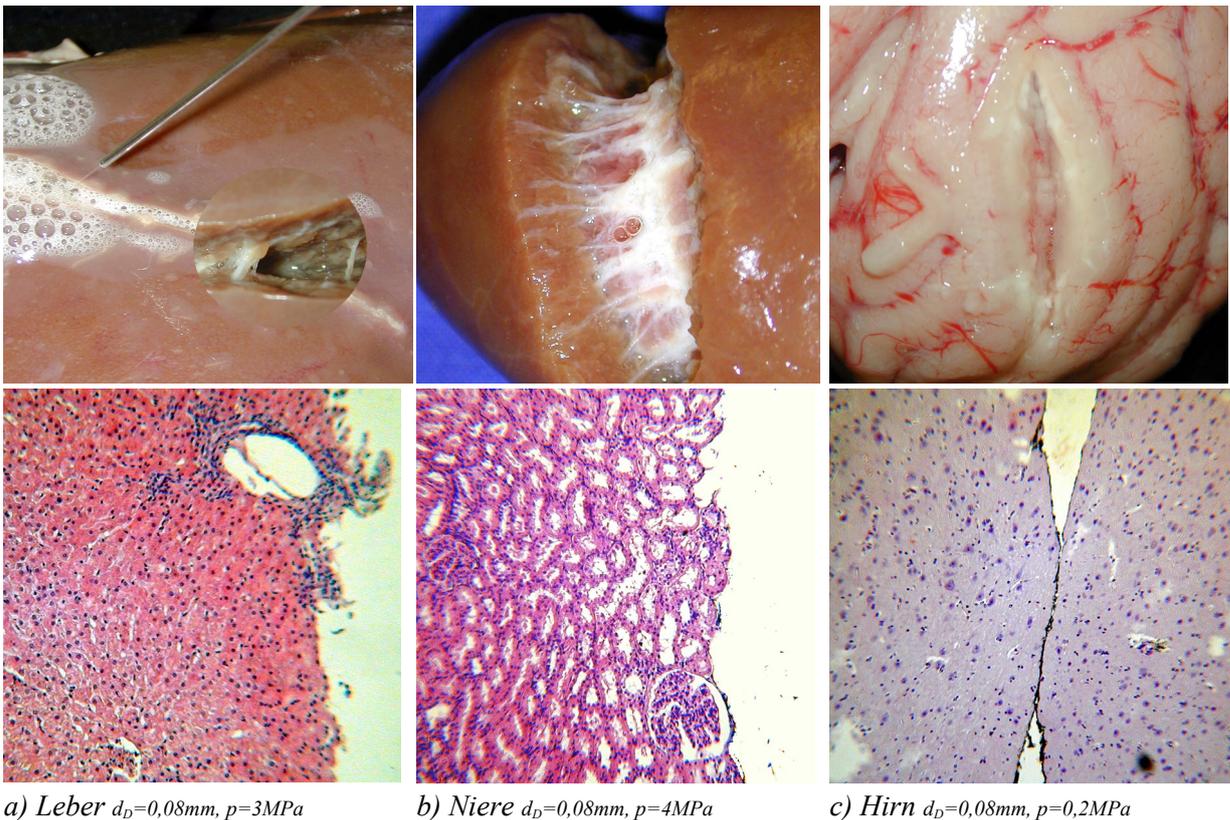


Abbildung 1-1: Vorteile des Wasserstrahlchneidens.

a) Trennen von Lebergewebe mit dem Wasserstrahl: Die Vergrößerung zeigt den Schnittspalt (oben), der von Blutgefäßen überkreuzt wird. Die Schaumbildung wird in der Praxis durch eine integrierte Absaugung reduziert. b) Mit dem Wasserstrahl getrenntes Nierengewebe: Auch hier ist das Parenchym sauber durchtrennt worden, während die bindegewebsreichen Gefäße und das Kelchsystem unbearbeitet blieben. In c) sieht man den sauberen Trennschnitt durch Hirngewebe ohne Beschädigung der angrenzenden Nervenzellen.

Ophtalmologie

In der Augenheilkunde wird vom bisher experimentellen Einsatz der WS-Technik berichtet, um die beim Grauen Star (Katarakt) getrübbten Linsenanteile aus dem Auge zu entfernen²⁷. Auch in der Kataraktchirurgie steht die Selektivität des Verfahrens im Vordergrund. Linsenkern, -rinde und -epithel werden abgetragen, während die etwas festere Linsenkapsel unbeschädigt bleibt. Es ist extrem wichtig, die Kapsel der Linse bis auf die letzten Zellschichten zu „polieren“, weil von verblieben Zellresten der gefürchtet Nachstar ausgehen kann. Auch hier zeigt der WS Vorteile gegenüber anderen Methoden²⁸.

Plastische Chirurgie

Die Plastische Chirurgie nutzt den WS zur Hautausdünnung und zur Zerkleinerung von Fettgewebe, welches dann abgesaugt wird^{29;30}. Weiterhin finden sich Vorteile bei der Präparation von Hautlappen, weil die Versorgungsgefäße mit dem WS leicht und ohne Gefahr zu präparieren sind.

Hals Nasen Ohrenheilkunde

Die Hals-Nasen-Ohrenheilkunde nutzt die Selektivität des Wasserstrahls, um Tumoren im Bereich der Ohrspeicheldrüse zu operieren³¹. Innerhalb der Ohrspeicheldrüse zweigt sich der wichtigste Gesichtsnerv auf. Der Wasserstrahl ist in der Lage, das Drüsengewebe zu trennen, ohne die mechanisch festeren Nerven zu verletzen. Dieses ist mit herkömmlichen Werkzeugen kaum machbar. Eine ähnliche Situation findet sich³² in der Zungenchirurgie, wo die Gefäß- und Nervenstrukturen maximal geschont werden können.

2 Stand des Wissens

2.1 Behandlungen von Bandscheibenerkrankungen

70-80% aller Menschen klagen im Laufe ihres Lebens über Rückenschmerzen. Ein Großteil der Erkrankungen verlaufen unkompliziert, nur 10% chronifizieren. Für die Behandlung des unkomplizierten Rückenschmerzes stehen konservative Maßnahmen zu Verfügung.

Die erkrankungsbedingten Ausfälle führen bekanntermaßen zu hohen direkten und indirekten Kosten. Die volkswirtschaftlichen Kosten der Frühberentungen aufgrund von Rückenschmerzen auf 120 Milliarden € pro Jahr beziffert und sind damit auch sozialmedizinisch von hoher Bedeutung^{33;34}.

Problematisch ist die Abgrenzung altersbedingter Veränderungen der Bandscheibe zu symptomgebenden Diskusveränderungen.

Neben der konservativen Therapie³⁵ ist eine Vielzahl operativer Verfahren bekannt. Die offene Bandscheibenchirurgie bei Bandscheibenvorfällen ist bis heute Methode der Wahl geblieben³⁶. Leider treten neben den üblichen intraoperativen Komplikationen auch Langzeitkomplikationen nach operativ versorgten Bandscheibenvorfällen auf. Eine häufige Komplikation ist die Narbenbildung, die zu einem chronischen Schmerzsyndrom durch Irritation der Nervenwurzeln im Spinalkanal führen kann (Postnukleotomiesyndrom)³⁷⁻⁴⁴. Dies ist durch den direkten, dorsalen Zugang bedingt, der durch den Spinalkanal führt (Abbildung 2-1).

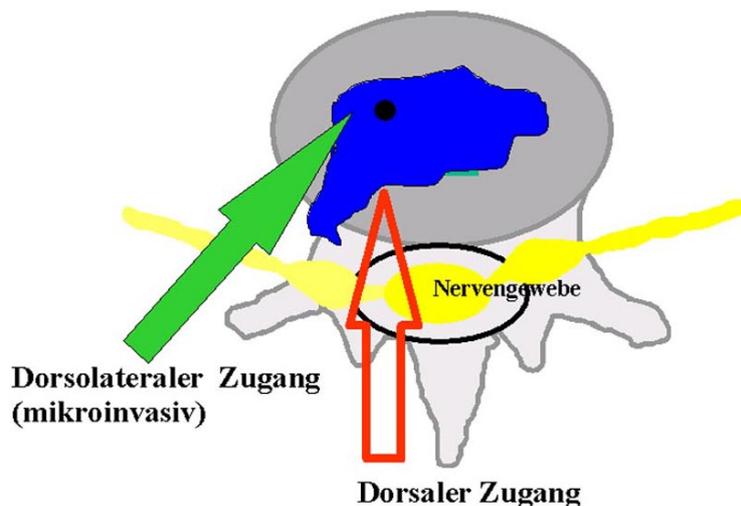


Abbildung 2-1: Dorsaler Zugang für die offene Nukleotomie und dorsolateraler Zugang.

Mikroinvasive Therapie

In den 80er Jahren wurden mikroinvasive Verfahren in der Bandscheibenchirurgie entwickelt, die aufgrund des "kleineren" Zugangs zur Bandscheibe auf einen offenen, direkten Zugang verzichten und das Postnukleotomiesyndrom reduzieren sollten.⁴⁵⁻⁵¹

Hierbei führt das Verkleinern des Nukleus im Zentrum indirekt zu einer Verkleinerung des vorgefallenen Anteils (Abbildung 2-2).

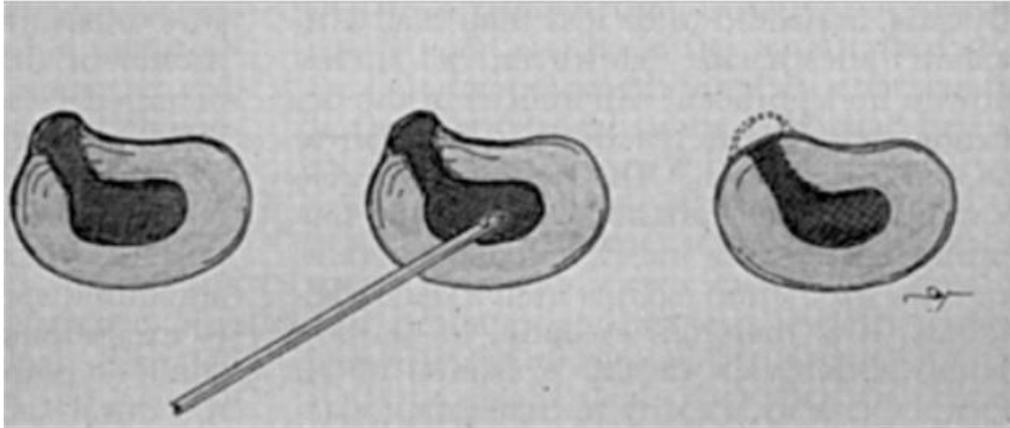


Abbildung 2-2: Indirekte Wirkung der mikroinvasiven Verfahren

Diese Verfahren sind speziellen Indikationen, und bleiben bisher im Wesentlichen der Bandscheibenvorwölbung = "contained protrusion", vorbehalten (Abbildung 2-3).



Abbildung 2-3: Einteilung der Bandscheibendegeneration und operative Verfahren.

Hierbei wird ein Teil des protrahierten Anulus fibrosus sowie des Nucleus pulposus entfernt. Vermutet wird durch eine zentrale Druckentlastung im Nucleus pulposus eine Reduktion des protrudierten Gewebes zu erreichen^{52;53}.

Weitere Strategien zur Behandlung des diskogenen Schmerzes sind neben der Chemonukleolyse mit Chymopapain (oder ähnlichen Enzymen)^{54;55}, auch die perkutane APLD (Automatisierte Percutane Lumbale Discotomie)^{48;56;57}.

In den 90er Jahren wurde zunehmend auch die Laserdiskotomie eingesetzt^{58;59}.

Die Chemonukleolyse setzt voraus, dass der äußere Faserring der Bandscheibe geschlossen ist, damit das Enzym nicht in den Spinalkanal eindringen kann. Die aggressive Substanz führt über enzymatische Trennung langer Polysaccharidketten und durch sekundäre osmotische Effekte zu einer Schrumpfung des Nucleus Pulposus (Gallertkern). Meist verspürt der Patient durch den chemischen Reiz der Chemonukleolyse zunächst eine deutliche Verschlimmerung seiner Be-

schwerden, im Sinne einer chemischen Diszitis. Zusätzlich besteht ein erhebliches Risiko - auch lebensbedrohlicher Natur (allergische Reaktionen auf die injizierte Substanz)^{60 61}.

Die Automatisierte-Perkutane-Lumbale-Diskotomie (APLD) erzielt Materialabtrag mit einer in die Bandscheibe eingeführten Stanze, die über eine Pneumatik angetrieben wird. Unter ständigem Sog wird das Nukleusgewebe zerkleinert und abgesaugt. Die erzielten Ergebnisse sind klinisch nach eigener Erfahrung nicht zufriedenstellend und stehen in keiner Relation zum Zeitaufwand. Die Erfolgsraten liegen in der Literatur zwischen 37 und 89%^{62,63}.

Bei der Lasernukleotomie wird das Nukleusgewebe mit entsprechend hohen Energiedichten vaporisiert⁶⁴⁻⁶⁷. Der Laser ist nicht selektiv, das heißt, er bearbeitet gleichermaßen Nukleus, Anulus und Nervengewebe⁶⁸. Laseranwendungen sollten daher in der Regel durch denselben oder einen weiteren Zugang zur Bandscheibe endoskopisch kontrolliert werden. Die bei einer Operation mit dem Laser entstehende Hitze kann bei nicht sachgerechter Kühlung zu einem starken Temperaturanstieg innerhalb der Bandscheibe mit der Folge von Strukturveränderungen des Gewebes führen.

Die Erfahrungen und Ergebnisse der WS-Anwendung in anderen medizinischen Fächern geben Anlass zu der Vermutung, dass auch im Bereich der Bandscheibenchirurgie die Vorteile des materialadaptierten Schneidens Gültigkeit finden. Die Anatomie der Bandscheibe (Abbildung 2-4) mit dem faserdurchsetzten Anulus Fibrosus und dem zentralen gallertartigen Nukleus Pulposus impliziert die Möglichkeit, das Nukleusgewebe mit einem Wasserstrahl selektiv zu bearbeiten, ohne den Anulus Fibrosus und damit angrenzende Gewebestrukturen zu beschädigen.

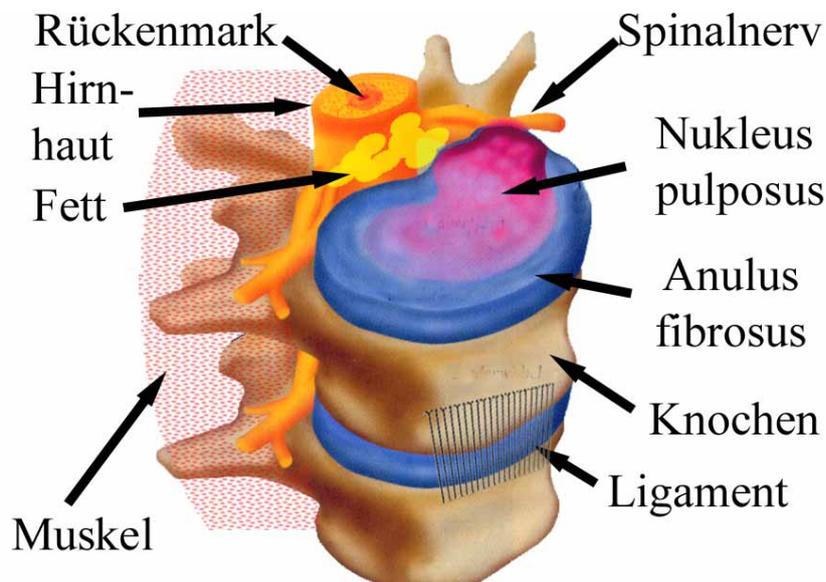


Abbildung 2-4: Bandscheibe und wirbelsäulennahe Weichgewebe.

In der Literatur außerhalb dieser Arbeitsgruppe wird die Anwendung eines Wasserstrahles zur Bearbeitung von Biomaterialien des Bewegungsapparates bisher nicht beschrieben. Zwar sind mechanischen Eigenschaften der Bandscheibe und anderer Biomaterialien hinreichend untersucht und bekannt. Eine Herleitung der Zielparameter der WS-Bearbeitung, insbesondere der Kerbtiefe, ist prima Vista jedoch unmöglich, weil beim WS ein multifaktorieller Abtragsprozess vorliegt

2.2 Grundlagen des Wasserstrahlens

Gerätetechnik

Problem der medizinischen Wasserstrahlanwendung ist die Druckerzeugung unter sterilen Kautelen. Die Mechanismen zur Regelung des Druckes müssen genau und schwankungsfrei sein, weil z. B. bei der Bearbeitung von Hirngewebe eine unbemerkte Druckerhöhung erheblichen Schaden am Patienten nach sich ziehen kann. Verschiedene Systeme werden in der Literatur beschrieben. Wenige Systeme erfüllen die Anforderungen des Medizinproduktegesetzes und sind auf dem freien Markt erhältlich.

Grundsätzlich zu unterscheiden ist das direkte Pumpen mit sterilisierbaren Kolbenpumpen, Rollerpumpen oder Peristaltikpumpen vom indirekten Pumpen, wo der im nicht sterilen Bereich erzeugte Druck über eine Membran oder einen Kolben auf das sterile Schneidmedium übertragen wird (Abbildung 2-5). Die Wassermengen bleiben beim indirekten Pumpen auf das Volumen des Vorratsbehälters begrenzt. Geräte dieser Bauart sind der Standard in der chirurgischen Anwendung. So nutzt beispielsweise das in Schwerin entwickelte Wasserstrahlskalpell^a eine sterile Einmalkartusche, die über eine Hydraulik ausgepresst wird.

^a Firma Euromed, Schwerin, DE.

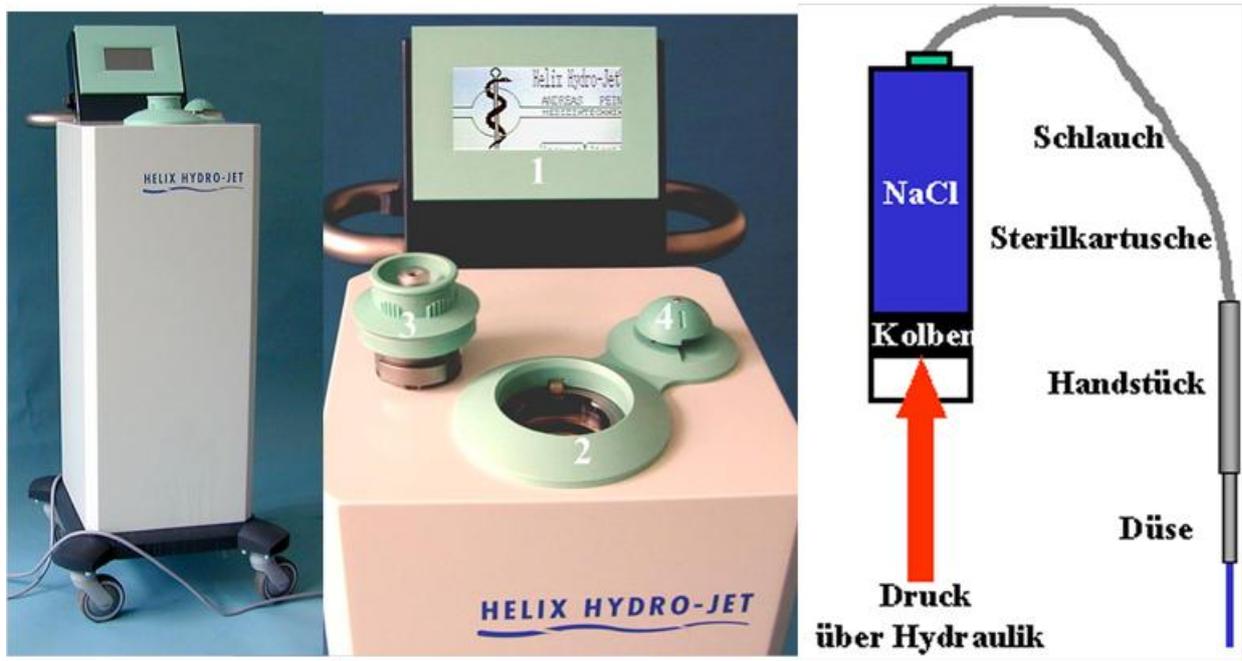


Abbildung 2-5: Das Wasserstrahlskalpell und schematische Darstellung der Funktion.
 Detailsansicht der Bedienelemente: 1– Display, 2– Kartuschenschacht, 3– Kartuschendeckel, 4– Ventil.

Die Wasserdüsen stehen in verschiedenen Ausführungen für die unterschiedlichsten operativen Aufgaben zur Verfügung (Abbildung 2-6).

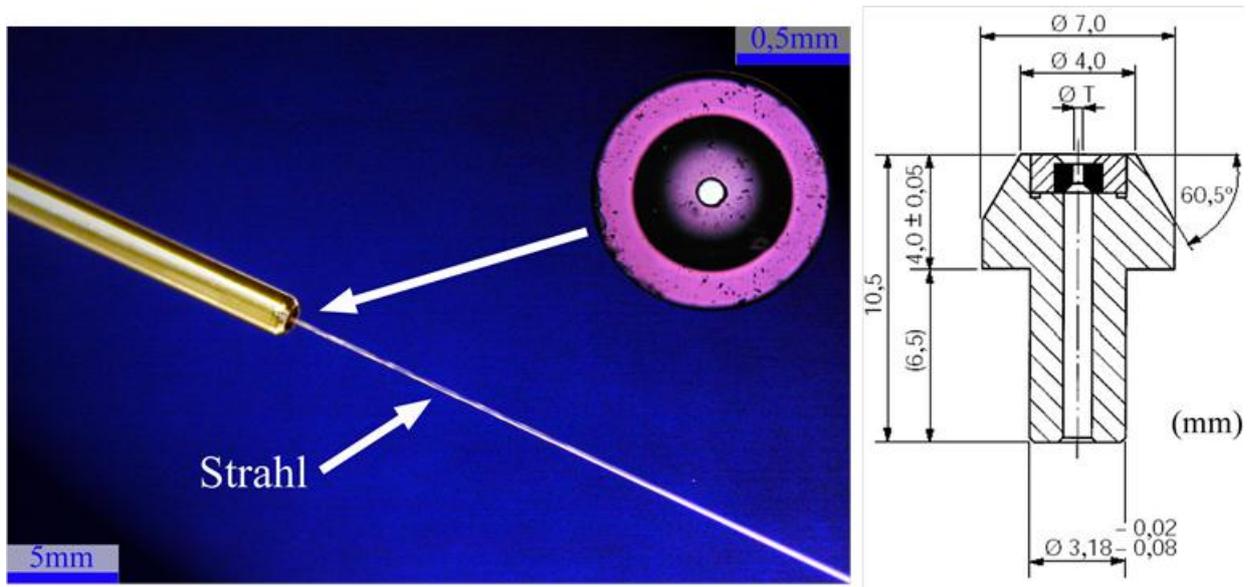


Abbildung 2-6: Wasserstrahldüse: Ein kleiner Rubin bildet den Düsenstein.

Funktionsprinzipien des Wasserstrahlschneidens

Energetische Grundlagen

Das Prinzip der Wasserstrahltechnik ist die Umwandlung potentieller Energie in kinetische Energie. Zentraler Bestandteil des Wasserstrahles (WS) ist die Düse, in der die Flüssigkeit beschleunigt wird. Da die energetische Umsetzung nicht verlustfrei ist, muss sie durch einen Düsenwirkungsgrad beschrieben werden:

$$\text{Gleichung 2-1: } \eta = \frac{E_{\text{kin}}}{E_{\text{pot}}} = K * \alpha * \varepsilon^2$$

η	=	Düsenwirkungsgrad
K	=	Kennzahl der Flüssigkeit
α	=	Kontraktionszahl
ε	=	Geschwindigkeitszahl

Der Kennwert α wird als Kontraktionszahl bezeichnet und trägt der Tatsache Rechnung, dass die durch die Düse fließende Strömung im Randbereich umgelenkt wird. Der Strahl hat deshalb nicht in der Düse selbst, sondern kurz danach seinen geringsten Durchmesser. Die Kontraktionszahl α ist wesentlich von der Düsengeometrie abhängig und gibt Aufschluss über das Verhältnis von Düsendurchmesser zum Durchmesser des erzeugten Strahles. Die Kontraktionszahl ist aber auch abhängig von den Parametern Pumpendruck und Düsendurchmesser. Werte können zwischen $\alpha=0,5$ bei unstetigen Düsen und $\alpha=0,99$ bei stetigen Düsen liegen.

Weitere Energieverluste bewirkt die Wandreibung innerhalb der Düse, die mit der Geschwindigkeitsziffer ε in die Berechnung eingeht. Die Energieverluste sind von der Makro- und Mikrogeometrie der Düse abhängig, wobei die Werte für ε zwischen 0,9 und 0,98 angegeben werden.

Die Geschwindigkeit des resultierenden Strahles kann mit der Gleichung von Bernoulli berechnet werden:

$$\text{Gleichung 2-2: } v_w = \varepsilon * \sqrt{\frac{2p}{\rho_w}}$$

v_w	=	Strahlgeschwindigkeit
ε	=	Geschwindigkeitszahl
p_w	=	Kennzahl der Strahlflüssigkeit
ρ_w	=	Dichte des Wassers

Für die industrielle Anwendung des WS im Hochdruckbereich ist zu beachten, dass mit zunehmendem Druck die Dichte des Wassers zunimmt. Bei 400 MPa steigt die Dichte um ca. 13 %, was die Strahlgeschwindigkeit um ca. 3,5% verringert.

Unter Anwendung der Kontinuitätsgleichung berechnet sich der Wasserdurchsatz \dot{m}_w folgendermaßen:

$$\text{Gleichung 2-3: } \dot{m}_w = \alpha * A_D * \rho_w * v_w$$

\dot{m}_w	=	Wasserdurchsatz
α	=	Kontraktionszahl
A_D	=	Düsenquerschnittsfläche
ρ_w	=	Dichte des Wassers
v_w	=	Strahlgeschwindigkeit

Kontraktionszahl und Geschwindigkeitsziffer sind messtechnisch nur mit hohem Aufwand zu bestimmen. In der Praxis werden beide Faktoren zur Durchflussziffer μ zusammengefasst ($\mu = \alpha * \varepsilon$). Für moderne Düsen zwischen liegt die Durchflussziffer μ zwischen 0,6 und 0,75.

Gleichung 2-4:	$\mu = \alpha * \varepsilon$	μ = <u>Durchflussziffer</u> α = Kontraktionszahl ε = Geschwindigkeitszahl
----------------	------------------------------	---

Die hydraulische Leistung P_h eines WS wird als Produkt aus Druck und Volumenstrom berechnet, wobei die Eingangsgrößen Druck und Düsendurchmesser folgendermaßen in die Berechnung eingehen:

Gleichung 2-5:	$P_h = \frac{\mu * \pi}{\sqrt{8\rho_w}} * p^{3/2} * d_D^2$	P_h = <u>hydraulische Leistung</u> μ = Durchflusszahl ρ_w = Dichte des Wassers p = Wasserdruck d_D = Düsendurchmesser
----------------	--	---

Wechselwirkung des Strahles mit der Umgebung

Nach Verlassen der Düse tritt das Wasser mit dem Umgebungsmedium Luft in Wechselwirkung, was den Zerfall des Strahles bewirkt. Es werden die verschiedenen Zerfallsmechanismen „Zertropfen“, „Zerwellen“ und „Zerstäuben“ beschrieben.

Die Art des Strahlzerfalles ist einerseits von der Reynoldszahl abhängig, wird aber auch entscheidend von der Oberflächenspannung der Flüssigkeit beeinflusst. Im Verlauf der Tropfenbildung wird Arbeit gegen die Oberflächenspannung der Flüssigkeit verrichtet, wodurch dem Strahl zusätzlich Energie entzogen wird.

Aufgrund dieser Wechselwirkungen zerfällt ein Wasserstrahl mit zunehmendem Abstand von der Düse. Es werden die Kernstrahlzone s_c , die Kompaktstrahlzone s_b und der Zerstäubungskegel s unterschieden (Abbildung 2-7)⁶⁹.

Die Kernstrahlzone s_c ist ein Bereich, der unmittelbar an die Düse anschließt und annähernd die Form eines Kegels hat. Druck (axialer Staudruck) und Geschwindigkeit sind in dieser Zone nahezu konstant. Der Strahl hat in dieser Zone seine größte Energiedichte. Die Länge dieser Kernstrahlzone s_c ist proportional zum Düsendurchmesser ($s_c = 73-135d_D$)⁷⁰. Mit zunehmender Strahlgeschwindigkeit nimmt die Länge der Kernstrahlzone ab, weil Turbulenzen und Energieverluste durch Wechselwirkung mit dem Umgebungsmedium bei höherer Strahlgeschwindigkeit zunehmen.

Die Kernzone s_c wird von der Kompaktstrahlzone s_b umschlossen, die sich axial weiter in Strahlrichtung fortsetzt. Diese Zone ist von der Wechselwirkung mit der Umgebung gekennzeichnet. Geschwindigkeit und Druck nehmen zum Randbereich hin- und mit zunehmendem Abstand zur Düse ab. Die Geschwindigkeitsverteilung Rand-Kern-Rand gleicht einer Normalverteilung. Durch weitere Reibung, besonders im Randbereich, kommt es mit zunehmendem Abstand zur Düsenöffnung einerseits zu zunehmenden strahlinternen Diskontinuitäten mit

Tropfenbildung und andererseits zum Auffächern des Strahles. Die Energiedichte des Strahls nimmt daher ab. Trotzdem findet sich in der Mitte der Kompaktstrahlzone noch ein kontinuierlicher Strahl. Die Länge der Kompaktstrahlzone s_b wird mit $(s_b = 5,33 * s_c)$ angegeben⁷¹.

Die Kompaktstrahlzone geht schließlich in den Zerstäubungskegel über. Der Strahl ist in Einzeltröpfen zerfallen, die Energiedichte hat sich weiter verringert.

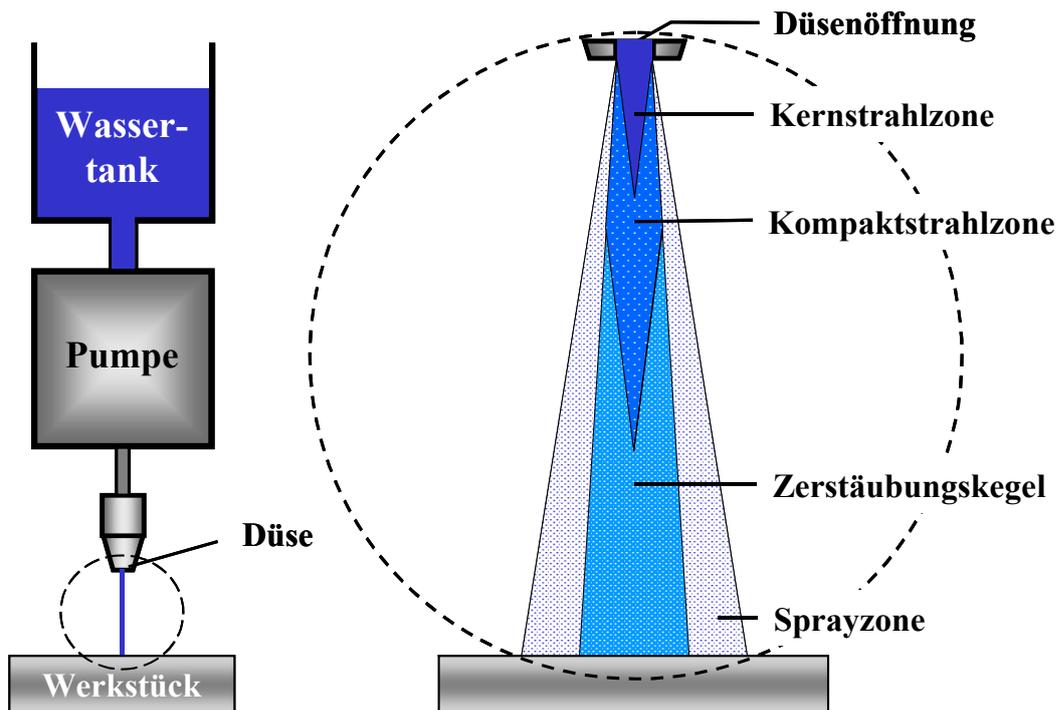


Abbildung 2-7: Wasserstrahlanlage.

Schemazeichnung (links), Freistrahler im Umgebungsmedium Luft (rechts): Die auf ein Werkstück einwirkenden Kräfte sind in der Kernstrahlzone im Wesentlichen statisch, während in der Kompaktstrahlzone zunehmend eine dynamische Werkstoffbeanspruchung überwiegt. Innerhalb des Zerstäubungskegels wird das Werkstück nur noch mit Einzeltröpfen beaufschlagt; bei geringerer Energiedichte findet hier ausschließlich eine dynamische Beanspruchung statt.

Werkstoffbeanspruchung

Die Beanspruchung des Werkstoffes im reinen WS ist durch eine Kombination von statischen und dynamischen Anteilen gekennzeichnet. Die Gesamtbeanspruchung muss als die Summation von Einzelereignissen (Wirkung des axialen Staudruckes, Tropfenschlag, Erosion, Abrasion und Kavitation) verstanden werden.

Die Wirkung des Einzeltropfenschlages wurde schon zu Beginn des 20. Jahrhunderts untersucht. Im punktförmigen Kontaktbereich des Einzeltropfens mit dem Material kommt es zu einem Druckanstieg sowohl an der Materialoberfläche als auch im Tropfen selbst. Die zuerst auftreffende Wasserportion versucht deshalb, seitlich abzufließen. Doch der Tropfen verformt sich beim Aufprall und ein zweiter Wasserring trifft außerhalb der initialen Aufschlagzone auf,

bevor die initiale Wasserportion abströmen kann. Die initiale Wasserportion wird geradezu „eingekesselt“. Durch die „Einkesselung“ wird eine kurze aber sehr hohe Druckspitze aufgebaut, die als Stoßdruck bezeichnet wird.

Gleichung 2-6:

$$p_{\text{Stoß}} = c_w * \rho_w * v_w$$

$$\begin{aligned} p_{\text{Stoß}} &= \text{Stoßdruck} \\ c_w &= \text{Schallgeschwindigkeit in} \\ &\text{Wasser} \\ \rho_w &= \text{Dichte des Wassers} \\ v_w &= \text{Strahlgeschwindigkeit} \end{aligned}$$

Wenn während des weiteren Aufschlagvorganges der Druck innerhalb des Rings groß genug geworden ist, strömt das Wasser ab. In dieser Zeit wirkt der Staudruck auf die Materialoberfläche. Während des seitlichen Abströmens („jetting off“) entstehen aber extrem hohe, die anfängliche Tropfengeschwindigkeit beträchtlich überschreitende Wassergeschwindigkeiten. Zusätzlich zur Druckbelastung wird die Materialoberfläche mit Schubspannungen infolge von Reibung beaufschlagt (Abbildung 2-8).

In der kontinuierlichen Kernstrahlzone wird beim Auftreffen des Strahls auf das Material primär ebenfalls ein Stoßdruck erzeugt. Durch das nachströmende Wasser geht der Druck nach diesem Stoßdruck jedoch nicht bis auf Null zurück, sondern fällt nur auf den sogenannten Staudruck ab⁷².

Der initiale Stoßdruck wirkt zwar nur für einen sehr kurzen Zeitraum, kann den Staudruck aber um ein Vielfaches übertreffen⁷².

Gleichung 2-7

$$p_{\text{Stau}} = \frac{1}{2} * \rho_w * v_w^2$$

$$\begin{aligned} p_{\text{Stau}} &= \text{Staudruck} \\ \rho_w &= \text{Dichte des Wassers} \\ v_w &= \text{Strahlgeschwindigkeit} \end{aligned}$$

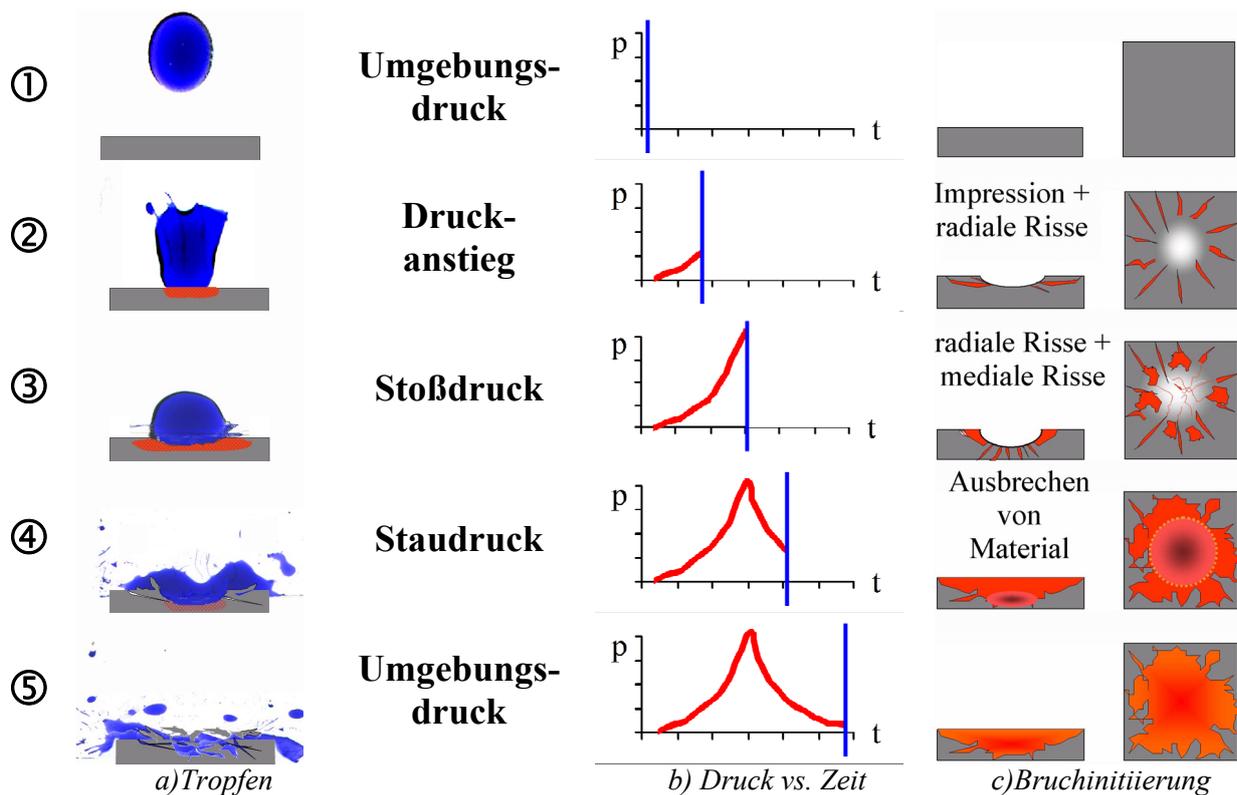


Abbildung 2-8: Einzeltropfenschlag (a), Druck (b) und Materialabtrag(c):

- ① Der Tropfen berührt die Oberfläche noch nicht, es herrscht der Umgebungsdruck.
- ② Durch das Auftreffen des Tropfens wird ein Druck auf die Materialoberfläche übertragen, der eine zentrale Impression und radiäre Risse aufgrund induzierter Zugspannungen hervorruft.
- ③ Der Tropfen verformt sich plastisch, es kommt zu einer Druckschärpe, die als Stoßdruck bezeichnet wird. Es kommt zu medialen Rissen in Folge der Druckspannungen.
- ④ Der Stoßdruck fällt nach wenigen Mikrosekunden auf den Staudruck ab. Risse werden propagiert und ganze Partikel werden aus dem Material ausgebrochen
- ⑤ Durch die abströmende Flüssigkeit fällt der Druck wieder auf den Umgebungsdruck

Materialspannungen

Der Materialabtrag beim WS beruht auf Druck-, Zug- und Schubspannungen, die in die Werkstoffoberfläche eingebracht werden. Zu Beginn des Aufschlages einer Wasserportion werden direkt im Zentrum, in Folge des übertragenen Stoßdruckes, Druckspannungen mit daraus resultierender elastischer oder plastischer Verformung des Materials erzeugt. Durch die zentrale Verformung (Eindellung) entstehen um das Aufschlagzentrum herum Zugspannungen. Überschreiten die so generierten Spannungen die Materialkennwerte, kommt es zum Materialversagen. Bei der Bearbeitung von spröden Kunststoffen entstehen z.B. radialsymmetrische Risse um ein nahezu unbeschädigtes Aufschlagzentrum herum.

Rissinitiierung

Nach Abklingen des Stoßdruckes bewirkt der Staudruck eine statische Beanspruchung des Materials, wobei die durch den initialen Stoßdruck generierten Risse ausgeweitet werden. Modellrechnungen und Versuche belegen, dass der zur Aufrechterhaltung eines kontinuierlichen Risswachstums benötigte Staudruck in Relation zu dem für die Erzeugung eines initialen Risses be-

nötigen Druckes sehr gering ist. Mit der Länge des Risses nehmen die erforderlichen Spannungen überproportional ab^{73;74}. Treffen schließlich mehrere Risse aufeinander, brechen Materialpartikel heraus, deren Summe makroskopisch als Materialabtrag imponiert.

Erosion

Bei für Wasser permeablen Materialien sind darüber hinaus Erosionseffekte für den Materialabtrag von Bedeutung. Der Begriff Erosion umfasst ein Schädigungsmuster, das auf der Wirkung des Wassers in Poren des Materials beruht. Die sich im Porensystem entwickelnde Strömung erzeugt Kräfte, die auf die Wandung der Poren wirken. Zum Materialabtrag müssen diese so groß sein, dass die Bindungen innerhalb des Materials aufgehoben werden.

Abrasion

Die durch verschiedene Mechanismen aus dem Materialverbund herausgelösten Partikel treten wiederum selbst mit dem Material in Wechselwirkung: Die Belastung kann stoßend sein, aber auch schleifend (abrasiv) erfolgen. Abrasiveffekte sind wiederum direkt abhängig von Form und Härte dieser Partikel, also dem Material selbst.

Kavitation

In Diskussion ist darüber hinaus der materialabtragende Effekt von Kavitationen innerhalb des Wasserstrahles: Wasserdampfgefüllte Bläschen entstehen an Orten turbulenter Strömungsverhältnisse, wie sie beim Aufprall des Strahles auf Poren und Risse eines Werkstoffes vorliegen. Das Auftreffen dieser Bläschen auf das Material führt zu einer Implosion und erzeugt eine zusätzliche Druckwelle. Die Lebensdauer einer Kavitationsblase ist extrem kurz, und deren Größe liegt im µm-Bereich. Durch verschiedene technische Modifikationen kann die Anzahl der Kavitationsbläschen erhöht werden, so dass der Kavitationseffekt andere Mechanismen des Materialabtrages übertreffen kann.

Strahlparameter / Kerbtiefe

Zur Beurteilung des Zielparameters Schnittleistung dient die Kerbtiefe. Der Einfluss der Strahlparameter auf die Kerbtiefe ist im Folgenden kurz dargestellt:

Pumpendruck und Düsendurchmesser

Jenseits des materialabhängigen Grenzdruckes, d.h. dem Druck, bei dem messbarer Materialabtrag erzielt wird, ist die Kerbtiefe positiv mit dem Pumpendruck sowie mit dem Düsendurchmesser korreliert. Beide Parameter entsprechen der Variation der Variablen Druck und Volumenstrom für die hydraulische Leistung, wobei, wie verschiedene Untersuchungen zeigten, die Kerbtiefe meistens linear vom Druck und vom Düsendurchmesser abhängig ist. Mit zunehmendem Düsendurchmesser nimmt außerdem auch die Kerbbreite zu.

Arbeitsabstand

Ein zunehmender Arbeitsabstand bewirkt grundsätzlich eine Abnahme der Materialabtrags, also der Kerbtiefe, wobei das Optimum abhängig vom verwendeten Druckbereich und vom bearbeiteten Werkstoff ist. Für einen effektiven Materialabtrag in niedrigen Druckbereichen entscheidend ist die Initiierung und/oder Aufweitung von Mikrorissen infolge der dynamischen Stoßdruckbelastung durch am Strahlrand abgelöste Flüssigkeitstropfen, die erst ab einer bestimmten Strahllänge bzw. einem bestimmten Arbeitsabstand eine nennenswerte Anzahl erreichen. In höheren Druckbereichen ist der Staudruck zur Aufweitung von Rissen offenbar hinreichend hoch, so dass die Bedeutung der Stoßdruckdynamik abnimmt. Generell kann jedoch gesagt werden, dass der Materialabtrag mit zunehmendem Arbeitsabstand sinkt, wobei insbesondere die Leistung kleiner Düsen mit zunehmendem Arbeitsabstand deutlich abnimmt.

Strahlanstellwinkel

Der Strahlanstellwinkel, d.h. der Winkel zwischen Werkstoffoberfläche und WS (auf einer in Strahlrichtung und Vorschubrichtung gespannten Ebene), beeinflusst ebenfalls die Schnittleistung. Ein nachgestellter Strahl unterstützt das Abfließen von Wasser und abgetragenen Partikeln, ein vorgestellter Strahl erhöht die Abtragsleistung, da das Wasser am Abfließen aus der Kerbe gehindert wird und sich so der resultierende Druck an der Schnittfront erhöht. Momber et al. haben bei geringen Drücken die höchste Abtragsleistung bei einem vorgestellten Strahlanstellwinkel von 45° erzielt.

Vorschubgeschwindigkeit

Eine Erhöhung der Vorschubgeschwindigkeit, d.h. die Geschwindigkeit der Düse relativ zur beanspruchten Oberfläche, führt generell zu einer Abnahme von Kerbtiefe und Materialabtrag.

Materialparameter

Während die Abtragsmechanismen im Bereich der industriellen Technik relativ gut untersucht sind, ist im Bereich der Biomaterialien der Einsatz des Wasserstrahls bisher im Wesentlichen empirisch. Aufgrund der relativ weichen und elastischen Materialien in biologischen Systemen ist eine direkte Übertragbarkeit der Modelle aus der Technik nicht möglich. Biologische Gewebe und Organe in ihrer Mikro- und Makrostruktur sind hoch komplexe Verbundwerkstoffe, so dass mit einer Vielfalt an Parametervariationen innerhalb eines Werkstückes zu rechnen ist.

3 Erste Machbarkeitsstudien

3.1 Ziel

In einer makroskopisch zu beurteilenden Untersuchung soll festgestellt werden, ob unter Variation von Wasserstrahl Druck und Düsendurchmesser Nucleus Pulposus-Gewebe geschnitten werden kann und ob der Anulus Fibrosus makroskopisch intakt bleibt.

3.2 Geplantes Vorgehen

Bei den im folgendem beschriebenen Versuchen handelt es sich um eine empirische Parameterstudie, da bisher keinerlei Erfahrung mit dem Umgang des Wasserstrahls in der Bandscheibenchirurgie vorliegt. Es sind vielmehr orientierende Experimente, die ein Gefühl im Umgang mit dem Wasserstrahl vermitteln und Anlass zur weiteren Hypothesenbildung geben sollten. Aus diesem Grund wird bei der Versuchsbeschreibung von der üblichen Form abgewichen und rein deskriptiv dargestellt, wie der Ablauf der Versuche war. Möglichkeiten zur gerätetechnischen Variation lagen in der Wahl des Wasserstrahl Drucks von 0 bis 15 MPa und des Düsendurchmessers von 0,08 mm, 0,1 mm und 0,12 mm.

3.3 Material und Methode

Als Untersuchungsmaterial wurden lumbale Wirbelsäulen von jungen bis 30 Kg schweren Mastschweinen benutzt. Nach Freipräparation der Bandscheibensegmente wurden diese horizontal auf Höhe des Anulus Fibrosus durchtrennt, so dass ein Querschnitt durch die Bandscheibe vorlag. Der Wasserstrahl wurde über ein Handstück, wie es bereits bei der Anwendung in der Leberchirurgie klinisch benutzt wird, im Abstand von fünf bis zehn Millimetern dem Nucleus Pulposus zugeführt. In diesem Abstand ist der Wasserstrahl kohärent, so dass Rückschlüsse auf das Verhalten bei intradiskaler Anwendung mit geringerem Abstand zulässig sind.



Abbildung 3-1: Handstück für die Düse.



Abbildung 3-2: Bandscheibe Prä-OP.

3.4 Ergebnis

Der Nukleus pulposus ließ sich mit allen Strahlparametern bearbeiten. Beim Anulus fibrosus zeigten sich erstmals Effekte bei mehr als 100MPa. Das Gewebe wurde jedoch nicht, wie der Nukleus abgetragen, sondern es nahm durch Aufquellen an Volumen zu.

Der Knochen blieb völlig unbearbeitet. Der Knorpel der Deckplatten konnte jedoch abgetragen werden mit Drücken über 6MPa. Der Düsendurchmesser selbst machte keinen merkbaren Unterschied aus (Tabelle 3-1).

Düsendurchmesser 80 µm							
	2 MPa	4 MPa	5 MPa	6 MPa	8 MPa	10 MPa	12 MPa
Nukleus Pulposus-	+	++	+++	+++	+++	+++	+++
Anulus Fibrosus-	0	0	0	0	0	Aufquellen	Aufquellen
Grundplatte knöchern	0	0	0	0	0	0	0
-knorpelig	0	0	0	0	+	+	+
Düsendurchmesser 100 µm							
	2 MPa	4 MPa	5 MPa	6 MPa	8 MPa	10 MPa	12 MPa
Nukleus Pulposus-	+	+	++	+++	+++	+++	+++
Anulus Fibrosus-	0	0	0	0	0	Aufquellen	Aufquellen
Grundplatte knöchern	0	0	0	0	0	0	0
-knorpelig	0	0	0	0	+	+	+
Düsendurchmesser 120 µm							
	2 MPa	4 MPa	5 MPa	6 MPa	8 MPa	10 MPa	12 MPa
Nukleus Pulposus-	+	+	+	+	+++	+++	+++
Anulus Fibrosus-	0	0	0	0	0	Aufquellen	Aufquellen
Grundplatte knöchern	0	0	0	0	0	0	0
-knorpelig	0	0	0	0	+	+	+

Tabelle 3-1: Schneideverhalten vs. Düsendurchmesser und Druck.

Die folgenden Bilder zeigen die Bearbeitung mit 4 MPa und 80 µm. Es verifiziert sich hier makroskopisch eine selektive Entfernung des Nukleus Pulposus.



Abbildung 3-3: Bandscheibe Post-OP.

Die folgenden Abbildungen zeigen die Bearbeitung mit 12 MPa und 120 μm . Hier ist nach 4 minütigem Wasserstrahlen auf den Anulus Fibrosus eine Durchtrennung erkennbar.

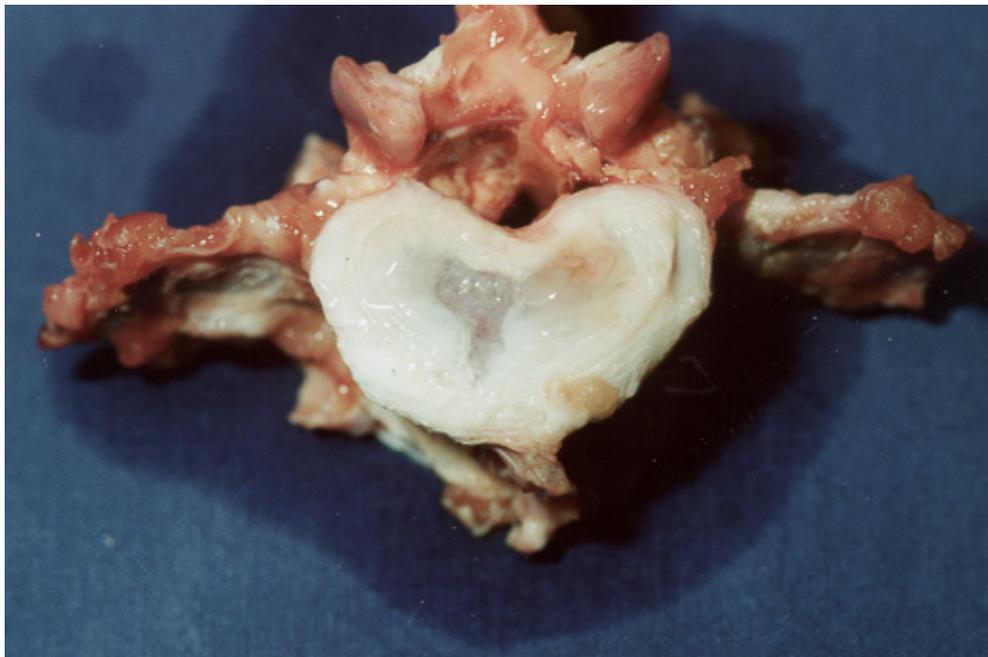


Abbildung 3-4: Bandscheibe Post-OP mit angedeuteter Anulusschädigung.

3.5 Diskussion

Es zeigte sich schnell, dass der Nukleus Pulposus gut zu schneiden war, so dass die weiteren Versuche nach einer günstigen Kombination von Wasserstrahl Druck und Düsendurchmesser sich stärker auf die Frage der Selektivität bezogen. Als generelle Tendenz stellte sich heraus, dass mit zunehmenden Druck und abnehmenden Düsendurchmesser die Schädigung des hyalinen Knorpels der Grund- und Deckplatte, sowie im geringeren Ausmaß die Schädigung des Anulus Fibrosus zunahm, wobei hier im Wesentlichen eine Quellung gesehen wurde.

Es zeigte sich somit ein günstiger Bereich, in dem der Nukleus Pulposus gut geschnitten werden kann und der Anulus Fibrosus sowie Grund- und Deckplatte nicht sichtbar beschädigt werden. Dieser Bereich lag bei einem Düsendurchmesser von 0,08 mm und einem Druck von 4 bis 7 MPa.

4 WS-Fallstudien an Weichgeweben

In allen medizinischen WS-Anwendungen wird der Faktor der Gewebeselektivität als der entscheidende Vorteil dieses Verfahrens hervorgehoben. Die Definition des Begriffes „Selektivität“ im medizinischen Kontext bedeutet, dass der chirurgische Prozess in einem funktionellen System stattfindet, ohne dass unmittelbar benachbarte Systeme verletzt oder in ihrer Funktion gestört werden: Lebergewebe kann getrennt werden, ohne das System des Blutkreislaufes zu beeinflussen. Ein Tumor der Ohrspeicheldrüse kann aus der Drüse heraus präpariert werden, ohne den Nervus Facialis (innerviert die mimische Muskulatur), der sich in der Drüse aufzweigt, zu beschädigen. Diese „funktionelle Selektivität“ ist jedoch an mechanische Qualitäten der Gewebe gebunden. Bisher wurde der medizinische Selektivitätsbegriff beim WS-Trennen nicht im mechanischen Sinne verifiziert.

Trennen von Geweben ist immer als das Lösen von Zellverbänden zu definieren. Idealerweise geschieht dieses - ohne die Zellen selbst zu schädigen - in der Interzellulärsubstanz- (nicht spanendes Trennen) oder durch Herauslösen von Gewebeanteilen und Zerstören einzelner Zellagen (spanendes Trennen).

Ein weiterer Vorteil des WS-Trennens wird durch die histologischen Bildern belegt: Im Gegensatz zum Laser oder anderen Methoden finden sich beim WS kaum Veränderungen der angrenzenden Gewebsschichten. Es scheint fast so, dass die Zelllinien vom WS lediglich auseinander gedrängt werden und ein nicht spanendes Trennen stattfindet.

4.1 Problem

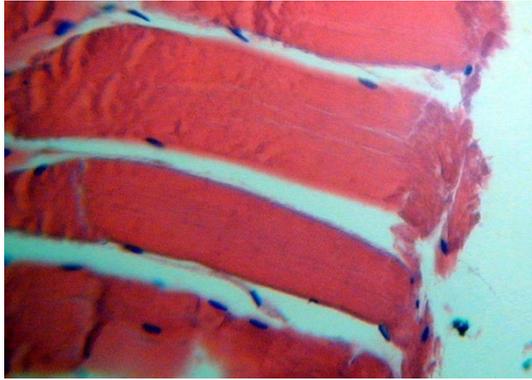
In der industriellen Technik ist Wasserstrahlschneiden den spanabhebenden Verfahren mit geometrisch unbestimmten Schneiden zuzuordnen. Schenkt man den bisherigen Publikationen zur medizinischen Anwendung Glauben, so scheint der Wasserstrahl eher das Gewebe zu zerteilen. Aus dieser Annahme leitet sich der medizinische Begriff der WS-Dissektion ab. Die Literatur lässt jedoch weitgehend im Unklaren, ob die Anwendung des Wasserstrahls am Biomaterial als spanendes oder nicht spanendes Fertigungsverfahren einzuordnen ist.

In der orthopädischen Chirurgie finden sich in der Regel Anwendungen, die einen spanenden Materialabtrag erforderlich machen. Ein reines „Auseinanderdrängen“ von Gewebe ist für die Bearbeitung der orthopädischen Biomaterialien nicht von Vorteil.

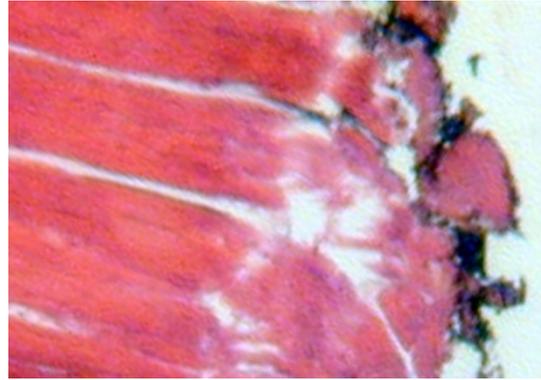
4.2 Material und Methode

Exemplarisch wurden Trennschnitte durch verschiedenartigste Gewebe und Organe angefertigt. Die Bewertung dieser Schnitte erfolgte histologisch^a, nachdem die Schnittkerbe mit Tusche markiert worden war. Für die Schnitte im Bereich der Leber wurde auch das aufgefangene Wasser zytologisch und auf die Konzentration leberzelltypischer intrazellulärer Enzyme hin untersucht.

^a Färbeverfahren: HE=Haematoxilin-Eosin; MG=Masson Goldner, EvG=van Gieson



a) WS; $p_w=7\text{MPa}$ MG+EvG, 100-fach



b) Skalpelli, MG+EvG, 100-fach

Abbildung 4-1: WS- Trennschnitt in quergestreifter Muskulatur.

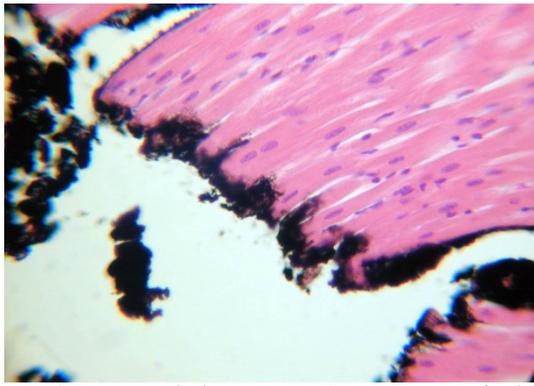
Glatter Schnitt mit minimaler Veränderung angrenzender Zellschichten (a), vergleiche Skalpellschnitt (b).

4.3 Ergebnis

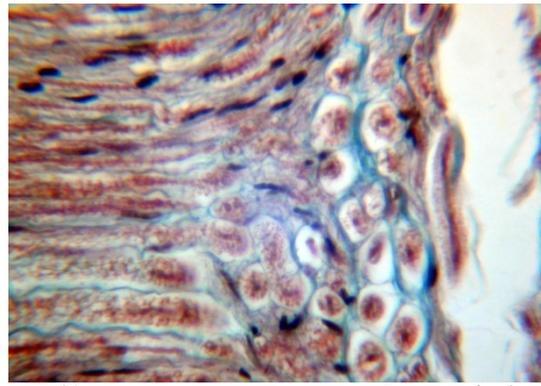
Das geschnittene Muskelgewebe (Abbildung 4-1) imponiert durch glatte Trennschnitte ohne sichtbare Veränderungen der anliegenden Zellstrukturen. Der Wasserstrahl trennt die Zelllinie sauber quer zur Faserrichtung, ohne dass ein Ablenken der Schnittrichtung zu verzeichnen ist. Auch die Anwendung des Wasserstrahles am Herzmuskel (Abbildung 4-2a) zeigt dieses saubere und präzise Schnittbild. Aus diesem Bild lässt sich ableiten, dass der Wasserstrahl nicht in der Interzellularsubstanz trennt, sondern Muskelzellen in ihrem Verlauf durchtrennt. In diesen Bildern finden sich keine Hinweise auf Gewebstrümmer, die als „Späne“ im eigentlichen Sinne eingeordnet werden könnten.

Der Trennschnitt eines Nerven (Abbildung 4-2b) zeigt wiederum das bekannte Bild der histologisch intakten Umgebung des Wasserstrahlschnittes. Es finden sich jedoch innerhalb dieses Schnittes Zelltrümmer, die als erste Hinweise auf spanende Bearbeitung gewertet werden können. Die Bearbeitung von Hirngewebe (Abbildung 4-2c) resultiert schon bei sehr geringen Drücken in hohen Kerbtiefen. Auch hier imponiert der scharfe Schnitt ohne histologisch sichtbare Beeinflussung der umliegenden Zellen. Innerhalb der Kerbe finden sich in diesen Bildern Gewebetrümmer, die auch hier auf eine Spanabhebung durch den WS schließen lassen.

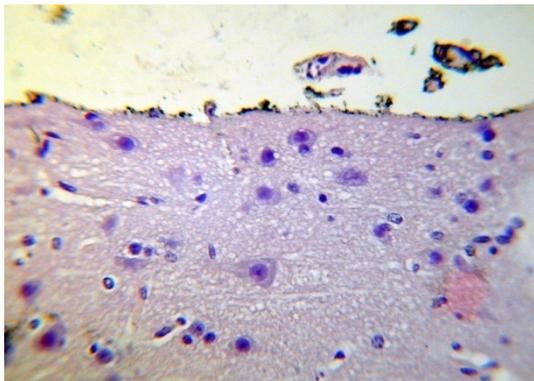
Beim Trennen von Lebergewebe findet sich im Wasser, was nach dem Prozess gesammelt wurde, eine hohe Konzentration an leberzelltypischen Enzymen und auch ganze Zellen. (Abbildung 4-2d)



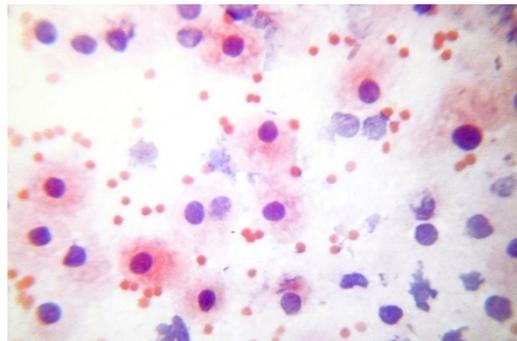
a) Herzmuskel; $p_w = 4 \text{ MPa}$, HE, 400-fach



b) Nerv, $p_w = 4 \text{ MPa}$, HE, 25-, 400-fach



c) Hirn; $p_w = 5 \text{ bar}$, HE, 400-fach



d) Zytologie des Lebergewebes

Abbildung 4-2: Typische Bilder nach Wasserstrahlbearbeitung

a) Herzmuskel: Das Sarkolemm der Herzmuskelzellen ist sauber durchtrennt, ohne dass angrenzende Zellteile beschädigt wurden. b) peripherer Nerv: Innerhalb des Schnittes finden sich Zelltrümmer, welche als Hinweis für das Zerstören von Zellen zu werten ist. Die an den Schnitt angrenzenden Zellschichten werden in diesem Bild nicht sichtbar beeinflusst. c) Hirngewebe mit WS getrennt: sauberer Schnitttrand, jedoch auch Gewebstrümmer mit Zellkernen = „Späne“. d) Zytologie des in Wasser getrennten Lebergewebes

Ein weiteres Merkmal beim WS-Schneiden vieler biologischer Gewebe ist, dass sich die Schnitttränder in Abhängigkeit von organspezifischer Elastizität und Vorspannung aus dem Wirkungsbereich des WS heraus bewegen könnten. In der Leber beispielsweise weichen die Schnitttränder aufgrund vorgespannter elastischer Fasern nach dem Trennen zurück und können so vom Strahl nicht mehr erfasst werden.

4.4 Diskussion

Die vorgestellten histologischen Bilder belegen, dass das Trennen von Geweben mit dem WS durch Zellen hindurch stattfindet. Einzelne Zelltrümmer auf den histologischen Schnitten könnten Artefakte sein, aber der Nachweis nur intrazellulär vorliegender Leberenzyme im während des Schneidens von Lebergewebe aufgefangenen Wasser belegt die teilweise spanabhebende Charakteristik des Prozesses. Das medizinische WS-Trennen ist, genauso wie im industriellen Bereich, ein spanabhebendes Verfahren. Art und Menge der Späne sind nicht nur von Strahlparametern, sondern auch von den Eigenschaften des jeweiligen Biomaterials ab-

hängig. Insbesondere das Zurückweichen der Schnittländer infolge der organspezifischen Eigenelastizität reduziert die Ausbildung und die Menge des zerspannten Materials.

4.5 Schlussfolgerung

Der WS ist als spanendes Materialabtragsverfahren grundsätzlich für Trennaufgaben an Biomaterialien des Bewegungsapparates geeignet.

Klinisch könnte dieses Verfahren in der orthopädischen Chirurgie bei der Bearbeitung weichen Binde- und Stützgewebes, wie zum Beispiel im Bereich der Wirbelsäulen- oder Gelenkchirurgie, eingesetzt werden. Andererseits ist auch die Bearbeitung von Knochen mit dieser Methode grundsätzlich möglich, verlangt jedoch hohe Energie um dieses durchführen zu können.

5 Wasserstrahlparameter vertebraler Weichgeweben

5.1 Problem

Die klinische Anwendung des WS in der Wirbelsäulenchirurgie ist jedoch an weitere Fragen von der medizinischen Seite geknüpft. Einerseits müssen Daten zur Wirkweise des Wasserstrahles an allen vertebralem Geweben vorliegen, um das Gefahrenpotenzial des WS einschätzen zu können. Dieses gilt insbesondere für die Biomaterialien des Nervensystems. Bei jeder Wirbelsäulenoperation können Teile des Nervensystems wie z.B. das Rückenmark verletzt werden. In der Literatur finden sich keine Angaben bezüglich der Reproduzierbarkeit der Zielparame-ter einer WS-Anwendung im Biomaterial. Hier ist von entscheidender Wichtigkeit, einen Bereich für Strahlparameter zu definieren, der unbeabsichtigte Schäden verhindert.

Die in den exemplarischen Kerbversuchen beobachtete Volumenzunahme des Biomateriales wirft die Frage auf, welche Eigenschaft eines Biomateriales die Kerbtiefe oder die Volumenzunahme determiniert. Ziel der folgenden Studie ist es, für alle im Bereich der Wirbelsäule vorkommende Biomaterialien die Grenzen der Wasserstrahlbearbeitung zu ermitteln. Als eigentlicher Zielparame-ter soll die von Prozessparametern abhängige Kerbtiefe untersucht werden. Weiterhin soll geklärt werden, ob die Volumenzunahme in Zusammenhang mit Strahl- oder Zielparame-tern steht. Außerdem bleibt zu untersuchen, ob Kerbtiefe und Volumenzunahme von Materialeigenschaften der Biomaterialien abhängig sind. Gleichzeitig sollen die Versuche Klarheit darüber schaffen, ob in-vitro-Tiermodelle für weitere Untersuchungen geeignet sind.

5.2 Material und Methode

Es standen 30 Lendenwirbelsäulenpräparate zur Verfügung, die innerhalb von 24 Stunden post mortem entnommen und ohne Tiefgefrieren den Versuchen zugeführt wurden. Die Präparate stammten von den Spezies Hausschwein, Rind und Mensch. Es wurden Gewebeproben der verschiedenen Biomaterialien des wirbelsäulennahen Bewegungsapparates entnommen (Tabelle 5-1). Die Proben wurden mit Rasierklingen auf einheitliche Formate zugerichtet. Danach wurden diese mit dünnen Nadeln auf einer Korkplatte fixiert. Die Dicke wurde mit einer Messlupe^a in der seitlichen Aufsicht an markierten Punkten gemessen.

Zur Erzeugung des WS wurde das Wasserstrahlskalpell „Müritz1000“^b verwendet. Die Düse hatte einen Durchmesser von $d_D=0,12\text{mm}$, der Düsen- Werkstückabstand betrug 20mm, der Strahlanstellwinkel war 90 Grad, die Vorschubgeschwindigkeit wurde mit einem Linearvorschub auf $v=2\text{mm/s}$ konstant gehalten.

^a Magnifying Luna, No.1208, <http://www.luna-imaging.com>

^b Fa. Euromed, Schwerin, <http://www.helix-hydro-jet.de>

Biomaterial	Beanspruchung; Funktion
Nukleus pulposus	Druck
Anulus fibrosus	Zug
Rückenmark (Medulla spinalis)	Zentrales Nervensystem
Spinalnerv	Peripheres Nervensystem
Dura mater spinalis	Schutz, Barriere
Fettgewebe	Stoffwechsel
Muskel	Energieumwandlung
Sehnen	Zug
Ligamente	Zug

Tabelle 5-1: Gewebe und ihre Funktion im Bereich der Wirbelsäule.

Linearvorschub

Aufbau einer Einrichtung für Schnittversuche am biologischen Gewebe unter Berücksichtigung der Parameter Schnitt- und Vorschubgeschwindigkeit, Strahlaufreffwinkel, Düsenabstand und Eichung über Schnittparameter am biologischen Gewebe

Um die mechanischen Parameter zum Schneiden biologischer Gewebe ermitteln zu können müssen neben den Parametern zur Strahlerzeugung die äußeren Faktoren reproduzierbar variiert werden. Diese Einrichtung simuliert die industrielle Anwendung von Wasserstrahlschneiden, welche im Wesentlichen robotergestützt stattfindet. Da hier jedoch keine CNC Bearbeitung vorgesehen ist, sondern die Klassifizierung von Schnittparametern durchgeführt werden soll, reicht hier eine Vorschubebene aus.

Die Anforderungen ergeben sich wie folgt:

- Die Vorschubgeschwindigkeit muss fein regulierbar sein (X-Achse).
- Der Düsenabstand zum Gewebe muss einstellbar sein (Y-Achse).
- Der Auftreffwinkel des Wasserstrahls muss veränderbar sein. (z-Achse).
- Ein Behälter als Catcher für das Strahlwasser muss integriert sein

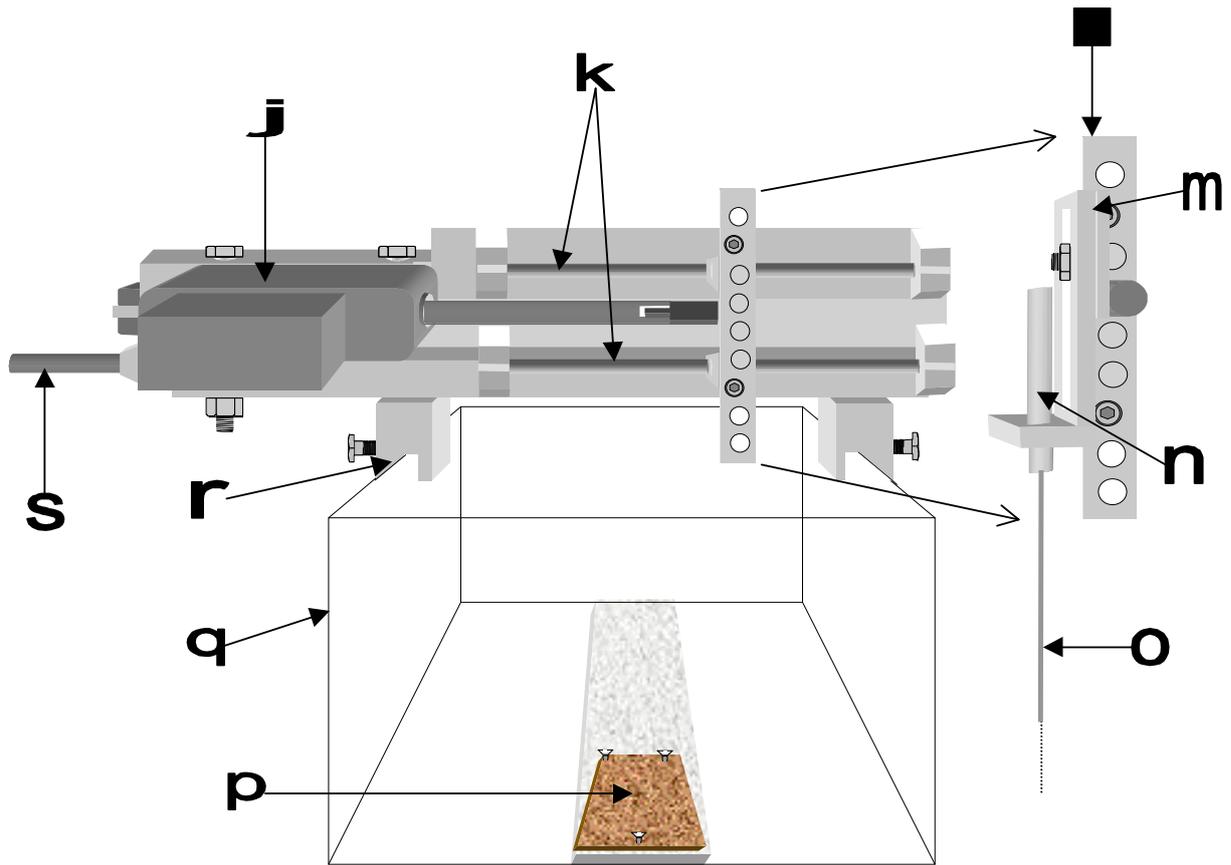


Abbildung 5-1: Vorschubgerät mit durchsichtigem Plexiglasbehälter und Handstück.

- | | | | | | |
|---|--------------------|---|---------------------------------|---|-----------------|
| j | Motor | k | Schienen in Vorschubrichtung x) | l | Aluminiumplatte |
| m | Handstückhalterung | n | Handstück | o | Düse |
| p | Präparatehalterung | q | Plexiglasbehälter | | |
| r | Halterung | s | Kabel des Richtungsschalters | | |

Das Gerät wird an den durchsichtigen Plexiglasbehälter (q) befestigt und das Handstück (n) des schon vorbereiteten Wasserstrahlgerätes wird in die Halterung (4) eingebracht und befestigt.

An der Halterung (y) sind folgende Parameter einstellbar:

Sie ist einerseits in der Y-Achse beweglich. Damit kann der Abstand zwischen Düse und Gewebe eingestellt werden. Andererseits ist sie auch um die z-Achse verdrehbar. Somit lässt sich der Eintreffwinkel des Wasserstrahls zwischen 30° und 150° einstellen.

Nach der Einstellung der gewünschten Parameter und der Fixierung des Präparates an der Korkplatte (p) wird das Gerät an der durchsichtigen Plexiglasbehälterhalterung (9) gelöst und über dem Präparat positioniert.

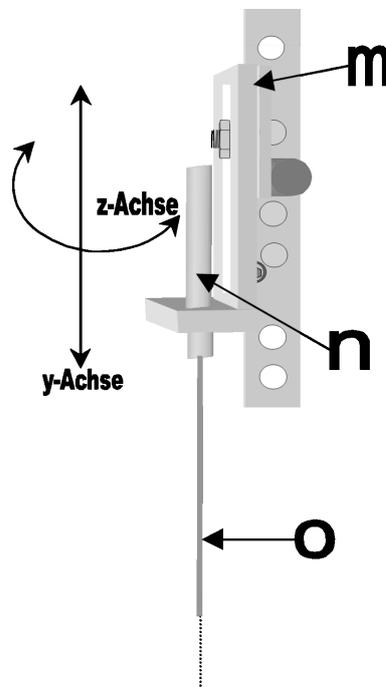


Abbildung 5-2: Aluminiumplatte mit Handstückhalterung und Handstück.

m Handstückhalterung

n Handstück

o Düse

Die Vorschubgeschwindigkeit wird am Netzgerät folgendermaßen eingestellt:

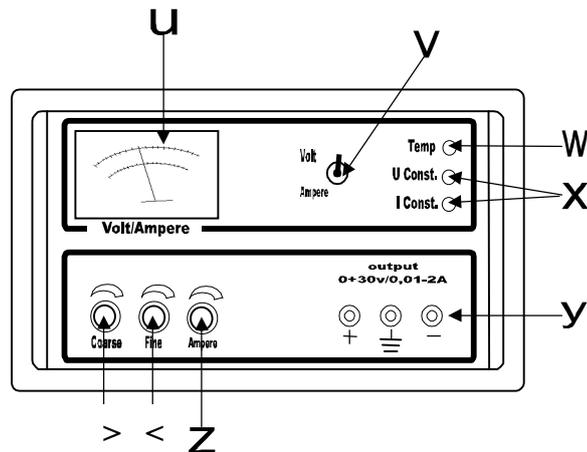


Abbildung 5-3: Netzgerät.

- u Analoganzeige für Gleichspannung/-strom
- v Umschalter von Spannungs- und Stromanzeige
- w Übertemperaturanzeige
- x Kontroll-LED's für Spannungsbegrenzung (4a) und Strombegrenzung (4b)
- y Anschlussklemmen (rot=+, blau=-, gelb=Erdung)
- z Stellknopf für die Einstellung der Strombegrenzung (Ausgangstrom)
- < Stellknopf für Feineinstellung
- > Stellknopf für Grobeinstellung

Die Vorschubgeschwindigkeit lässt sich durch die Spannung (V) variabel einstellen. Dabei ergibt sich nach Eichkurve ein linearer Zusammenhang:

Ist die gewünschte Spannung eingestellt, kann durch die Bedienung des Umschalters für die Vorschubrichtung (k) die Halterung (m) mit der gewünschten Geschwindigkeit in X-Richtung bewegt werden (sowohl nach links als auch nach rechts).

Nach dem das Gewebe bearbeitet ist, wird der Umschalter, zum Stoppen des Gerätes, in senkrechte Position gebracht.

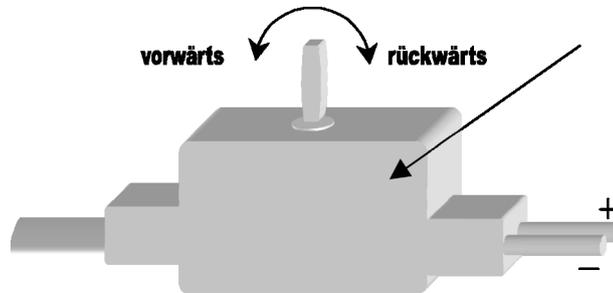


Abbildung 5-4: Umschalter für Vorschubrichtung

In einem durchsichtigen Plexiglasbehälter wird am Boden das zu testende Gewebe auf einer Korkplatte fixiert. Über eine Führungsapparatur, die dem durchsichtigen Plexiglasbehälter oben aufliegt, wird die Wasserstrahldüse langsam in einer Richtung über die Probe geführt. Diese maschinelle Bearbeitung gewährleistet eine gleichmäßige Druckverteilung bei konstanter Vorschubgeschwindigkeit.

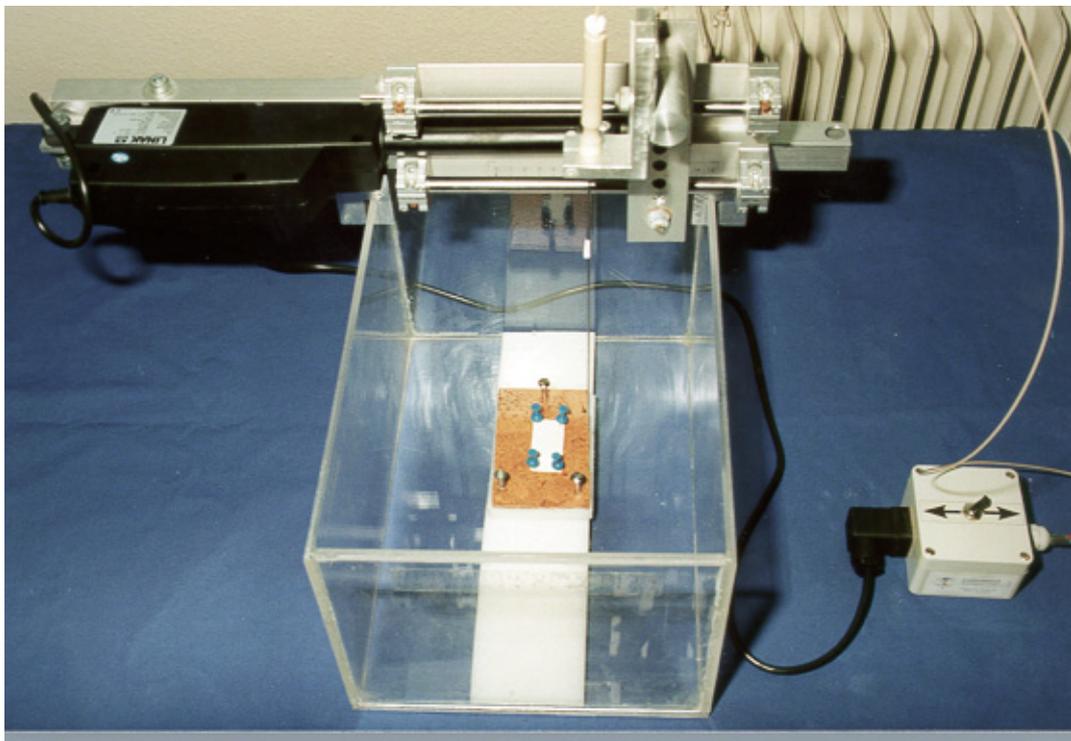


Abbildung 5-5: Vorschubgerät für Schnittversuche

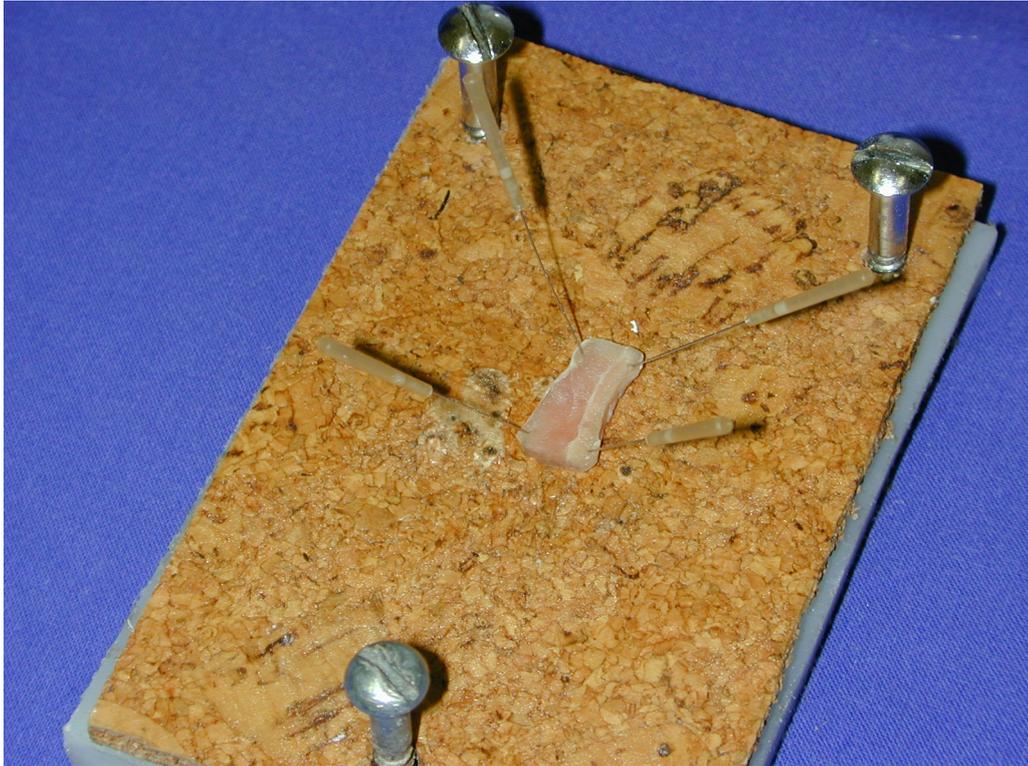


Abbildung 5-6: Auf der Korkplatte befestigte Gewebeprobe.

Kertiefenmessung

Sofort nach Beendigung des Korbversuches erfolgte erneut eine Messung der Präparatsdicke an den vorher markierten Punkten. Nun wurden senkrecht zur Kerbe 3mm dicke Scheiben gewonnen und auf einen Objektträger gebracht. Mit dem Lichtmikroskop (25-fach) und einem Messokular wurden die Kerbtiefen bestimmt.

Bei Gewebeexpansion durch den WS wurde die gemessene Kerbtiefe auf die ursprüngliche Präparatsdicke normiert. Alle Messwerte einer Materialprobe wurden arithmetisch auf einen Wert gemittelt.

Darauf folgten die Formalinfixierung und die histologische Aufarbeitung der Präparate nach bekannten Verfahren.

Um eine Abhängigkeit der WS-Wirkung von den Materialparametern berechnen zu können, waren Daten über die mechanischen Eigenschaften nötig. Die Literatur wurde daher nach Daten über mechanische Eigenschaften und Bauart dieser Biomaterialien abgesucht. Hierbei stellte sich heraus, dass nur für wenige Biomaterialien diese Daten in geeigneter Weise vorliegen. Insbesondere für die unterschiedlichen Spezies und Biologische Materialien im Bereich der Wirbelsäule sind die Informationen sehr begrenzt. (Tabelle 5-1).

Histologische Techniken

Die Histologie ist die Lehre von den Geweben des Körpers. Im Gegensatz zur makroskopischen Anatomie befasst sie sich mit dem Aufbau auf zellulärem Niveau. Das Hauptwerkzeug des Histologen ist daher das Lichtmikroskop.

Um ein Gewebe im Durchlichtmikroskop untersuchen zu können, muss es nach speziellen Verfahren aufgearbeitet werden:

Zunächst wurde das Gewebe zur Fixierung für 12h in einer 3,5%igen gepufferten Formaldehydlösung (mit Phosphatpuffer auf pH=6,8–7,2) eingelegt. Von erheblicher Wichtigkeit ist die Zeit zwischen WS-Bearbeitung und Einlegen in Formalinlösung. Hier sollte eine Zeitspanne von zwei bis drei Minuten nicht überschritten werden, da sich sonst Vakuolen, Ödeme o.ä. durch die Eigenelastizität des Gewebes schon in der Rückbildung befinden und die Ausdehnung nicht mehr genau bestimmt werden kann. Kurz vor der Tuschemarkierung kann eine schnelle Schnitttiefenmessung mittels einer Messlupe^a durchgeführt werden (Abbildung 5-7).



(Herstellerfoto)

Abbildung 5-7: Messlupe für die Kerbtiefenbestimmung.

Sehr kleine Präparate, z.B. Nerven, wurden zusätzlich zur normalen Markierung mit Tusche noch in Spezialpapier eingelegt und mit einem Tropfen Hämalaunlösung zum besseren Auffinden vorgefärbt (Abbildung 5-8).

Es folgte eine Entwässerungsreihe mit Alkohol, die mit einem Paraffinbad (flüssig) abgeschlossen wird. Eingebettet in Paraffin werden nun die histologischen Schnitte gewonnen, bevor das Paraffin im Wärmeofen entfernt wird (Abbildung 5-9).

^aTyp Peak-Messmikroskop Serie 2054-CIL, Chung Luen Optik, Hongkong, CN.

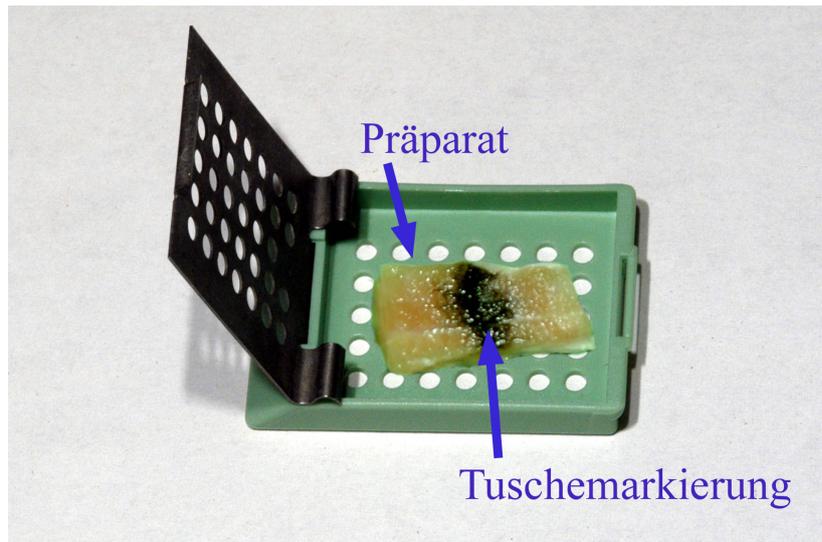


Abbildung 5-8: Präparat im Träger.

Nach dem Kerbversuch wurden die Präparate in den Träger für die Parafineinbettung gelegt. Im Parafinbad wird das Gewebe so mit Wachs durchtränkt, dass ein Festkörper entsteht, von dem mit dem Mikrotom dünne Schichten abgeschnitten werden können.

Nun erfolgte die Anfärbung der Probe mit zwei verschiedenen Färbungen: Hämatoxylin-Eosin (HE)- und Masson-Goldner-Färbung in Kombination mit einer van-Gieson-Färbung (Kombifärbung).



Abbildung 5-9: Paraffinblöcke und Schnitt.

Von den Paraffinblöcken wurden dünne Scheiben abgetrennt und auf einen Objektträger gebracht. Nach Ausschmelzen des Paraffins werden sie gefärbt und fixiert.

Histologische Färbeverfahren

Die Farbstoffe für wissenschaftliche Zwecke sind fast ausnahmslos von der Textilienfärberei übernommen worden. Heute verfügt man über eine hohe Anzahl von Farbstoffen, von denen aber nur eine kleinere Auswahl in der histologischen Technik Verwendung findet.

Die Farbstoffe dienen dazu, Zell- und Gewebsbestandteile in einem histologischen Schnitt mikroskopisch differenzieren zu können. Es sind Färbungen bekannt, die speziell geeignet sind, z.B. Fasern darzustellen, andere wiederum sind für die Darstellung von Fett, Schleim, Knochen oder Knochenmarkzellen vorteilhaft. Das Ergebnis der Färbungen ergibt sich jeweils aus den Gewebeeigenschaften und den Eigenschaften der Farblösungen.

Alle Färbungen beruhen auf chemischen und oder physikalischen Wechselwirkungen zwischen Farbstoff und Gewebe. Kennt man die Gewebeeigenschaften und die Eigenschaften der Farblösungen ist das gewünschte Ergebnis planbar.

Man unterscheidet grob zwischen basischen und sauren Farbstoffen. Basische Farbstoffe färben „saure“ Strukturen (z.B. Nukleinsäuren im Zellkern). Zu den basischen Farbstoffen zählen: Hämatoxylin, Methylenblau und Toluidinblau.

Saure Farbstoffe zeigen eine Affinität zu basischen Strukturen (z.B. Zytoplasmaproteine) und werden deshalb azidophil oder eosinophil genannt. Gängige saure Farbstoffe sind Eosin, Azokarmin, Anilinblau und Säurefuchsin⁷⁵⁻⁷⁷. Lässt man Mischungen von Farbstoffen simultan oder sukzedan auf einen Schnitt einwirken, kommt es zur differenzierten Anfärbung unterschiedlicher Gewebeanteile mit den einzelnen Farbstoffen. Je nach der Zahl der kombinierten Farben spricht man von Doppel-, Dreifach- oder Mehrfachfärbungen.

Hämatoxylin-Eosin-Färbung

Hämatoxylin, der Extrakt des Blauholzbaumes, ist ein hellbraunes, alkohollösliches Pulver, das keinerlei Färbekraft besitzt. Durch Oxidation (Luft, NaJO₃, Fe-III-Salze) geht es in Hämatein über, das den eigentlichen Farbstoff darstellt.

Die Hämalaun-Eosin- (HE-) Färbung ist die gängigste Übersichtsfärbung in der Histologie und Histopathologie. Mit ihr kann der Pathologe die meisten diagnostischen Fragestellungen beantworten⁷⁸. In dieser Färbung werden saure Moleküle im Präparat durch das Hämalaun nach Mayer, Hämatoxylin nach Delafield oder mit artverwandten Farbstoffen dargestellt, so dass die Kerne, aber auch saure Schleimsubstanzen, Bakterien und Kalk blau erscheinen. Das Zytoplasma wird anschließend mit Eosin, das zu den Fluoreszein-Farbstoffen gehört, gegengefärbt. Das Zytoplasma der Zellen, Kollagen und proteinhaltige Lösungen werden damit abgestuft rot angefärbt. Somit gelingt eine gute Gesamtdarstellung des Gewebes^{78;79}.

Masson-Goldner-Färbung

Die Masson-Goldner-Färbung (MG) ist eine Trichromfärbung. Im Gegensatz zur van-Gieson-Färbung werden hier mehrere Farbstoffe sowohl simultan als auch sukzedan angewendet. Im

Masson-Gemisch befinden sich zwei feindisperse Farbstoffe (Ponceau de Xylidin, Azophloxin) und ein grobdisperser Farbstoff (Säurefuchsin). Das Säurefuchsin wird hier jedoch nicht zur Darstellung des Bindegewebes eingesetzt, sondern farbunterstützend für die beiden anderen feindispersen Farbstoffe.

Um nur das Bindegewebe für den nachfolgenden Farbstoff zu entfärben, muss möglichst mit grobdispersen Differenzierungsmitteln gearbeitet werden (z.B. Phosphormolybdänsäure oder Phosphorwolframsäure). Die nachfolgende Färbung des jetzt entfärbten Bindegewebes erfolgt mit den grob dispersen Farbstoffen Anilinblau oder Lichtgrün.

Bei der Trichromfärbung nach Goldner werden zunächst die Zellkerne mit Eisenhämatoxylin schwarzbraun gefärbt, Zytoplasma und Erythrozyten mit Säurefuchsin-Ponceau rot gefärbt und Kollagenfasern mit Lichtgrün grün dargestellt. Sie gilt heute als Standard für Hartgewebematrix und Kollagenfasern. Die feinsten Bindegewebsfasern werden durch sie zwar etwas weniger scharf dargestellt als durch die Azanfärbung. Dafür sind infolge der Farbengegensätze/Farbkontraste die einzelnen Bestandteile besser sichtbar^{78;80}.

Zusätzlich ist eine Differenzierung zwischen frischen und pathologischen (geschädigten) Fasern möglich.

Van Gieson Elastin-Färbung

Bei der erstmalig von van Gieson beschriebenen Dreifachfärbung mit Hämatoxylin, Pirinsäure und Säurefuchsin werden die Zellkerne und elastischen Fasern braun schwarz, das kollagene Bindegewebe leuchtend rot, Muskulatur und Epithelien intensiv gelb und Nervengewebe gelblich gefärbt, während u.a. Amyloid, Kolloid, Hyalin verschiedene Tonabstufungen annehmen.

Das Masson-Goldner-Färbeverfahren wird kombiniert mit der van Gieson-Färbung (vG):

Dabei wird einem Eisen-Hämatoxylin-Bad eine Blaufärbung in Wasser angeschlossen, bevor mit dem van-Gieson-Gemisch gefärbt wird. Nach kurzem Abspülen erfolgt eine Alkoholreihe mit aufsteigender Konzentration. Damit können neben den anderen Präparatbestandteilen vor allem die kollagenen und elastischen Fasern gemeinsam beurteilt werden^{76;78}

	H.E.	Masson-Goldner	van Gieson
	<ul style="list-style-type: none"> • Hämatoxylin • Eosin 	<ul style="list-style-type: none"> • Eisenhämatoxylin • Säurefuchsin • Orange-G • Lichtgrün 	<ul style="list-style-type: none"> • Eisenhämatoxylin • Pikrinsäure • Säurefuchsin
Zellkerne	blau	bräunlich-schwarz	schwarz-braun
Zytoplasma	azidophil = blass rot basophil = bläulich	ziegelrot	gelb-braun
Retikulinfasern und Basalmembranen	ungefärbt bis blass rot	blass grün	ungefärbt - blass rot
Kollagenfasern	rot	grün	braunschwarz
Elastische Fasern und Membranen	blassrosa	blass grün bis blass rot	blass gelb
Knorpelgrundsubstanz	blassblau bis blau	hellgrün	rot und gelb
Interzellulärsubstanz	violett	–	–
Fett	herausgelöst	herausgelöst	herausgelöst
Zytoplasma von Muskelzellen	leuchtend rot	orange-rot - braun	gelb
Erythrozyten	ziegelrot	orange-gelb	gelb

Tabelle 5-2: Färbeergebnis

Statistische Methoden

Alle statistischen Berechnungen in dieser Arbeit erfolgten mit dem Programm SPSS^a. Das Konfidenzintervall war für alle Tests 95%. Die statistische Analyse erfolgte beim Vergleich von mehr als zwei Stichproben durch Varianzanalysen (ANOVA, MANOVA). Um zu bestimmen, welche Stichproben sich unterscheiden wurde im Anschluss an die Varianzanalyse ein Post-Hoc-Test (Tukey-B-Test) durchgeführt.

Zum Vergleich der Mittelwerte zwischen zwei Stichproben wurde ein t-Test durchgeführt. Die p-Werte der ANOVA oder MANOVA sind im Text abgedruckt. Da der Post-Hoc-Vergleich immer mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha=0,05$ durchgeführt wurde, entspricht der Gebrauch des Ausdruckes „signifikant“ immer einem Wert von $p<0,05$. Bei bivariaten Korrelationen erfolgte eine Berechnung des Bestimmtheitsmaßes r^2 .

5.3 Ergebnis

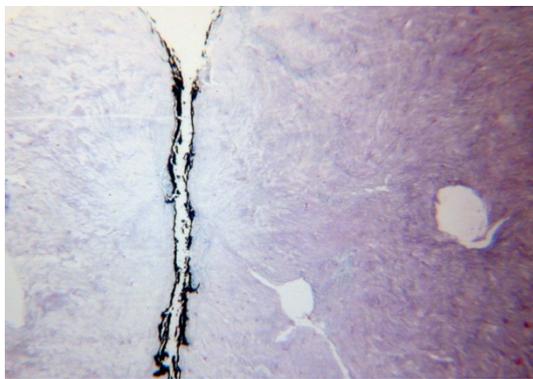
Signifikante Kerbtiefenunterschiede zwischen den einzelnen Spezies (Schwein, Rind und Mensch) konnten für keines der untersuchten Biomaterialien ermittelt werden. Auch die Dickenzunahme der Proben war nicht von der Spezies abhängig.

^a SPSS für Windows, Version 9.0.1, SPSS Inc., <http://www.spss.com>.

Nukleus Pulposus

Der inkompressible, unregelmäßig begrenzte Nucleus Pulposus ist histologisch eine wenig faserige, gallertige Masse, die fast 9/10 Flüssigkeit enthält. Vereinzelt sind in diesem Gewebe Zellkerne sichtbar. Dementsprechend kann dieses Gewebe schon auf relativ niedrigem Druckniveau gekerbt werden (Abbildung 5-10).

Das gallertige Biomaterial des Nukleus wird schon, wie oben beschrieben, bei geringem Druck ohne Volumenexpansion getrennt. Die histologischen Bilder zeigen wiederum das aus dem Bereich der Leberchirurgie bekannte Bild einer Kerbe mit fast unverändertem Randbereich. Man hat lediglich den Eindruck, dass die Zone bis 1mm neben der Kerbe im Mikroskop etwas lichtdurchlässiger ist. Im Nukleus Pulposus finden sich sehr vereinzelt, meist in einiger Entfernung von der Kerbe eingelagerte Vakuolen. Das Gewebe sieht hier so aus, als wenn es zerrissen wäre (Abbildung 5-10b).

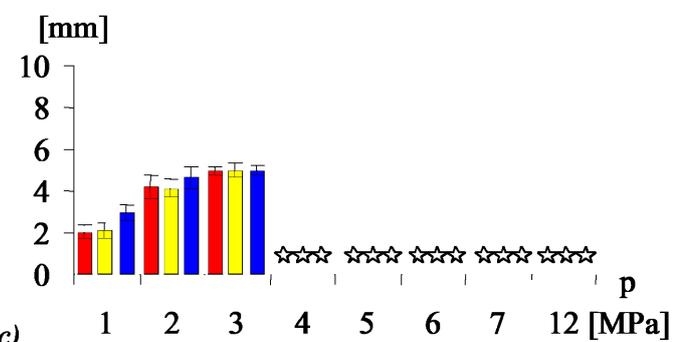


a) Nukleus; $p_w = 8 \text{ MPa}$, HE, 100-fach

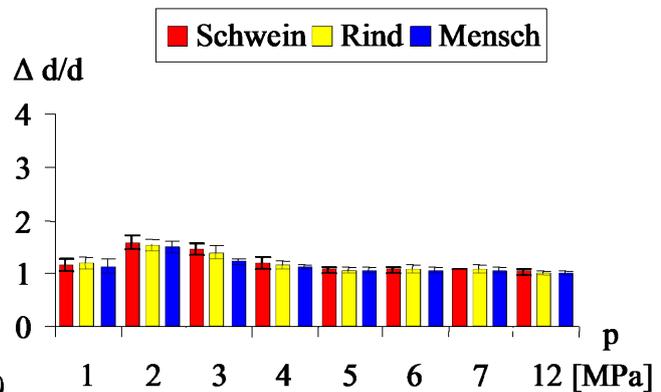


b) Vakuolenrand; $p_w = 10 \text{ MPa}$, HE, 300-fach

Kerbtiefe



c)



d)

Abbildung 5-10: Nucleus Pulposus.

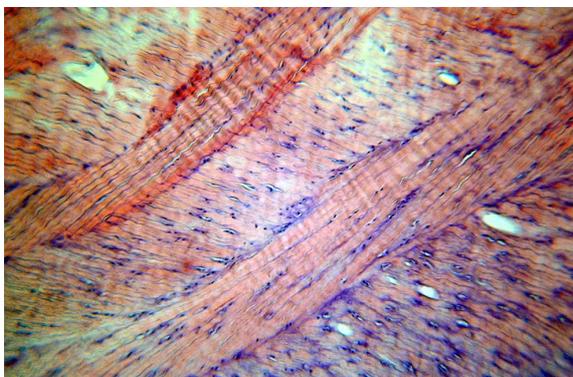
Glatter Schnitt mit sehr geringer Ödembildung. Bei Trennschnitten ist die Ödembildung deutlich geringer als bei Kerbschnitten. Schnitt durch Nucleus Pulposus (Tuschemarkierung =schwarz): glatter Schnitt, leichte Gefügelockerung am Schnitttrand, Vakuolen im Abstand von 1-5 mm von der Kerbe; die untere Vakuole erweitert sich spaltförmig in das Gewebe: Rand einer Vakuole im Nucleus Pulposus nach Wasserstrahlbearbeitung: Das Gewebegefüge erscheint zerrissen und die angrenzenden Nucleuszellen sind verdrängt, ohne morphologisch verändert zu erscheinen.

(*bezeichnet komplett durchtrenntes Präparat)

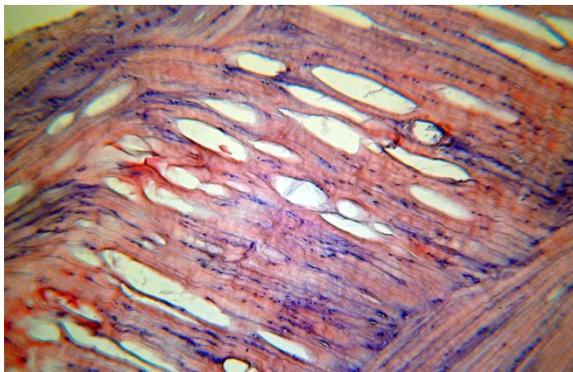
Anulus Fibrosus

Der Anulus fibrosus besteht aus konzentrischen Lagen von straffem Bindegewebe. Der Faserring zeigt einen lamellaren Bau; daraus entsteht das mikroskopisch charakteristische „Fischgrätenmuster“. Die Beanspruchung erfolgt im Wesentlichen auf Zug: Druckkräfte wirken auf den zentralen Nukleus, wodurch die Fasern des Anulus in Anspannung kommen und so Zugkräfte auf die knöchernen Randleisten übertragen.

Präparate des Anulus zeigten fast immer eine ausgeprägte Volumenexpansion. Auch hier zeigt sich die Tendenz, dass das Ödem zunächst mit dem Druck zunimmt, bei Drücken, die im Trennschnittbereich liegen, aber wieder geringer wird. Die Volumenexpansion ist, wenn auch in geringerem Maße, bei Drücken vorhanden, die noch keine sichtbare Kerbe im Gewebe erzeugten (Abbildung 5-11).



a) $p=8\text{MPa}$, HE, 100-fach



b). $p=12\text{MPa}$, HE, 300-fach

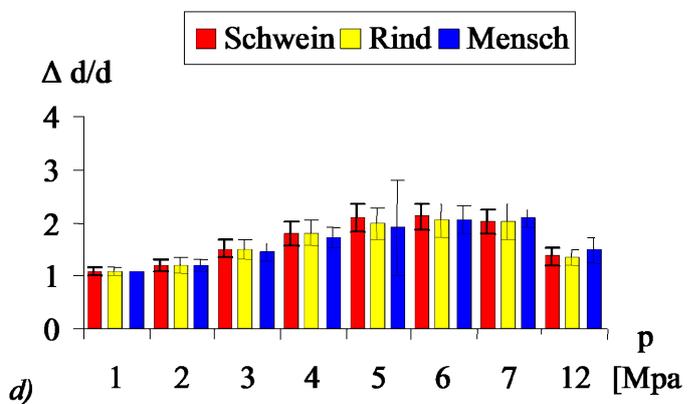
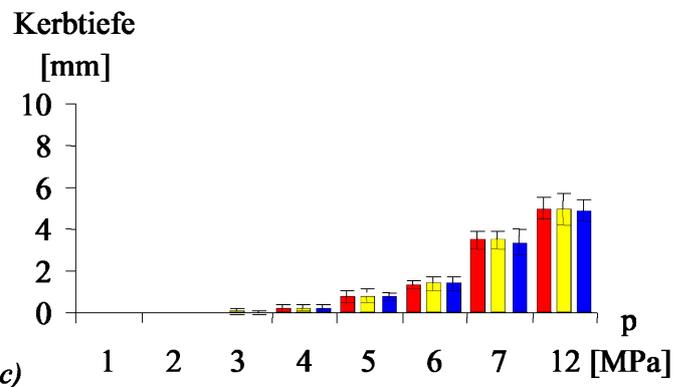


Abbildung 5-11: Anulus Fibrosus.

Hier findet sich erst eine Kerbleistung im oberen Druckbereich. Die Bildung eines Ödems ist besonders ausgeprägt im Bereich um 6MPa, nimmt oberhalb wieder ab. Anulus fibrosus im histologischen Bild: Deutlich sichtbare Fibrozyten (Zellkerne blau) und gerichtete Anordnung des kollagenen Gerüsts. Vereinzelt Vakuolenbildung (links), viele wassergefüllte Bläschen zwischen den Kollagenfasern im interstitiellen Raum (rechts)

Rückenmark

Rückenmark als Teil des zentralen Nervensystems hat einen runden bis elliptischen Querschnitt. Es findet sich eine innen gelegene, schmetterlingsförmige Figur, die sog. graue Substanz (Substantia grisea). Sie besteht hauptsächlich aus multipolaren Nervenzellen und deren Fortsätzen (Neuriten und Dendriten), Neuroglia sowie Blutgefäßen. Die weiße Substanz (Substantia alba), die die graue Substanz umschließt, besteht größtenteils aus längsverlaufenden, markhaltigen Nervenfasern und Neuroglia (Hüllzellen).

Rückenmark ist bekanntermaßen ein sehr weiches und fragiles Gewebe. Ein minimaler Druck reicht intraoperativ schon aus, um neurologische Störungen hervorzurufen. Dieses deckt sich mit der Tatsache, dass ab 2MPa bei allen Spezies Trennschnitte zu verzeichnen waren. Die Kerbwirkung war für die graue und weiße Substanz nicht sichtbar unterschiedlich. Eine Gewebegefügeänderung konnte nicht gesehen werden. Dieses Biomaterial zeigte keine Gewebeexpansion. Auch hier war die Korrelation zwischen Druck und Kerbtiefe statistisch signifikant (Tabelle 5-3, S.55).

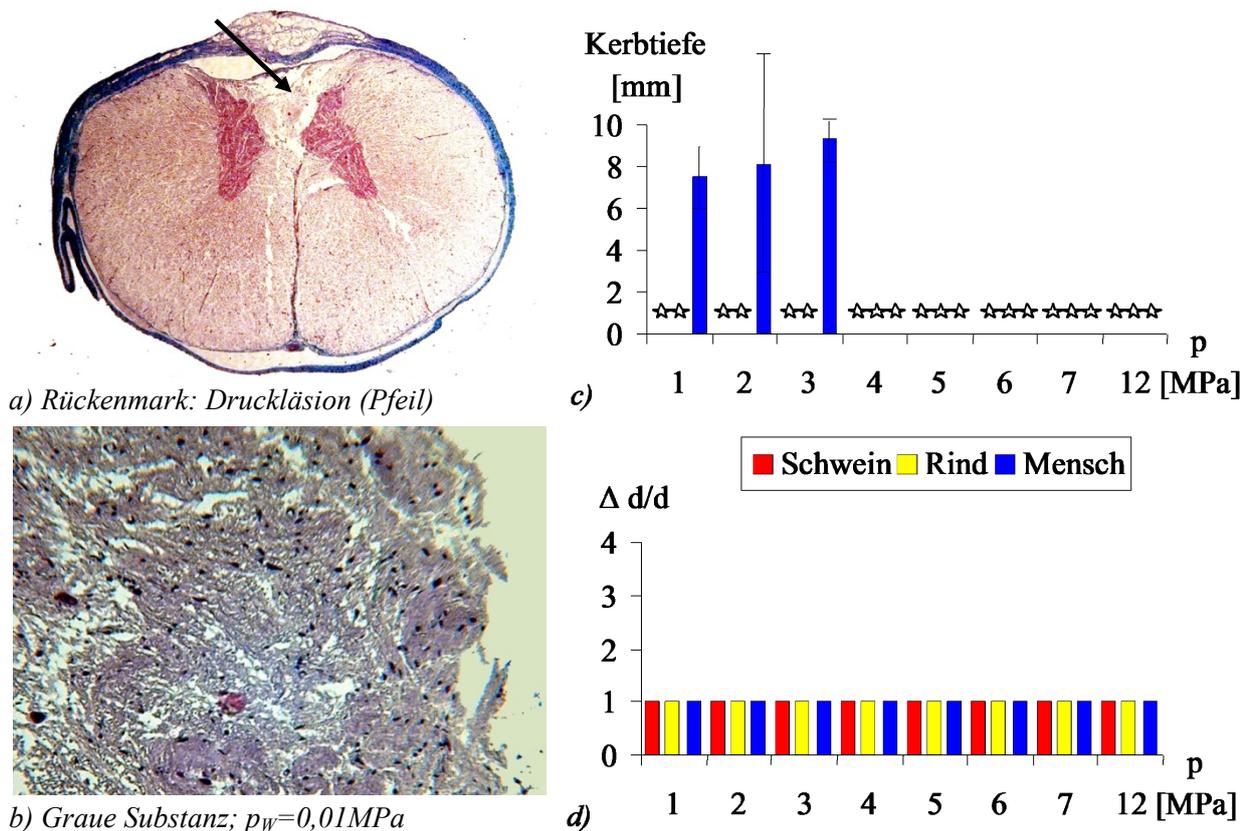


Abbildung 5-12: Rückenmark.

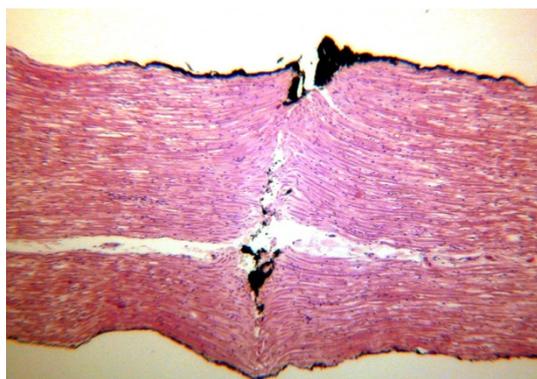
Der Querschnitt zeigt die weiße (außen) und graue Substanz (schmetterlingsförmige Struktur in der Mitte). Das Auftreffen des WS auf die äußere Hülle (Arachnoidea) bewirkt schon eine Druckläsion ohne dass eine Kerbe erzielt wird (a). Dieses extrem fragile Gewebe ist histologisch kaum aufzuarbeiten (b) und wird mit dem WS schon bei geringen Drücken (c) getrennt.

(*bezeichnet komplett durchtrenntes Präparat)

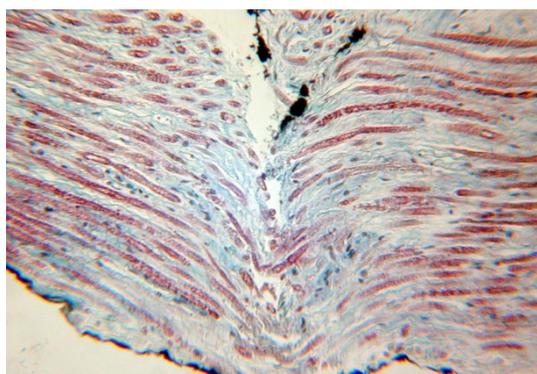
Spinalnerven

Nerven bestehen aus einzelnen Fasern, die wiederum aus Achsenzylindern und myelinhaltigen, der elektrischen Isolation dienenden Hüllen (Neuroglia) bestehen. Myelin besteht daher zu einem hohen Anteil aus Lipiden. Das Grundgerüst der Nervenfasern besteht aus Neurofibrillen, die untereinander Querverbindungen aufweisen, in den Fortsätzen annähernd parallel verlaufen und deren Ursprung in den Zellkörpern liegt.

Die Gewebeproben aus diesem Biomaterial waren maximal 3 mm dick. Deshalb waren schon bei einem Druck von 3MPa Trennschnitte vorhanden. Eine Volumenexpansion konnte in diesem Gewebe bei keinem Druck gemessen werden (Abbildung 5-13). Die Nervenfasern wurden im histologischen Bild an den Kerbrändern aber auch am Kerbgrund in Strahlrichtung umgelenkt. In einigen Präparaten zeigte sich vereinzelt im Verlauf des Kerbschnittes eine Fortsetzung der Kerbe in Richtung der Axone im Sinne einer Längsspaltung. Bei Trennschnitten wurde dieses Phänomen nicht beobachtet.



a) Nerv; $p_W=2\text{MPa}$, HE, 50-fach



b) Axone; $p_W=2\text{MPa}$, HE, 150-fach

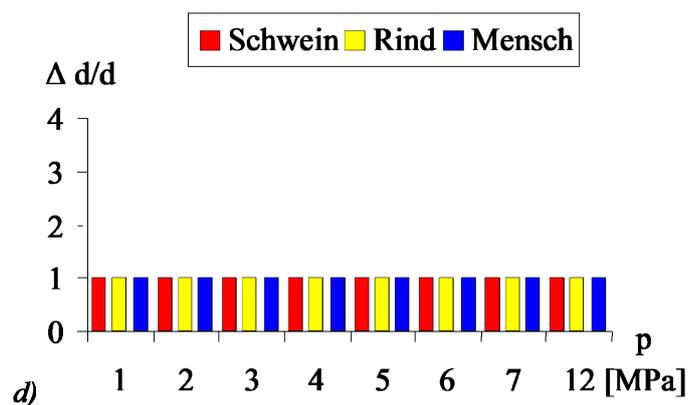
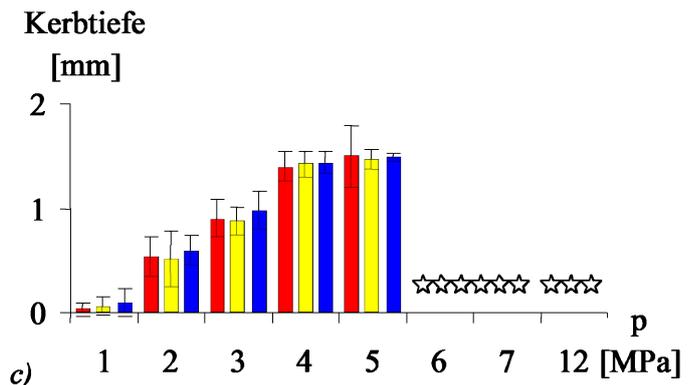


Abbildung 5-13: Kerbschnitt in paraspinalen Nervenanteil.

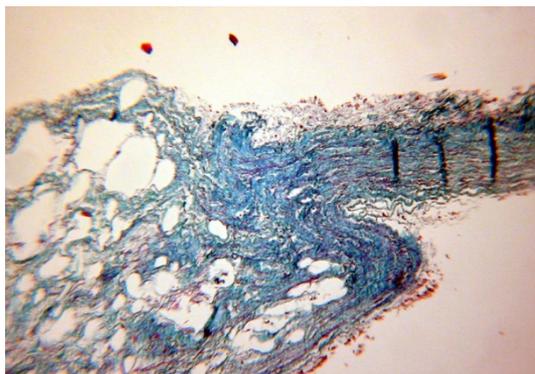
Am Grund der Kerbe ist die Umlenkung der Nervenfasern durch die Wasserstrahlbearbeitung nachvollziehbar, auch im nicht gekerbten Rest sichtbar. In der Mitte zeigt sich eine Spaltung zwischen den Axonen in Längsrichtung des Nerven (6MPa, MG+EvG, 25-fach).

(*bezeichnet komplett durchtrenntes Präparat)

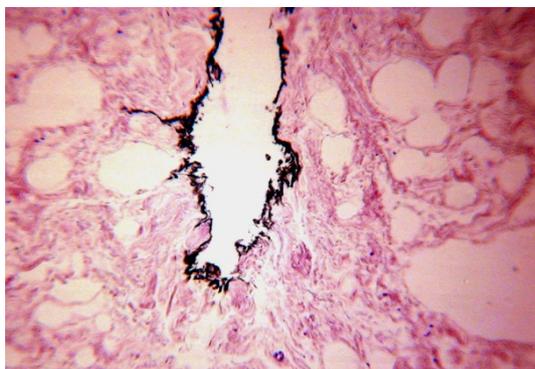
Dura mater Spinalis

Direkt dem Rückenmark angelagert findet sich die weiche Rückenmarkshaut, die Pia mater spinalis. Die Pia besteht aus lockerem faserigem Bindegewebe -kollagene Fasern mit longitudinaler Verlaufsrichtung- und umschließt kleinere Blutgefäße. Zwischen Pia und äußerer Dura befindet sich der Subarachnoidalraum, der den Liquor cerebrospinalis enthält. Die aus straffem faserigem Bindegewebe aufgebaute Dura mater spinalis stellt die äußerste Umhüllung dar. Sie stellt einen mechanischen Schutz dar. Dieser Anteil wurde in der Studie untersucht.

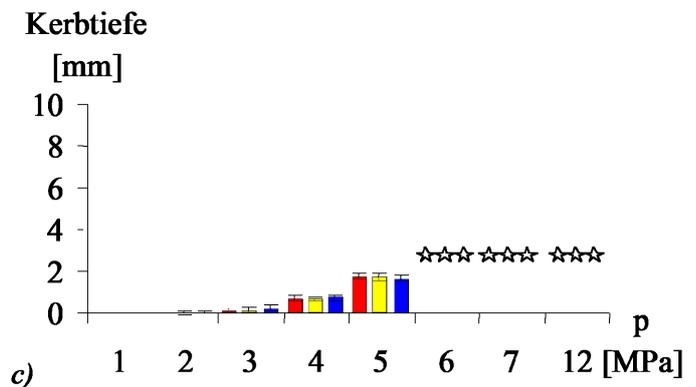
Die Dura mater zeigte die am meisten ausgeprägte Volumenexpansion aller untersuchten Gewebe. Die Kerbtiefenbestimmung war bei diesem Gewebe schwierig. Nur eine Korrektur der gemessenen Kerbtiefe auf den nicht volumenexpandierten Zustand lässt einen Vergleich mit anderen Materialien zu. Auch bei der Dura mater zeigt sich eine Korrelation zwischen der Kerbtiefe und dem Strahlparameter Druck. Diese Korrelation war statistisch signifikant (Tabelle 5-3, S.55). Auffallend ist, dass die Volumenexpansion im Trennschnittbereich, also mit steigendem Druck, wieder abnimmt. Beim vollständigen Durchtrennen des Biomateriales wird weniger Wasser im Gewebe zurückgehalten.



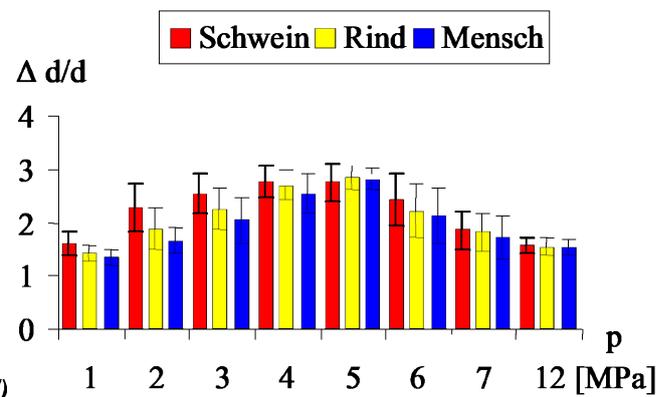
a) Dura; $p_w = 3\text{MPa}$, MG+EvG, 25-fach



b) Dura; $p_w = 5\text{MPa}$, HE, 100-fach



c)



d)

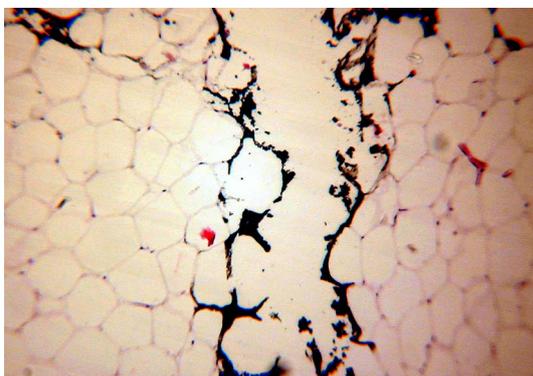
Abbildung 5-14: Kerbtiefen und Volumenexpansion in Hirnhautgewebe.

Die Volumenexpansion nimmt im Trennschnittbereich mit zunehmendem Druck ab. Histologisch sieht man eine sehr ausgeprägte Lockerung des Gefüges (*bezeichnet komplett durchtrenntes Präparat)

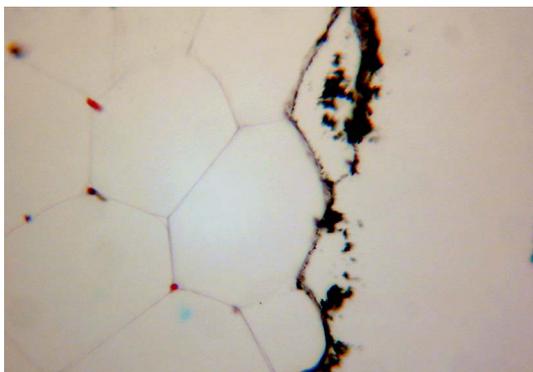
Fettgewebe

Fettgewebe besteht aus großen, polyedrischen Zellen mit wandständigem, abgeplattetem Kern (Siegelringform der Zellen). Die Fettzellen sind durch faseriges Bindegewebe zu Läppchen zusammengefasst.

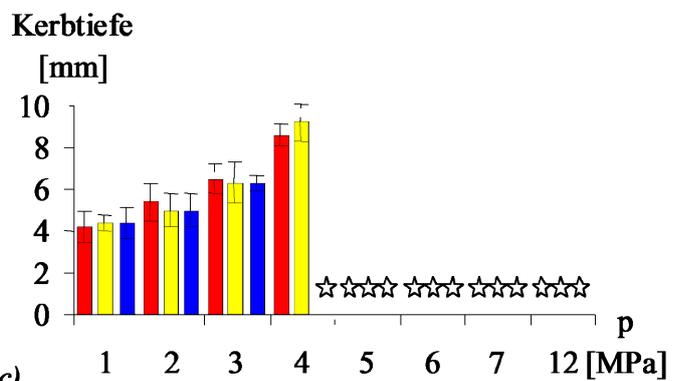
Fettgewebe wird bei allen untersuchten Drücken gekerbt (Abbildung 5-15). Ab 4MPa konnten nur noch Trennschnitte durchgeführt werden. Der Kerbrand zeigt im histologischen Bild keine Ausbildung einer Trümmerzone, maximal eine einzige Zelllage wurde entlang der Schnittkante zerstört. Eine Gewebegefügeänderung war im reinen Fettgewebe nicht zu beobachten, eine Dickenzunahme des Gewebes nach Bearbeitung konnte nicht gemessen werden. Die Kerbtiefe korrelierte statistisch signifikant mit dem Druck ((Tabelle 5-3, S.55).



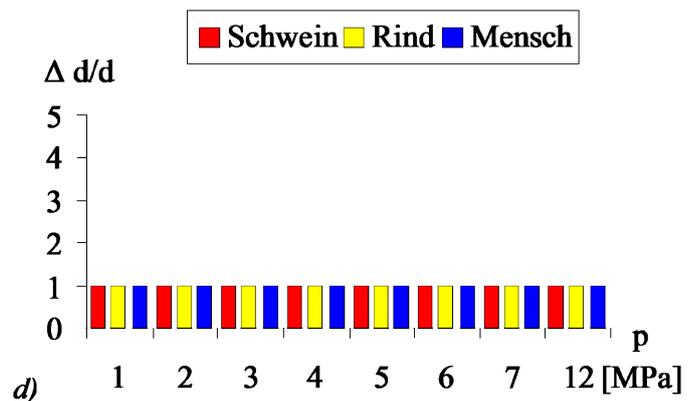
a) Fettgewebe; $p_w = 1\text{MPa}$, HE, 100-fach.



b) Fettzellen; $p_w = 1\text{MPa}$, HE, 300-fach.



c)



d)

Abbildung 5-15: Fettgewebe mit großen fettgefüllte Zellen mit randständigem Kern.

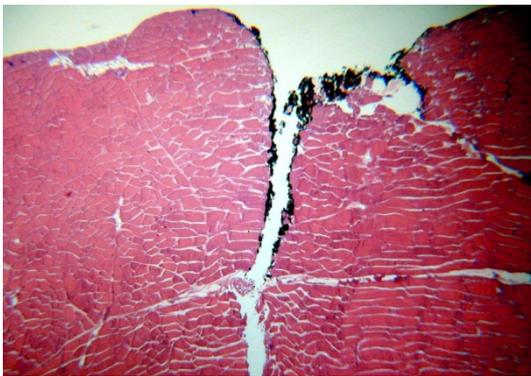
WS Trennung durch Zerstörung einzelner Zellen. Bei Fettgewebe zeigt sich keine Ödembildung. (schwarz = Tuschemarkierung der Kerbe).

(*bezeichnet komplett durchtrenntes Präparat)

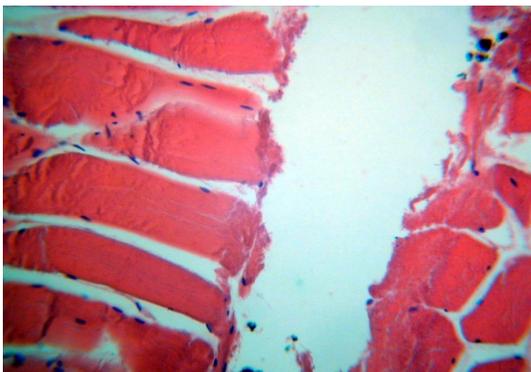
Muskelgewebe

Quergestreifte Muskelfasern haben eine Länge bis zu mehreren Zentimetern. Die Dicke der Fasern schwankt zwischen 10µm und 100µm. Jede Muskelfaser enthält meist hunderte, an ihrer Oberfläche gelegene Zellkerne. Die Längsstreifung der Fasern entspricht der regelmäßigen Anordnung der Myofibrillen, deren Durchmesser 0,5–2µm beträgt. Die charakteristische Querstreifung beruht auf der Struktur der Myofibrillen und der Regelmäßigkeit, mit der diese Strukturen von Fibrille zu Fibrille einander zugeordnet sind. Die Untereinheiten der Fibrillen sind wiederum Aktin und Myosin, die Proteine, die die eigentlichen kontraktile Elemente bilden.

Im Muskel steigt die Kerbtiefe linear mit dem Düsendruck an (Abbildung 5-16). Das bereits oben beschriebene histologische Bild (Abbildung 5-16a) der ohne Trümmerzone getrennten Muskelfasern konnte auch in diesen Präparaten bei jedem Druck verifiziert werden. Ein Aufquellen des Muskels wurde in keinem Fall gesehen, die histologischen Bilder zeigten keine Vakuolen.

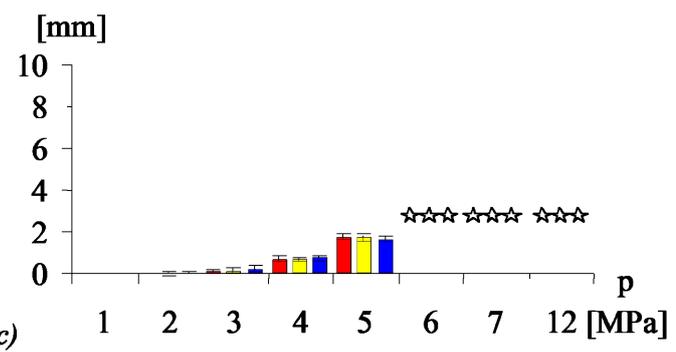


a) Muskelgewebe; $p_w = 7\text{MPa}$, MG+EvG, 25-fach



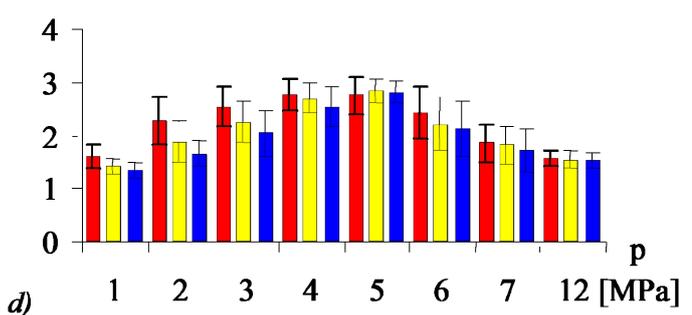
b).Muskelzellen; $p_w = 7\text{MPa}$, MG+EvG, 100-fach

Kerbtiefe



c)

$\Delta d/d$



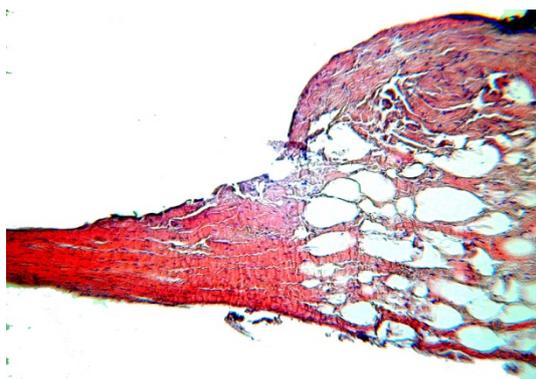
d)

Abbildung 5-16: Muskulatur.

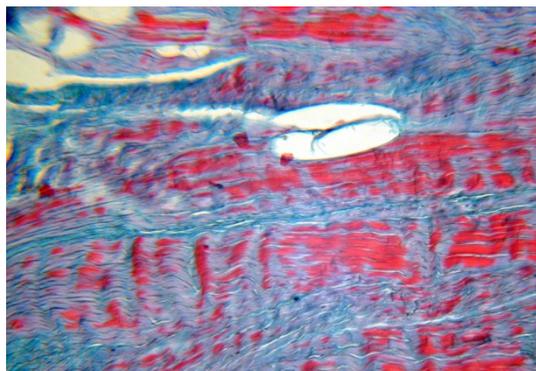
Bekannte histologische Bilder. Die Kerbtiefe steigt in Abhängigkeit vom Düsendruck linear (\tilde{n} = Trennschnitt).

Ligamente / Sehnen

Die Kollagenfasern der zugfesten Bänder sind zu parallel geordneten Faserbündeln zusammengefasst. Charakteristisch ist der gewellte Verlauf. Die Fibrozyten liegen der Verlaufsrichtung angepasst in langen Reihen geordnet und mit spindelförmig gewellten Kernen vor. Weiterhin enthalten sie einen größeren Anteil elastischer Fasernetze, die zu größeren Bündeln zusammengefasst, parallel zueinander, in Zugrichtung verlaufen. Zwischen ihnen liegen Kollagen- und Gitterfasern, welche die elastischen Faserbündel vornehmlich quer zur Längsachse umwickeln. Die in diesen Studien untersuchten Ligamente (vorderes und hinteres Längsband) zeigen dem Anulus fibrosus sehr ähnliches Verhalten bezüglich Kerbtiefen und Gewebeexpansion (Abbildung 5-17). Die Kerbtiefen korrelieren für alle Spezies mit dem Druck. Auch bei diesem Gewebe konnte eine Dickenzunahme schon bei Drücken gemessen werden, die weder makroskopisch, noch mikroskopisch zu einer Kerbe führten. Bei diesem Biomaterial zeigte sich ein parabelähnlicher Verlauf der Präparatsdicke. Bei Drücken oberhalb von 6MPa war die Tendenz zur Ödembildung deutlich geringer.



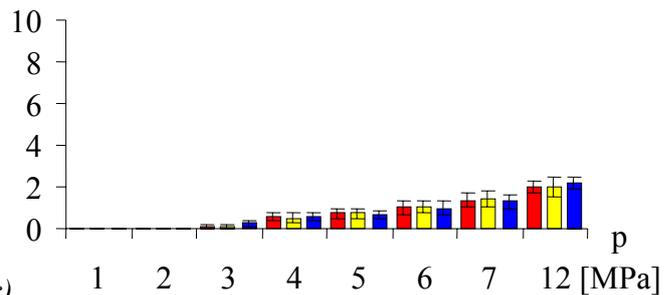
a) hinteres Längsband $p_w = 7\text{MPa}$, 25-fach



b) hinteres Längsband $p_w = 7\text{MPa}$, 100-fach

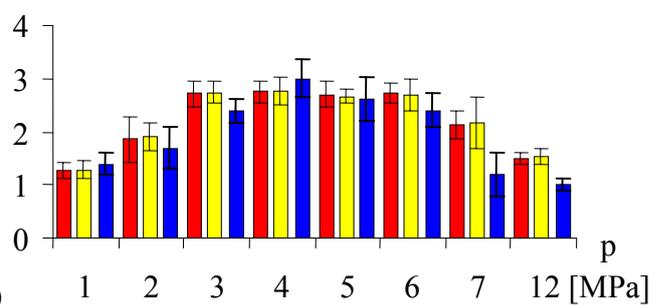
Kerbtiefe

[mm]



c)

$\Delta d/d$



d)

Abbildung 5-17: Hinteres Längsband (Ligamentum longitudinale posterius).

Eine Ödembildung findet sich auch, wenn noch keine sichtbare Kerbe vorhanden ist. In hohen Druckbereichen nimmt das Maß der Gewebsexpansion wieder ab.

Knochen

Im Knochen konnte bei sämtlichen Strahlparametern weder makroskopisch noch mikroskopisch eine sichtbare Kerbe erzeugt werden. Im histologischen Bild findet sich keinerlei Veränderung des Biomateriales durch die WS Bearbeitung.

5.4 Vergleich der Gewebetypen

Die Tabelle 5-3 zeigt Mittelwerte und Standardabweichung der Kerbtiefen für die einzelnen Gewebe und Spezies.

Gewebe	Spezies	n	1MPa	2MPa	3MPa	4MPa	5MPa	6MPa	7MPa	12MPa
Fett	Schwein	10	4,2±0,8	5,4±0,9	6,5±0,7	8,6±0,5	*	*	*	*
	Rind	10	4,4±0,4	5,0±0,8	6,3±1,0	9,2±0,9	*	*	*	*
	Mensch	10	4,4±0,8	5,0±0,8	6,3±0,4	*	*	*	*	*
Muskel	Schwein	10	0,5±0,3	1,6±0,4	2,7±0,6	4,0±0,8	4,8±1,0	6,0±0,8	7,9±1,5	*
	Rind	10	0,4±0,4	1,6±0,3	2,8±0,7	3,8±0,8	4,7±0,7	5,8±0,5	8,0±1,4	*
	Mensch	10	0,5±0,3	1,8±0,6	2,7±0,2	3,9±0,5	4,3±0,4	6,0±0,9	7,6±0,8	*
Rückenmark	Schwein	10	*	*	*	*	*	*	*	*
	Rind	10	*	*	*	*	*	*	*	*
	Mensch	10	7,5±1,5	8,1±5,1	9,3±1,2	*	*	*	*	*
Spinalnerv	Schwein	10	0,0±0,1	0,5±0,2	0,9±0,2	1,4±0,1	1,5±0,3	*	*	*
	Rind	10	0,1±0,1	0,4±0,3	0,9±0,1	1,6±0,1	1,8±0,1	*	*	*
	Mensch	10	0,1±0,1	0,6±0,2	1,0±0,2	1,1±0,1	1,4±0,0	*	*	*
Dura mater	Schwein	10	0	0	0,1±0,1	0,7±0,2	1,8±0,2	*	*	*
	Rind	10	0	0,0±0,1	0,1±0,2	0,6±0,1	1,7±0,2	*	*	*
	Mensch	10	0	0	0,2±0,1	0,7±0,2	1,7±0,1	*	*	*
Nukleus pulposus	Schwein	10	2,0±0,3	4,2±0,6	4,9±0,2	*	*	*	*	*
	Rind	10	2,1±0,4	4,1±0,4	5,0±0,3	*	*	*	*	*
	Mensch	10	2,9±0,4	4,6±0,5	5,0±0,2	*	*	*	*	*
Anulus fibrosus	Schwein	10	0	0	0	0,2±0,2	0,8±0,3	1,6±0,2	3,2±0,4	5,0±0,5
	Rind	10	0	0	0,1±0,2	0,3±0,1	0,9±0,3	1,4±0,3	3,5±0,5	5,3±0,8
	Mensch	10	0	0	0,0±0,1	0,2±0,2	0,8±0,2	1,8±0,3	3,4±0,6	4,9±0,5
Ligament	Schwein	10	0	0	0,1±0,1	0,6±0,2	0,7±0,2	1,0±0,3	1,4±0,4	2,0±0,3
	Rind	10	0	0	0,1±0,1	0,5±0,3	0,7±0,2	1,0±0,3	1,4±0,4	2,0±0,5
	Mensch	10	0	0	0,2±0,1	0,6±0,2	0,7±0,2	1,0±0,3	1,3±0,4	2,2±0,3
Sehne	Schwein	10	0	0,1±0,2	0,2±0,2	0,7±0,2	1,0±0,2	1,2±0,3	1,5±0,3	*
	Rind	10	0	0,0±0,1	0,2±0,1	0,7±0,4	0,9±0,3	1,2±0,3	1,7±0,3	*
	Mensch	10	0	0,0±0,5	0,2±0,4	0,8±0,3	0,9±0,2	1,4±0,3	1,9±0,4	3,1±0,2
Knochen	Schwein	10	0	0	0	0	0	0	0	0
	Rind	10	0	0	0	0	0	0	0	0
	Mensch	10	0	0	0	0	0	0	0	0

* bezeichnet einen Trennschnitt.

Tabelle 5-3: Kerbtiefen [mm] für die Gewebe der Wirbelsäule (MW±SD).

Die Tabelle 5-4 zeigt Mittelwerte und Standardabweichung der Präparatsdicken für die einzelnen Gewebe und Spezies. Der Wert 1 bezeichnet, dass eine Veränderung der Präparatsdicke nicht stattgefunden hat.

Gewebe	Spezies	n	1MPa	2MPa	3MPa	4MPa	5MPa	6MPa	7MPa	12MPa
Fett	Schwein	10	1	1	1	1	1	1	1	1
	Rind	10	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mensch	10	1	1	1	1	1	1	1	1
Muskel	Schwein	10	1	1	1	1	1	1	1	1
	Rind	10	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mensch	10	1	1	1	1	1	1	1	1
Rückenmark	Schwein	10	1	1	1	1	1	1	1	1
	Rind	10	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mensch	10	1	1	1	1	1	1	1	1
Spinalnerv	Schwein	10	1	1	1	1	1	1	1	1
	Rind	10	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mensch	10	1	1	1	1	1	1	1	1
Dura mater	Schwein	10	1,6±0,2	2,3±0,5	2,5±0,4	2,8±0,3	2,8±0,4	2,4±0,5	1,9±0,4	1,6±0,1
	Rind	10	1,4±0,1	1,9±0,4	2,3±0,4	2,7±0,3	2,8±0,2	2,2±0,5	1,8±0,3	1,5±0,2
	Mensch	10	1,4±0,2	1,7±0,2	2,0±0,4	2,5±0,4	2,8±0,2	2,1±0,5	1,7±0,4	1,5±0,2
Nukleus pulposus	Schwein	10	1,2±0,1	1,6±0,1	1,5±0,1	1,2±0,1	1,1±0,1	1,1±0,1	1,1±0,0	1
	Rind	10	1,2±0,1	1,5±0,1	1,4±0,1	1,2±0,1	1,1±0,1	1,1±0,1	1,1±0,1	1
	Mensch	10	1,1±0,1	1,5±0,1	1,2±0,0	1,1±0,0	1,1±0,1	1,1±0,1	1,1±0,1	1
Anulus fibrosus	Schwein	10	1,1±0,1	1,2±0,1	1,5±0,2	1,8±0,2	2,1±0,3	2,1±0,2	2,0±0,2	1,4±0,2
	Rind	10	1,1±0,1	1,2±0,1	1,5±0,2	1,8±0,2	2,0±0,3	2,0±0,3	2,0±0,3	1,4±0,2
	Mensch	10	1,1±0,0	1,2±0,1	1,4±0,2	1,7±0,2	1,9±0,9	2,0±0,3	2,1±0,2	1,5±0,2
Ligament	Schwein	10	1,3±0,1	1,9±0,4	2,7±0,2	2,8±0,2	2,7±0,2	2,7±0,2	2,1±0,3	1,5±0,1
	Rind	10	1,3±0,2	1,9±0,3	2,7±0,2	2,8±0,3	2,7±0,1	2,7±0,3	2,2±0,5	1,5±0,2
	Mensch	10	1,4±0,2	1,7±0,4	2,4±0,2	3,0±0,4	2,6±0,4	2,4±0,3	1,2±0,4	1,0±0,1
Sehne	Schwein	10	1,1±0,1	1,5±0,2	2,0±0,2	2,6±0,2	2,5±0,2	2,3±0,3	2,0±0,2	1,5±0,2
	Rind	10	1,1±0,1	1,4±0,2	2,0±0,3	2,5±0,3	2,5±0,2	2,4±0,4	2,0±0,3	1,5±0,2
	Mensch	10	1,1±0,3	1,4±0,4	2,1±0,5	2,8±0,2	2,6±0,4	2,2±0,2	1,8±0,4	1,5±0,1
Knochen	Schwein	10	1	1	1	1	1	1	1	1
	Rind	10	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mensch	10	1	1	1	1	1	1	1	1

Tabelle 5-4: Zunahme der Präparatsdicke (d/d_0).

Für den Strahlparameter Druck zeigte sich in allen Fällen ein signifikant linearer Zusammenhang mit der erzielten Kerbtiefe. Für die Dickenzunahme konnte eine quadratische Korrelation mit dem Druck berechnet werden (Tabelle 5-5).

Gewebe	Spezies	N	r^2 der linearen Korrelation von Druck und Kerbtiefe	r^2 der quadratischen Korrelation von Druck und Dickenzunahme
Muskel	Schwein	10	0,89 (p<0,001)	n.a.
	Rind	10		
	Mensch	10		
Spinalnerv	Schwein	10	0,70 (p<0,001)	n.a.
	Rind	10		
	Mensch	10		
Dura mater	Schwein	10	0,85 (p<0,001)	0,35 (p<0,001)
	Rind	10		0,41 (p<0,001)
	Mensch	10		0,36 (p<0,001)
Nukleus pulposus	Schwein	10	0,85 (p<0,001)	0,33 (p<0,001)
	Rind	10		0,42 (p<0,001)
	Mensch	10		0,37 (p<0,001)
Anulus fibrosus	Schwein	10	0,89 (p<0,001)	0,76 (p<0,001)
	Rind	10		
	Mensch	10		
Ligament	Schwein	10	0,65 (p<0,001)	0,76 (p<0,001)
	Rind	10		
	Mensch	10		
Sehne	Schwein	10	0,74 (p<0,001)	0,64 (p<0,001)
	Rind	10		
	Mensch	10		

Tabelle 5-5: Bestimmtheitsmaß (r^2).

Lineare Korrelationen zwischen Druck und Kerbtiefe und die quadratischen Korrelationen ($y=a_0+a_1x+a_2x^2$) zwischen Druck und Volumenzunahme.

5.5 Diskussion

Methoden

Die Unterschiede in den Kerbtiefen der hier untersuchten Spezies waren in keinem der Fälle statistisch signifikant. Es ist daher statistisch zulässig, die Kerbversuche nur nach Gewebetypen getrennt über die Spezies hinweg zu betrachten. Auch die, aus Ermangelung von Daten, aus der Literatur notwendige Zuordnung von Materialeigenschaften unabhängig von der Spezies ist daher zulässig. Für weitere in-vitro-Experimente würde ein Tiermodell ausreichen. Die hier angewandte Methode der Kerbtiefenmessung im biologischen Gewebe liefert eine ausreichende Messgenauigkeit und Reproduktion der Messwerte. Als problematisch ist aber die Tatsache zu sehen, dass die Tiefe der resultierenden Kerbe im Gewebe mit Volumenexpansion größer ist,

als die tatsächliche Kerbtiefe im ursprünglichen Material. In diesen Versuchen wurden die gemessenen Kerbtiefen daher auf die ursprüngliche Materialdicke korrigiert um die Vergleichbarkeit mit den Biomaterialien ohne Volumenexpansion herzustellen.

Mechanismen des Materialabtrags in Weichgeweben

Kerbung und Volumenvergrößerung sind die typischen Reaktionen der Weichgewebe auf die Bearbeitung mit WS. Materialabtrag findet nur bei der Kerbung statt.

Die Ausbildung einer Kerbe ist für alle Gewebe abhängig vom applizierten Druck. Jedes Gewebe hat bei den gewählten Strahlparametern einen kritischen Grenzdruck, oberhalb dessen sich erst eine Kerbwirkung zeigt. Die histologischen Bilder zeigen zum Beispiel beim Nukleus die Ausbildung scharf begrenzter Ränder ohne eine Trümmerzone. Die Versuche wurden mit der Kernstrahlzone, also einer Zone mit im Wesentlichen statischer Materialbeanspruchung, durchgeführt. Im Gegensatz zum Modell der Bruchinitiierung bei spröden Werkstoffen muss davon ausgegangen werden, dass bei den Weichgeweben durch die hohe Elastizität im Randbereich keine Zugspannungen auftreten, die zum Versagen des Materials führen. Auch sind viele der hier vorgestellten Biomaterialien für eine Zugbelastung adaptiert (z.B. Sehne, Band und Nerv).

Die Kernstrahlzone erzeugt eine statische Druckkraft, die auf einen sehr kleinen Bereich des Biomateriales wirkt. Das Materialversagen ist als Folge dieser Druckbeanspruchung einer extrem kleinen Fläche zu werten. Die potentielle Energie der axialen Staudruckwirkung wird in Trennarbeit investiert, wenn ein materialtypischer Schwellenwert überschritten wird.

Expansion des Biomateriales durch den WS

Die stark vom Gewebetyp abhängige Wassereinlagerung stellt eine Situation dar, in der durch den WS Arbeit gegen die Eigenelastizität des Gewebes verrichtet wird. Das Gewebe wird regelrecht aufgepumpt. Die zum Auftreten des Effektes notwendige Energie muss in einem Bereich liegen, in dem die Grenzenergie zum Trennen des Biomateriales nicht erreicht wird. Dieses beweist die Tatsache, dass diese Volumenexpansion insbesondere bei Biomaterialien, die erst auf hohem Druckniveau gekerbt werden konnten, beobachtet wurde. Bei Biomaterialien, die auf einem geringeren Druckniveau gekerbt wurden, zeigte sich dieser Effekt nicht. Weiterhin wird dieses Modell von der Tatsache gestützt, dass die Einlagerung von Wasser in das Gewebe bei Trennschnitten oder tiefen Kerbschnitten signifikant geringer ist.

Erosion

Geht man davon aus, dass das Biomaterial über ein Porensystem verfügt, so muss beim Eintritt in dieses Porensystem ein bestimmter Widerstand überwunden werden. Er wird wesentlich durch den primären Porendurchmesser bestimmt. Auch hier muss eine Grenzenergie überschritten werden, um das Porensystem zu füllen

Während in technischen Bereichen ein Werkstoff mit einem Porensystem dem Abtragsmechanismus „Erosion“ zugänglich ist, findet sich im biologischen Material kein Hinweis für erosive Abtragsvorgänge. In Beton zum Beispiel führt ein WS zu starken Strömungen im Mikroporensystem. Auf die Porenwandungen werden Druck und Scherspannungen (durch hohe Wasserge-

schwindigkeiten) übertragen, die zum Materialversagen führen können. Voraussetzung für die Entstehung von Druck und Fluss in den Poren ist eine möglichst geringe Elastizität dieser Lumina, die in Beton gegeben ist. Wenn aber ein steigender Druck zu einer kontinuierlichen Vergrößerung des Porendurchmessers führt, kann keine hohe Flußgeschwindigkeit resultieren. Darüber hinaus ist zum Erreichen eines bestimmten Druckes in der Pore ein erheblich größeres Wasservolumen notwendig.

Verbundmaterial

Das WS-Trennen von Faserverbundwerkstoffen ist in der Technik weit verbreitet. Während herkömmliche Werkzeuge an den relativ harten Fasern schnell stumpf werden oder durch nicht vollständig abgebundenen Harzanteile verkleben, kann der WS in diesen Materialien über eine lange Zeitperiode reproduzierbare Ergebnisse liefern.

Ein großes Problem stellt jedoch die Delamination dieser Werkstoffe dar. Sie ist von Strahlparametern abhängig und tritt besonders an der Werkstückunterseite auf, wo die Strahlenergie am geringsten ist. Delamination bei Faserverbundwerkstoffen nimmt mit geringeren Drücken oder schnellerem Vorschub zu. Erklärt wird die Delamination mit einer Deflektion des Strahles an der Fasermatrix. Wenn die Grenzenergie zum Trennen der Faser nicht überschritten wird, wird der Strahl gegen die Schnittfläche umgelenkt. Werden dadurch die Bindungskräfte zwischen Fasermatrix und Grundsubstanz überschritten, kommt es zur Rissinitiierung und –propagierung. Der Mechanismus der Delamination könnte auch im Verbundwerkstoff „Biomaterial“ als Ursache für die Wassereinlagerung gesehen werden. Wie bei Faserverbundwerkstoffen kann es auch hier zur Deflektion von Strahlenergie insbesondere dann kommen, wenn die Strahlenergie nicht ausreicht, um das Material in Strahlrichtung zu trennen. Die Energie des Strahles spaltet dann die Verbindungen zwischen den einzelnen „Composite Layer“. Im technischen Material haben die so erzeugten Spalten ihren Ursprung immer in der Kerbe selbst.

Die histologischen Bilder dieser Arbeit zeigen nur in den aller seltensten Fällen Delaminierungen des Gewebes in der Form, dass eingelagertes Wasser in direkter Verbindung mit dem Schnittspalt steht. Das Wasser findet sich vielmehr in runden Bläschen, die in den meisten Fällen keine Verbindung zur Kerbe haben. Diese sind relativ gleichmäßig um Kerbgrund und -rand verteilt.

Der interstitielle Raum

Die Versorgung der Zelle erfolgt über Blutkapillaren. Die relativ dünnen Kapillarwände besitzen Poren, durch die Wasser und im Blutplasma gelöste Stoffe frei in den Interzellularraum (Interstitium) filtriert werden. Die Druckdifferenz zwischen dem Interstitium und dem Lumen des Kapillargefäßes ist die treibende Kraft für diesen Prozess. Im Normalfall beträgt der Druck im Interstitium 0. In pathologischen Situationen kann es zu einer Druckerhöhung im Interstitium bis zu 4kPa kommen. Da der interstitielle Raum sehr elastisch ist, wird in das Gewebe ein großes Flüssigkeitsvolumen eingelagert (wie beim Ödem in der Klinik).

Da der Mechanismus der Filtration aus den Kapillaren in das Gewebe und die Rückresorption in die Lymphgefäße bei allen Biomaterialien des Körpers auf einem vergleichbaren Druckniveau abläuft, ist davon auszugehen, dass Strömungswiderstände oder Elastizität des interstitiellen Raumes für die hier untersuchten Biomaterialien nicht allzu unterschiedlich sein dürften.

Beim Trennen mit dem WS wird Arbeit gegen den Widerstand des Mikroporensystems verrichtet. Ist die Energie des Strahles nicht groß genug, um zum Materialversagen im Schnitt zu führen, so wirkt der Druck über eine gewisse Zeitperiode auf das Mikroporensystem und kann diesen elastischen Raum mit Wasser auffüllen. Der interstitielle Raum ist geometrisch sehr unregelmäßig. In elastischeren Arealen oder präformierten Höhlen bilden sich Wasserbläschen, weil die Kraft/Dehnungskurve hier flacher verläuft. Der steigende Gewebsdruck übt eine Ventilfunktion aus und verhindert den Wasserabstrom zurück zur Kerbflanke. Das aus der Physiologie bekannte Laplace'sche Gesetz liegt diesem Phänomen zugrunde (Gleichung 5-1)

Gleichung 5-1 $\sigma = \frac{pr}{2d}$

σ Wandspannung
 p Druck (innerhalb des Hohlkörpers)
 r Radius (des Hohlkörpers)
 d Wanddicke (des Hohlkörpers)

Der Prozess dieser Ödembildung hat wahrscheinlich die gleiche energetische Grundlage wie die Delamination in Verbundwerkstoffen. Auch im biologischen Material kann eine Grenzenergie postuliert werden, die überschritten werden muss, damit Wasser den Widerstand des interstitiellen Raumes überwinden kann. Diese Energie kann nur dann wirken, wenn sie nicht zum Trennen des Biomaterials führt.

Postuliert man, dass die Grenzenergie für den Wassereinstrom in das Biomaterial bei allen Materialien einen ähnlichen Wert hat, so kann erklärt werden, warum die sehr weichen Biomaterialien Leber, Niere, Hirn und Nukleus keine Wassereinlagerungen aufweisen: Sie werden schon weit unterhalb dieser kritischen Energiegrenze gekerbt.

Bei Geweben, die eine ausgeprägte Volumenexpansion zeigen, liegt die kritische Grenzenergie für das Materialversagen oberhalb der Energieschwelle für den Wassereinstrom.

Die Tatsache, dass die Gewebeexpansion mit zunehmender Strahlenergie (Druck) wieder abnimmt kann damit erklärt werden, dass ähnlich wie im Verbundwerkstoff die Energie ausreicht, um die Fasermatrix zu durchtrennen. Die Strahlenergie wird gar nicht oder für eine kürzere Zeit deflektiert.

In der Technik werden die Strahlparameter so optimiert, dass Delaminierungen im Verbundwerkstoff nicht vorkommen.

5.6 Schlussfolgerung

Die ermittelte Selektivität zwischen Nukleus und Anulus liefert ein Fenster für die DW-Strahlparameter, mit denen die mikroinvasive Nukleotomie in der geschlossenen Bandscheibe durchgeführt werden kann. Allerdings befindet sich der nötige Mindestdruck in einem Bereich, in dem wichtige Strukturen wie Rückenmark und Spinalnerven im therapeutischen Einsatz verletzt werden könnten. Bei der klinischen Anwendung des WS müssen diese vulnerablen Gewebe geschützt werden.

Die als „Nebenwirkung“ des WS beobachtete Volumenexpansion des Interstitiums wird bei einigen Operationsmethoden gezielt genutzt: Zum Beispiel wird bei der Präparation der Gallenblase, die sehr dünne Verbindungsschicht zur Leber mit dem WS expandiert, so dass die Schicht sekundär mit anderen Werkzeugen getrennt werden kann.

Der in Medizinerkreisen hervorgehobene Begriff der Selektivität des WS muss von technischer Seite her präzisiert werden. Eine Gewebeselektion durch den Prozess findet dann statt, wenn die Grenzenergie, die zum Materialabtrag führt, für die Gewebe stark unterschiedlich ist, so dass mit den eingestellten Strahlparametern nur in einem Gewebe Materialabtrag möglich ist. Trotzdem kann beim Auftreffen des Strahles auf das härtere Material eine Reaktion in Form der Wassereinlagerung in das Interstitium folgen, wenn die Grenzenergie überschritten ist, um das Interstitium zu füllen. Auch wenn kein Materialabtrag erfolgt, wird das Gewebe vom WS bearbeitet.

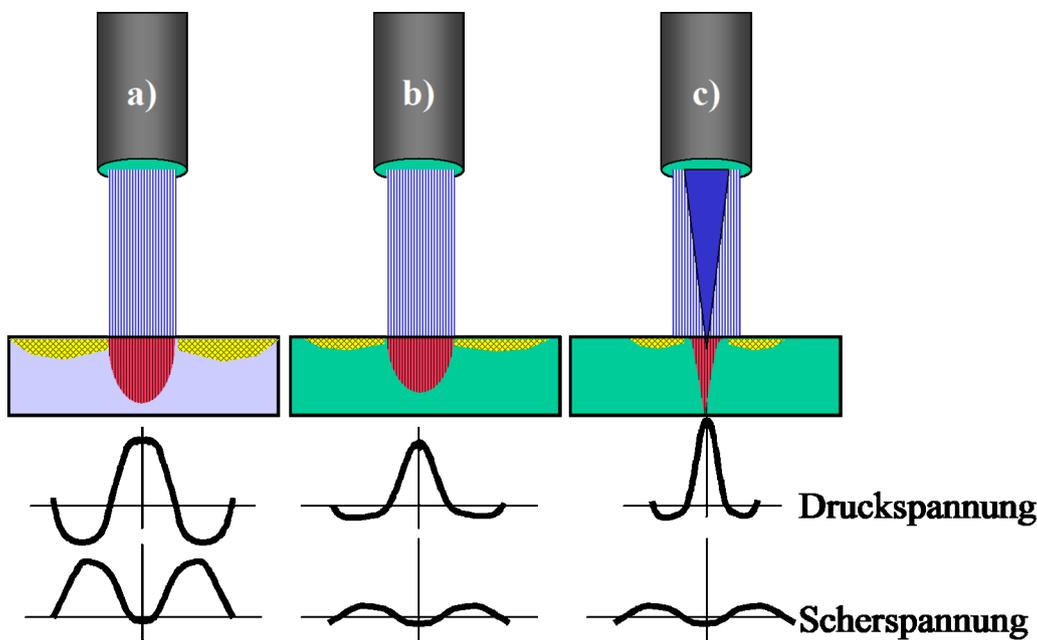


Abbildung 5-18: Spannungen in verschiedenen Materialien:

Im strahlbeaufschlagtem Gebiet finden sich immer Druckspannungen. In technischen Materialien (a) sind in den angrenzenden Zonen aufgrund der Deformation Zugspannungen (gelb) zu erwarten, die eine Scherspannung an der Oberfläche bewirken. Im zugelastischen aber nicht komprimierbaren Biomaterial (b) überwiegt die Druckspannung, die zum Materialversagen führt. Die Zone der maximalen Druckspannung wird von der Kernstrahlzone bestimmt und ist daher sehr schmal (c).

Fazit

- Eine selektive Nukleusbearbeitung in der geschlossenen Bandscheibe ist zwischen 2 und 6MPa möglich. Der Anulus fibrosus und die Deckplatten werden bei diesem Druck nicht gekerbt.
- Rückenmark und Nervengewebe werden mit den Strahlparametern zur Nukleusbearbeitung geschädigt. Die operative Anwendung des WS in der Wirbelsäulen Chirurgie ist nur unter Sicht möglich, oder wenn ein Kontakt des WS mit diesen Strukturen ausgeschlossen ist. Dieses ist nur innerhalb der geschlossenen Bandscheibe zu gewährleisten.

6 OP- Instrumentarium für die WS-Nukleotomie

Durch den WS wird in die geschlossene Bandscheibe ein Volumen eingebracht. Eine Druckerhöhung kann Schmerzen hervorrufen, aber auch eine weitere Prolabierung von Bandscheibengewebe provozieren oder die Effektivität des Abtrags vermindern. Um dieses zu verhindern, muss das Wasser abfließen können.

Für die neue Operationsmethode der mikroinvasiven WS-Nukleotomie wurde daher ein spezielles Applikationssystem konstruiert, was den intraoperativen Druckausgleich der Bandscheibe gewährleistet:

Die Düse des WS wurde an das Ende einer Metallkapillare mit 2mm Außendurchmesser montiert. Ein Trokar-System für den Bandscheibenzugang wurde so gestaltet, dass durch den Trokar die WS-Düse in die Bandscheibe vorgeschoben werden kann. Die Durchmesser sind so dimensioniert, dass im Lumen zwischen der Kapillare und der Trokarinnenwand Wasser und Abtrag abfließen, oder abgesaugt werden können.

Die Düsenkapillare ist am Ende des Arbeitstrokars luftdicht geführt, damit in der Bandscheibe mit Hilfe eines Saugsystems ein negativer Druck aufgebaut werden kann.



Abbildung 6-1: Operationsinstrumentarium für die Wasserstrahl-nukleotomie.

6.1 Problem

Der in die Bandscheibe eingebrachte Volumenstrom ist bei einem Druck von $p_W=4\text{MPa}$ und einem Düsendurchmesser $d_D=0,1\text{mm}$ relativ gering. Die Bearbeitung findet jedoch in einer Umgebung statt, in der eine rein rechnerische Ermittlung des resultierenden Druckes nicht zu der vom Medizinproduktegesetz geforderten Sicherheit führt. Trotz der oben beschriebenen Parameterstudien ist nicht bekannt, wie sich das Biomaterial Nukleus in der WS-Bearbeitung in einem geschlossenen Raum verhält. Möglicherweise entstehen beim Abtrag so große Partikel, dass diese den Saugausgang verstopfen. Die Bemessung des Arbeitstrokes ist in den Grenzen Mikroinvasivität und Sicherheit der Operation zu optimieren.

Offen war die Frage, ob die WS Anwendung mit den vorgestellten Instrumenten eine gefährliche Druckerhöhung in der Bandscheibe verhindert.

Ziel des folgenden Experimentes ist die Messung des Bandscheibeninnendruckes während der WS-Bearbeitung des Nukleus am biologischen Modell.

6.2 Material und Methode

In die Deckplatten 48 schlachtfrischer lumbaler Bewegungssegmente (Hausschwein, $\sim 100\text{kg}$) wurde ein Druckaufnehmer^a montiert, der durch eine Bohrung in direkter Verbindung mit dem darunter liegendem Nukleus stand (Abbildung 6-2).

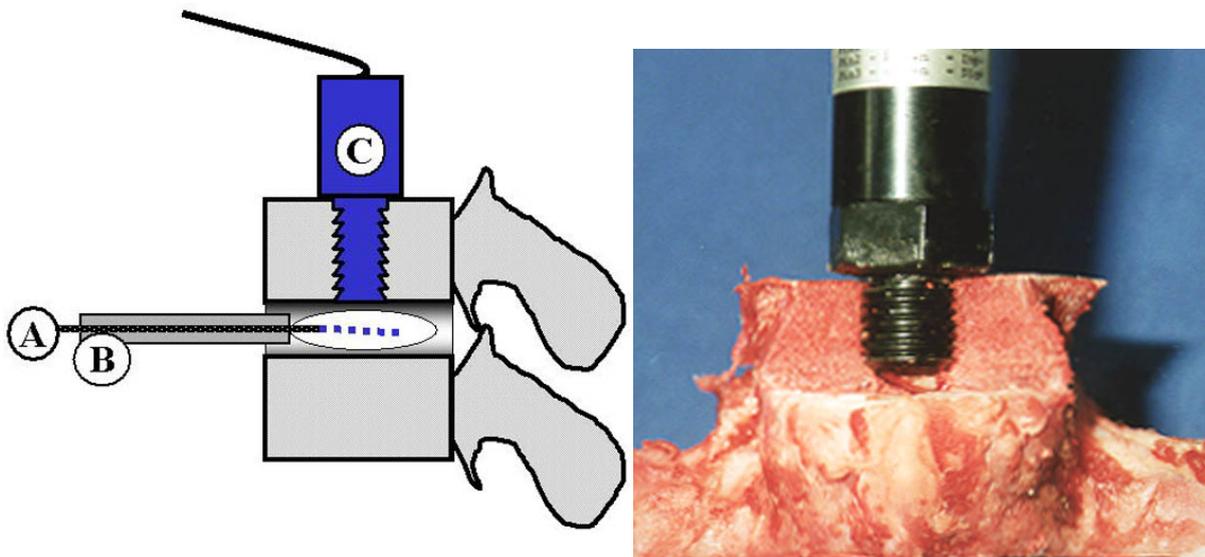


Abbildung 6-2: Bandscheibendruck durch die Deckplatte gemessen.

Links: Schema - Düse(A), Trokar (B), Sensor (C), rechts: Drucksensor in situ.

Mit Hilfe des oben beschriebenen Instrumentariums wurde die WS-Nukleotomie unter simultaner Aufzeichnung des Binnendruckes durchgeführt. Der Druck wurde in 1MPa Schritten bis zum Höchstdruck der Pumpe (12MPa) erhöht. Der Arbeitstroker wurde im Durchmesser von

^a MAR-K-2410, Fa. Megatron Elektronik GmbH, <http://www.megatron.de/>

2,5mm auf 3mm variiert. Der Druck wurde für 2 Positionen der Düsenkapillare relativ zum Trokar gemessen: In der Position „TR“ befand sich die Düse 5mm innerhalb des Trokarrohres. In der Position „BS“ wurde die Düse 5mm in Relation zur Trokarspitze in die Bandscheibe vorgeschoben. Der Druck wurde bei einem konstanten Saugunterdruck von $-0,01\text{MPa}$ in 1MPa Schritten variiert ($0-12\text{MPa}$). Für jede Kombination der Parameter Druck, Trokardurchmesser und Unterdruck des Saugers wurden 4 Operationen durchgeführt.

6.3 Ergebnis

In der Düsenposition „TR“ (Düsen spitze innerhalb des Trokars) fand sich bei jedem Druck, Unterdruck und Trokardurchmesser zu Beginn der Operation ein Druckanstieg bis maximal $0,09\text{MPa}$ (Abbildung 6-3).

Die Beziehung zwischen dem intradiskalen Druck und dem angelegtem Vakuum war linear. Ein positiver Druck innerhalb der Bandscheibe konnte nur aufgebaut werden, wenn sich die Düsenöffnung innerhalb des Trokars befand.

Der größere Trokardurchmesser zeigte einen geringeren Druck innerhalb der Bandscheibe in jeder Düsenposition ($p < 0,001$). In beiden Positionen, mit beiden Instrumentendurchmessern, sowie bei allen Absaugunterdrücken wurde ein maximaler intradiskaler Druck von $0,09\text{MPa}$ festgestellt.

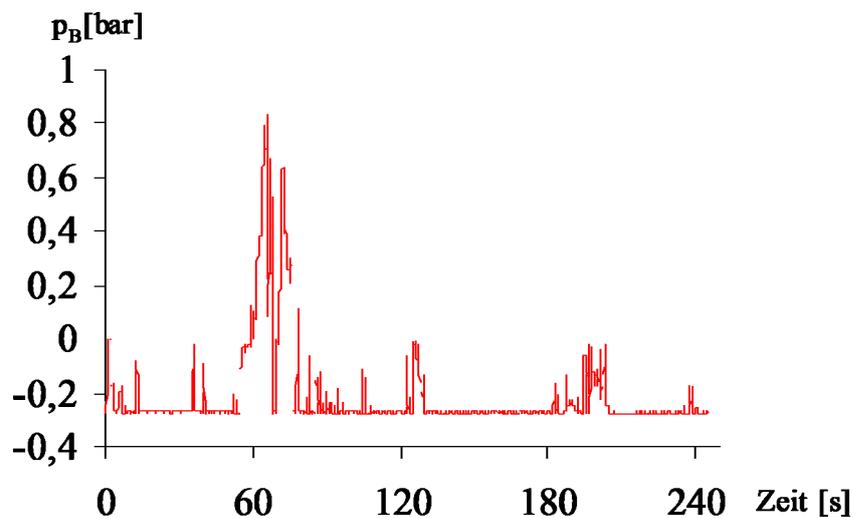


Abbildung 6-3: Typischer Druckverlauf bei der Wasserstrahlapplikation.

Es konnte somit gezeigt werden, dass bei dem Einführen eines Wassertrahls mit sehr hohem Druck in einen bandscheibenähnlichen geschlossenen Hohlraum, ein reproduzierbares, vorher-sagbares, z.T. lineares Druckverhalten zu erwarten ist.

Einzelne Druckpeaks während der Messungen waren immer unterhalb von $0,02\text{MPa}$. Diese Druckanstiege waren signifikant häufiger wenn sich die Düse im Trokar (TR) befand ($p=0,012$; Abbildung 6-4).

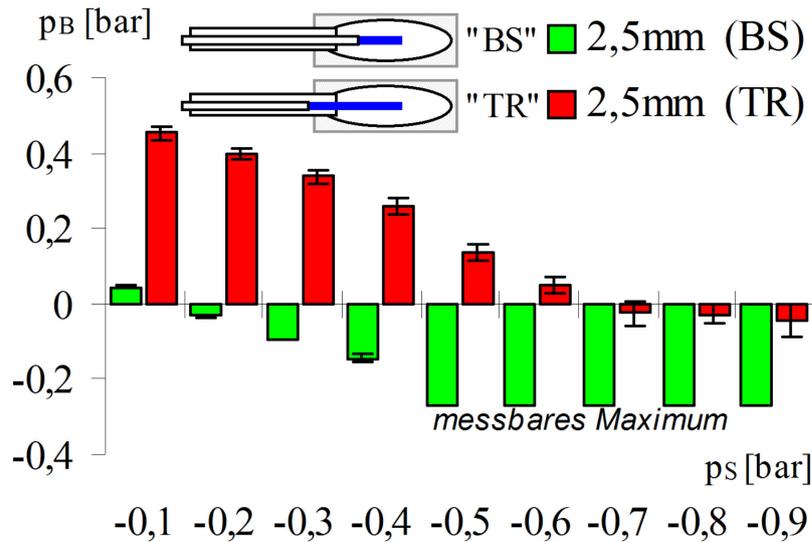


Abbildung 6-4: Bandscheibendruck p_B vs. Saugunterdruck p_s .

Gemessen wurde während der in vitro- WS-Applikation. Der Drucksensor wurde in den oberen Wirbelkörper eingebracht. Initialer Druckanstieg bis maximal 0,08MPa und zwar nur während der Düse des WS noch im Trokar verweilt. Nach Verschieben stellt sich ein negativer Druck ein. in Abhängigkeit vom Unterdruck des Saugsystems p_s bei $p_w=12\text{MPa}$ (worst case)

6.4 Diskussion

Andersson hat in vivo Messungen an gesunden Probanden durchgeführt und maximale intradiskale Drücke von 2MPa gemessen⁸¹. Da bei Patienten das Bandscheibengefüge bereits in unbekanntem Ausmaß vorgeschädigt ist, muss gefordert werden, dass der intradiskale Druck während der Wasserstrahlapplikation deutlich unterhalb dieses Niveaus gehalten wird. Innerhalb des vorgestellten Instrumentariums mit integrierter Absaugung sind Drücke in der Bandscheibe stets unterhalb von 0,1MPa gemessen worden. Dieser Wert liegt deutlich unterhalb der beim normalen Gehen und Stehen gemessenen Werte. In der Düsenposition Bandscheibe waren die Drücke immer negativ. Positive Druckwerte wurden gemessen, wenn sich der WS im Trokar befand. Die durch den WS erzeugte Strömung behindert den Rückfluss von Wasser und Bandscheibenmaterial in den Trokar.

Der Materialabtrag in der Bandscheibe erzeugt relativ feinkörnige Partikel, so dass ein Verstopfen des Zwischenlumens sehr unwahrscheinlich ist. Es wäre allerdings möglich, dass randständige, flottierende Nukleusareale in das Trokarlumen eingesaugt werden und dieses für kurze Zeit verstopfen. Die hier gemessenen Druckerhöhungen lassen jedoch auf keine klinische Relevanz schließen.

6.5 Schlussfolgerung

- Bei der WS- Anwendung mit dem beschriebenen Operationsinstrumentarium ist mit Drücken unterhalb von 0,1Mpa zu rechnen. Dieser Druck kann in Wertung der Literatur als ungefährlich eingestuft werden.
- Der hohe Druck kann vermieden werden, wenn die Düsenöffnung über das Trokarende heraus geschoben wird

7 Klinische Anwendungsbeobachtung

7.1 CE Zertifizierung

Aufgrund der bisherigen Ergebnisse erfolgte die Zulassung des Helix Hydrojet Wasserstrahlkalpell im Rahmen des Medizinproduktegesetzes.

7.2 Problem

Die verfahrenstechnischen Zielparameter des Abtragprozesses und die Zielparameter der Biomechanik sind erfüllt. Die klinische Übertragbarkeit dieser Ergebnisse ist begrenzt, weil der Pathomechanismus der Schmerzentstehung nicht geklärt ist. Die Reduktion des diskogenen Schmerzes ist der entscheidende Parameter, der geprüft werden muss. Die klinische Pilotstudie verfolgt das Ziel, die WS-Nukleotomie bezüglich der Schmerzreduktion zu bewerten. Außerdem soll sie an einer begrenzten Patientenzahl Risiken und Komplikationen des neuen Verfahrens beleuchten.

7.3 Material und Methode

In dieser prospektiven Studie gingen 22 Patienten mit einem Kreuz- und Beinschmerz ohne radikuläre Symptomatik ein (Tabelle 7-1). Einschlusskriterium war eine mindestens über 3 Monate erfolglose konservative Therapie und der Ausschluss eines lumbalen Facettensyndroms.

n [#]		21
Alter [Jahre]		39,5±13
Geschlecht		11m, 10w
Anamnese [d]		21±9,4
Follow up [d]		365±46
Verweildauer [d]		1,18±1,01
MRI [#]	Protrusion	17
	Sequester	4
Seg- ment [#]	L4/L5	9
	L5/S1	12

Tabelle 7-1: Patienten.

Bei allen Patienten wurde zusätzlich zur Kernspintomographie praeoperativ eine Diskographie mit Bandscheibendistensionstest unter Bildwandlerkontrolle vorgenommen. Die Bandscheibe wird in diesem Test mit einer Nadelpunktiert und unter Druck gebracht. Die Reproduktion des Schmerzbildes durch die Druckerhöhung gilt als sicheres Zeichen der Diagnose „diskogener

Kreuzschmerz“. Eine positive Schmerzreproduktion der betroffenen und eine Negativprüfung der angrenzenden Etagen waren weitere Einschlusskriterium für diese Studie.

Für die prä- und postoperative Untersuchung wurden die funktionellen Wirbelsäulenscores nach McNab und Oswestry verwendet.⁸²⁻⁸⁴ Die Patienten wurden präoperativ, postoperativ, nach 3, 6 und 12 Monaten klinisch untersucht und befragt.

Die Wasserstrahlapplikation fand ohne Antibiotikaprophylaxe in Linksseitenlage statt. Nach der üblichen Lokalanaesthesie mit Scandicain 1 % wurde die Bandscheibe zunächst mit einem Kirschnerdraht punktiert, wobei hier die Lagesicherung durch Bildwandlerdokumentation in 2 Ebenen gewährleistet war. Der Arbeitstrokars (wurde eingeführt. An diesen wurde der Sauger gekoppelt und die Wasserstrahldüse (Durchmesser 0,1 mm) wurde in die Bandscheibe eingebracht. Die WS Bearbeitung des Nucleus wurde über 3 - 5 Minuten mit 4MPa Druck durchgeführt. Es resultierte ein feinflockiger Abtrag (Abbildung 7-1).



Abbildung 7-1: Flüssigkeit aus dem Sauger mit Nucleusflocken.

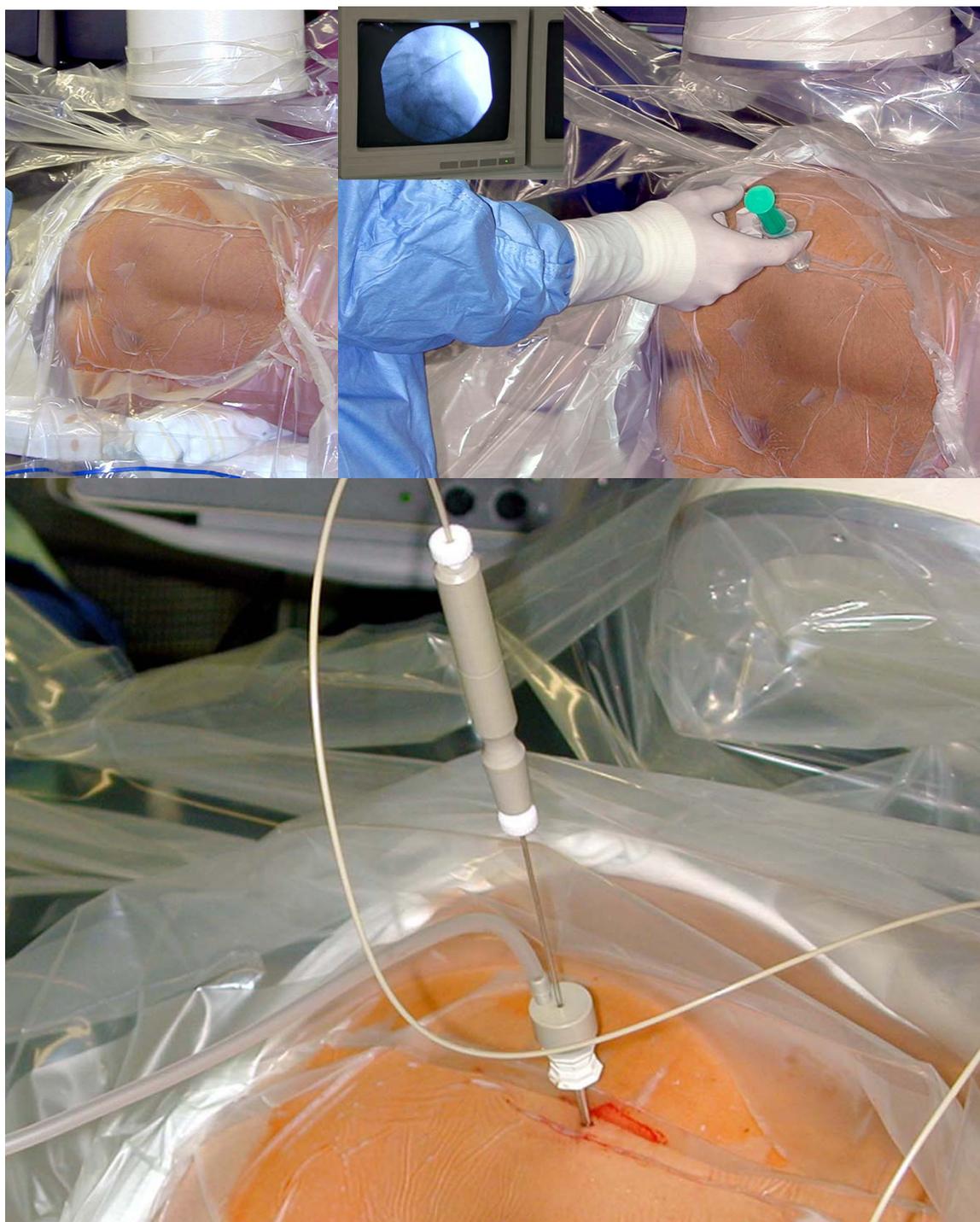


Abbildung 7-2: Operationssitus.

a) Lagerung; b) Lokalanästhesie; c) WS-Nukleotomie.

7.4 Ergebnis

18 von 21 Patienten erlebten bereits am 1. postoperativen Tag eine deutliche Schmerzreduktion. Zwei Patienten wurden innerhalb von 6 Wochen konventionell nukleotomiert. Beide Patienten zeigten größere Vorfälle mit sequestriertem Anteil. Bei zwei Patienten ist eine Besserung erreicht, jedoch ist eine Einschränkung der Lebensqualität noch immer vorhanden. Bei 16 Patienten bestehen keine oder nur noch sehr geringe Beschwerden, die Lebensqualität ist nicht eingeschränkt.

Die Operation selbst wurde von den Patienten als insgesamt unbelastend eingestuft. Die Operationsdauer betrug einschließlich des Sicherns des Zuganges und der Diskographie des operierten Segmentes durchschnittlich $29 \pm 8,9$ min. Der applizierte Druck betrug 4MPa

In einigen Fällen (18%) berichteten die Patienten über diffusen Rückenschmerz während der Druckapplikation, der teilweise als extrem unangenehm eingestuft wurde. In einem Fall war dieses unbeeinflussbar, so dass die Nukleotomie nur nach Sedierung vorgenommen werden konnte. In keinem Fall kam es –abgesehen von anfänglichen gerätetechnischen Problemen- zu intraoperativen oder postoperativen Komplikationen. Insbesondere wurde nicht über spinale Symptome wie Kopfschmerz oder peripher neurologische Symptome geklagt. Infektionen, Lähmungen oder Verschlimmerungen der Symptomatik im Vergleich zum präoperativen Status wurden in keinem Falle gesehen.

Nach 12 Monaten zeigte die Auswertung des Oswestry-Scores ein gutes bis sehr gutes Ergebnis in 72% der Fälle (Abbildung 7-3).

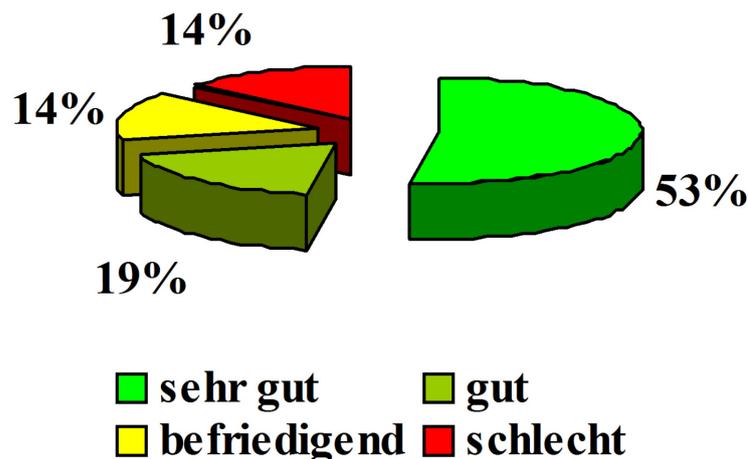


Abbildung 7-3: Oswestry-Score, Follow-up 12 Monate p.O..

Dieser Effekt war trotz der bei Rückenschmerzen bekannten Rezidivhäufigkeit weiter messbar. Der Oswestry-Score als Maß für die Beeinträchtigung des Patienten war signifikant niedriger als präoperativ ($p < 0,001$ für alle Intervalle; Abbildung 7-4).

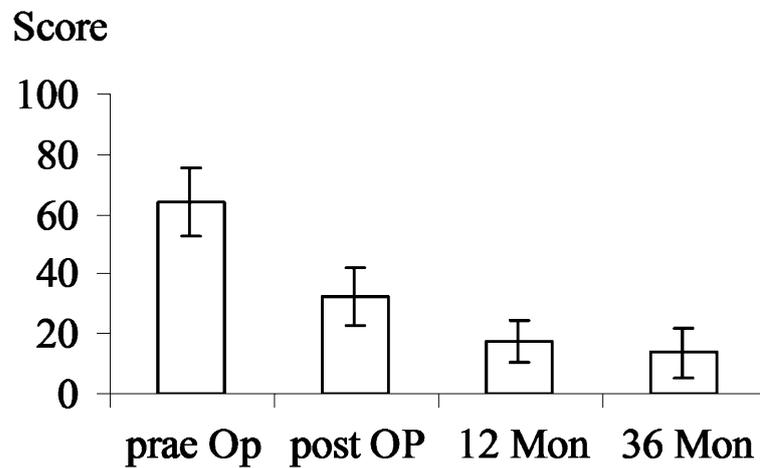


Abbildung 7-4: Oswestry-Score in Abhängigkeit vom Untersuchungszeitpunkt.

Die Schmerzklassifikation mit der VAS zeigte eine signifikante Abnahme durch die WS-Nukleotomie ($p < 0,001$; Abbildung 7-5).

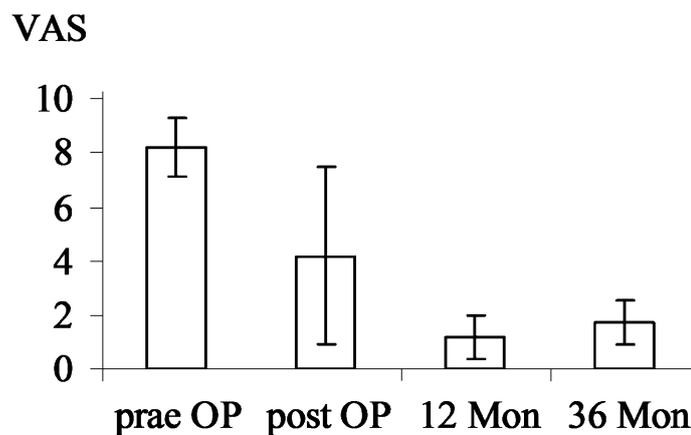
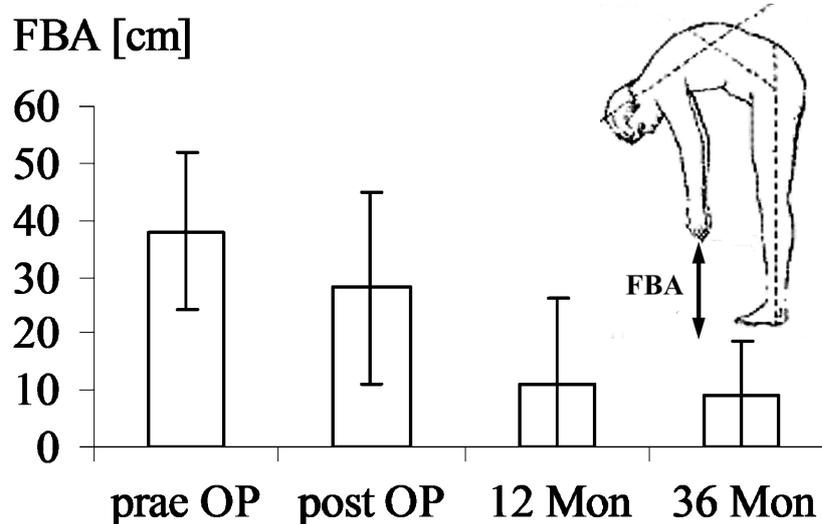


Abbildung 7-5: Schmerz in Abhängigkeit vom Untersuchungszeitpunkt.

Der vom Patienten erreichte Finger-Bodenabstand nahm durch die Operation statistisch signifikant ab ($p < 0,001$ für Vergleich prä OP zu 12 Monate).



Finger-Bodenabstand (FBA).

Abbildung 7-6: Finger-Bodenabstand in Abhängigkeit vom Untersuchungszeitpunkt.

Die fünf Kernspintomografien, die unmittelbar postoperativ (1,3-4,7h) angefertigt wurden, zeigten keine erhöhte Signalintensität im Bereich des Nucleus pulposus.

7.5 Diskussion

Vor der Operation wurden die Patienten darüber aufgeklärt, dass durch die Anwendung des WS innerhalb der Bandscheibe auch die Möglichkeit einer zusätzlichen Prolabierung oder eines Aufquellens von bereits vorhandenen Sequestern gegeben ist. Eine solche Komplikation trat in der relativ kleinen Pilotgruppe nicht auf. Bei zwei Patienten, wurde zwar später eine konventionelle Nukleotomie wegen Beschwerdepersistenz durchgeführt, der bereits vorher sequestrierte Prolaps wurde aber durch den Wasserstrahl nicht verändert. Da der Binnendruck bei der Wasserstrahlanwendung unterhalb von 0,1MPa bleibt, ist diese Komplikation eher unwahrscheinlich, weil sich bei normaler Belastung im Stehen deutlich höhere Drücke entstehen. Die während der klinischen Applikation aufgetretenen diffusen Rückenschmerzen könnten aber das Korrelat einer Druckerhöhung sein. Eine andere Erklärung wäre die Irritation der mit sensiblen Nervenendigungen versehen Deckplatte durch den WS.

Klinisch zeigt sich eine deutlich Besserung der Beschwerden über einen Verlauf von 12 Monaten in über 70 % aller Fälle. Fraglich ist, ob diese Besserung auch in der Langzeitbeobachtung (über Jahre) anhalten wird. Dieses ist hier nicht mehr allein vom Operationsverfahren abhängig, sondern hier kommt die Patientencompliance bezüglich eines entsprechenden Rumpfmuskeltrainings als Rezidivprophylaxe zur Geltung.

Der Wirkmechanismus dieser neuen Methode kann als rein mechanische Druckentlastung und hieraus folgender Stressverminderung des hinteren Längsbandes und anderer Strukturen gedeutet werden⁸⁵. Denkbar ist möglicherweise auch eine Reduktion chemischer Faktoren innerhalb der Bandscheibe, die direkt oder indirekt für die Entstehung der Schmerzempfindung von Bedeutung sind⁸⁶.

Schädigung

Eine Veränderung des Nucleus pulposus im Sinne einer Ödembildung und Volumenzunahme könnte einen pseudoradikulären oder radikulären Schmerz provozieren. In keinem Fall wurde perioperativ eine Symptomatik gesehen, die als Hinweis darauf gedeutet werden könnte.

Aus den post OP durchgeführten Kernspintomografien ist zu schließen, dass Wasser nur in geringem Maße eingelagert wird oder dass es schon in der ersten Stunde postoperativ resorbiert wird.

Vor der Operation wurden die Patienten darüber aufgeklärt, dass durch die Anwendung eines WS innerhalb der Bandscheibe auch ein Bandscheibenvorfall provoziert werden könnte. Eine solche Komplikation trat in der Pilotgruppe nicht auf. Da der maximale Bandscheibendruck, wie in Vorversuchen ermittelt unterhalb von 0,1MPa bleibt, ist diese Komplikation eher unwahrscheinlich, weil bei normaler Belastung im Stehen ein deutlich höherer Druck gemessen werden kann⁸⁷.

Die während der klinischen Applikation aufgetretenen diffusen Rückenschmerzen könnten aber das Korrelat der möglichen Druckerhöhung bis 0,1MPa sein. Eine andere Erklärung hierfür wäre die Irritation der mit sensiblen Nervenendigungen versehenen Wirbelkörperdeck- und Grundplatte durch den WS.

Eine Druckmessung während der Applikation, die als In-vivo-Studie geplant ist, kann hier zur Klärung beitragen.

Hinweise auf Verletzungen im Bereich des Anulus fibrosus konnten durch die Kernspintomografie nicht verifiziert werden. Histologisch wurde im abgesaugten Gewebe ausschließlich Nucleus pulposus nachgewiesen. Dies ist als Hinweis dafür zu werten, dass der Anulus fibrosus aufgrund der Selektivität des WS nicht abgetragen wurde.

In keinem Fall kam es – abgesehen von anfänglichen gerätetechnischen Problemen – zu intraoperativen oder postoperativen Komplikationen. Insbesondere wurde nicht über spinale Symptome wie Kopfschmerz und Übelkeit oder periphere neurologische Symptome geklagt. Infektionen, Lähmungen oder Verschlimmerungen der Schmerzsymptomatik im Vergleich zum präoperativen Status wurden in keinem Falle gesehen. Es kann daraus geschlossen werden, dass Gewebe wie Rückenmark, Spinalnerven oder Dura mater nicht verletzt wurden.

Die intraoperativ aufgezeichneten Werte von Blutdruck, Puls und Sauerstoffsättigung zeigten keine signifikanten Unterschiede zu den präoperativen Werten, so dass von Seiten dieser Parameter nicht von einer Fernwirkung ausgegangen werden kann. Wichtig dafür war die Verwendung einer normoosmolaren Kochsalzlösung als Strahlmedium. Bringt man hingegen hypoosmolare Lösungen in großen Mengen in den Körper ein, kann es zu lebensbedrohlichen Komplikationen kommen.

Schmerztherapie als Operationsziel

Schmerz ist im physikalischen Sinn nicht messbar^{88;89}. Schmerz ist eine Sinneswahrnehmung, deren primäre Grundlage die Erregung von afferenten Fasern ist. Die Erregung in der Peripherie erfolgt über Rezeptoren und freie Nervenendigungen. Die Potenziale werden auf Rückenmarksebene verschaltet und u.a. an das Gehirn weitergeleitet. Art und Ausmaß dieser Weiterleitung wird durch efferente Bahnen, die vom Gehirn zum Rückenmark ziehen, reguliert. So ist es möglich, dass ein Schmerzreiz situativ völlig unterschiedlich wahrgenommen werden kann. Kommt es z.B. in einer Stresssituation zu einer Verletzung, so verspürt das Individuum keinen oder wenig Schmerz. Die Schmerzweiterleitung und -wahrnehmung unterliegt also einer Vielzahl von Einflüssen, die inter- und intraindividuell sehr variabel sind⁹⁰. So ist die Schmerzwahrnehmung und -verarbeitung von psychischen Faktoren ebenso abhängig wie von Art und Ausmaß der afferenten Signale aus der Peripherie. Trotzdem ist der Schmerz der wichtigste Zielparameter nicht nur der vorgestellten Operation.

Um Schmerzen im Quer- und Längsschnitt vergleichen zu können, wurde die visuelle Analogskala eingeführt und in diesem Projekt angewandt. Weiterhin wurde der Operationserfolg durch objektivierbare Befunde, wie z.B. den Finger-Bodenabstand ergänzt.

Die Patienten wurden von einem Arzt nachuntersucht, der nicht an der Operation beteiligt war. Trotzdem könnten die Ergebnisse teilweise aufgrund der Interaktion von Arzt und Patient beeinflusst worden sein. Der Fragebogen, der zur Ermittlung des klinisch validierten Wirbelsäulenscores Oswestry diente⁹¹⁻⁹³, wurde jedoch ohne die Anwesenheit des Arztes ausgefüllt.

Der Score fragt eine Mischung aus rein subjektiven und objektivierbaren Daten ab, so dass eine Plausibilitätskontrolle durch den Arzt möglich ist.

Klinisch zeigte sich eine deutliche Besserung der Beschwerden über eine 12-Monats-Periode in 72% aller Fälle. Fraglich ist, ob dieser Effekt auf Dauer anhalten wird. Dies ist nicht mehr allein vom Operationsverfahren abhängig, sondern die Compliance des Patienten tritt bezüglich eines entsprechenden Rumpfmuskeltrainings zur Rezidivprophylaxe in den Vordergrund⁹⁴.

Ergebnisse bekannter Verfahren

Die offene Nukleotomie zeigt zu einem nicht geringen Anteil nur unbefriedigende Ergebnisse. Loupasis fand z.B. bei einer Untersuchung von 109 Patienten, die konventionell operiert wurden, nur in 64% der Fälle gute bis sehr gute Resultate⁹⁵.

Auch die Ergebnisse der Chemonukleolyse werden von verschiedenen Autoren kritisch bewertet. In Wittenbergs Studie zur Chemonukleolyse zeigte sich z.B. nur in 52% der Fälle ein Therapieerfolg⁹⁶. Diese Ergebnisse wurden auch von Poynton bestätigt⁹⁷.

Ramberg berichtete in seiner Arbeit über „ungewöhnlich schlechte Ergebnisse“ nach der Nukleotomie mit einem APLD System. Es kam bei einem Drittel seiner Patienten zu einer operativen Revision⁹⁸. Sortland zeigte vergleichbar schlechte Ergebnisse⁹⁹.

Degobiss zeigte im Gegensatz dazu, dass die APLD zu einer befriedigender Schmerzlinderung führt und eine offene Nukleotomie auf Dauer zu verhindern vermag¹⁰⁰.

Die Ergebnisse der LASER-Nukleotomie sind im Vergleich dazu besser: Casper verwendete z.B. in seiner Arbeit einen Holmium-YAG-LASER für die Nukleotomie bei 223 Patienten¹⁰¹⁻¹⁰³. Die Nachuntersuchung ergab nach 1 Jahr bei 84% gute Ergebnisse.

Auch Choy berichtet nach 17-jähriger Erfahrung mit der LASER-Nukleotomie von guten Ergebnissen, wenn die Indikation richtig gestellt wurde¹⁰⁴, was von anderen Autoren bestätigt wurde¹⁰⁵. Ähnliches wird über die Nukleoplastie berichtet. Auch bei diesem Verfahren wird das Bandscheibengewebe thermisch geschnitten^{106;107}.

Die WS-Nukleotomie zeigte in der vorgestellten Studie eine vergleichbare Erfolgsrate bei geringeren Risiken und geringeren Fallkosten.

Falsch positive Ergebnisse werden aufgrund des nicht zu vernachlässigenden Placeboeffekts bei dieser Operation ebenso wie bei anderen Operationsmethoden produziert¹⁰⁸.

Der allgemeingültige Beweis lässt sich letztendlich nur mit Hilfe einer prospektiven randomisierten Studie im Vergleich mit einer anderen Operationsmethode antreten. Im idealen Fall geschieht dieses durch eine Blindstudie (Patient weiß nicht, welches Verfahren angewendet wird) oder Doppelblindstudie (nachuntersuchender Arzt und Patient wissen nicht, welches Verfahren angewendet wird). Die aus wissenschaftlicher Sicht am besten geeignete Vergleichsgruppe einer Scheinoperation (Placebogruppe), bei der nur der Zugang zur Bandscheibe geschaffen wird, ohne den WS anzuwenden, lässt sich aus ethischen Gründen nicht rechtfertigen. Für eine Vergleichsstudie z.B. mit der Chemonukleolyse stellt die vorgestellte Arbeit die zwingende Grundlage dar. Allerdings muss man sich darüber im Klaren sein, dass man die Vergleichsgruppe den oben beschriebenen Nachteilen der Chemonukleolyse aussetzt.

Der Wirkmechanismus der neuen Methode kann als reine Druckentlastung und hieraus folgender Spannungsreduktion des hinteren Längsbandes und anderer Strukturen gedeutet werden¹⁰⁹. Denkbar ist auch eine Reduktion chemischer Faktoren, die direkt oder indirekt für die Entstehung des Schmerzes von Bedeutung sind^{110;111}.

7.6 Schlussfolgerung

Das Operationsziel Schmerzreduktion kann mit der WS-Nukleotomie in der Mehrzahl der Fälle erreicht werden. Das Nukleusgewebe wird bei den verwendeten erzeugungsorientierten Parametern selektiv abgetragen. Es zeigten sich in keinem Fall operationsbedingte Komplikationen

oder Auffälligkeiten. Insbesondere traten keine schwerwiegenden Ereignisse, wie Nervenläsionen, Infektionen oder Verschlimmerung der Symptomatik auf.

Der Aufwand der WS-Nukleotomie ist gering und am ehesten mit einer Injektion vergleichbar. Die WS-Nukleotomie kann in weiteren Projektschritten in einer Multicenterstudie auf größere Patientenkollektive ausgedehnt und mit anderen Verfahren verglichen werden¹¹². Histologisch wurde im abgesaugten Gewebe ausschließlich Nukleus pulposus nachgewiesen. Dies ist als Hinweis dafür zu werten, dass der Anulus fibrosus aufgrund der Selektivität des WS nicht abgetragen wurde.

8 Ausblick

Die Pathogenese des diskogenen Schmerzes ist in naher Zukunft sicher nicht zu klären. Das Wasserstrahlen des Nucleus pulposus ist jedoch ein schonendes Verfahren, zur Behandlung des diskogenen Schmerzes. Die Möglichkeit mikroinvasiv das Gewebe des Nucleus pulposus zu entfernen und damit das Schmerzerlebnis des erkrankten Patienten zu reduzieren, lässt eine Verbreitung des WS in der operativen Therapie der diskogenen Schmerzen hoffen. Da eine Doppelblindstudie nicht möglich ist und eine Placebostudie dem Patienten nicht zumutbar ist, sollte eine Multicenterstudie mit größeren Patientenkollektiven Gewissheit bringen, Nebenwirkungen und Komplikationen einzuschätzen.

9 Anhang

9.1 Paravertebrale Weichgewebe im histologischen Bild

Fett

Fettgewebe besteht aus großen polyedrischen Zellen mit wandständigem abgeplattetem Kern (Siegelringform der Zellen, Abbildung 9-1). Die Fettzellen sind durch faseriges Bindegewebe zu Läppchen zusammengefasst. Ihre Funktion besteht im Wesentlichen darin, Energiereserven für den Körper zu bilden. Mechanisch wird Fett relativ gering auf Druck beansprucht.

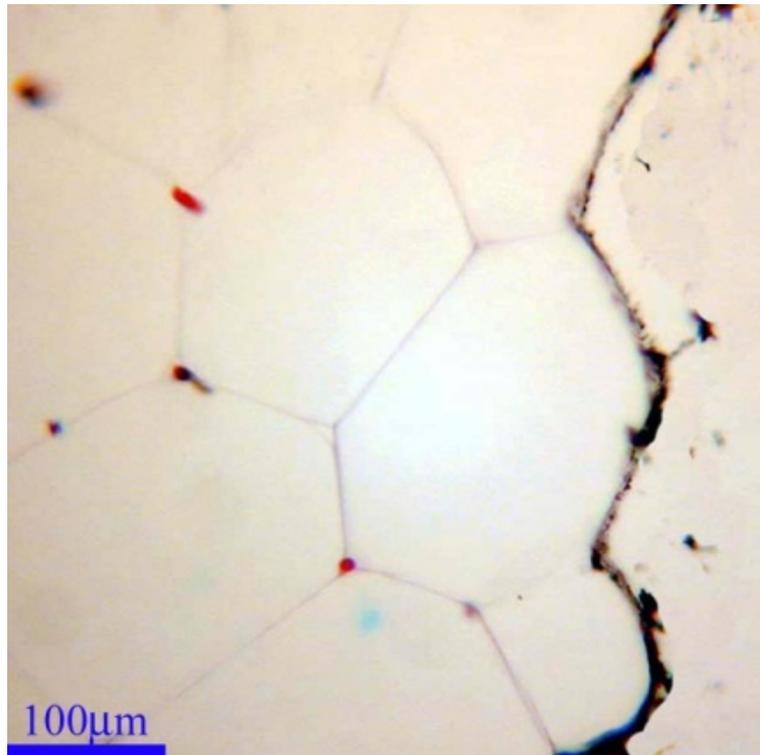


Abbildung 9-1: Histologie von Fett.

Neben der schwarz markierten DWS-Kerbe sieht man unversehrte großblasige Fettzellen mit randständigem Kern (rot).

Muskel

Quergestreifte Muskelfasern haben eine Länge von bis zu mehreren Zentimetern (Abbildung 9-2). Die Dicke der Fasern schwankt zwischen $10\mu\text{m}$ und $100\mu\text{m}$. Jede Muskelfaser enthält meist hunderte an der Oberfläche der Muskelfaser gelegene Zellkerne. Die Längsstreifung der Fasern entspricht der regelmäßigen Anordnung der Myofibrillen, deren Durchmesser $0,5\text{--}2\mu\text{m}$ beträgt. Die charakteristische Querstreifung beruht auf der Mikrostruktur dieses Gewebes.

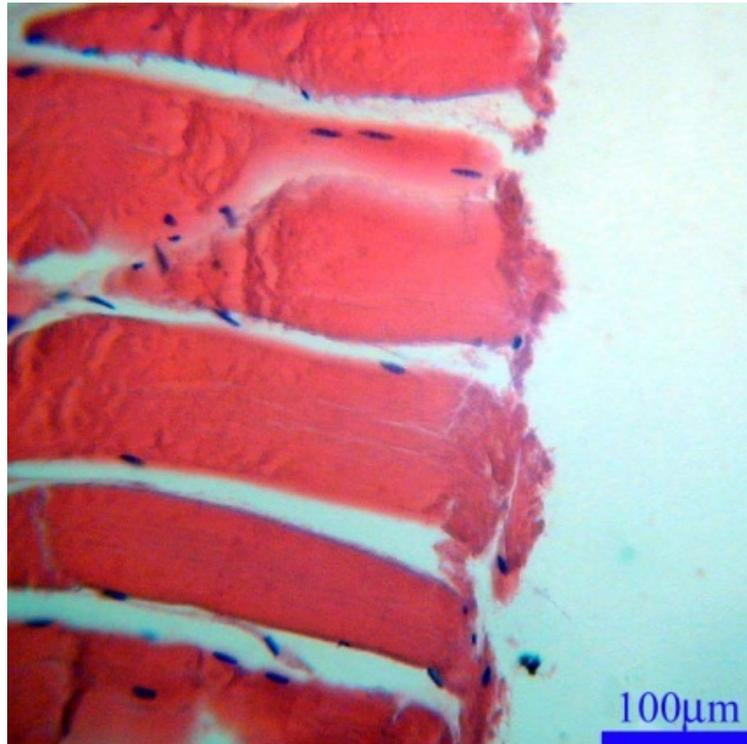


Abbildung 9-2: Histologie eines Muskels.

Neben der DWS-Kerbe sieht man die typische quergestreifte Muskulatur mit randständigen Zellkernen (blau).

Die Untereinheiten der Fibrillen sind die Proteine Aktin und Myosin. Diese Proteine sind die Grundlage der Kontraktilität. Sie wandeln chemische in mechanische Energie um.

Rückenmark

Rückenmark als Teil des zentralen Nervensystems hat einen runden bis elliptischen Querschnitt.

Es findet sich eine innen gelegene schmetterlingsförmige Figur, die sog. graue Substanz (Substantia grisea). Sie besteht hauptsächlich aus multipolaren Nervenzellen und deren Fortsätzen (Axone und Dendriten), Neuroglia (Hüllzellen) sowie Blutgefäßen.

Die weiße Substanz (Substantia alba) umschließt die graue Substanz und besteht größtenteils aus längs verlaufenden, markhaltigen und marklosen Nervenfasern (Axone) und Neuroglia (Abbildung 9-3).

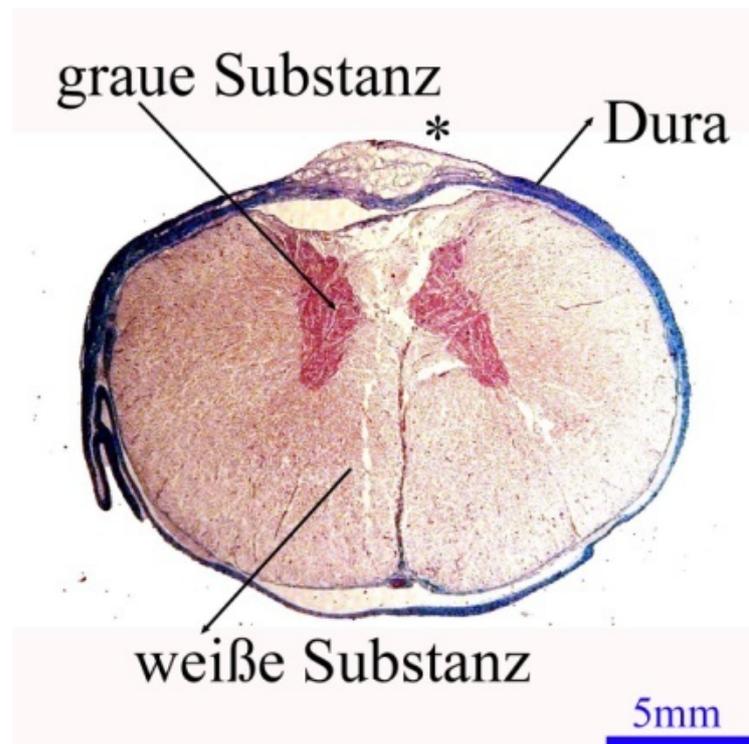


Abbildung 9-3: Histologischer Querschnitt eines Rückenmarks.

Gekennzeichnet sind die graue Substanz (Nervenzellkörper) und die weiße Substanz (Axone). Die Dura umhüllt beides (*= Ödem durch DWS).

Spinalnerv

Nerven bestehen aus einzelnen Fasern, die wiederum aus Achsenzylindern und myelinhaltigen, der elektrischen Isolation dienenden Hüllen (Neuroglia) bestehen. Myelin besteht zu einem hohen Teil aus Lipiden. Das Grundgerüst der Nervenfasern besteht aus Neurofibrillen, die untereinander Querverbindungen aufweisen, in den Fortsätzen annähernd parallel verlaufen und deren Ursprung in den Zellkörpern liegt (Abbildung 9-4).

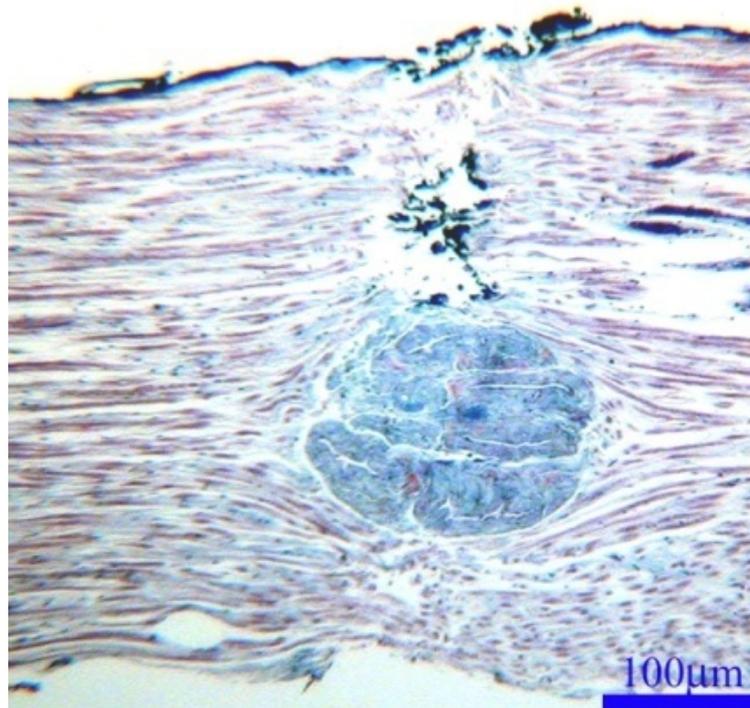


Abbildung 9-4: Histologie eines Spinalnervs.

Unter der DWS-Kerbe sieht man ein Spinalganglion

Dura mater

Direkt dem Rückenmark angelagert findet sich die weiche Rückenmarkshaut, die Pia mater spinalis. Die Pia („die Zarte“) besteht aus lockerem, faserigem Bindegewebe – kollagenen Fasern mit longitudinaler Verlaufsrichtung – und umschließt kleinere Blutgefäße. Zwischen Pia und äußerer Dura befindet sich der Subarachnoidalraum (Arachnoidea = Spinnwebhaut), der den Liquor cerebrospinalis enthält. Die aus straffem, faserigem Bindegewebe aufgebaute Dura mater spinalis (harte Hirnhaut) stellt die äußere Umhüllung dar (Abbildung 9-3). Sie hat eine mechanische Schutzfunktion. Dieser Anteil der Hirnhaut wurde in der Studie untersucht.

Nukleus pulposus

Der inkompressible unregelmäßig begrenzte Nukleus pulposus ist histologisch eine wenig faserige, gallertige Masse, die über 90% Flüssigkeit enthält (Abbildung 9-5).

Vereinzelt sind in diesem Gewebe Zellkerne sichtbar.

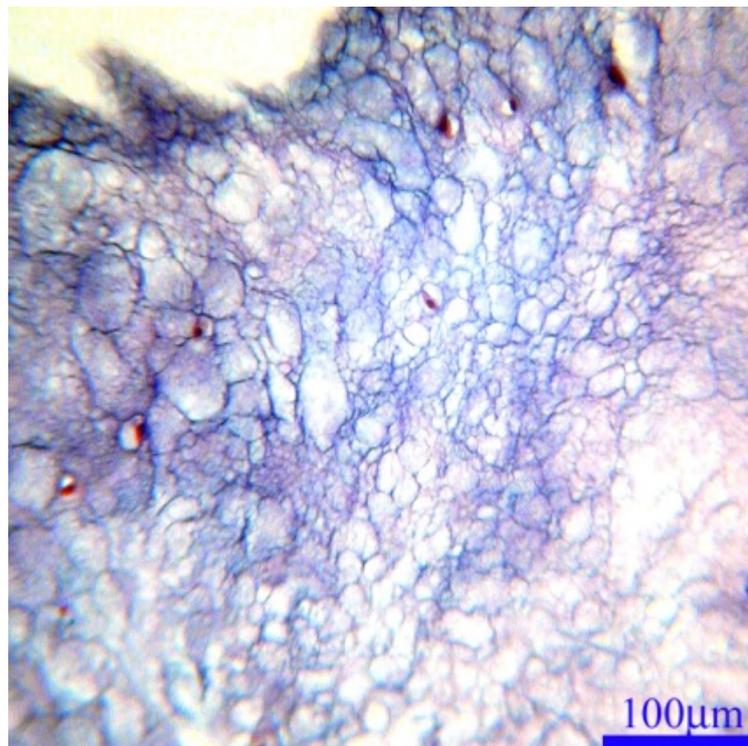


Abbildung 9-5: Histologie eines Nukleus pulposus.

Von Septen gekammerte, große, mit Flüssigkeit gefüllte Zellen beherrschen das Bild (Zellkerne rot).

Anulus fibrosus

Der Anulus fibrosus besteht aus konzentrischen, durchflochtenen Lagen von straffem Bindegewebe. Der Faserring zeigt einen lamellären Aufbau; daraus entsteht das mikroskopisch charakteristische Fischgrätenmuster (Abbildung 9-6).

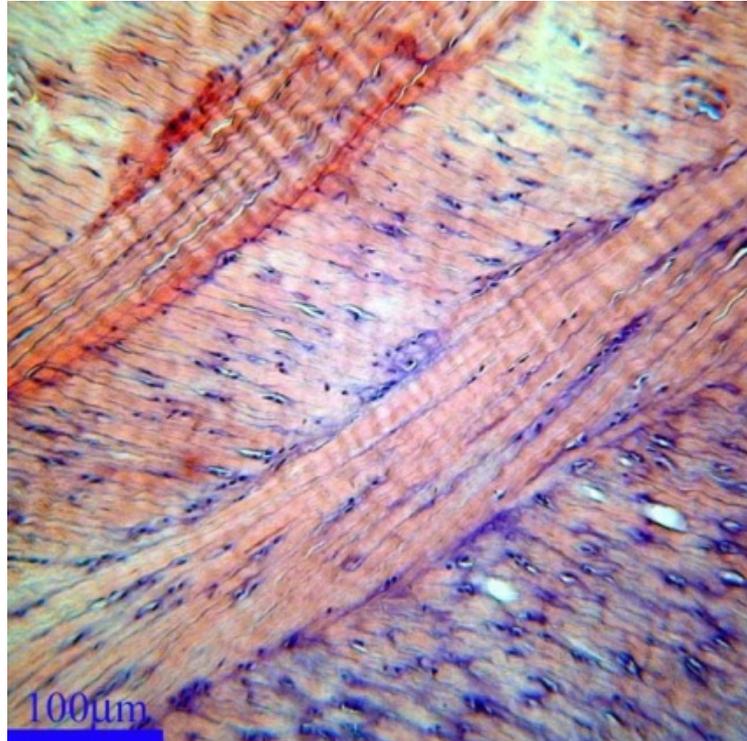


Abbildung 9-6: Histologie eines Anulus fibrosus.

Lamellärer Aufbau mit sich kreuzenden Schichten. (Zellkerne blau).

Die Beanspruchung erfolgt im Wesentlichen auf Zug: Druckkräfte wirken auf den zentralen Nukleus, wodurch die Fasern des Anulus gespannt werden und so Zugkräfte auf die knöchernen Randleisten des Wirbelkörpers übertragen.

Band

Die Kollagenfasern der zugfesten Bänder (Ligamente) sind zu parallel geordneten Faserbündeln zusammengefasst. Charakteristisch ist der gewellte Verlauf (Abbildung 9-7). Die Fibrozyten liegen, der Verlaufsrichtung angepasst, in langen Reihen geordnet und mit spindelförmig gewellten Kernen vor.

Weiterhin enthalten sie einen größeren Anteil elastischer Fasernetze.

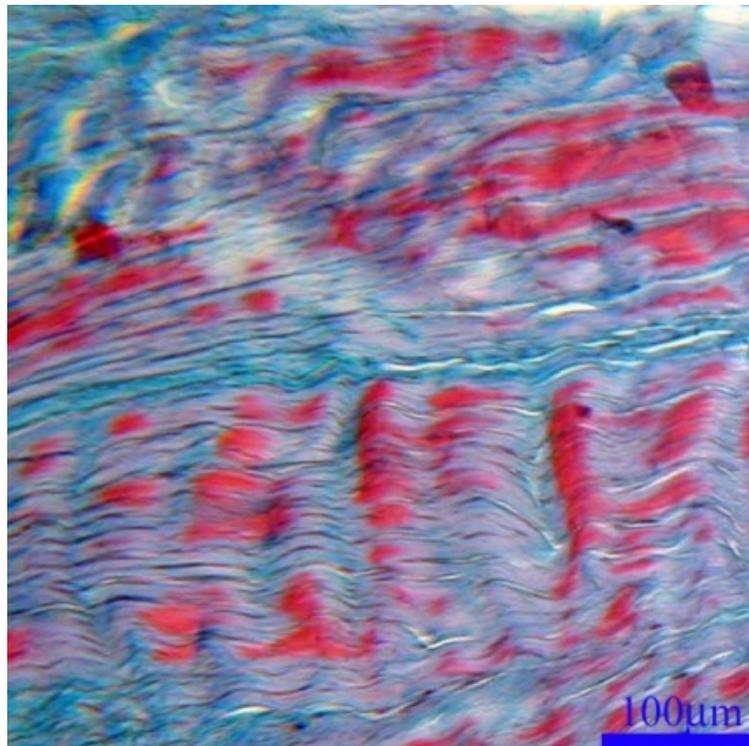


Abbildung 9-7: Histologie eines Ligaments.

Die Fibrozyten sind in Verlaufsrichtung in langen Reihen angeordnet.

Diese sind zu größeren Bündeln zusammengefasst und verlaufen parallel zueinander in Zugrichtung.

Zwischen ihnen liegen Kollagen- und Gitterfasern, welche die elastischen Faserbündel vornehmlich quer zur Längsachse umwickeln.

Sehne

Sehnen enthalten als mechanisch wirksame Bauelemente kräftige Kollagenfasern, die zu parallel geordneten Bündeln zusammengefasst sind. Im ungedehnten Zustand verlaufen sie leicht gewellt (Abbildung 9-8). Zwischen den Faserbündeln liegen in Reihen angeordnet die Kerne der als Tenozyten (Sehnenzellen) bezeichneten Fibrozyten.

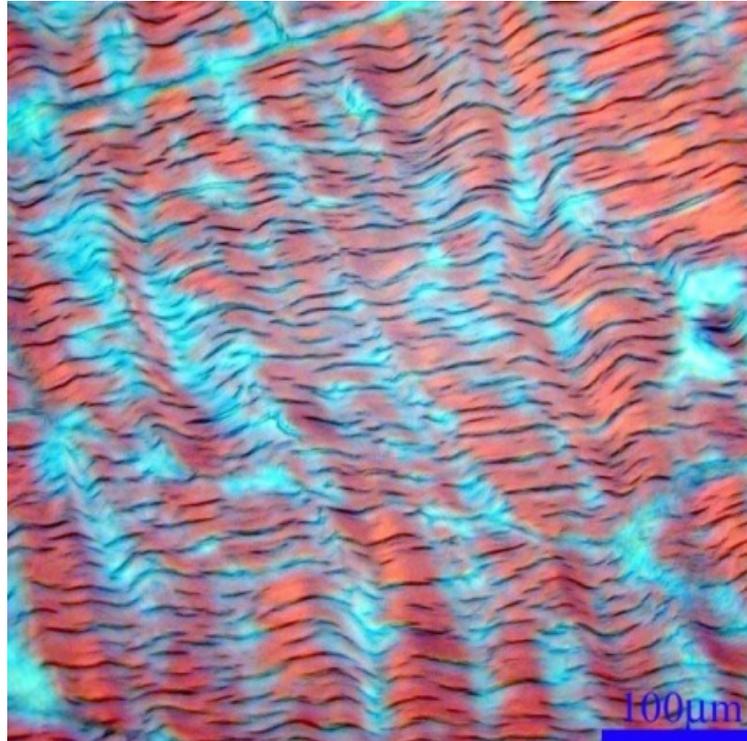


Abbildung 9-8: Histologie einer Sehne.

Typischer gewellter Verlauf der Fasern im ungedehnten Zustand.

9.2 Methoden zur Erfolgsbeurteilung

Oswestry- Score

Die Kernspintomografie hat es möglich gemacht geringste morphologische Veränderungen im Bereich der Wirbelsäule in Bildern darzustellen. Diese radiologisch erhobenen Befunde korrelieren jedoch nur in der geringsten Anzahl der Fälle mit den Beschwerden (Schmerzen) des Patienten. So findet man radiologisch schwer veränderte Wirbelsäulen, die schmerzfreien Patienten zuzuordnen sind, ebenso wie Patienten mit größten Schmerzen ohne einen radiologischen Befund¹¹³. Dies gilt aber auch für objektivierbare Untersuchungsbefunde, wie z.B. die Wirbelsäulenbeweglichkeit.

Der Oswestry-Score hat sich zu einem der spezifischsten Messinstrument für das Management von Wirbelsäulenerkrankungen entwickelt¹¹⁴⁻¹¹⁶. Der Fragebogen ist von Fairbanks et al. in mehreren Studien validiert worden¹¹⁷⁻¹²⁰. Er findet sich in fast allen neueren Publikationen, die Therapiemethoden für den Rückenschmerz untersuchen. Der Oswestry-Score ist ein Schmerz- und Funktionsfragebogen, der in einer validierten deutschen Übersetzung vorliegt.

1. Schmerzintensität

- kein Schmerz 0
- deutlicher Schmerz, jedoch Bewältigung der Situation(en) ohne Schmerzmedikamente 1
- kein Schmerz durch Schmerzmedikamente 2
- gemäßigte oder erträgliche Schmerzen durch Schmerzmedikamente 3
- starker Schmerz trotz Schmerzmedikamente 4
- starker Schmerz, der auch durch Schmerzmedikamente nicht gelindert wird 5

2. Körperpflege

- Waschen, Anziehen etc. unproblematisch selbstständig ohne fremde Hilfe 0
- Waschen, Anziehen etc. unter Schmerzen selbstständig ohne fremde Hilfe 1
- Selbständiges Waschen, Anziehen etc. deutlich verlangsamt aber ohne fremde Hilfe 2
- auf fremde Hilfe angewiesen, den größten Teil der Körperpflege jedoch alleine 3
- auf fremde Hilfe angewiesen, den größten Teil der Körperpflege *nicht* alleine 4
- Waschen, Anziehen etc. selbst nicht möglich und nur mit fremder Hilfe 5

3. Gewichtheben

- schwere Gewichte (volle Getränkekiste) können ohne Probleme gehoben werden 0
- schwere Gewichte können mit Schmerzen gehoben werden 1
- schwere Gewichte können nur bei günstiger Positionierung (z.B. Tisch) gehoben werden 2
- schwere Gewichte zu heben ist nicht möglich, jedoch mittlere (volle Einkaufstasche) können bei günstiger Positionierung gehoben werden 3
- nur leichte Gewichte (volle Getränkeflasche) können gehoben werden 4
- *nichts* kann gehoben oder getragen werden 5

4. Gehstrecke/-Hilfen:

- jede Strecke kann gegangen werden 0
- bis zu 1,4 km kann gegangen werden 1
- bis zu 0,7 km kann gegangen werden 2
- bis zu 0,35 km kann gegangen werden 3
- Gehen ist nur mit Stock/Krücke möglich 4
- die meiste Zeit muss im Liegen verbracht werden 5

5. Sitzen

- Sitzen in jeder Art von Stuhl, unbegrenzte Zeit 0
- Sitzen in einem speziellen Stuhl, unbegrenzte Zeit 1
- Sitzen bis zu 1 Stunde möglich 2
- Sitzen bis zu einer 1/2 Stunde zu sitzen 3
- Sitzen bis zu 10 Minuten möglich 4
- Sitzen nicht möglich 5

6. Stehen

- Stehen unbegrenzte Zeit, *ohne* Auslösen von vermehrten Schmerzen 0
- Stehen unbegrenzte Zeit, *mit* Auslösen von vermehrten Schmerzen 1
- Schmerz hält davon ab, mehr als eine Stunde zu stehen 2
- Schmerz hält davon ab, mehr als eine halbe Stunde zu stehen 3
- Schmerz hält davon ab, mehr als 10 Minuten zu stehen 4
- Schmerz hält davon ab, überhaupt zu stehen 5

7. Schlafen

- normaler erholsamer Schlaf 0
- mit Schlaf- und/oder Schmerztabletten erholsamer Schlaf möglich, unbegrenzt 1
- mit Schlaf- und/oder Schmerztabletten erholsamer Schlaf möglich, bis zu 6 Stunden 2
- mit Schlaf- und/oder Schmerztabletten erholsamer Schlaf möglich, bis zu 4 Stunden 3
- mit Schlaf- und/oder Schmerztabletten erholsamer Schlaf möglich, bis zu 2 Stunden 4
- Schmerz hält davon ab, überhaupt zu schlafen 5

8. Sexualeben

- normales Sexualeben 0
- normales schmerzhaftes Sexualeben 1
- annähernd normales Sexualeben, jedoch sehr schmerzhaft 2
- Sexualeben ist stark eingeschränkt 3
- Sexualeben ist nahezu aufgehoben 4
- *kein* Sexualeben 5

9. Soziale Stellung

- normales, soziales Leben 0
- normales, soziales Leben *unter* Schmerzen 1
- einschränkender Effekt auf höhere soziale Aktivitätsstufen, z.B. Tanzen etc. 2
- soziales Leben eingeschränkt, selten Aktivitäten außerhalb des Hauses 3
- soziales Leben komplett auf den häuslichen Bereich eingeschränkt 4
- soziales Leben auch innerhalb der Wohnung nicht möglich 5

10. Mobilität/Reisen

- normale, uneingeschränkte Mobilität 0
- normale, uneingeschränkte Mobilität, *mit* Auslösen von Schmerzen 1
- Bewältigung von Ausflügen über 2 Stunden 2
- Bewältigung von Ausflügen unter 1 Stunde 3
- Bewältigung von Ausflügen unter 30 min, maximal Arztbesuch. 4
- *keine* Ausflüge/Reisen/Mobilität möglich 5

erreichte Punktzahl · 2 = Oswestry-Score

9.3 Aufklärungsbogen

Spezielle Problematik

Die Hydrojet Nukleotomie ist ein neues Verfahren. Die in Vitro Tests lassen schließen, dass hier eine hohe Effektivität und Spezifität zu erwarten ist und dass keine schwerwiegenden Nachteile für den Patienten zu erwarten sind. Die klinische Anwendung des Hydro Jets in anderen Fachgebieten und die hieraus resultierende Zulassung nach MPG erlauben eine Anwendung zur Bandscheibenentfernung am Menschen. Dieses wurde von einem unabhängigen Gutachter bestätigt. Die Hamburger Ethikkommission wurde von der klinischen Anwendung informiert.

Für die Patienten wurde folgender spezieller Aufklärungsbogen verwendet:

Aufklärung: Wasserstrahldiskotomie Anlage zum Aufklärungsbogen

Hamburg, den

Herkömmliche Verfahren

Mikroinvasive Methoden: ein kleiner Stich reicht als Zugang aus:

Die **Chemonukleolyse** (Einspritzung in die Bandscheibe) setzt voraus, dass der Faserring der Bandscheibe geschlossen ist. Nur dann kann die relativ aggressive Substanz, die über enzymatische Verdauung zur Schrumpfung des Bandscheibengewebes führt, eingespritzt werden. Meist verspürt der Patient durch den chemischen Reiz zunächst eine deutliche Verschlimmerung seiner Beschwerden. Erst wenn dieser nach Tagen oder Wochen abklingt, ist die Maßnahme von Erfolg gekrönt. Bei der chemischen Diskektomie besteht ein hohes Risiko auch lebensbedrohlicher allergischer Reaktionen auf die injizierte Substanz.

Die Automatisierte, Perkutane Lumbale Diskektomie (APLD)-(**Absaugstanze**) arbeitet über ein kleines Messer. Hiermit lässt sich Bandscheibengewebe nur mit geringer Effektivität entfernen. Es ist hier ein relativ hoher Zeitaufwand von mindestens 40 Minuten nötig.

Der **Laser** findet mehr und mehr Verbreitung. Lasertechniken arbeiten über Verdampfung des Gewebes. Der Laser ist nicht selektiv, das heißt er macht bei der Bandscheibenentfernung keinen Unterschied zwischen Gallertkern, Faserring und Nervengewebe. Laseranwendungen müssen daher in der Regel durch einen weiteren Zugang zur Bandscheibe optisch (endoskopisch) kontrolliert werden. Die bei einer Operation mit einem Laser entstehende Hitze kann bei nicht sachgerechter Kühlung zu einem starkem Temperaturanstieg innerhalb der Bandscheibe führen.

Neues Verfahren: Wasserstrahltechnik

Die Anwendung eines Wasserstrahles als chirurgisches Schneideinstrument findet bereits in einigen Teilbereichen der Medizin statt. Klinisch eingesetzt wird der Wasserstrahl im Fachgebiet der Chirurgie zu Leberteilentfernungen und an anderen weichen Organen. Die

Neurochirurgie entwickelt Verfahren zur Hirnbearbeitung. Die Hals-Nasen-Ohrenheilkunde erarbeite Vorteile bei der Chirurgie der Speicheldrüse.

Die Schnittselektivität des Verfahres eröffnet dem orthopädischen Fachgebiet mannigfaltige Einsatzmöglichkeiten, die mit dem Antragsteller erarbeitet werden.

Die Optionen des Gerätes sind für die minimal invasive Wirbelsäulenchirurgie sehr erfolgversprechend. Besonders ist hier folgende Vorteile anzuführen:

- Selektives Trennen unterschiedlicher Gewebekomponenten, ohne unbeabsichtigte Verletzung anderer Strukturen
- Der kalte Wasserstrahl überhitzt die Bandscheibe nicht

Die Operation findet über einen kleinen Einstich in örtlicher Betäubung statt.

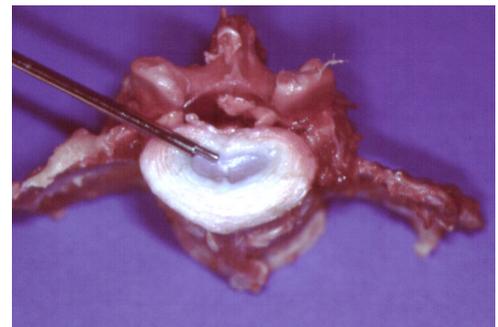
Die Operation mit dem Wasserstrahlgerät zur Bandscheibenentlastung ist nach dem Medizinproduktegesetz zugelassen.

Die Hamburger Ethikkommission ist informiert.

Komplikationsmöglichkeiten

Aus der Anwendung ergeben sich absehbar keine **spezifischen** Komplikationsmöglichkeiten. Allgemeine Komplikationsmöglichkeiten, die bei jedem Eingriff an der Bandscheibe aufgeklärt werden müssen, sind:

- Infektion
- Lähmung auch Querschnitt
- Mastdarmstörung
- Störung der Sexualfunktion
- Blutung
- Nerven Gefäß und Organverletzung
- Thrombose, Embolie und Lungenembolie



Dünner Wasserstrahl in der Bandscheibe (Modell)

Ich wurde in einem umfassenden Gespräch über die Therapie und die möglichen Komplikationen informiert. Meine Fragen wurden hinreichend beantwortet. Die Operationsmöglichkeit nach herkömmlichen Methoden wurden mir angeboten. Ich bin mit dem Vorgehen „Wasserstrahl-diskektomie“ einverstanden.

Datum

Unterschrift des Patienten

10 Literatur

1. Neill RW, George B:
Penetrating intra-abdominal injury caused by high-pressure water jet.
Br. Med. J. 2(653): 357-358, 1969.
2. Bhaskar SN, Cutright DE, Frisch J:
Effect of high pressure water jet on oral mucosa of varied density.
J. Periodontol. 40(10): 593-598, 1969.
3. Bagshaw MA:
A water-jet device for supportive care in oral cancer.
Am. J. Roentgenol. Radium. Ther. Nucl. Med. 99(4): 842, 1967.
4. Gross A, Bhaskar SN, Cutright DE, Beasley JD, Perez B:
The effect of pulsating water jet lavage on experimental contaminated wounds.
J. Oral Surg. 29(3): 187-190, 1971.
5. Gross A, Cutright DE, Bhaskar SN, Perez B, Beasley JD:
The effect of antibiotics and pulsating water jet lavage on contaminated wounds.
Oral Surg. Med. . 31(1): 32-38, 1971.
6. Madsen R, Skibba RM, Galvan A, Striplin C, Scott P:
Gastric bezoars. A technique of endoscopic removal.
Am. J. Dig. Dis. 23(8): 717-719, 1978.
7. Papachristou DN, Barters R:
Resection of the liver with a water jet.
Br. J. Surg. 69(2): 93-94, 1982.
8. Daskalov M:
Resection of the liver.
Khirurgiia (Mosk) 5: 91-92, 1987.
9. Horie T:
Liver resection by water jet.
Nippon Geka 90(1): 82-92, 1989.
10. Terzis AJ, Nowak G, Rentzsch O, Arnold H, Diebold J, Baretton G:
A new system for cutting brain tissue preserving vessels: water jet cutting.
Br. J. Neurosurg. 3(3): 361-366, 1989.
11. Rau HG, Arnold H, Schildberg FW:
Schneiden mit dem Wasserstrahl (Jet-Cutting) - eine Alternative zum Ultraschallaspirator.
Chirurg 61(10): 735-738, 1990.
12. Baer HU, Maddern GJ, Blumgart LH:
Hepatic surgery facilitated by a new jet dissector.
HPB. Surg. 4(2): 137-144, 1991.

13. Izumi R, Yabushita K, Shimizu K, Yagi M, Yamaguchi A, Konishi K, Nagakawa T et al.:
Hepatic resection using a water jet dissector.
Surg. Today 23(1): 31-35, 1993.
14. Baer HU, Metzger A, Barras JP, Mettler D, Wheatley AM, Czerniak A:
Laparoscopic liver resection in the large white pig - a comparison between waterjet dissector and ultrasound dissector.
Endosc. Surg. Allied. Technol. 2(3-4): 189-193, 1994.
15. Takeuchi Y, Uedo N, Ishihara R, Iishi H, Kizu T, Inoue T, Chatani R et al.:
Efficacy of an Endo-Knife With a Water-Jet Function (Flushknife) for Endoscopic Submucosal Dissection of Superficial Colorectal Neoplasms.
Am. J. Gastroenterol., 2009.
16. Lingenfelder T, Fischer K, Sold MG, Post S, Enderle MD, Kaehler GF:
Combination of water-jet dissection and needle-knife as a hybrid knife simplifies endoscopic submucosal dissection.
Surg. Endosc. 23(7): 1531-1535, 2009.
17. Yahagi N, Neuhaus H, Schumacher B, Neugebauer A, Kaehler GF, Schenk M, Fischer K et al.:
Comparison of standard endoscopic submucosal dissection (ESD) versus an optimized ESD technique for the colon: an animal study.
Endoscopy 41(4): 340-345, 2009.
18. Neuhaus H, Wirths K, Schenk M, Enderle MD, Schumacher B:
Randomized controlled study of EMR versus endoscopic submucosal dissection with a water-jet hybrid-knife of esophageal lesions in a porcine model.
Gastrointest. Endosc. 70(1): 112-120, 2009.
19. Toyanaga T, Man I, Ivanov D, Sanuki T, Morita Y, Kutsumi H, Inokuchi H et al.:
The results and limitations of endoscopic submucosal dissection for colorectal tumors.
Acta Chir Iugosl. 55(3): 17-23, 2008.
20. Basting RF, Djakovic N, Widmann P:
Use of water jet resection in organ-sparing kidney surgery.
J. Endourol. 14(6): 501-505, 2000.
21. Basting RF, Corvin S, Antwerpen C, Djakovic N, Schmidt D:
Use of water jet resection in renal surgery: early clinical experiences.
Eur. Urol. 38(1): 104-107, 2000.
22. Shekarriz B, Shekarriz H, Upadhyay J, Wood DP, Jr., Bruch HP:
Hydro-jet dissection for laparoscopic nephrectomy: a new technique.
Urology 54(6): 964-967, 1999.
23. Shekarriz H, Shekarriz B, Upadhyay J, Burk C, Wood DP, Jr., Bruch HP:
Hydro-jet assisted laparoscopic partial nephrectomy: initial experience in a porcine model.
J. Urol. 163(3): 1005-1008, 2000.

24. Toth S, Vajda J, Pasztor E, Toth Z:
Separation of the tumor and brain surface by "water jet" in cases of meningeomas.
J. Neurooncol. 5(2): 117-124, 1987.
25. Piek J, Wille C, Warzok R, Gaab MR:
Waterjet dissection of the brain: experimental and first clinical results.
J. Neurosurg. 89(5): 861-864, 1998.
26. Jakob S, Kehler U, Reusche E, Friedrich HJ, Arnold H:
Endoskopische Anwendung eines Wasserstrahl-Dissektors im Hirnventrikelsystem, eine experimentelle Studie.
Zentralbl. Neurochir. 61(1): 14-21, 2000.
27. Wilhelm F, Holtkamp A, Darman J, Hanschke R, Duncker G, Pein A:
Was kann der Wasserstrahl in der Katarakt-Chirurgie?
Ophthalmologie 95(10): 721-724, 1998.
28. Wilhelm F, Holtkamp A, Theurer A, Darman JJ, Duncker G, Wilhelm L:
Untersuchungen zur Belastung der Linsenkapsel durch den Waterjet.
Ophthalmologie 96(10): 640-642, 1999.
29. Siegert R, Danter J, Jurk V, Eggers R, Krüger S:
Dermal microvasculature and tissue selective thinning techniques (ultrasound and water-jet) of short-time expanded skin in dogs.
Eur. Arch. Otorhinolaryngol. 255(6): 325-330, 1998.
30. Stutz JJ, Krahl D:
Water jet-assisted liposuction for patients with lipoedema: histologic and immunohistologic analysis of the aspirates of 30 lipoedema patients.
Aesthetic Plast. Surg. 33(2): 153-162, 2009.
31. Siegert R, Magritz R, Jurk V:
Water-jet dissection in parotid surgery - initial clinical results.
Laryngorhinootologie 79(12): 780-784, 2000.
32. Magritz R, Jurk V, Reusche E, Siegert R:
Water-jet dissection in parotid surgery: an experimental study in dogs.
Laryngoscope 111(9): 1579-1584, 2001.
33. Juniper M, Le TK, Mladi D:
The epidemiology, economic burden, and pharmacological treatment of chronic low back pain in France, Germany, Italy, Spain and the UK: a literature-based review.
Expert. Opin. Pharmacother. 10(16): 2581-2592, 2009.
34. Maschewsky-Schneider U, Klars G, Ryl L, Sewoster D, Starker A, Sass AC:
[gesundheitsziele.de. Results of criteria analysis to select a new health target in Germany].
Bundesgesundheitsblatt. Gesundheitsforschung. Gesundheitsschutz. 52(7): 764-774, 2009.

35. Chou R, Atlas SJ, Stanos SP, Rosenquist RW:
Nonsurgical interventional therapies for low back pain: a review of the evidence for an American Pain Society clinical practice guideline.
Spine (Phila Pa 1976.) 34(10): 1078-1093, 2009.
36. Franke J, Greiner-Perth R, Boehm H, Mahlfeld K, Grasshoff H, Allam Y, Awiszus F:
Comparison of a minimally invasive procedure versus standard microscopic discectomy: a prospective randomised controlled clinical trial.
Eur. Spine J. 18(7): 992-1000, 2009.
37. Ambrossi GL, McGirt MJ, Sciubba DM, Witham TF, Wolinsky JP, Gokaslan ZL, Long DM:
Recurrent lumbar disc herniation after single-level lumbar discectomy: incidence and health care cost analysis.
Neurosurgery 65(3): 574-578, 2009.
38. Chou R, Loeser JD, Owens DK, Rosenquist RW, Atlas SJ, Baisden J, Carragee EJ et al.:
Interventional therapies, surgery, and interdisciplinary rehabilitation for low back pain: an evidence-based clinical practice guideline from the American Pain Society.
Spine (Phila Pa 1976.) 34(10): 1066-1077, 2009.
39. Epter RS, Helm S, Hayek SM, Benyamin RM, Smith HS, Abdi S:
Systematic review of percutaneous adhesiolysis and management of chronic low back pain in post lumbar surgery syndrome.
Pain Physician 12(2): 361-378, 2009.
40. McGirt MJ, Ambrossi GL, Datto G, Sciubba DM, Witham TF, Wolinsky JP, Gokaslan ZL et al.:
Recurrent disc herniation and long-term back pain after primary lumbar discectomy: review of outcomes reported for limited versus aggressive disc removal.
Neurosurgery 64(2): 338-344, 2009.
41. Watters WC, III, McGirt MJ:
An evidence-based review of the literature on the consequences of conservative versus aggressive discectomy for the treatment of primary disc herniation with radiculopathy.
Spine J. 9(3): 240-257, 2009.
42. Frymoyer JW, Matteri RE, Hanley EN, Kuhlmann D, Howe J:
Failed lumbar disc surgery requiring second operation. A long-term follow-up study.
Spine 3(1): 7-11, 1978.
43. Ebeling U, Kalbarczyk H, Reulen HJ:
Microsurgical reoperation following lumbar disc surgery. Timing, surgical findings, and outcome in 92 patients.
J. Neurosurg. 70(3): 397-404, 1989.
44. Kambin P, Cohen LF, Brooks M, Schaffer JL:
Development of degenerative spondylosis of the lumbar spine after partial discectomy. Comparison of laminotomy, discectomy, and posterolateral discectomy.
Spine 20(5): 599-607, 1995.

45. Choy DS, Ascher PW, Ranu HS, Saddekni S, Alkaitis D, Liebler W, Hughes J et al.: Percutaneous laser disc decompression. A new therapeutic modality. *Spine* 17(8): 949-956, 1992.
46. Choy DS, Case RB, Fielding W, Hughes J, Liebler W, Ascher PW: Percutaneous laser nucleolysis of lumbar disks. *N. Engl. J. Med.* 317(12): 771-772, 1987.
47. Hijikata S: Percutaneous nucleotomy. A new concept technique and 12 years' experience. *Clin. Orthop.* 238: 9-23, 1989.
48. Hijikata S, Yamiagishi M, Nakayama T: Percutaneous discectomy: A new treatment method for lumbar disc herniation. *Toden Hosp* 5: 5-13, 1975.
49. Smith L, Brown JE: Treatment of lumbar intervertebral disc lesions by direct injection of chymopapain. *J. Bone Joint Surg. Br.* 49(3): 502-519, 1967.
50. Maroon JC, Onik G: Percutaneous automated discectomy: a new method for lumbar disc removal. *J. Neurosurg.* 66(1): 143-146, 1987.
51. Smith L, Brown JE: Treatment of lumbar intervertebral disc lesions by direct injection of chymopapain. *J. Bone Joint Surg. Br.* 49(3): 502-519, 1967.
52. Castro WH, Jerosch J, Brinckmann P: Veränderungen an der lumbalen Bandscheibe nach Anwendung der nicht-automatisierten perkutanen Diskektomie. Eine biomechanische Untersuchung. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 130(6): 472-478, 1992.
53. Castro WH, Halm H, Jerosch J, Schilgen M, Winkelmann W: Veränderungen der lumbalen Bandscheibe nach Anwendung des Holmium-Yag Lasers - Eine biomechanische Untersuchung. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 131(6): 610-614, 1993.
54. Smith L, Brown JE: Treatment of lumbar intervertebral disc lesions by direct injection of chymopapain. *J. Bone Joint Surg. Br.* 49(3): 502-519, 1967.
55. Javid MJ, Nordby EJ, Ford LT, Hejna WJ, Whisler WW, Burton C, Millett DK et al.: Safety and efficacy of chymopapain (Chymodiactin) in herniated nucleus pulposus with sciatica. Results of a randomized, double-blind study. *JAMA* 249(18): 2489-2494, 1983.
56. Hijikata S: Percutaneous nucleotomy. A new concept technique and 12 years' experience. *Clin. Orthop.* 238: 9-23, 1989.

57. Maroon JC, Onik G:
Percutaneous automated discectomy: a new method for lumbar disc removal.
J. Neurosurg. 66(1): 143-146, 1987.
58. Choy DS, Case RB, Fielding W, Hughes J, Liebler W, Ascher PW:
Percutaneous laser nucleolysis of lumbar disks.
N. Engl. J. Med. 317(12): 771-772, 1987.
59. Choy DS, Ascher PW, Ranu HS, Saddekni S, Alkaitis D, Liebler W, Hughes J et al.:
Percutaneous laser disc decompression. A new therapeutic modality.
Spine 17(8): 949-956, 1992.
60. Brown MD:
Update on chemonucleolysis.
Spine 21(24 Suppl): 62S-68S, 1996.
61. McDermott DJ, Agre K, Brim M, Demma FJ, Nelson J, Wilson RR, Thisted RA:
Chymodiactin in patients with herniated lumbar intervertebral disc(s). An open-label, multicenter study.
Spine 10(3): 242-249, 1985.
62. Revel M, Payan C, Vallee C, Laredo JD, Lassale B, Roux C, Carter H et al.:
Automated percutaneous lumbar discectomy versus chemonucleolysis in the treatment of sciatica. A randomized multicenter trial.
Spine 18(1): 1-7, 1993.
63. Maroon JC, Onik G, Vidovich DV:
Percutaneous discectomy for lumbar disc herniation.
Neurosurg. Clin. N. Am. 4(1): 125-134, 1993.
64. Brouwer PA, Peul WC, Brand R, Arts MP, Koes BW, van den Berg AA, van Buchem MA:
Effectiveness of percutaneous laser disc decompression versus conventional open discectomy in the treatment of lumbar disc herniation; design of a prospective randomized controlled trial.
BMC. Musculoskelet. Disord. 10: 49, 2009.
65. Choy DS, Hellinger J, Hellinger S, Tassi GP, Lee SH:
23rd Anniversary of Percutaneous Laser Disc Decompression (PLDD).
Photomed. Laser Surg. 27(4): 535-538, 2009.
66. Lin LM, Sciubba DM, Jallo GI:
Neurosurgical applications of laser technology.
Surg. Technol. Int. 18: 63-68, 2009.
67. Singh V, Manchikanti L, Benyamin RM, Helm S, Hirsch JA:
Percutaneous lumbar laser disc decompression: a systematic review of current evidence.
Pain Physician 12(3): 573-588, 2009.
68. Quigley MR, Shih T, Elrifai A, Maroon JC, Lesiecki ML:
Percutaneous laser discectomy with the Ho:YAG laser.
Lasers Surg. Med. 12(6): 621-624, 1992.

69. Yanaida K:
Flow characteristics of water jets.
Proc. 2nd Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 19-32, Coles NG und Barrell SJ (Eds.),
Cambridge, 1974.
70. Yanaida K:
Flow characteristics of water jets.
Proc. 2nd Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 19-32, Coles NG und Barrell SJ (Eds.),
Cambridge, 1974.
71. Yanaida K:
Flow characteristics of water jets.
Proc. 2nd Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 19-32, Coles NG und Barrell SJ (Eds.),
Cambridge, 1974.
72. Lesser MB, Field JE:
The geometric wave theory of liquid impact.
Proc. 6th Conference on Erosion by Liquid and Solid Impact: 45-51, Stephens HS und
Davies EB (Eds.), Cambridge, 1980.
73. Mazurkiewicz M:
A model study of water pressure distribution in a crack when impacted by a high-
pressure water jet.
Proc. 8th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 189-191, Saunders D (Ed.), Durham, 1986.
74. Yong X:
A new model and calculating method of "water wedge".
Proc. 9th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 659-666, Woods PA (Ed.), Sendai, 1988.
75. Bucher O, Wartenberg H:
Zytologie, Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen.
Verlag Hans Huber, Bern, 12. Auflage, 1997.
76. Höpker WW, Agnes G, Klingel K, Komitowski D, Schuchardt E:
Changes of the elastin compartment in the human meniscus.
Virchows Arch 408: 575-592, 1986.
77. Junqueira LC, Carneiro J, Kelly RO:
Histologie.
Springer Verlag, Berlin, 5. Auflage, 2000.
78. Romeis B:
Mikroskopische Technik.
Oldenbourg Verlag, München, Wien, 16. Auflage, 1968.
79. Krause R:
Enzyklopädie der mikroskopischen Technik.
Urban&Schwarzenberg, Berlin, Wien, 3. Auflage, 1926.
80. Luna LG:
Manual of histologic staining methods of the Armed Forces Institute of Pathology.
McGraw-Hill Book Company, New York, 3. Auflage, 1968.

81. Andersson GB, Ortengren R, Nachemson A:
Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading.
Clin. Orthop. 129: 156-164, 1977.
82. Macnab I:
Negative disc exploration. An analysis of the causes of nerve-root involvement in sixty-eight patients.
J. Bone Joint Surg. Am. 53(5): 891-903, 1971.
83. Graver V, Loeb M, Rasmussen F, Lie H, Ljunggren AE:
Clinical overall score: outcome evaluation after lumbar disc surgery, assessments of reliability and validity.
Scand. J. Rehabil. Med. 30(4): 227-233, 1998.
84. Little DG, MacDonald D:
The use of the percentage change in Oswestry disability index score as an outcome measure in lumbar spinal surgery.
Spine 19(19): 2139-2143, 1994.
85. Spencer DL, Miller JA, Bertolini JE:
The effect of intervertebral disc space narrowing on the contact force between the nerve root and a simulated disc protrusion.
Spine 9(4): 422-426, 1984.
86. Cavanaugh JM:
Neural mechanisms of lumbar pain.
Spine 20(16): 1804-1809, 1995.
87. Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T:
In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems.
Spine 24(23): 2468-2474, 1999.
88. Bromm B:
Brain images of pain.
News Physiol Sci. 16: 244-249, 2001.
89. Bromm B, Lorenz J:
Neurophysiological evaluation of pain.
Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 107(4): 227-253, 1998.
90. Bromm B:
Vergleichende Evaluation von Analgeticwirkungen.
Der Schmerz 6: 32-45, 1992.
91. Leclaire R, Blier F, Fortin L, Proulx R:
A cross-sectional study comparing the Oswestry and Roland-Morris Functional Disability scales in two populations of patients with low back pain of different levels of severity.
Spine 22(1): 68-71, 1997.

92. Gronblad M, Hupli M, Wennerstrand P, Jarvinen E, Lukinmaa A, Kouri JP, Karaharju EO:
Intercorrelation and test-retest reliability of the Pain Disability Index (PDI) and the Oswestry Disability Questionnaire (ODQ) and their correlation with pain intensity in low back pain patients.
Clin. J. Pain 9(3): 189-195, 1993.
93. Kopec JA, Esdaile JM:
Functional disability scales for back pain.
Spine 20(17): 1943-1949, 1995.
94. Morlock MM:
Der Zusammenhang zwischen der Belastung am Arbeitsplatz und Rückenschmerzen - ein multifaktorieller Ansatz für den Pflegeberuf.
Shaker Verlag, Aachen, 1999.
95. Loupasis GA, Stamos K, Katonis PG, Sapkas G, Korres DS, Hartofilakidis G:
Seven- to 20-year outcome of lumbar discectomy.
Spine 24(22): 2313-2317, 1999.
96. Wittenberg RH, Oppel S, Rubenthaler FA, Steffen R:
Five-year results from chemonucleolysis with chymopapain or collagenase: a prospective randomized study.
Spine 26(17): 1835-1841, 2001.
97. Poynton AR, O'Farrell DA, Mulcahy D, Corrigan NT, McManus F:
Chymopapain chemonucleolysis: a review of 105 cases.
J. R. Coll. Surg. Edinb. 43(6): 407-409, 1998.
98. Ramberg N, Sahlstrand T:
Early course and long-term follow-up after automated percutaneous lumbar discectomy.
J. Spinal Disord. 14(6): 511-516, 2001.
99. Sortland O, Kleppe H, Aandahl M, Blikra G:
Percutaneous lumbar discectomy. Technique and clinical result.
Acta Radiol. 37(1): 85-90, 1996.
100. Degobbis A, Crucil M, Alberti M, Bortolussi A:
A long-term review of 50 patients out of 506 treated with automated percutaneous nucleotomy according to Onik for lumbar-sacral disc herniation.
Acta Neurochir. Suppl 92: 103-105, 2005.
101. Casper GD, Hartman VL, Mullins LL:
Percutaneous laser disc decompression with the holmium: YAG laser.
J. Clin. Laser Med. Surg. 13(3): 195-203, 1995.
102. Casper GD, Mullins LL, Hartman VL:
Laser-assisted disc decompression: a clinical trial of the holmium:YAG laser with side-firing fiber.
J. Clin. Laser Med. Surg. 13(1): 27-32, 1995.

103. Casper GD, Hartman VL, Mullins LL:
Results of a clinical trial of the holmium:YAG laser in disc decompression utilizing a side-firing fiber: a two-year follow-up.
Lasers Surg. Med. 19(1): 90-96, 1996.
104. Choy DS:
Percutaneous laser disc decompression: a 17-year experience.
Photomed. Laser Surg. 22(5): 407-410, 2004.
105. Ahn Y, Lee SH, Park WM, Lee HY, Shin SW, Kang HY:
Percutaneous endoscopic lumbar discectomy for recurrent disc herniation: surgical technique, outcome, and prognostic factors of 43 consecutive cases.
Spine 29(16): E326-E332, 2004.
106. Manchikanti L, Derby R, Benyamin RM, Helm S, Hirsch JA:
A systematic review of mechanical lumbar disc decompression with nucleoplasty.
Pain Physician 12(3): 561-572, 2009.
107. Manchikanti L, Derby R, Benyamin RM, Helm S, Hirsch JA:
A systematic review of mechanical lumbar disc decompression with nucleoplasty.
Pain Physician 12(3): 561-572, 2009.
108. Angevine PD, McCormick PC:
Outcomes research and lumbar discectomy.
Neurosurg. Focus. 13(2): E8, 2002.
109. Spencer DL, Miller JA, Bertolini JE:
The effect of intervertebral disc space narrowing on the contact force between the nerve root and a simulated disc protrusion.
Spine 9(4): 422-426, 1984.
110. Cavanaugh JM:
Neural mechanisms of lumbar pain.
Spine 20(16): 1804-1809, 1995.
111. Honl M, Dierk O, Küster JR, Müller G, Müller V, Hille E, Morlock MM:
Die Wasserstrahldiskotomie im mikroinvasiven Zugang - In vitro-Testung und erste klinische Aspekte eines neuen Verfahrens.
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 139(1): 45-51, 2001.
112. Singh V, Manchikanti L, Benyamin RM, Helm S, Hirsch JA:
Percutaneous lumbar laser disc decompression: a systematic review of current evidence.
Pain Physician 12(3): 573-588, 2009.
113. Boden SD, Davis DO, Dina TS, Patronas NJ, Wiesel SW:
Abnormal magnetic-resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects. A prospective investigation.
J. Bone Joint Surg. Am 72(3): 403-408, 1990.

114. Leclaire R, Blier F, Fortin L, Proulx R:
A cross-sectional study comparing the Oswestry and Roland-Morris Functional Disability scales in two populations of patients with low back pain of different levels of severity.
Spine 22(1): 68-71, 1997.
115. Gronblad M, Hupli M, Wennerstrand P, Jarvinen E, Lukinmaa A, Kouri JP, Karaharju EO:
Intercorrelation and test-retest reliability of the Pain Disability Index (PDI) and the Oswestry Disability Questionnaire (ODQ) and their correlation with pain intensity in low back pain patients.
Clin. J. Pain 9(3): 189-195, 1993.
116. Kopec JA, Esdaile JM:
Functional disability scales for back pain.
Spine 20(17): 1943-1949, 1995.
117. Fairbank JC:
The use of revised Oswestry Disability questionnaire.
Spine 25(21): 2846-2847, 2000.
118. Fairbank JC:
Revised Oswestry Disability questionnaire.
Spine 25(19): 2552, 2000.
119. Fairbank J:
Use of Oswestry Disability Index (ODI).
Spine 20(13): 1535-1537, 1995.
120. Fairbank JC, Couper J, Davies JB, O'Brien JP:
The Oswestry low back pain disability questionnaire.
Physiotherapy. 66(8): 271-273, 1980.

11 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Jan Laskowski
Geburtsdatum	22.09.1974
Geburtsort	Neubrandenburg
Adresse	Granitweg 2a, 22395 Hamburg
Nationalität	Deutsch
Familienstand	Ledig

Schule, Ausbildung, Studium

1981	–	1990	Polytechnische Oberschule Neubrandenburg
1990	–	1993	Curie-Gymnasium Neubrandenburg
1994	–	2001	Studium der Medizin Universität Hamburg

Beruf

9/2001	–	2/2003	AIP, Orthopädische Klinik des AK Barmbek, Hamburg, Prof. E. Hille
3/2003	–	9/2003	Assistenzarzt, II. Chirurgische Klinik des AK Wands- bek, Hamburg, Dr. H. Seidel
1/2004	–	7/2005	Assistenzarzt, Chirurgische Klinik des Städtischen Kli- nikums Lüneburg, Prof. Dr. A. Schafmayer, Dr. J. Cramer
7/2005	-	2/1999	Assistenzarzt, Klinik für Orthopädie und Unfallchirur- gie, Asklepios Klinik Wandsbek, Hamburg, Dr. B. Herzfeldt
2/2008			Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie
3/2008	-	heute	Assistenzarzt, Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Universitätsklinik Hamburg-Eppendorf, Prof. J. M Rueger

Sonstiges

2002 Fachkundenachweis Rettungsdienst
2002 Fachkunde Strahlenschutz

Hobbies

Skifahren, Tennis, Literatur

Fremdsprache

Englisch, Russisch

Hamburg, den 16.09.2010

12 Danksagung

Mein erster und ganz besonderer Dank geht an Herrn Prim. PD. Dr. med. Dr. Ing. habil Matthias Honl für die Betreuung und intensive Unterstützung meiner Doktorarbeit. Sein Engagement, Wissen und konstruktive Kritik haben die Beendigung des Projektes erst ermöglicht.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Professor E. Hille, Leiter der Orthopädie des AK-Barmbek für die konstruktive Arbeitsumgebung im biomechanischen Labor seiner Klinik.

Herr Prof. Dr. med. Höpger, Leiter der Pathologie des AK Barmbek, schulde ich großen Dank für die Hilfestellung bei der histologischen Aufarbeitung.

Dr.-Ing. Karsten Schwieger von der Technischen Universität Hamburg-Harburg danke ich für die Betreuung der statistischen Datenauswertung.

Weiterhin danke ich Univ.-Prof. Dr. med. Johannes M. Rueger, Direktor der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf und seinem Oberarzt PD. Dr. W. Lehmann für die Annahme als Doktorand und die unproblematische Fertigstellung meiner Dissertation

Außerdem danke ich meiner gesamten Familie für die Unterstützung und Geduld, insbesondere, meiner Lebensgefährtin Claudia Dedola, für Ihren Glauben an mich und ihre Kompromissbereitschaft. Ebenso sei meinen Eltern gedankt, für die Ermöglichung meiner Ausbildung.

13 Zusammenfassung

Bandscheibenerkrankungen können entweder konservativ oder operativ behandelt werden. Vorwölbungen der Bandscheibe sind eine Domäne der konservativen Therapie. Da jedoch chronische Schmerzen und eine ausgeschöpfte konservative Therapie weiteres Handeln des Arztes durch den Patienten erforderlich macht, gilt es weitere Möglichkeiten zu erforschen. Eine Möglichkeit ist die Entlastung des intradiskalen Druckes. Hierfür sind bereits Möglichkeiten beschrieben. Da diese jedoch teilweise unpraktisch oder mit hohen Risiken verbunden sind, haben wir uns Gedanken über ein weiteres Verfahren gemacht.

Hintergrund ist das selektive Schneiden mit Wasser, welches ein natürliches Medium ist.

Zunächst galt es zu Klären, ist das selektive Schneiden in der Wirbelsäulen Chirurgie machbar. Hierfür wurde ein bekanntes Handstück einer Düse aus der Leberchirurgie verwendet und an der Wirbelsäule junger Schweine eingesetzt. Wir haben den Nukleus Pulposus und Anulus Fibrosus, sowie Knorpel und Knochen der Wirbelkörperdeckplatte mit WS und Drücken von 10 MPa ausgesetzt. Der Nachweis des selektiven Bearbeitens des Nukleus Pulposus gelang. Wir haben auch Drücke ermittelt, bei denen unerwünschte Ereignisse auftraten (Schneiden des Anulus fibrosus).

Aufgrund fehlender Information und Erfahrungen, ob WS-Scheiden an Biomaterialien eher ein spanendes oder nicht spanendes Verfahren ist und in der orthopädischen Chirurgie spanende Verfahren notwendig sind, war es notwendig den Vorgang genauer zu untersuchen. Das heißt, trennt der WS durch Zellen hindurch oder drängt der WS nur die verschiedenen Gewebe auseinander. Exemplarisch wurden Trennschnitte durch verschiedenartigste Gewebe und Organe angefertigt. Es konnte bei der histologischen Untersuchung des getrennten Gewebes und des aufgefangenen Wassers beim WS eine Zelldurchtrennung nachgewiesen werden, sodass von einem spanendem Verfahren ausgegangen werden kann.

Die klinische Anwendung verlangt jedoch weitere Informationen über das WS in der Wirbelsäulen Chirurgie. So ist es notwendig, die Strahlparameter zu bestimmen, welche zur Bearbeitung von vertebralem Gewebe notwendig sind. Hierfür haben wir die Kerbtiefe und die Volumenzunahme in Abhängigkeit von der Materialeigenschaft des Biomaterials sowie steigendem Wasserdruck bestimmt. Die Ausbildung einer Kerbe ist für alle Gewebe abhängig vom applizierten Druck. Allerdings konnte eine Selektivität zwischen Nukleus und Anulus, mit denen die mikroinvasive Nukleotomie in der geschlossenen Bandscheibe durchgeführt werden kann, ermittelt werden. Allerdings ist der Mindestdruck von 2 und 6 MPa des WS auch in der Lage, wichtige Strukturen wie Rückenmark und Spinalnerv zu verletzen. Ein Schutz dieser Strukturen ist nur innerhalb der geschlossenen Bandscheibe zu gewährleisten oder unter Sicht.

Nach Bestimmung des einzusetzenden Druckes, galt es nun das speziell für die mikroinvasive WS-Nukleotomie konstruierte Operationsinstrumentarium zu testen und Risiken abzuschätzen. Bei dem geschlossenen System bei der mikroinvasiven WS-Nukleotomie ist es notwendig, einen Ablauf zu schaffen, um das Wasser und die abgetragenen Materialien zu entfernen. Können durch ein Verstopfen des Abtransportes, Die gemessenen Druckpeaks, welche durch ein mögliches Verstopfen des Abtransportes entstehen, waren in unserer Versuchsreihe nie über 0,1 MPa. Somit ist nach Wertung der Literatur und unseren Ergebnissen der Druck eher ungefährlich.