

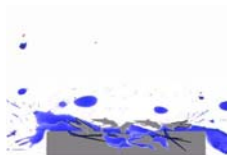
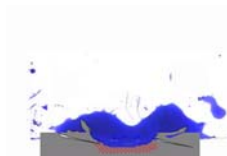
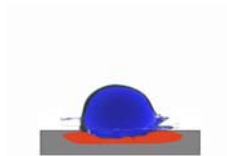
Orthopädische Trennverfahren unter besonderer Berücksichtigung des Strahlschneidens

Habilitationsschrift

Dr. med. Matthias Honl



Technische Universität Hamburg-Harburg
Forschungsschwerpunkt 5
Werkstoffe – Konstruktion – Fertigung



für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	V
Abbildungsverzeichnis	X
Tabellenverzeichnis	XV
Abkürzungsverzeichnis	XVI
1 Einleitung	1
2 Verfahren bei Operationen	3
2.1 Klassische Verfahren	3
2.1.1 Stand der Technik	3
2.1.2 Probleme konventioneller Trennverfahren	4
2.2 Druckwasserstrahltechnik	6
2.2.1 Definition	6
2.2.2 Druckwasserstrahltechnik in der Medizin	6
3 Probleme bei orthopädischen Operationen	9
3.1 Ziel einer Operation	9
3.2 Empirisches Modell zu Trennprozessen bei einer Operation	9
3.3 Nukleotomie	12
3.3.1 Operative Verfahren	12
3.3.2 Anatomie und Gewebstypisierung	14
3.3.3 Vorüberlegungen zur Anwendung eines Druckwasserstrahls	15
3.4 Endoprothesenrevision	16
3.4.1 Operative Verfahren	17
3.4.2 Gewebs- und Materialtypisierung	19
3.4.3 Vorüberlegungen zur Anwendung eines Druckwasserstrahls	20
3.5 Endoprothesenimplantation und Osteotomie	21
3.5.1 Operative Verfahren	21
3.5.2 Gewebstypisierung	23
3.5.3 Vorüberlegungen zur Anwendung eines Druckwasserstrahls	24
4 Zielsetzung	25
4.1 Offene Fragen	25
4.2 Ziel des Projekts	25
4.3 Von der Idee zur klinischen Anwendung	25
4.4 Experimentelle Vorgehensweise	26
5 Druckwasserstrahl-Verfahrenstechnologie	27
5.1 Allgemeine Grundlagen	27
5.2 Druckwasserstrahl	27
5.2.1 Wirkungsgrad	28
5.2.2 Strahlgeschwindigkeit	29

5.2.3	Wasserdurchsatz	29
5.2.4	Hydraulische Leistung	30
5.2.5	Wechselwirkung des Strahls mit der Umgebung	30
5.2.6	Werkstoffbeanspruchung	31
5.2.7	Mechanismen des Materialabtrags	32
5.2.8	Erzeugungsorientierte Parameter	34
5.2.9	Prozessorientierte Parameter	34
5.3	Diskontinuierlicher Druckwasserstrahl	35
5.3.1	Erzeugung der Strahldiskontinuität	36
5.3.2	Erzeugungsorientierte Parameter	37
5.3.3	Prozessorientierte Parameter	37
5.4	Abrasive Druckwasserstrahl	38
5.4.1	Wasserabrasivinjektorstrahl	38
5.4.2	Wasserabrasivsusensionsstrahl	39
5.4.3	Abrasiveparameter	41
5.4.4	Mechanismen des Materialabtrags	42
5.4.5	Erzeugungsorientierte Parameter	43
5.4.6	Prozessorientierte Parameter	45
5.5	Modellierung des DWS-Trenns	46
5.5.1	Modelle für den Druckwasserstrahl	47
5.5.2	Modelle für den diskontinuierlichen Druckwasserstrahl	49
5.5.3	Modelle für den Abrasive Druckwasserstrahl	50
5.5.4	Modelle als Ersatz für Schnittversuche	51
5.5.5	Empirisches Modell des DWS-Trenns bei einer Operation	51
6	Material und Methode der Projektphasen 1	54
6.1	Probengewinnung	54
6.1.1	Weichgewebe	54
6.1.2	Hartgewebe Knochen	54
6.1.3	Knochenzement	55
6.2	Bioabrasivstoffe	55
6.3	Druckerzeugung	57
6.3.1	Pumpe für Weichgewebeversuche	58
6.3.2	Pumpe für Versuche mit Knochen und Knochenzement	58
6.4	Strahlköpfe	59
6.4.1	Düsen für Weichgewebe	59
6.4.2	Düsen und Strahlköpfe für Knochen und Knochenzement	60
6.5	Vorschubeinrichtungen	61
6.5.1	Vorschubeinrichtung für Weichgewebeversuche	61
6.5.2	Vorschubeinrichtung für Versuche mit Knochen und Knochenzement	61
6.6	Bestimmung der Zielparameter	62
6.6.1	Untersuchungen an Weichgewebe	62
6.6.2	Untersuchungen an Knochen und Knochenzement	62
6.6.3	Schnittfugengeometrie	62
6.7	Statistische Methoden	63
7	Nukleotomie – Projektphase 1	64

7.1	Auswahl der Strahltechnik	64
7.2	Parametereingrenzung	64
7.2.1	Material und Methode	64
7.2.2	Ergebnis	64
7.2.3	Diskussion	66
7.2.4	Schlussfolgerung	66
7.3	Weitere Kerbversuche	67
7.3.1	Material und Methode	67
7.3.2	Ergebnis	67
7.3.3	Schädigung	70
7.3.4	Diskussion	73
7.4	Kerbtiefenmodelle der Weichgewebearbeitung	78
7.4.1	Empirisches Modell	78
7.4.2	Analytisches Modell	79
7.5	Schlussfolgerung	82
8	Nukleotomie – Projektphase 2	83
8.1	Instrumente für die Druckwasserstrahl-Nukleotomie	83
8.2	Vergleich des Materialabtrags	84
8.2.1	Problem	84
8.2.2	Material und Methode	85
8.2.3	Ergebnis	86
8.2.4	Diskussion	86
8.2.5	Schlussfolgerung	86
8.3	Vergleich der Biomechanik	86
8.3.1	Problem	86
8.3.2	Material und Methode	87
8.3.3	Ergebnis	88
8.3.4	Diskussion	89
8.3.5	Schlussfolgerung	90
9	Nukleotomie – Projektphase 3	93
9.1	Problem	93
9.2	Material und Methode	93
9.3	Ergebnis	94
9.4	Diskussion	96
9.4.1	Schädigung	96
9.4.2	Schmerztherapie als Operationsziel	97
9.4.3	Ergebnisse bekannter Verfahren	97
9.5	Schlussfolgerung	98
10	Endoprothesenrevision – Projektphase 1	99
10.1	Druckwasserstrahl	99
10.1.1	Material und Methode	99
10.1.2	Ergebnis	99
10.1.3	Diskussion	100

10.1.4	Kerbtiefenmodelle	102
10.1.5	Schlussfolgerung	104
10.2	Diskontinuierlicher Druckwasserstrahl	105
10.2.1	Material und Methode	105
10.2.2	Ergebnis	105
10.2.3	Diskussion	107
10.2.4	Schlussfolgerung	109
10.3	Abrasive Druckwasserstrahl	110
10.3.1	Orientierende Kerbversuche	110
10.3.2	Untersuchungen zu Partikelhärte und Abrasivmassenstrom	117
11	Kerbtiefenmodelle des Abrasive Druckwasserstrahls	125
11.1	Empirisches Modell	125
11.2	Analytisches Modell	125
11.3	Validierung durch weitere Kerbversuche	128
11.4	Erweiterung des Modells	129
12	Validierung an humanen Biomaterialien	133
12.1	Material und Methode	133
12.2	Ergebnis	133
12.3	Anwendung der Kerbtiefenmodelle	135
12.4	Diskussion	136
12.5	Schädigung bei der Endoprothesenrevision	138
12.6	Schlussfolgerung	139
13	Endoprothesenimplantation und Osteotomie – Projektphase 1	141
13.1	Problem	141
13.2	Material und Methode	141
13.3	Ergebnis	142
13.4	Diskussion	144
13.5	Modellierung	148
13.6	Schlussfolgerungen	148
14	Schlüsse der Modellbildung	151
14.1	Empirische Kerbtiefenmodelle	151
14.2	Analytische Kerbtiefenmodelle	151
14.3	Empirisches Modell zu Trennprozessen bei einer Operation	152
15	Schlussbemerkung und Ausblick	155
16	Zusammenfassung	157

17	Literatur	160
18	Glossar	189
19	Anhang	197
19.1	Gleichungen	197
19.2	Vorversuche	200
19.2.1	Vergleich potenzieller Bioabrasivstoffe	200
19.2.2	In-vitro-Prüfung des Instrumentariums für die DWS-Nukleotomie	201
19.2.3	Volumenbestimmung	203
19.2.3	Volumenbestimmung	203
19.3	Paravertebrale Weichgewebe im histologischen Bild	205
19.4	Eigenschaften der Materialien und Abrasivstoffe	208
19.4.1	Hartgewebe Kortikalis	208
19.4.2	Knochenzement	208
19.4.3	Technische Abrasivstoffe	209
19.4.4	Eigenschaften der Bioabrasive	209
19.5	Verfahren zur Härtebestimmung	213
19.6	Details zu Methoden zur Druckerzeugung	214
19.7	Schüttgutförderung	217
19.7.1	Schüttgüter	217
19.7.2	Förderung abrasiver Feststoffe	217
19.7.3	Zusammenfassung	220
19.8	Histologische Techniken	221
19.8.1	Allgemeine Übersicht	221
19.8.2	Histologische Färbeverfahren	222
19.9	Unabhängige und abhängige Variablen	224
19.10	Details zum biomechanischen Vergleich	224
19.11	Methoden zur Erfolgsbeurteilung	226
19.12	Statistische Sicherheit der empirischen Modelle der Weichgewebearbeitung	229
19.13	Kerbflankenrauigkeit bei GMA und Laktose	230
19.14	Sonstiges	231
19.14.1	Votum der Ethikkommission der Ärztekammer Hamburg	231
19.14.2	Projektförderung	232

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1: Roboter für orthopädische Operationen.	1
Abbildung 1-2: Bei der Revision entfernte Hüftendoprothese.	2
Abbildung 2-1: Gewebspräparation durch das Spreizen einer Schere.	5
Abbildung 2-2: Mit einem LASER getrennte Muskelprobe.	5
Abbildung 2-3: Mit einem DWS getrennte Muskelprobe.	6
Abbildung 2-4: DWS-Schnitt einer Leber.	7
Abbildung 2-5: DWS-Schnitt einer Niere.	7
Abbildung 2-6: DWS-Schnitt eines Hirns.	8
Abbildung 3-1: Empirisches Modell zu Trennprozessen bei einer Operation.	10
Abbildung 3-2: Kernspintomografischer Sagittalschnitt der Lendenwirbelsäule.	12
Abbildung 3-3: Operative Zugangswege zur Entfernung eines Bandscheibenvorfalles.	12
Abbildung 3-4: Schema der mikroinvasiven Nukleotomie.	13
Abbildung 3-5: Schema zum Aufbau des APLD-Werkzeugs.	13
Abbildung 3-6: Schematische Darstellung eines Teilbereichs der Lendenwirbelsäule.	14
Abbildung 3-7: Ursachen einer aseptischen Lockerung von Hüftendoprothesen.	17
Abbildung 3-8: Schematische Darstellung der Verankerungsprinzipien von Hüftendoprothesen.	17
Abbildung 3-9: Schematische Darstellung einer Prothesenrevision.	17
Abbildung 3-10: Lockerung und Revision einer zementierten Hüftendoprothese.	18
Abbildung 3-11: Histologie einer Femurkortikalis.	19
Abbildung 3-12: Schematische Darstellung einer Knieendoprothesenimplantation.	21
Abbildung 3-13: Schematische Darstellung einer Umstellungsosteotomie an der Tibia.	21
Abbildung 3-14: Implantation einer Knieendoprothese.	22
Abbildung 3-15: Oszillierende Sägemaschine zum Trennen von Knochen.	22
Abbildung 3-16: Schematische Darstellung der Schnitte bei der Implantation einer Knieendoprothese (rot) und bei einer Tibiakopfosteotomie (blau).	23
Abbildung 3-17: Computertomogramm einer Spongiosaprobe des Tibiakopfes (colorisiert).	24
Abbildung 5-1: Schematische Darstellung einer Druckwasserstrahlanlage und der Zonen des Freistrahls.	28
Abbildung 5-2: Schema der Strahlkontraktion in Abhängigkeit von der Düsengeometrie.	29
Abbildung 5-3: Schematische Darstellung der Phasen des Einzeltropfenschlags.	32
Abbildung 5-4: Schematische Darstellung des Abtragsmechanismus Erosion.	33
Abbildung 5-5: Definition prozessorientierter Parameter in einer schematischen Darstellung.	34
Abbildung 5-6: Druck in Abhängigkeit von der Zeit für einen DWS und einen DDWS.	35
Abbildung 5-7: Schematische Darstellung eines mechanischen Strahlzerteilers.	36
Abbildung 5-8: Schematische Darstellung der Strahlzerteilung durch LASER.	36
Abbildung 5-9: Schematische Darstellung der Strahlzerteilung durch einen Ultraschallmodulator.	36
Abbildung 5-10: Druck in Abhängigkeit von der Zeit bei Variation der Frequenz und des Phasenwinkels im DDWS.	37
Abbildung 5-11: Prinzip des Wasser-Abrasiv-Injektor-Strahls (WAIS).	39
Abbildung 5-12: Prinzipien des Wasser-Abrasiv-Suspensions-Strahls (WASS).	40
Abbildung 5-13: Schema der Partikelwirkung beim Materialabtrag.	42
Abbildung 5-14: Schematische Darstellung des zyklischen Prozessablaufs beim ADWS-Schneiden.	43
Abbildung 5-15: Schema zum Kerbtiefenmodell nach Hashish.	48
Abbildung 5-16: Struktur des Kerbtiefenmodells nach Decker.	49
Abbildung 5-17: Empirisches Modell des DWS-Trennens bei einer Operation.	53
Abbildung 6-1: Lichtmikroskopie einer Knochenzementprobe.	55

Abbildung 6-2: Lichtmikroskopie biokompatibler Abrasivstoffe.	57
Abbildung 6-3: Das Wasserstrahlskalpell „Helix Hydrojet“.	58
Abbildung 6-4: Ansicht der geöffneten Hochdruckpumpe.	59
Abbildung 6-5: Ansicht der Druckwasserstrahl-Laboranlage.	59
Abbildung 6-6: Kapillardüse für Schnittversuche an Weichgeweben.	60
Abbildung 6-7: Schnittzeichnung der Düse für Versuche an Knochen und Knochenzement.	60
Abbildung 6-8: Ansicht des mechanischen Strahlzerteilers für Versuche mit dem DDWS.	60
Abbildung 6-9: WAIS-Kopf für Schnittversuche an Knochen und Knochenzement.	61
Abbildung 6-10: Oszillierende Rinne zur Abrasivmitteldosierung.	61
Abbildung 6-11: Versuchsaufbau für Schnittversuche an Weichgewebe.	61
Abbildung 6-12: Versuchsaufbau für Schnittversuche an Knochen und Knochenzement.	62
Abbildung 6-13: Koordinatenmessmaschine zur Bestimmung der Schnittflächengeometrie.	62
Abbildung 6-14: Schema des Koordinatensystems und der abgetasteten Linien auf den Schnittflächen.	63
Abbildung 7-1: Die Kerbtiefen der Weichgewebe, die bei einer Nukleotomie von zentraler Bedeutung sind, in Abhängigkeit vom Druck.	67
Abbildung 7-2: Histologie einer Präparatdickenzunahme.	69
Abbildung 7-3: Kerbtiefe und Gewebeexpansion in Abhängigkeit vom Druck.	69
Abbildung 7-4: Histologie eines DWS-getrennten Nukleus pulposus.	70
Abbildung 7-5: Histologie eines Anulus fibrosus.	70
Abbildung 7-6: Histologie eines DWS-getrennten Spinalnervs.	71
Abbildung 7-7: Histologie von DWS-getrenntem Rückenmark.	71
Abbildung 7-8: Histologie einer DWS-getrennten Dura mater.	71
Abbildung 7-9: Histologie eines DWS-getrennten Ligaments.	72
Abbildung 7-10: Histologie einer DWS-getrennten Sehne.	72
Abbildung 7-11: Kerbtiefen in Abhängigkeit von Druck und Spezies am Beispiel Sehne.	72
Abbildung 7-12: Schematische Darstellung der DWS-induzierten Materialspannungen.	74
Abbildung 7-13: Histologie eines DWS-getrennten Nervs.	74
Abbildung 7-14: Histologie eines Hirngewebe-Kerbrands.	75
Abbildung 7-15: Lichtmikroskopie eines zytologischen Ausstrichs.	75
Abbildung 7-16: Histologie einer Delamination beim Spinalnerv.	78
Abbildung 7-17: Mit der Prallplatte gemessene im Vergleich zur errechneten Strahlkraft in Abhängigkeit vom Druck.	79
Abbildung 7-18: Mit dem Kerbtiefenmodell nach Decker errechnete und gemessene Kerbtiefen in Abhängigkeit vom Druck für die Gewebe der Wirbelsäule.	81
Abbildung 7-19: Materialtypische Abtragsenergie in Abhängigkeit von Zugfestigkeit und Kollagengehalt.	82
Abbildung 8-1: Das Instrumentarium für die Druckwasserstrahlnukleotomie.	83
Abbildung 8-2: Schematische Darstellung des Nukleotomie-Instrumentariums in der Bandscheibe.	84
Abbildung 8-3: Einspritzen des Kunststoffes in einen Nukleushohlraum und nach dem Auftrennen der Bandscheiben gewonnene Abgüsse.	85
Abbildung 8-4: Aufgetrennte Bandscheibe nach LASER-Nukleotomie als Beispiel für eine Hohlräumeauffüllung.	85
Abbildung 8-5: Das durch die Operation entfernte Nukleusvolumen in Abhängigkeit von der Methode.	86
Abbildung 8-6: Materialprüfmaschine mit einem eingegossenen Bewegungssegment einer Modellwirbelsäule.	87
Abbildung 8-7: Platzierung des Miniaturdrucksensors in der Bandscheibe und Detailansicht der Sensor- und Troikarspitze.	87

Abbildung 8-8: Eingeleitete Kompressionskraft und die abhängigen Variablen Druck und Weg über die Zeit.	88
Abbildung 8-9: Typische Hysteresekurven des Bandscheibendrucks in Abhängigkeit von der relativen Höhe.	88
Abbildung 8-10: Bandscheibendruckdifferenz in Abhängigkeit von der Operationsmethode.	88
Abbildung 8-11: Bandscheibenhöhendifferenz in Abhängigkeit von der Operationsmethode.	89
Abbildung 9-1: DWS-Instrumentarium bei einer Operation am Patienten.	94
Abbildung 9-2: Subjektive Zufriedenheit 12 Monate nach der Operation.	95
Abbildung 9-3: Oswestry-Score in Abhängigkeit vom Untersuchungszeitpunkt.	95
Abbildung 9-4: Schmerz in Abhängigkeit vom Untersuchungszeitpunkt.	95
Abbildung 9-5: Finger-Bodenabstand in Abhängigkeit vom Untersuchungszeitpunkt.	95
Abbildung 10-1: Kerbtiefe in Knochen und PMMA in Abhängigkeit vom Druck bei senkrecht auftreffendem Strahl.	100
Abbildung 10-2: Typische Kerbbilder in Knochen im Vergleich zu PMMA.	100
Abbildung 10-3: Gemessene und berechnete Strahlkraft in Abhängigkeit vom Druck.	102
Abbildung 10-4: Errechnete und gemessene Kerbtiefen in Abhängigkeit vom Druck für Knochen und PMMA.	103
Abbildung 10-5: Kerbtiefen in Abhängigkeit von Druck und Frequenz.	105
Abbildung 10-6: Auf die hydraulische Leistung bezogene Kerbtiefen in Abhängigkeit von Material und Frequenz.	106
Abbildung 10-7: Der Massenabtrag in PMMA in Abhängigkeit von Druck und Frequenz.	106
Abbildung 10-8: PMMA-Proben nach Bearbeitung mit dem DDWS.	106
Abbildung 10-9: Ansicht einer PMMA-Probe.	107
Abbildung 10-10: Beeinflussung von Stoß- und Staudruck durch die Frequenz.	107
Abbildung 10-11: Kerbtiefen mit dem ADWS in Abhängigkeit vom Druck.	110
Abbildung 10-12: Kerbtiefen mit DWS und ADWS in Abhängigkeit von Druck und Material.	111
Abbildung 10-13: Elektronenmikroskopie einer ADWS-Kerbe in Knochen.	112
Abbildung 10-14: Mit dem DWS und dem ADWS geschnittene Proben im Vergleich.	112
Abbildung 10-15: Ansicht einer PMMA-Kerbflanke mit dem ADWS.	112
Abbildung 10-16: Lichtmikroskopie der Zone 1.	112
Abbildung 10-17: Lichtmikroskopie der Zone 2.	113
Abbildung 10-18: Elektronenmikroskopie der Kerbwandung in Knochen.	113
Abbildung 10-19: Schemazeichnung der Strahloszillation und des resultierenden Kerbbildes.	114
Abbildung 10-20: Schematische Darstellung des zyklischen Abtragsprozesses in der Zone 2.	115
Abbildung 10-21: Schema des Kerbquerschnitts mit Bezeichnung der Zonen.	116
Abbildung 10-22: Schematische Darstellung des hypothetischen Abtrags durch eine Kerbgrundreflexion.	116
Abbildung 10-23: Ansicht der Kerbflanken einer PMMA-Probe mit schrittweiser Reduktion der Materialstärke.	117
Abbildung 10-24: Schematische Darstellung des relativen Verschleißes in Abhängigkeit von der Partikelhärte.	118
Abbildung 10-25: ADWS-Schnittversuch an einem Plexiglaskeil.	118
Abbildung 10-26: Lichtmikroskopie der Abrasivpartikel vor und nach dem Schneiden.	119
Abbildung 10-27: Kerbtiefe in Abhängigkeit vom Massen- und Volumenstrom des Abrasivmittels.	120
Abbildung 10-28: Schematische Darstellung einer ADWS-Kerbe.	120
Abbildung 10-29: Die Kerbbreiten, gemessen an der Oberfläche und an der engsten Stelle der Kerben in Abhängigkeit vom Abrasivmassenstrom.	120

Abbildung 10-30: Schema der Energieverteilung und der daraus resultierenden Kerbbreite.	121
Abbildung 10-31: Die Kerbflanke einer mit GMA geschnittenen Plexiglasprobe.	122
Abbildung 10-32: PMMA-Probe, die nicht von einer Materialkante ausgehend geschnitten wurde.	123
Abbildung 10-33: Lichtmikroskopie einer Kerbfront in PMMA.	123
Abbildung 11-1: Gemessene Strahlkraft in Abhängigkeit von Druck und Massenstrom.	125
Abbildung 11-2: Die gemessenen im Vergleich zu den errechneten Kerbtiefen in Abhängigkeit von Druck und Massenstrom.	128
Abbildung 11-3: Gemessenen im Vergleich zu mit Gleichung 11-6 errechneten Kerbtiefen in Abhängigkeit vom Druck.	129
Abbildung 11-4: Die gemessenen im Vergleich zu den mit dem Modell errechneten Kerbtiefen in Abhängigkeit von Massenstrom und Druck.	131
Abbildung 12-1: Kerbtiefen des senkrecht auftreffenden Strahls in Abhängigkeit vom Druck.	133
Abbildung 12-2: Kerbtiefen des senkrecht im Vergleich zum mit 30° auftreffenden Strahls in Abhängigkeit vom Druck in Knochen.	134
Abbildung 12-3: Typische Kerben in Knochenzement mit dem ADWS im Vergleich zum DWS.	134
Abbildung 12-4: Elektronenmikroskopie einer Kerbflanke in Knochen.	135
Abbildung 12-5: Im Kerbversuch gemessene und mit Modellen errechnete und Kerbtiefen in Abhängigkeit vom Druck.	136
Abbildung 12-6: Lichtmikroskopie des Abtragsbildes an Poren in Knochenzement.	137
Abbildung 12-7: Knochen nach ADWS-Bearbeitung mit verschiedenen Winkeln.	137
Abbildung 12-8: Farbliche Markierung einer Kerbflanke in Knochenzement.	138
Abbildung 12-9: Bezug der Rillen zu den Poren in Knochenzement (schematisch).	138
Abbildung 13-1: Schema des Koordinatensystems der Spongiosaprobe.	142
Abbildung 13-2: Schnittfugenwinkel in Abhängigkeit von Trennmethode, Druck und Abrasivmassenstrom.	142
Abbildung 13-3: Rauigkeit der Kerbflächen in Spongiosa.	143
Abbildung 13-4: Lichtmikroskopien einer ADWS getrennten Spongiosaprobe und das zugehörige Oberflächenprofil.	144
Abbildung 13-5: Schaumprobe zur Simulation der intertrabekulären Hohlräume.	146
Abbildung 13-6: Typischer Kerbquerschnitt mit negativem Schnittfugenwinkel für zwei Abrasivmassenströme.	146
Abbildung 13-7: Histologische Schnitte von Spongiosaprobe im Bereich der Trennfläche.	147
Abbildung 15-1: Operationsroboter mit einem ADWS-Strahlkopf.	156
Abbildung 19-1: Die Kerbtiefe in Abhängigkeit vom Abrasivmassenstrom für verschiedene Bioabrasivstoffe.	200
Abbildung 19-2: Schema des Versuchsaufbaus zur Druckmessung während der DWS-Nukleotomie.	201
Abbildung 19-3: Schema zur Definition der Düsenpositionen.	202
Abbildung 19-4 Typischer Verlauf des Bandscheibendrucks in Abhängigkeit von der Zeit.	202
Abbildung 19-5: Der Bandscheibendruck in Abhängigkeit von der Düsenposition und der Saugstärke.	202
Abbildung 19-6: Das Nukleusvolumen in Abhängigkeit vom Präparat.	204
Abbildung 19-7: Histologie von Fett.	205
Abbildung 19-8: Histologie eines Muskels.	205
Abbildung 19-9: Histologischer Querschnitt eines Rückenmarks	205
Abbildung 19-10: Histologie eines Spinalnervs.	206
Abbildung 19-11: Histologie eines Nucleus pulposus.	206
Abbildung 19-12: Histologie eines Anulus fibrosus.	206

Abbildung 19-13: Histologie eines Ligaments.	207
Abbildung 19-14: Histologie einer Sehne.	207
Abbildung 19-15: Schema zur Härteprüfung nach Brinell.	213
Abbildung 19-16: Schema zur Härteprüfung nach Vickers.	213
Abbildung 19-17: Die gebräuchlichen Härteskalen in einer vergleichenden Gegenüberstellung .	214
Abbildung 19-18: Blockschema der Hochdruckpumpe der Industrieanlage.	215
Abbildung 19-19: Blockschema der DWS-Laboranlage.	216
Abbildung 19-20: Schematische Darstellung der Flugförderung.	217
Abbildung 19-21: Schematische Darstellung der Strähnenförderung	218
Abbildung 19-22: Schematische Darstellung der Strähnen-Dünenförderung.	218
Abbildung 19-23: Der verwendete Vibrationsdosierer.	218
Abbildung 19-24: Schematische Darstellung eines WAIS mit CO ₂ als alternatives Fördermedium.	219
Abbildung 19-25: Schema eines Schneckenförderers.	219
Abbildung 19-26: Modell eines Bioabrasiv-Schneckenförderers.	220
Abbildung 19-27: Modell eines ADWS-Strahlkopfes.	220
Abbildung 19-28: Die vom Strahl beförderte Luft in Abhängigkeit vom Druck und vom Förderverfahren.	220
Abbildung 19-29: Gewebspräparat im Träger für die Paraffineinbettung.	221
Abbildung 19-30: Paraffinblöcke mit einer Gewebprobe und der gefärbte Schnitt auch einem Objektträger.	221
Abbildung 19-31: Befestigung der Wirbelsäulenpräparate in der Materialprüfmaschine.	225
Abbildung 19-32: Visuelle Analogskala.	228
Abbildung 19-33: Rauigkeit der Kerbflanken.	230

Tabellenverzeichnis

Tabelle 3-1: Eigenschaften der vertebrales Weichgewebe und des Knochens als vertebrales Hartgewebe.	15
Tabelle 7-1: Kerbtiefen in Abhängigkeit von Düsendurchmesser, Arbeitsabstand, Gewebe und Druck.	65
Tabelle 7-2: Kerbtiefen für die Gewebe der Wirbelsäule.	68
Tabelle 7-3: Expansion (d/d_0) für die Gewebe der Wirbelsäule.	73
Tabelle 7-4: Gewebetypische Faktoren der quadratischen Kurvenanpassung für die Expansion.	76
Tabelle 7-5: Gewebstypische Faktoren des empirischen Kerbtiefenmodells.	79
Tabelle 7-6: Materialtypische Abtragsenergie (E_{SP}) für die Gewebe der Wirbelsäule.	80
Tabelle 9-1: Patientengut der Pilotstudie.	93
Tabelle 10-1: Kerbtiefen mit dem DWS an Rinderkortikalis und PMMA.	101
Tabelle 10-2 : Kerbtiefen für das Hartgewebe Kortikalis (Rind) und das Biomaterial PMMA.	111
Tabelle 10-3: Die Härten der Materialien und einiger Abrasivstoffe.	118
Tabelle 19-1: E-Modul von humaner Kortikalis in Zug- und Druckrichtung im Vergleich zu Rinderkortikalis ^{231;232} .	208
Tabelle 19-2: Zug- und Druckfestigkeit von humaner Kortikalis im Vergleich zu Rinderkortikalis ^{231;232} .	208
Tabelle 19-3: Mechanische Eigenschaften im Vergleich zwischen Technovit und Refobacin-Palacos und CMW-3.	208
Tabelle 19-4: Vergleich der mechanischen Eigenschaften von CMW-3-Knochenzement bei verschiedenen Anmischtechniken ^{160;181} .	208
Tabelle 19-5: Klassifizierung der Korngröße nach König ^{124;170} .	209
Tabelle 19-6: Lichtmikroskopie des Abrasivstoffs Garnet* (GMA) und seine Zusammensetzung.	209
Tabelle 19-7: Aminosäuren und ihre wichtigsten Eigenschaften.	212
Tabelle 19-8: Der Volumenstrom des Wasserstrahlskalpells in Abhängigkeit von Druck und Düsendurchmesser.	214
Tabelle 19-9: Farbliche Darstellung verschiedener Gewebekomponenten in Abhängigkeit von der Färbemethode.	223
Tabelle 19-10: Unabhängige und abhängige Variablen.	224
Tabelle 19-11: Bestimmtheitsmaß r^2 für die linearen Korrelationen zwischen Druck und Kerbtiefe sowie für die quadratischen Korrelationen zwischen Druck und Expansion.	229

Abkürzungsverzeichnis

<u>Abkürzung</u>	<u>Bezeichnung</u>	<u>Einheit</u>
A	Größe der zu Grunde liegenden Materialstruktureinheit	mm ³
a ₀	Variabel der quadratischen Kurvenanpassung	–
a ₁	Variabel der quadratischen Kurvenanpassung	1/MPa
a ₂	Variabel der quadratischen Kurvenanpassung	1/MPa ²
b ₀		mm
b ₁		mm/MPa
b _K	Kerbbreite	mm
A _D	Düsenquerschnittsfläche	mm ²
ADWS	Abrasivdruckwasserstrahl	–
ANOVA	Varianzanalyse	–
APLD	Automatisierte Perkutane Lumbale Diskotomie	–
BS	Bandscheibe	–
C	Prozess- und Materialkennwert	–
CAD	Computer Aided Design	–
C _k	Widerstandskoeffizient der Materialstruktur gegen den Strahl	–
C _x	Prozess- und Materialkennwert	–
CNC	Computer Numeric Control	–
c _w	Schallgeschwindigkeit in Wasser	m/s
d/d ₀	Expansion	–
d _D	Düsendurchmesser	mm
DDWS	Diskontinuierlicher Druckwasserstrahl	–
d _F	Fokusrohrdurchmesser	mm
d _g	Kritischer Düsendurchmesser	mm
DIN	Deutsche Industrienorm	–
d _p	Mittlerer Korndurchmesser	mm
DWS	Druckwasserstrahl	–
E	Energie	J
E _{kin}	Kinetische Energie	J
E _{pot}	Potenzielle Energie	J
E _{SP}	Materialtypische Abtragsenergie	J/m ³
E _{SPG}	Materialtypische Abtragsenergie unter Berücksichtigung des Grenzdrucks	J/m ³
ESWL	Extrakorporale Stoßwellenlithotrypsie	–
F	Kraft	N
FBA	Finger-Boden-Abstand	cm
F _{Rb}	Reibungskraft	N
F _{RS}	Reststrahlkraft	N
F _S	Strahlkraft	N

<u>Abkürzung</u>	<u>Bezeichnung</u>	<u>Einheit</u>
F_{SG}	Strahlkraft für Materialabtrag (unter Berücksichtigung des Grenzdrucks)	N
G	Masse	g
G	Dynamische Materialpermeabilität	m ²
GMA	Mineralischer Abrasivstoff Almandit	–
H_a	Härte des Abrasivmittels	MPa
h_{akt}	Aktuelle Schnitttiefe	mm
h_B	Höhe der Bandscheibe	mm
HE	Hämatoxylin-Eosin-Färbung	–
H_w	Härte des Werkstoffs, z.B. nach Brinell	MPa
k	Kerbtiefe	mm
k_{max}	Maximale Kerbtiefe	mm
K	Kennwert der Strahlflüssigkeit	–
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation	–
l_f	Länge des Fokusrohres	mm
\dot{m}_w	Wasserdurchsatz	g/s
\dot{m}	Massenstrom	g/s
MANOVA	Multifaktorielle Varianzanalyse	–
MW	Mittelwert	–
N	Anzahl der Proben / Probanden	–
N_m	Partikelzahl	–
$n_1 \dots n_5$	Exponenten im Modell nach Zeng und Kim	–
OP	Operation	–
P	Druck	MPa
p_0	Druck der Flüssigkeit im unkomprimierten Zustand	MPa
p_B	Bandscheibendruck	kPa
p_G	Grenzdruck für Materialabtrag	MPa
P_{ES}	Schnitteffektive Abrasivstrahlleistung	J
P_h	Hydraulische Leistung	J
P_p	Summe der Partikelleistung	J
PMMA	Polymethylmethacrylat	–
P_{RB}	Durch Reibung verbrauchte Leistung	J
P_{RS}	Leistung des Reststrahls	J
p_s	Unterdruck im Sauger	MPa
p_{Stau}	Staudruck	MPa
$p_{Stoß}$	Stoßdruck	MPa
p_w	Wasserdruck	MPa
Q	Kerbqualität im Modell nach Hoogstrate	–
\dot{Q}	Materialstrom im Modell nach Zeng und Kim	n.b.
Q_g	Kritischer Volumenstrom	l/min

<u>Abkürzung</u>	<u>Bezeichnung</u>	<u>Einheit</u>
R	Beladung	–
r^2	Bestimmtheitsmaß	–
R_a	Arithmetischer Mittenrauwert	mm
R_e	Materialparameter im Modell nach Zeng und Kim	n.b.
Re	Reynoldzahl	–
R_z	Mittlere Rautiefe	mm
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	–
v_p	Partikelgeschwindigkeit	m/s
v_v	Vorschubgeschwindigkeit	mm/min
v_w	Strahlgeschwindigkeit	m/s
WAIS	Wasser-Abrasiv-Injektor-Strahl	–
WASS	Wasser-Abrasiv-Suspensions-Strahl	–
α	Kontraktionszahl	–
β	Strahlanstellwinkel	°
γ	Strahl-Werkstückwinkel	°
ΔG	Massendifferenz	mg
ε	Geschwindigkeitszahl	–
ζ	Kompressibilität der Flüssigkeit	MPa ⁻¹
η	Düsenwirkungsgrad	–
η_a	Wirkungsgrad von Abrasivdüsen	–
η_D	Dämpfungsfaktor	–
η_F	Dynamische Zähigkeit der Flüssigkeit	Ns/m ²
λ	Koeffizient des Geschwindigkeitsverlustes durch die Interaktion mit dem Material	–
χ	Koeffizient der Expansion des reflektierten Strahls durch Vermischung mit abgetragem Material	–
μ	Ausflusszahl	–
ξ	Abschwächungskoeffizient des Strahls zwischen Düse und Material	m ⁻¹
ρ_o	Dichte der Flüssigkeit	kg/m ³
ρ_m	Dichte des Materials mit Einschlüssen	kg/m ³
ρ_m^*	Dichte des Materials	kg/m ³
ρ_w	Dichte des Wassers	kg/m ³
σ	Spannung	MPa
σ_d	Druckfestigkeit des Materials	MPa

<u>Abkürzung</u>	<u>Bezeichnung</u>	<u>Einheit</u>
σ_g	Wandspannung	MPa
σ_{pd}	Elastizitätsgrenze (Druck)	MPa
σ_s	Scherfestigkeit des Materials	MPa
σ_z	Zugfestigkeit des Materials	MPa
τ	Koeffizient des Geschwindigkeitsverlusts in Mischkammer und Fokusrohr	-
φ	Phasenwinkel	°

1 Einleitung

Die Bearbeitung von lebenden Geweben und Organen stellt eine Besonderheit dar: Die Operation am Biomaterial ist immer mit einem direkten Eingriff in den lebenden Organismus verbunden. Der Erfolg der Operation ist nicht unerheblich vom Ausmaß dieser Traumatisierung abhängig. Obwohl die Ziele einer Operation, wie z.B. die Linderung von Schmerzen, in den Ingenieurwissenschaften nicht eingeführte Parameter sind, haben auch im Operationssaal die Begriffe der Fertigungstechnik Gültigkeit. Zwar beruht die orthopädische Chirurgie zu großen Teilen auf handwerklichen Fähigkeiten, aber besonders in den letzten Jahren wurde der Schulterschluss zu industriellen Standards vollzogen: Die Verwendung der Daten aus den Schnittbildverfahren Computer- und Kernspintomografie macht es heutzutage möglich, Operationen patientenindividuell im dreidimensionalen Raum zu planen und mit definierten Fertigungstoleranzen umzusetzen. Hierzu verwendet man z.B. Roboter (Abbildung 1-1)¹³².

Der Begriff der „Präparation“ umschreibt einen operativen Trennprozess, der nicht nur geometrischen, sondern auch funktionellen Zielparametern folgt. Bei der Präparation eines Nervs oder eines Blutgefäßes legt der Operateur eine Struktur frei, ohne sie in ihrer funktionellen Integrität zu beeinträchtigen. Das Präparieren selbst subsummiert verschiedenste Trennverfahren (z.B. Scherschneiden, Messerschneiden oder Reißen) in einer individuell vom Operateur abhängigen Art und Reihenfolge. Der Erfolg der Präparation ist in erster Linie an Begabung, Erfahrung und Aufmerksamkeit des Chirurgen gebunden.

Die Situation der Operation unterscheidet sich darüber hinaus in einem ganz entscheidenden Punkt von industriellen Prozessen: Das Material, also das Gewebe, ist für den Patienten oft unersetzbar. Der weitere Verlauf der Krankheit oder sogar sein Leben können davon abhängen.

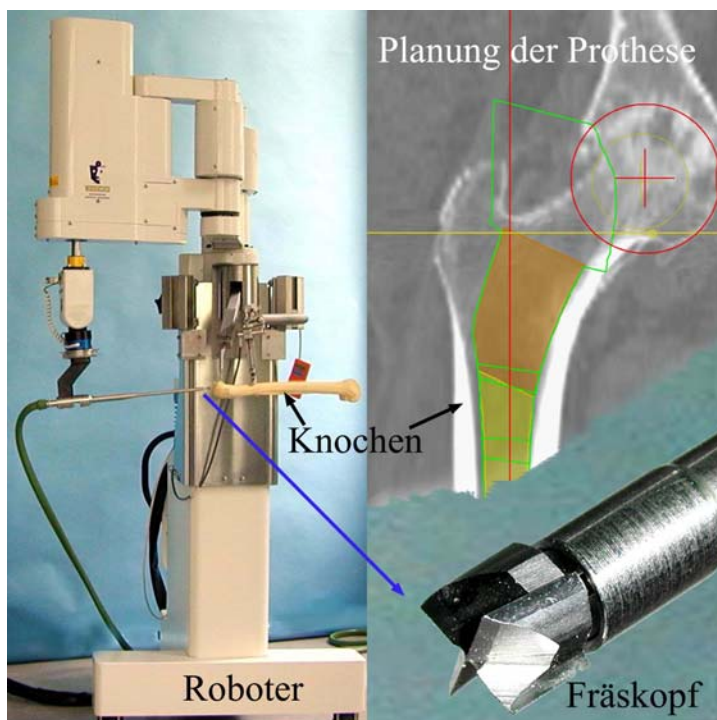


Abbildung 1-1: Roboter für orthopädische Operationen.

Links: Roboter (Robodoc®, ISS, Sacramento, US) zur Implantation von Hüftendoprothesen mit einem Modellknochen.

Rechts oben: Präoperative computergestützte Planung der Prothese.

Rechts unten: Fräskopf zur Fertigung des Implantatlagers im Knochen.

Ein Beispiel dafür stellt die Neurochirurgie dar: Das Gehirn ist in bestimmten Arealen unverzichtbar. Schon minimale Materialverluste, z.B. im Sprachzentrum, entscheiden über die Zukunft des Patienten.

In der orthopädischen Chirurgie ist die Dramatik naturgemäß geringer, aber auch hier finden sich Situationen, in denen wichtige Gewebe der Unzulänglichkeit der Trennverfahren geopfert werden müssen: Die Entfernung einer infizierten, aber fest verankerten Hüftendoprothese ist z.B. nur mit großen Knochensubstanzverlusten möglich (Abbildung 1-2), weil im dünnen Spalt zwischen Knochen und Prothese herkömmliche Werkzeuge versagen.



Abbildung 1-2: Bei der Revision entfernte Hüftendoprothese.

Deutlich erkennbar sind die auf der Pfanne und dem Stiel verbliebenen Knochenreste.

Neben der langen und deshalb komplikationsträchtigen Operation erschwert diese Schädigung des Knochens die Verankerung einer neuen Prothese.

Gefragt ist also ein Trennverfahren, das einerseits den Verlust des Gewebes minimiert und andererseits sowohl geometrische als auch funktionelle Zielparameter erfüllt.

Die Druckwasserstrahltechnik umfasst eine Gruppe von Trennverfahren, die nicht nur in der Industrie immer häufiger zum Einsatz kommen. Das Trennen mit Druckwasserstrahlen (DWS) weist einige Eigenschaften auf, die bei der Bearbeitung von lebendem Gewebe von Vorteil sein könnten: Einerseits ist der Trennprozess nahezu athermisch, andererseits sind die Kräfte, die auf das Material einwirken, vergleichsweise gering. Die Eigenschaften des Materials haben beim Druckwasserstrahltrennen einen überaus großen Einfluss auf das Abtragsergebnis: Die Materialparameter determinieren ganz wesentlich Art und Menge des Abtrages. Dadurch ist die Chance für einen materialelektiven Abtrag bei diesem Trennverfahren gegeben.

Diese Arbeit untersucht die Möglichkeiten und Grenzen der DWS-Technik für die Anwendung in der orthopädischen Chirurgie. Da diese Anwendung neu ist, mussten sowohl präklinische als auch anwendungsnahe klinische Studien durchgeführt werden, um die Technologie in die Nähe des orthopädischen Patienten zu bringen.

Die Arbeit dokumentiert ein interdisziplinäres Projekt zwischen einer Technischen Universität und einem Krankenhaus. Es werden daher zum Teil in der Medizin geläufige Begriffe in Klammern erklärt. Außerdem wurde der Arbeit ein Glossar angefügt (S.189). Dies soll dazu beitragen, den Inhalt gleichermaßen für den Ingenieur und den Mediziner lesbar zu machen.

2 Verfahren bei Operationen

In diesem Kapitel werden die in einer Operation etablierten Fertigungsverfahren vorgestellt. Der Schwerpunkt liegt dabei auf den verschiedenen Trennverfahren. Die bisherige Anwendung der Druckwasserstrahltechnik in verschiedenen medizinischen Fachgebieten wird erläutert.

2.1 Klassische Verfahren

Die ersten Operationen werden aus prähistorischer Zeit überliefert. Klingen aus Knochen oder Stein sind Urformen der heutigen Skalpelle. Da Blutungen nicht beherrschbar waren, beschränkte sich die Chirurgie auf kleinere Eingriffe.

Hippokrates^a stellte erstmals verfahrenstechnische Regeln für chirurgisches Arbeiten auf¹³. Aus seiner Zeit sind genaue Angaben über Patientenlagerung, Handreinigung und Ausstattung des Operationszimmers überliefert. Klingen aus Stahl waren die Werkzeuge für Schädeltrepanationen (Öffnung des Schädels), Amputationen oder Nephrotomien (Eröffnung des Nierenbeckens, um Nierensteine zu entfernen). Limitationen waren ungenügende Narkosetechniken oder nicht beherrschbare Blutungen.

Im 3. Jh. vor Christus wurde erstmals das Glüheisen zur Koagulation kleinerer Gefäße verwendet. Bei Verletzung größerer Gefäße verblutete der Patient auch noch in dieser Epoche. Erst die Entwicklung der Gefäßligatur (Unterbindung) in der alexandrinischen Zeit machte es möglich, auch größere Operationen durchzuführen.

Das Trennen von Gewebe und die Blutstillung wurden bis in die Neuzeit hinein nacheinander vollzogen. Erst die Erfindung der

Elektrochirurgie (Schneiden mit hochfrequenten Strömen) im letzten Jahrhundert hat die Möglichkeit eröffnet, kleinere Gefäße gleichzeitig mit dem Trennprozess koagulativ zu verschließen²⁷⁷.

Eine Weiterentwicklung findet sich in den 1970er Jahren mit dem Einsatz des LASERs: Eine hochenergetische, monochromatische und kohärente elektromagnetische Strahlung macht berührungsloses Schneiden möglich. Durch die Variation der Wellenlänge kann auf die Schnittqualität Einfluss genommen werden^{34;99;112}.

2.1.1 Stand der Technik

Von der Steinzeit bis heute ist das Trennen mit scharfen Klingen (Messerschneiden, DIN 8580^{1;245}), also dem Skalpell, Stand der Technik geblieben. Diese Methode ist universell einsetzbar und stellt keinerlei verfahrenstechnischen Aufwand dar. Fast ebenso häufig kommt bei der Operation die Schere zum Einsatz. Diese wird als Werkzeug einerseits zum Scherschneiden, andererseits aber auch zum Reißen von Gewebe durch das Aufspreizen der Branchen genutzt. Seltener findet auch das Beißschneiden Anwendung, z.B. beim Zertrennen von Rippenknochen.

Das Spanen mit geometrisch bestimmten Schneiden wird im Bereich der Knochen- und Gelenkchirurgie eingesetzt. Sägen, Bohren und Fräsen sind Verfahren der täglichen Routine. Aber auch im Bereich der weichen Biomaterialien findet der spanende Materialabtrag Verwendung. Beispiele sind die Synovektomie (Entfernung der Gelenkinnenhaut in entzündlich veränderten Gelenken).

Thermisches Schneiden ist in der Medizin in Form der Hochfrequenz- und LASER-Chirurgie weit verbreitet. Beide Verfahren haben

^a Hippokrates von Kos, um 460 - 370 v. Chr.

den Vorteil, dass neben der Trennung von Geweben eine Thermokoagulation, also ein Verschließen der kleineren Blutgefäße stattfindet. Die wärmeinduzierte Proteindenaturierung (eigentlich eine Gewebeschädigung) ist unter diesem Gesichtspunkt ein Vorteil dieser Trennverfahren.

Das Schneiden mit Ultraschall findet insbesondere in der Weichteilchirurgie Anwendung^{230;298}.

Die Zerstörung der Funktion bestimmter Gewebeareale ohne deren chirurgische Entfernung zählt zu den neueren medizinischen Verfahren, wobei der „Abtrag“ des nekrotischen (toten) Gewebes dem Organismus überlassen bleibt. Weiträumig bekannt ist die Bestrahlung von Tumoren, ein nicht chirurgisches Verfahren, das jedoch ähnliche Zielparame-ter wie die Tumoroperation verfolgt. Auch lokal begrenzte Wärme- oder Kälteanwendungen sowie die Mikroembolisation von kleinen Gefäßen, die zu einer Nekrose des Versorgungsgebiets führt, finden Anwendung.

Der Verschluss der Operationswunde ist der Hauptgruppe „Fügen“ (DIN 8580¹) zuzuordnen. Hier findet am ehesten das „textile Fügen“ in Form von unterschiedlichen Nahttechniken Anwendung; aber auch Klebetechniken sind übliche Prozeduren. Fügen durch An- und Einpressen findet sich z.B. in der Verankerung zementfreier Endoprothesen: Hier wird der Prothesensitz im Knochen mit einem Untermaß gefertigt und die Prothese in diese Passung eingetrieben (press-fit), so dass sich die Primärstabilität der Prothese aus einer Kombination von Kraft- und Formschluss ergibt.

2.1.2 Probleme konventioneller Trennverfahren

Das Problem der bisher gebräuchlichen Trennverfahren hat sich von der prähistori-

schen Zeit bis heute kaum gewandelt: Beim Trennen eines Gewebes im lebenden Organismus werden immer auch andere Gewebe, die anderen funktionellen Systemen oder Organen zugeordnet sind, in Mitleidenschaft gezogen. Häufigstes Beispiel hierfür ist die Verletzung des Gefäßsystems mit resultierender Blutung. Ebenso ist die Nervenschädigung eine nicht seltene Komplikation. Der Wirkungsbereich der bisher bekannten chirurgischen Trennverfahren ist in erster Linie geometrisch und nicht funktionell begrenzt. Die neueren Technologien (Elektroschneiden, LASER und Ultraschall) bieten unter diesem Gesichtspunkt kaum Vorteile gegenüber dem klassischen Messerschneiden.

Lediglich die Präparation mit der Schere durch Spreizen der Branchen ermöglicht eine Unterscheidung der Gewebe, so dass wichtige Strukturen wie Nerven oder Gefäße im Trennprozess geschont werden können. Durch das Aufspreizen der Schere kann der Operateur eine Zugkraft ausüben. Dies erlaubt eine Differenzierung unterschiedlicher Gewebe über die Materialeigenschaft Zugfestigkeit. Während z.B. die Blutgefäße dieser Zugkraft widerstehen, wird das Bindegewebe, das die Gefäße umgibt, getrennt (Abbildung 2-1).

Hierbei handelt es sich aber nicht um eine verfahrenstechnisch gebundene Qualität, sondern vielmehr um eine von der Erfahrung des Operateurs abhängige Gewebsdifferenzierung.

In der orthopädischen Chirurgie finden sich Situationen, in denen aufgrund der räumlichen Verhältnisse diese Gewebsdifferenzierung durch den Operateur nicht möglich ist:

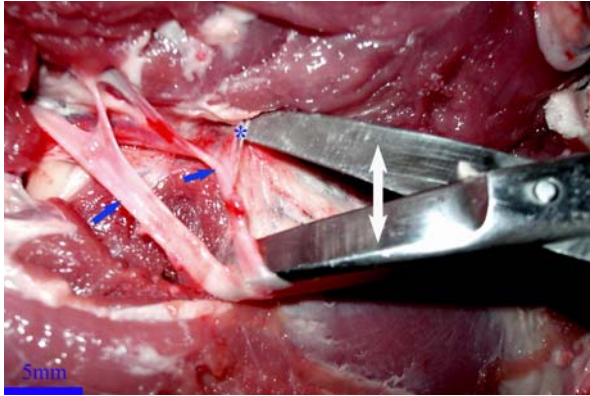
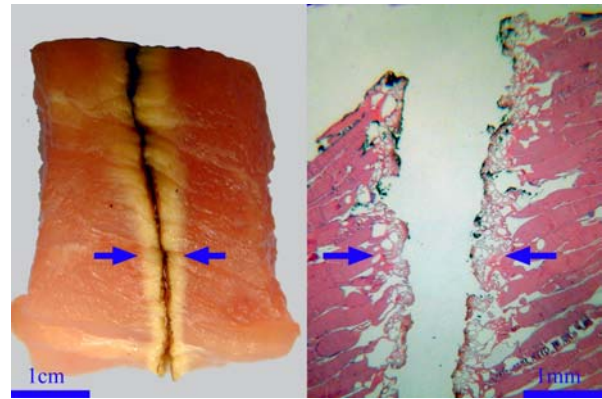


Abbildung 2-1: Gewebspräparation durch das Spreizen einer Schere.

Man sieht, wie die Blutgefäße (↗) der Zugkraft widerstehen, während das Bindegewebe (*) zwischen den Branchen der Schere zerrissen ist.

Bei der Operation eines Bandscheibenvorfalles oder beim Entfernen von Knochenzement während eines Endoprothesenwechsels sind die räumlichen Verhältnisse so beengt, dass eine Gewebs- oder Materialdifferenzierung nur dann möglich ist, wenn sie an das Trennverfahren gebunden ist.

Ein zweites Problem stellt die Gewebsschädigung durch die Trennverfahren dar. Da in allen Geweben Proteine enthalten sind, die schon bei 42°C denaturieren können, ist in erster Linie die thermische Schädigung zu nennen. Mag dies in einigen Fällen zur Koagulation (Blutstillung erwünscht sein, so ist sie besonders dann von großem Nachteil, wenn die biologische Potenz, also die Vitalität des Gewebes wichtig ist. Hier haben besonders die neuen Technologien wie LASER oder Hochfrequenzschneiden erhebliche Nachteile. Eine mit dem Neodym-Yag-LASER getrennte Muskelprobe zeigt z.B. eine thermische Schädigung des Gewebes in Form einer Nekrose (Gewebstod, Abbildung 2-2). UV-Laser haben grundsätzlich günstigere Abtrageigenschaften durch hohe Verdampfungsraten infolge hoher Strahlintensitäten mit kleiner zeitlicher und räumlicher Wirkauflösung. Sie werden



HE-Färbung (Anhang S.222)

Abbildung 2-2: Mit einem LASER getrennte Muskelprobe.

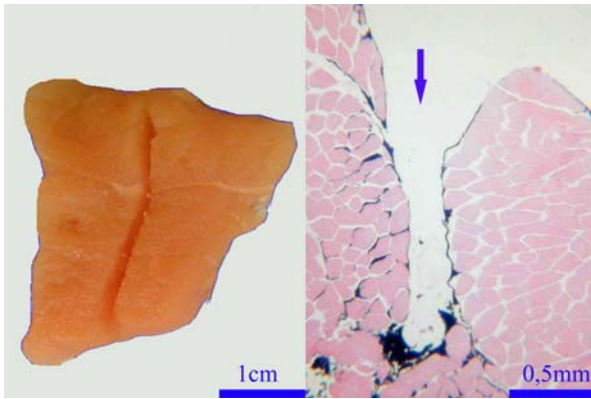
Links: Makroskopisch und

rechts: Mikroskopisch sieht man eine Nekrosezone (Pfeile) die breiter als der Schnitt selbst ist.

deshalb beim Mikroschneiden wie z.B. zum Trennen von DNA-Ketten benutzt²⁵⁴. Im Bereich der Augenheilkunde werden sie verwendet um im Falle einer Fehlsichtigkeit Material von der Cornea (Hornhaut) abzutragen. Es werden auch beim UV Laser Nekrosezonen von 0,1mm berichtet^{111;289}.

Das Trennen von Geweben des Stütz- und Bewegungsapparats mit Hochdruckflüssigkeitsstrahlen stellt eine Alternative zu bekannten Verfahren dar. Im Gegensatz zum Trennen mit geometrisch bestimmten Schneiden oder mit dem LASER sind für den Hochdruckflüssigkeitsstrahl im menschlichen Gewebe die Materialparameterunterschiede groß genug, um einen unterschiedlichen Materialabtrag verschiedener Gewebe grundsätzlich möglich zu machen. Dies kann für eine Gewebselektion genutzt werden. Darüber hinaus entsteht beim Trennen mit Flüssigkeitsstrahlen systembedingt keine hohe Prozesswärme. Es ist daher zu erwarten, dass auch die thermische Schädigung des Gewebes sehr gering ist.

An einer Flüssigkeitsstrahl- getrennten Muskelprobe kann auch mikroskopisch keine Nekrosezone nachgewiesen werden (Abbildung 2-3).



Wasserdruck $p_w=2\text{MPa}$, Düsendurchmesser $d_D=0,1\text{mm}$, Arbeitsabstand $s=5\text{mm}$, HE-Färbung (Anhang S.222).

Abbildung 2-3: Mit einem DWS getrennte Muskelprobe.

Links: Makroskopisch und

rechts: Mikroskopisch ist keine Nekrosezone zu erkennen. Der Pfeil bezeichnet die Strahlrichtung.

2.2 Druckwasserstrahltechnik

2.2.1 Definition

Das Gebiet der DWS-Technik umfasst Trenn- und Abtragsverfahren, bei denen die potenzielle Energie einer unter Druck stehenden Flüssigkeit mit Hilfe einer Düse in kinetische Strahlenergie umgewandelt wird. Einerseits kann die beschleunigte Flüssigkeit den Materialabtrag selbst bewirken (reiner Druckwasserstrahl, DWS), andererseits kann die kinetische Energie der Flüssigkeit auf Festkörper, die dem Strahl in feinkörniger Form beigemischt sind, übertragen werden. Die vom Strahl beschleunigten Festkörper bewirken dann den Materialabtrag (Abrasive-Druckwasserstrahl, ADWS).

2.2.2 Druckwasserstrahltechnik in der Medizin

In der medizinischen Literatur wurde ein DWS erstmals gegen Ende der 1960er Jahre in Zusammenhang mit einer Verletzung bei der industriellen Anwendung erwähnt²¹¹. Die

erste medizinische Anwendung wurde im Bereich der Zahnmedizin publiziert. Hier verwendete man den DWS für die Mundhygiene^{21;29}. Wenige Jahre später wurde die Technologie auch zum Reinigen von Wunden angewandt^{30;108;109}.

Ende der 1970er Jahre wurde erstmals der chirurgische Einsatz eines DWS zum Trennen von weichen Organen berichtet²¹⁹. Papachristou setzte ein Gerät aus der Landwirtschaft für seine Studie zur Leberteilresektion an Hunden ein. Trotz der guten Ergebnisse erfolgte eine Weiterentwicklung erst Ende der 1980er Jahre^{71;141}. In dieser Zeit wurde die Technik auch auf andere Organe, wie z.B. das Gehirn übertragen²⁸¹. Aber erst in den 1990er Jahren erreichte das chirurgische DWS-Trennen das Stadium der Marktreife^{18;137;229}.

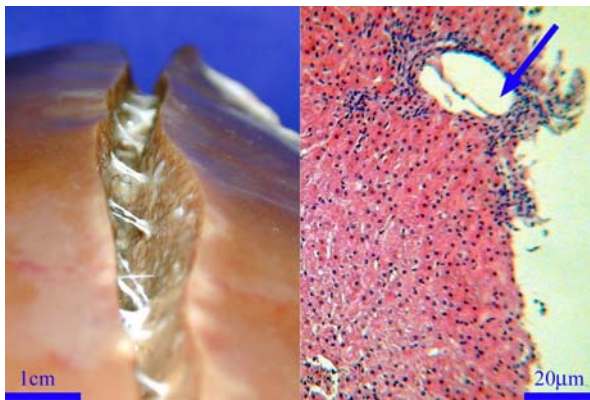
Ein DWS als chirurgisches Werkzeug hat den entscheidenden Vorteil, dass ein selektives Trennen von verschiedenen Geweben möglich ist. Bei entsprechendem Druck kann der Operateur sicher sein, dass z.B. Blutgefäße vom DWS nicht verletzt werden. Deshalb hat sich das DWS-Trennen in verschiedenen medizinischen Fächern etabliert.

Chirurgie

Die Chirurgen schätzen die Vorteile des selektiven DWS-Trennens besonders bei Operationen an der Leber (Abbildung 2-4). Die Leber besteht aus dem sehr weichen Leberparenchym (Leberzellgewebe) und ist von unzähligen Blutgefäßen und Gallengängen durchsetzt, die mit herkömmlichen Verfahren unweigerlich zertrennt werden. Dies hat für den Patienten hohen Blutverlust und somit ein hohes Operationsrisiko zur Folge. Der DWS bewirkt in einem bestimmten Druckbereich das Trennen von Leberparenchym, ohne dass die Gefäße und die Gallengänge verletzt werden. Diese können unter Sicht

ligiert (unterbunden) und durchtrennt werden (Abbildung 2-4).

Die Leberoperationen sind so wesentlich blutungs- und somit risikoärmer und können auch laparoskopisch (über Bauchspiegelung) durchgeführt werden^{20;145}. Neue Möglichkeiten zeichnen sich auch in der Chirurgie der Gallenblase ab. Hier wird der DWS benutzt, um die Gallenblase aus ihrem Leberbett heraus zu präparieren.



$p_w=3\text{MPa}$, $d_D=0,1\text{mm}$, $s=5\text{mm}$, HE.

Abbildung 2-4: DWS-Schnitt einer Leber.

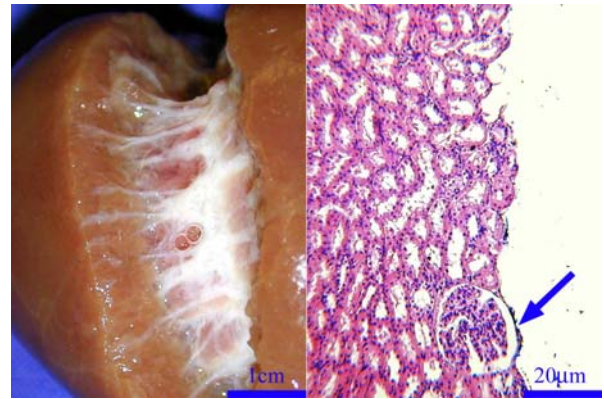
Links: Makroskopisch finden sich unverletzte Blutgefäße, die die Kerbe kreuzen.

Rechts: Mikroskopisch erkennt man unverändertes Parenchym (Organgewebe) neben der Kerbe und ein unversehrtes Kapillargefäß (Pfeil).

Urologie

In der Urologie stellt der DWS eine Alternative in der organerhaltenden Nierenchirurgie dar (Abbildung 2-5).

Mit herkömmlichen Methoden waren Blutungen und Urinfisteln nicht selten. Die Komplikationsrate konnte durch die Anwendung der DWS-Technologie deutlich reduziert werden^{24;25}. Das DWS-Trennen macht es auch hier möglich, diese Eingriffe laparoskopisch durchzuführen^{256;257}.



$p_w=4\text{MPa}$, $d_D=0,1\text{mm}$, $s=5\text{mm}$, HE.

Abbildung 2-5: DWS-Schnitt einer Niere.

Links: Makroskopisch sieht man das getrennte Parenchym und das unversehrte harnableitende Kelchsystem (weiß).

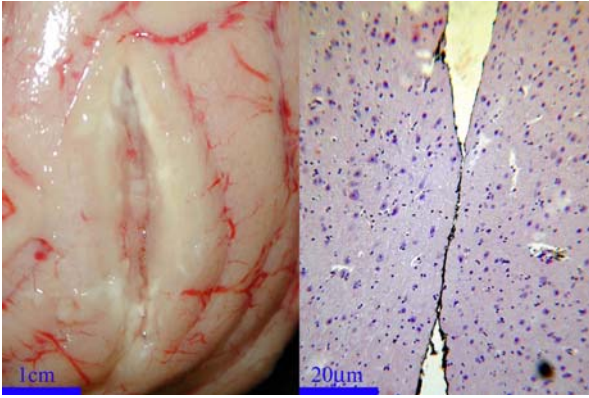
Rechts: Mikroskopisch erkennt man ein unverletztes Glomerulum (Filtrationseinheit der Niere, Pfeil).

Neurochirurgie

Die Neurochirurgen nutzen den DWS z.B. bei der Entfernung von Hirntumoren. Besonders im Gehirn kommt es auf eine schonende, aber effektive Blutstillung an, denn die an das Operationsgebiet angrenzenden Hirnareale sind meist funktionell von äußerster Wichtigkeit. In der ersten Publikation im Gebiet der Neurochirurgie wurde das Wasser noch mit Spritzen appliziert²⁸². Spätere Studien belegten, dass das Hirngewebe schon mit einem Druck von $p_w=0,5\text{MPa}$ bearbeitet werden kann. In histologischen Untersuchungen konnte keine Nekrosezone nachgewiesen werden (Abbildung 2-6)²⁸¹.

Bei der operativen Entfernung von Tumoren des Großhirns werden die Selektivität, fehlende thermische Effekte und das leichte Handling des DWS-Werkzeugs hervorgehoben²²⁴.

Auch hier gibt es erste endoskopische Anwendungen im Hirnventrikelsystem (Raum des Liquors = Flüssigkeit, in der Gehirn und Rückenmark schwimmend gelagert sind)¹⁴⁷.



$p_w=1MPa$, $d_D=0,1mm$, $s=5mm$, HE.

Abbildung 2-6: DWS-Schnitt eines Hirns.

Links: Makroskopisch sieht man einen Kertschnitt der Hirnrinde.

Rechts: Im histologischen Präparat findet man unmittelbar neben der mit Tusche markierten Kerbe ungeschädigte Nervenzellen.

Diese mikroinvasiven Eingriffe sind für den Patienten wesentlich schonender als die konventionellen offenen Operationen.

Augenheilkunde

In der Augenheilkunde wird vom bisher experimentellen Einsatz der DWS-Technik berichtet, um die bei der Katarakt (Grauer Star) getrübbten Linsenanteile aus dem Auge zu entfernen²⁹¹. Auch in der Kataraktchirurgie steht die Selektivität des Verfahrens im Vordergrund. Der Linsenkern wird 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 verbliebenen Zellresten der gefürchtete Nachstar ausgehen kann. Auch hier zeigt der DWS deutliche Vorteile gegenüber klassischen Methoden²⁹².

Plastische Chirurgie

In der plastischen Chirurgie nutzt man den DWS zur Ausdünnung der Haut und zur Verkleinerung von Fettgewebe, welches dann abgesaugt wird²⁶².

Weiterhin finden sich Vorteile bei der Präparation von Lappen zur Hauttransplantation, weil die Versorgungsgefäße mit dem DWS leicht und ohne Gefahr, diese zu verletzen, zu präparieren sind.

Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde

Der DWS ist ein ideales Werkzeug, um Tumore im Bereich der Glandula parotis (Ohrspeicheldrüse) zu entfernen^{191;263}. Innerhalb der Parotis zweigt sich der wichtigste motorische Gesichtsnerv auf. Mit dem DWS ist der Chirurg in der Lage, das Drüsengewebe zu trennen, ohne diesen Nerven zu verletzen. Eine ähnliche Situation findet sich in der Zungenchirurgie. Auch hier werden Gefäß- und Nervenstrukturen geschont, wenn ein Teil der Zunge entfernt werden muss.

Die hier angeführten Beispiele aus verschiedenen Gebieten der Medizin zeigen, dass die Selektivität als einer der entscheidenden Vorteile zu werten ist. Der Begriff „Selektivität“ bedeutet im medizinischen Kontext, dass der chirurgische Prozess in einem funktionellen System stattfindet, ohne dass unmittelbar benachbarte Systeme verletzt oder in ihrer Funktion gestört werden. Beispielsweise wird Lebergewebe getrennt, ohne das funktionelle System des Blutkreislaufs oder der Gallengänge zu beeinflussen.

In den zitierten medizinischen Publikationen wird das DWS-Trennen ausschließlich aus der Sichtweise des Mediziners beschrieben. Die „funktionelle Selektivität“ des DWS bei bestimmten erzeugungs- und prozessorientierten Parametern ist aber an mechanische Eigenschaften der Gewebe, also an Materialparameter gebunden.

Bisher offen ist die Frage, ob sich die DWS-Technik auch zum Trennen von Geweben und Biomaterialien des orthopädischen Fachgebiets eignet.

3 Probleme bei orthopädischen Operationen

Die Verwendung der DWS-Technik in der orthopädischen Chirurgie ist nur zu rechtfertigen, wenn daraus deutliche Vorteile für den Patienten und für das Gesundheitssystem resultieren.

In diesem Kapitel werden orthopädische Krankheitsbilder und zugehörige Operationsverfahren mit ihren Vor- und Nachteilen vorgestellt. Ein empirisches Modell zu Trennprozessen bei einer Operation soll es ermöglichen, die bekannten Trennverfahren und die Druckwasserstrahltechnik in der spezifischen Operationsanwendung zu analysieren.

3.1 Ziel einer Operation

Das übergeordnete Ziel einer Operation ist, wie bei jeder ärztlichen Handlung, die Wiederherstellung oder Bewahrung der Gesundheit. Dies reduziert sich bei orthopädischen Operationen in der Regel auf die Linderung von Schmerzen und/oder den Erhalt bzw. die Verbesserung der Funktion des Stütz- und Bewegungsapparats.

In Hinblick auf die Erfüllung des übergeordneten Operationsziels werden die dazu genutzten Trennverfahren anhand verschiedenster Zielparameter, wie z.B. Effektivität und Qualität und nach der Effizienz ausgewählt.

Jedes Trennverfahren verfügt über erzeugungsorientierte und prozessorientierte Parameter, die vom Operateur vor oder während des Trennprozesses gewählt werden müssen. Hierzu gehört z.B. die Energiedichte bei der Verwendung eines LASERS (erzeugungsorientierter Parameter) oder die Vorschubgeschwindigkeit einer oszillierenden Sägemaschine (prozessorientierter Parameter). Die Qualität des Operateurs in Form von Ge-

schicklichkeit und Erfahrung spielt bei der Materialbearbeitung, der Auswahl der Trenntechnik und der Wahl der Parameter eine wesentliche Rolle.

3.2 Empirisches Modell zu Trennprozessen bei einer Operation

Das Trennverfahren in einer Operation wird in der Regel aufgrund der erzielten Schnittqualität und Schnitteffektivität ausgewählt (Abbildung 3-1). Die Ansprüche an die Qualität der Schnittflächen sind zum Teil sehr unterschiedlich. Eine hohe Qualität hat aber in der Regel eine geringe Effektivität zur Folge.

Die Effektivität wiederum ist ein wesentlicher Faktor für die Operationszeit und somit letztendlich für die Effizienz der Trennmethode. Die perioperative Morbidität ist definiert als die Wahrscheinlichkeit, dass ein Patient durch den operativen Eingriff eine neue Erkrankung davonträgt. Beispiel dafür wäre eine Thrombose, eine Lungenembolie oder eine Infektion. Die perioperative Morbidität ist grundsätzlich positiv korreliert mit der Operationszeit und dadurch auch abhängig von der Effektivität des Trennprozesses^{221;285}

Das Bewertungskriterium „Schädigung“ leitet sich aus der von Hippokrates^a formulierten Grundregel für ärztliches Handeln „Nihil nocere“ ab¹¹³. Jeder Trennprozess birgt Schädigungsrisiken sowohl für den Patienten als auch für das medizinische Personal, welches das Trennwerkzeug bedient.

^a Hippokrates von Kos, um 460 - 370 v. Chr.

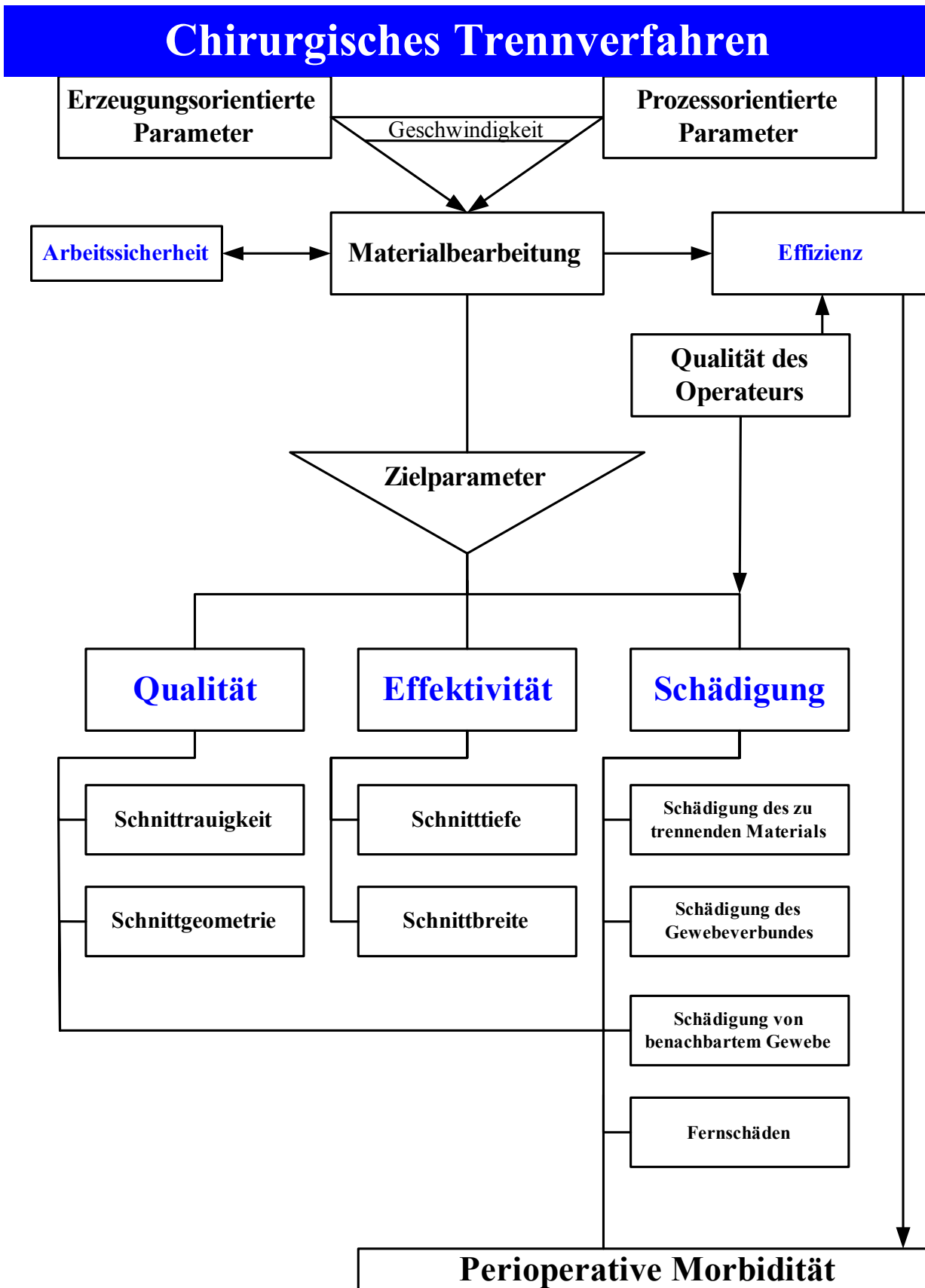


Abbildung 3-1: Einflussfaktoren zu Trennprozessen bei einer Operation.

Bei der Schädigung des Patienten kann zwischen vier Schadensklassen unterschieden werden (Abbildung 3-1):

***Schädigung des zu trennenden Materials
(Schadensklasse I):***

Unter dieser Schadensklasse sind Schäden in Form von Materialabtrag oder Materialveränderung in unmittelbarer Umgebung der eigentlichen Schnittfuge subsummiert. Als Beispiel sei die thermische Schädigung der Schnittflächen beim LASER-Schneiden genannt (Abbildung 2-2, S.5).

***Schädigung des Gewebeverbundes
(Schadensklasse II):***

Schäden an Gewebe, das mit dem zu trennenden Material in unmittelbarer Verbindung steht, sind meistens unvermeidlich. Das anschaulichste Beispiel ist die Verletzung von kleinen Blutgefäßen, die das zu trennende Material durchziehen und versorgen. Auch die Verletzung von Nervenästen, die mit dem zu trennenden Material im Verbund stehen, ist zu diesen unmittelbaren Schädigungen zu zählen.

***Schädigung von benachbartem Gewebe
(Schadensklasse III):***

Hierzu gehören Schäden an Geweben, die nicht in unmittelbarer Verbindung zu dem zu trennenden Material stehen, sondern in räumlicher Nähe angeordnet sind.

Die Verletzung eines großen Gefäßes, das in der Nähe des Schnittbereichs verläuft oder

die Verletzung eines Nerven sind Beispiele für die Schadensklasse III.

Fernschäden (Schadensklasse IV):

Fernschäden können vom Trennprozess selber z.B. durch in den Organismus eingebrachte Stoffe ausgelöst werden. Fernschäden können auch Folge der Schadensklassen 2 und 3 sein. Wird z.B. das Gefäßsystem eröffnet und Luft in das venöse System eingebracht, so kann es zu einer Luftembolie kommen, die unter Umständen zum sofortigen Tod des Patienten führen kann. Die Schäden jeder Schadensklasse verlängern die Operation und können den Operationserfolg in Frage stellen. Sie beeinflussen also die perioperative Morbidität.

Ein weiterer Faktor, der bei der Bewertung von Trennverfahren berücksichtigt werden muss, ist die Sicherheit des medizinischen Personals. Diese kann einerseits durch Verhaltensregeln, andererseits durch Schutzvorrichtungen gewährleistet werden. Die Arbeitssicherheit kann aber auch bedingen, dass Qualität und Effektivität des Trennprozesses beeinflusst werden.

Das empirische Modell zu Trennprozessen bei einer Operation lässt sich auf alle Operationen übertragen. Im Folgenden werden die in dieser Arbeit untersuchten Operationsmethoden dargestellt und neben den Zielparametern die mögliche Schädigung definiert.

3.3 Nukleotomie

Bandscheibenbedingte Rückenschmerzen haben eine überaus große sozialmedizinische und volkswirtschaftliche Bedeutung. Die Kosten der Frühberentungen wegen Rückenschmerzen werden in Deutschland mit 61,5 Mrd. € pro Jahr beziffert²⁵³. Die Erkrankungen der Wirbelsäule werden von Jahr zu Jahr häufiger. So zeigen heute schon 98% aller Individuen bei einem Lebensalter von 50 Jahren radiologisch eine Bandscheibendegeneration. Fast jeder Mensch hat mit Vollendung des 30. Lebensjahres bereits eine Phase mit Rückenschmerz durchgemacht.

Die Bandscheibe besteht aus einem äußeren Faserring (Anulus fibrosus) und einem inneren Gallertkern (Nukleus pulposus), der nicht kompressibel ist. Degeneriert die Bandscheibe im Laufe des Lebens, entstehen Risse in den Anulusfasern und der Nukleus kann aus dem Anulus heraustreten (Bandscheibenvorfall, Abbildung 3-2).

Der Bandscheibenvorfall kann im unmittelbaren benachbarten Spinalkanal (Wirbelkanal) die Nerven bedrängen und so zu Schmerzen oder Lähmungen führen.

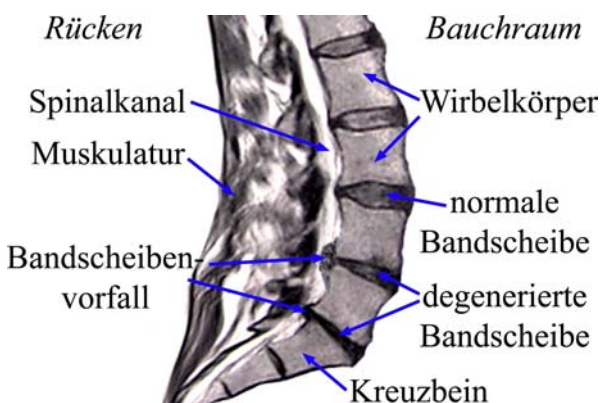


Abbildung 3-2: Kernspintomografischer Sagittalschnitt der Lendenwirbelsäule.

Die beiden unteren Bandscheiben weisen einen Bandscheibenvorfall mit Einengung des Spinalkanals auf.

3.3.1 Operative Verfahren

Neben der konservativen Therapie, also der Behandlung mit Medikamenten oder Physiotherapie, sind eine Vielzahl verschiedener operativer Verfahren bekannt. Die klassische offene Bandscheibenoperation ist aber bis heute die Methode der Wahl geblieben. Der operative Zugang (dorsaler Zugang, Abbildung 3-3) zum Bandscheibenvorfall erfolgt direkt durch den Spinalkanal hindurch. Die Nervenwurzeln und die Dura mater (harte Rückenmarkshaut) müssen mit einem Instrument zur Seite gehalten werden, um den Vorfall erreichen zu können (Abbildung 3-3).

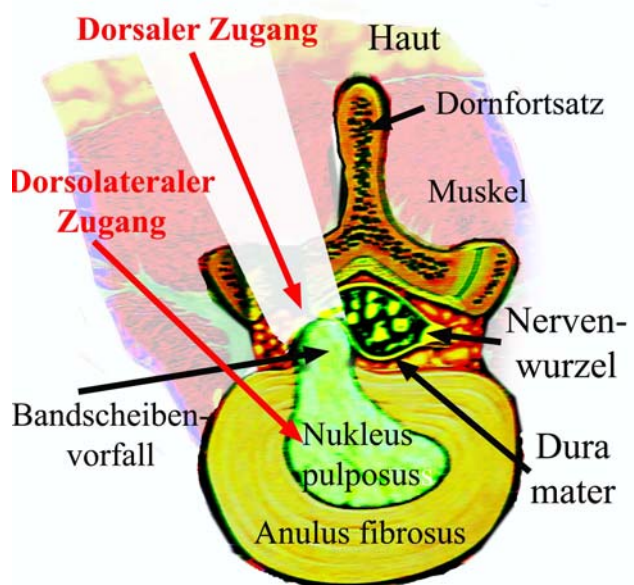


Abbildung 3-3: Operative Zugangswege zur Entfernung eines Bandscheibenvorfalles.

Eine häufige Komplikation dieser Operation ist deshalb die Narbenbildung im Spinalkanal, die zu einem chronischen Schmerzsyndrom durch Irritation der Nervenwurzeln führen kann (Postnukleotomiesyndrom) 77;91;154

In den 1980er Jahren wurden mikroinvasive Verfahren entwickelt, die auf einen offenen und direkten Zugang zur Bandscheibe verzichten^{63;64;127;128;192;268}.

Der dorsolaterale Zugang (Abbildung 3-3) ermöglicht es, durch zentrale Druckentlastung im Nucleus pulposus eine indirekte Reduktion des Drucks im prolabierte Gewebe zu erreichen (Abbildung 3-4)^{54;56}.

Vorteil dieser Methode ist einerseits die Möglichkeit des mikroinvasiven Vorgehens durch eine Stichinzision, andererseits die Tatsache, dass der Spinalkanal und die Nervenwurzeln nicht tangiert werden. So ist eine klinisch relevante Narbenbildung nahezu ausgeschlossen. Die mikroinvasive Nukleotomie beschränkt sich auf Protrusionen (Bandscheibenvorwölbungen) oder nicht sequestrierte Vorfälle (Bandscheibenvorfälle, die noch mit dem Gallertkern in Verbindung stehen).

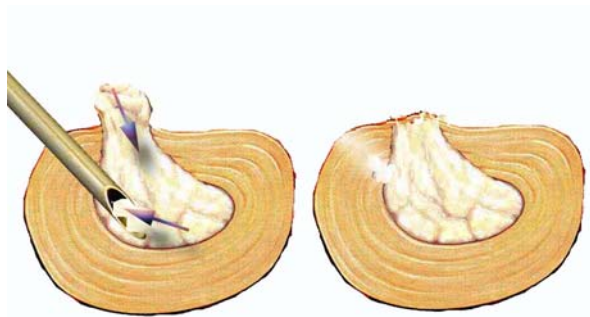


Abbildung 3-4: Schema der mikroinvasiven Nukleotomie.

Bei der Chemonukleolyse wird Chymopapain oder ein ähnliches den Nucleus pulposus auflösendes Enzym in die Bandscheibe eingespritzt²⁶⁸. Die Substanz soll über enzymatische Trennung langer Polysaccharidketten und durch sekundäre osmotische Effekte zu

einer Schrumpfung des Nucleus pulposus führen¹⁴⁸.

Die Automatisierte Perkutane Lumbale Diskotomie (APLD) ist ebenfalls weit verbreitet^{128;192}. Die APLD erzielt den Materialabtrag mit Hilfe eines in die Bandscheibe eingeführten Gerätes zum Scherschneiden. Es wird im medizinischen Sprachgebrauch als Saugstanze bezeichnet (Abbildung 3-5).

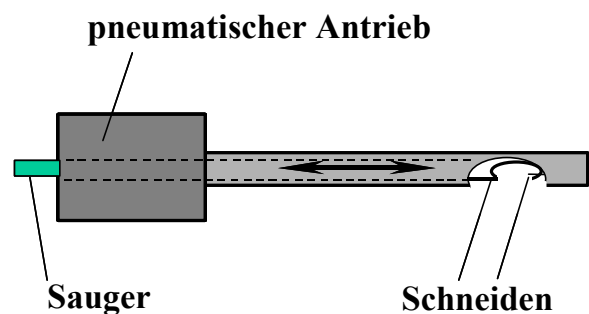


Abbildung 3-5: Schema zum Aufbau des APLD-Werkzeugs.

Beide Rohre des APLD-Geräts sind an der Öffnung mit Schneiden versehen, die durch die oszillierende Bewegung des inneren gegen das äußere Rohr (pneumatischer Antrieb) zum Abscheren von Nucleusgewebe führen. Unter ständigem Sog wird so Nucleusgewebe zerkleinert und aus der Bandscheibe befördert.

In den 1990er Jahren wurde zunehmend auch die LASER-Nukleotomie eingesetzt^{63;64}. Bei der LASER-Nukleotomie wird das Bandscheibengewebe mit entsprechend hohen Energiedichten vaporisiert. Der Strahl des Holmium-Yag- oder Neodym-Yag-Lasers wird dazu mit Hilfe einer Fiberoptik auf den Nucleus pulposus fokussiert.

Alle hier vorgestellten Verfahren haben Nachteile: Die Chemonukleolyse setzt voraus, dass der äußere Faserring der Band-

scheibe geschlossen ist, damit das aggressive Enzym nicht in den Spinalkanal eindringen kann. Meist verspürt der Patient durch den chemischen Reiz zunächst eine deutliche Verschlimmerung seiner Beschwerden im Sinne einer chemischen Diszitis (Entzündung der Bandscheibe). Zusätzlich besteht ein nicht geringes Risiko auch lebensbedrohlicher allergischer Reaktionen^{43;200}.

Die Ergebnisse der APLD sind klinisch nach eigener Erfahrung nicht zufrieden stellend und stehen in keiner guten Relation zum Zeitaufwand. Die Erfolgsraten werden in der Literatur mit 37% bis 89% angegeben^{193;236}.

Der LASER ist nicht selektiv, d.h., er bearbeitet gleichermaßen Nukleus pulposus und Anulus fibrosus^{45;226}. Tritt der LASER-Strahl aus dem Anulus fibrosus aus, so wird im schlimmsten Fall Nervengewebe verletzt. LASER-Anwendungen sollten daher endoskopisch kontrolliert werden. Die bei einer LASER-Operation entstehende Hitze kann zu einem starken Temperaturanstieg innerhalb der Bandscheibe führen. Die so herbeigeführte Nekrose von Nukleus- und Anuluszellen kann zu einer Segmentinstabilität beitragen^{45 226}.

3.3.2 Anatomie und Gewebstypisierung

Die Wirbelsäule ist das zentrale Achsorgan des menschlichen Körpers. Einerseits dient sie als Vielgelenkkette der Rumpfbeweglichkeit, andererseits als Schutz für Strukturen des zentralen (Rückenmark) und des peripheren Nervensystems (Spinalnerven). Die Wirbelsäule besteht aus einzelnen Wirbeln, die untereinander durch die Bandscheibe, Gelenke und Bänder miteinander in Verbindung stehen. Direkt dorsal der Wirbelkörper befindet sich der Spinalkanal, in dem das Rückenmark bzw. die Spinalnerven verlaufen.

Die Spinalnerven ziehen jeweils zwischen zwei Wirbelkörpern in die Peripherie.

Die Nähe der Bandscheibe zum Spinalkanal bedingt, dass bei operativen Eingriffen die neurologischen Strukturen potenziell gefährdet sind. Daraus ergibt sich für eine Schadenklassifizierung nach dem empirischen Modell zu Trennprozessen bei einer Operation (Abbildung 3-1, S.10) die Notwendigkeit, alle in der Abbildung 3-6 bezeichneten wirbelsäulennahen Gewebe zu untersuchen.

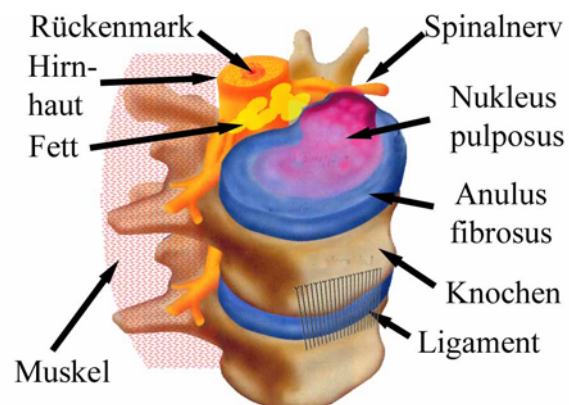


Abbildung 3-6: Schematische Darstellung eines Teilbereichs der Lendenwirbelsäule.

Die bei einer Nukleotomie relevanten Gewebe sind bezeichnet. Die obere Bandscheibe zeigt einen Vorfall mit Bedrängung eines Spinalnervs.

Die Gewebe haben sehr unterschiedliche Funktionen, was sich auch an den sehr unterschiedlichen Materialeigenschaften ablesen lässt (Tabelle 3-1). Eine weitergehende histologische Typisierung findet sich im Anhang (S.205).

Gewebe	Lokalisation	Funktion/ Beanspruchung	Zugfestigkeit [MPa]	Scherfestigkeit [MPa]	Kollagen [% i.Tr.]
Fett	Unterhaut	Energiespeicher	n.b.	n.b.	9,00
Muskel ¹⁵⁷	Rückenmuskel	Kontraktion	0,16	n.b.	n.b.
Rückenmark	Wirbelkanal	Nervensystem	n.b.	n.b.	n.b.
Spinalnerv ²¹⁶	Wirbelkanal	Nervensystem	13,20	n.b.	n.b.
Dura mater ²⁷⁰	Wirbelkanal	Schutzhülle	9,90	22,30	n.b.
Nukleus pulposus ²⁶⁹	Bandscheibe	Druck	0,30	n.b.	25,00
Anulus fibrosus ⁷⁶	Bandscheibe	Zug und Druck	3,20	n.b.	67,00
Ligament ²¹³	Längsband	Zug	27,40	n.b.	90,00
Sehne	Rückenmuskel	Zug	16,50	n.b.	90,00
Knochen ^{144;269}	Wirbelkörper	Druck und Zug	3,50	79,00	30,00

Tabelle 3-1: Eigenschaften der vertebraalen Weichgewebe und des Knochens als vertebraales Hartgewebe.

(vgl. Anhang S.205, n.b. = nicht bekannt, i. Tr. = in der Trockenmasse).

3.3.3 Vorüberlegungen zur Anwendung eines Druckwasserstrahls

Die Erfahrungen und Ergebnisse der DWS-Anwendung in anderen Bereichen der Medizin geben Anlass zu der Hypothese, dass auch im Bereich der Bandscheibenchirurgie die Vorteile der Gewebselektivität zu nutzen sind. Die Anatomie der Bandscheibe mit dem faserigen Anulus fibrosus und dem zentralen gallertartigen Nukleus pulposus impliziert die Möglichkeit, das Nukleusgewebe mit einem Hochdruckwasserstrahl selektiv zu bearbeiten, ohne den Anulus fibrosus zu schädigen. Hauptanforderung an den Einsatz eines DWS für die mikroinvasive Nukleotomie ist die Entfernung von Nukleusgewebe, also der volumetrische Abtrag, der sich aus Schnittbreite und -tiefe ergibt. Die Schnittqualität spielt bei dieser Anwendung keine besondere Rolle.

Eine gefürchtete Komplikation bei jeder Art von Wirbelsäulenoperationen ist jegliche Verletzung der Spinalnerven oder des Rückenmarks.

Dies kann im schlimmsten Falle zur Querschnittslähmung führen. Daher ist es nicht nur wichtig, die Parameter für die Bearbeitung des Zielmaterials „Nukleus pulposus“ zu kennen. Der Chirurg muss wissen, welche grundsätzliche Gefährdung vom DWS ausgeht. Vor einer klinischen Anwendung müssen daher Daten zur Wirkweise des DWS an allen vertebraalen Geweben vorliegen.

Schadensklasse I:

Schäden am Material selbst wären denkbar in Form einer Veränderung der mechanischen Eigenschaften des Nukleus pulposus durch die Strahlflüssigkeit oder eine Erhöhung des intradiskalen Drucks.

Schadensklasse II:

Die Gefahr von Blutungen ist beim Nukleus pulposus nicht gegeben, weil dieser keine Gefäße besitzt, denn er wird ausschließlich über Diffusion ernährt. Auch befinden sich

keine Nervenfasern innerhalb des Nucleus pulposus.

Schadensklasse III:

Als ein Schaden der Klasse III wäre die Verletzung oder Durchtrennung des Anulus fibrosus zu werten. Zwar hat dies für den Operationserfolg keinen wesentlichen Nachteil, aber die Gefahr dem Patienten einen weiteren Schaden der Klasse III zuzufügen ist größer, weil eine Barriere zwischen dem Strahl und den potenziell gefährdeten Strukturen, wie dem Rückenmark, verloren geht.

Weitere Schäden der Klasse III sind die limitierenden Faktoren der Bandscheibenoperation. Hier sind in erster Linie die Verletzung von Rückenmark, Dura mater und Spinalnerven zu nennen. Aber auch die Strahlbeaufschlagung von Muskeln, Sehnen sowie von Bändern und epiduralem und paravertebralem Fettgewebe ist denkbar.

Schadensklasse IV:

Denkbare Schäden der Klasse IV sind Luftembolien, wobei die Gefahr sehr gering sein dürfte, weil in der Bandscheibe keine Gefäße anzutreffen sind. Da für die Anwendung einer physiologischen Kochsalzlösung im DWS bei der Leberchirurgie ausreichend positive Erfahrungen vorliegen^{18-20;25}, sind toxische oder andere Fernwirkungen unwahrscheinlich.

3.4 Endoprothesenrevision

Die Kernleistung des orthopädischen Fachgebiets vollzieht sich an harten Geweben und Biomaterialien. Der Knochen spielt hier die übergeordnete Rolle. Aber auch artifizielle Materialien wie Knochenzement oder Implantatwerkstoffe werden bei Operationen bearbeitet. Bisher verfahrenstechnisch unzureichend gelöste Trennaufgaben finden sich insbesondere bei Revisionseingriffen von Endoprothesen, wie z.B. am Hüftgelenk.

Die Primärimplantation einer Hüftendoprothese verschafft dem Patienten sofort Schmerzfreiheit und eine annähernd normale Funktion des Gelenks. Die Zahl der Patienten, die eine Hüftendoprothese erhalten, nimmt jährlich stetig zu und das Durchschnittsalter bei der Operation ab²⁵³.

Zehn Jahre nach der Implantation sind noch über 90%, 20 Jahre nach der Operation noch über 80% der Kunstgelenke in Funktion²⁷².

Die weltweit einmalige epidemiologische Studie der schwedischen Gesundheitsbehörde, die über 130.000 Patienten mit einer Hüftendoprothese einschließt, zeigt einerseits, dass die Qualität der hüftendoprothetischen Versorgung bereits sehr hoch ist, andererseits finden sich in allen Gruppen Therapieversager, die im Wesentlichen auf aseptische Lockerungen zurückzuführen sind¹²⁴.

Der heute anerkannte ätiologische Faktor für aseptische Spätlockerungen der Implantate ist die biologische Reaktion auf Verschleißpartikel, die innerhalb der Gelenkpaarung (meist Polyethylen-Metall) generiert werden²⁶. Diese führen auf Dauer zur Osteolyse (lokale Knochenauflösung), zur Lockerung der Endoprothese und so zum Versagen des Implantats. Ein weiterer Faktor ist die unphysiologische Lasteinleitung der Stielprothese. Die Prothese versteift den elastischen Knochen und erzielt ungewollt eine im Vergleich zum normalen Hüftgelenk distale Lasteinleitung

in das Femur (stress-shielding). Da Knochen sich über die Materialspannung remodelliert, ist eine zunehmende Atrophie der proximalen medialen Kortikalis die Folge (Rückbildung des Knochens, Abbildung 3-7)¹⁷⁸.

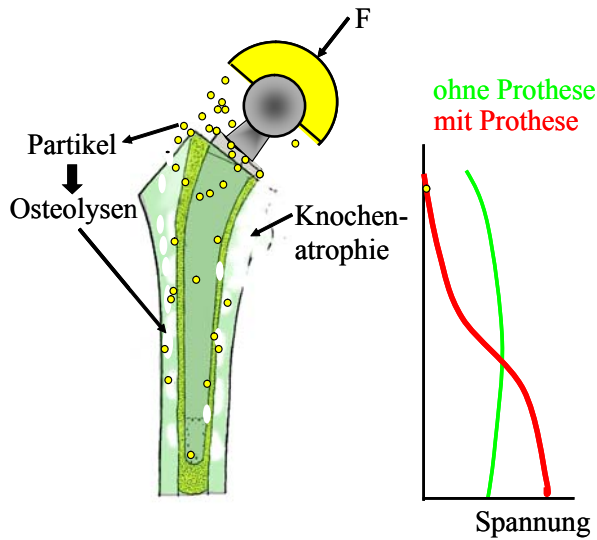


Abbildung 3-7: Ursachen einer aseptischen Lockerung von Hüftendoprothesen.

Links: Osteolyse durch die biologische Reaktion auf Verschleißpartikel und Knochenatrophie durch Stress-Shielding.

Rechts: Van Mises Spannung der medialen Femurkortikalis im Einbeinstand mit und ohne Prothese (schematisch).

Therapie der aseptischen Lockerung ist die Revision der Endoprothese. Bedingt durch die steigende Anzahl der primären Implantationen wird der Revisionseingriff immer häufiger. Diese Implantate sind zwar klinisch/funktionell locker, aber intraoperativ immer noch so fest mit dem Knochengewebe verbunden, dass es für den Operateur schwierig ist, diese Revision durchzuführen. Dies gilt sowohl für die zementierte als auch für die zementfreie Verankerung des Implantats (Abbildung 3-8). Bei einer Infektion müssen sogar fest verankerte Prothesen operativ entfernt werden.

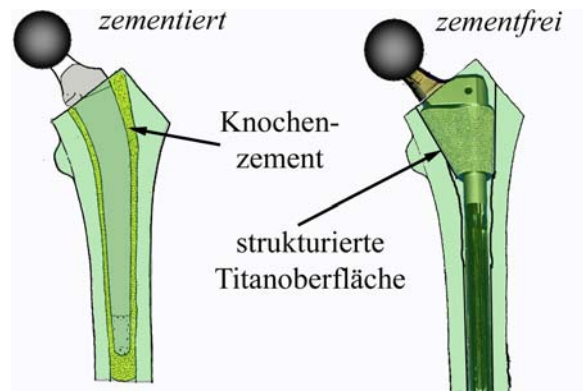


Abbildung 3-8: Schematische Darstellung der Verankerungsprinzipien von Hüftendoprothesen.

Links: zementierter Prothesenstiel.

Rechts: zementfreier Prothesenstiel.

3.4.1 Operative Verfahren

Bei der Revisionsoperation ergibt sich das Problem, Materialien in einem schmalen Spalt, dem Interface zwischen Knochen und Prothese, trennen zu müssen. Für herkömmliche Werkzeuge ist dieser Spalt fast unzugänglich. In vielen Fällen muss deshalb der Knochen zusätzlich „gefenstert“ werden, was die Implantation einer neuen Prothese erschwert (Abbildung 3-9).

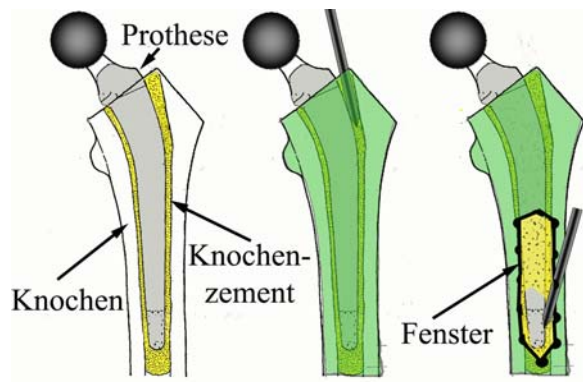


Abbildung 3-9: Schematische Darstellung einer Prothesenrevision.

Bei zementierten Prothesen kann zwar in der Regel der metallische Prothesenstiel aus dem Zementköcher extrahiert werden, aber auch der im Knochen verbliebene Zement stellt den Operateur vor große Probleme (Abbildung 3-10)²¹⁶.

Bisher beschriebene Alternativen zu den herkömmlichen Werkzeugen haben sich aus unterschiedlichen Gründen klinisch nicht durchgesetzt. Weder die extrakorporale Stoßwellenlithotrypsie (ESWL), die Mikrobrüche im Knochenzement generieren und die Scherkraftbelastbarkeit herabsetzen soll^{156;196;288} noch das Aufschmelzen und anschließende Entfernen des Zements durch Ultraschallsonden^{48;49;94;139;163} oder die LASER-Anwendung^{252;307} führten zum Durchbruch.

Ein wesentlicher Nachteil der genannten Techniken ist die fehlende selektive Arbeitsweise. Bei der ESWL werden auch im angrenzenden Knochengewebe elektronenmikroskopisch nachweisbare Mikrobrüche erzeugt (Schadensklasse II). Ultraschall und LASER schädigen den Knochen zusätzlich thermisch. ESWL, Ultraschall und LASER zeigen hinsichtlich der erzielbaren Materialabtragsrate keine wesentlichen Vorteile im Vergleich zu herkömmlichen Werkzeugen.

Eine intraoperative Anwendung der DWS-Technologie zum Trennen von Knochen oder anderen harten Biomaterialien wurde bisher nicht beschrieben, obwohl der verfahrensbedingt athermische Abtragsvorgang von biologischem Vorteil sein könnte.

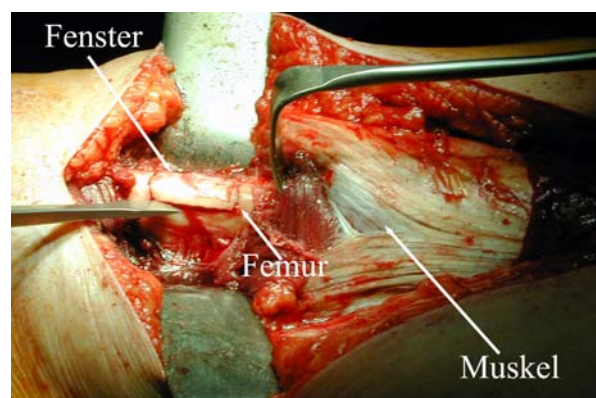
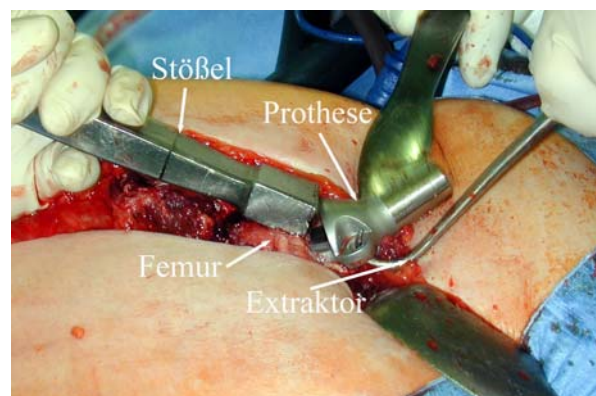
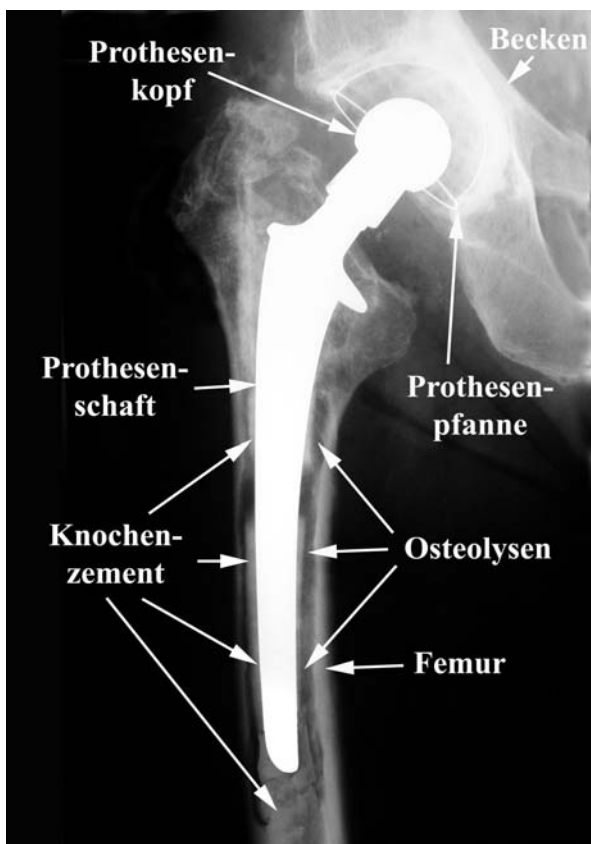


Abbildung 3-10: Lockerung und Revision einer zementierten Hüftendoprothese.

Links: Röntgenbild einer gelockerten Hüftendoprothese. Es finden sich Osteolysen im Bereich des gesamten Zementköchers.

Oben rechts: Ausschlagen eines zementierten Prothesenstiels während einer Operation.

Unten rechts: Distale Fensterung zum Entfernen des Knochenzements im Bereich der Prothesenspitze.

Lediglich Giraud et al. erwähnten 1991 die grundsätzliche Möglichkeit, mit einem DWS Knochen zu schneiden, ohne über Ergebnisse zu berichten⁹⁸.

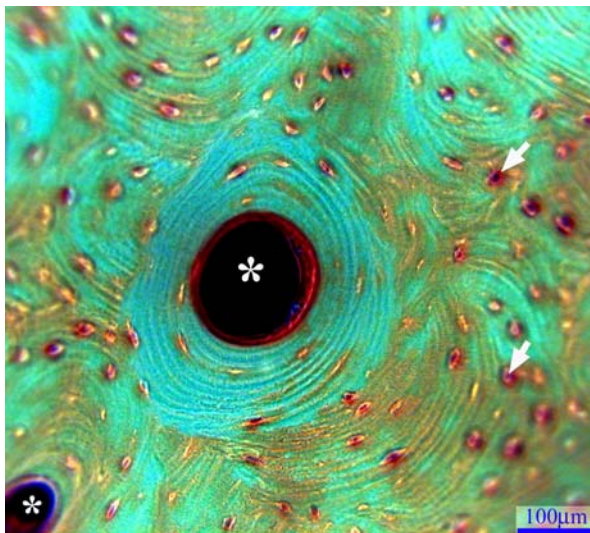
3.4.2 Gewebs- und Materialtypisierung

Kortikaler Knochen

Kleinste Baueinheit des Knochengewebes ist das Osteon (auch Havers-System genannt).

Diese in unterschiedlicher Größe vorkommende zylindrische Struktur ist 5–20mm lang und hat eine zentrale, 20–300µm weite Röhre (Havers-Kanal), die Blutgefäße und Nerven enthält (Abbildung 3-11).

Die Osteone sind in Richtung der hauptsächlichen Druck- bzw. Zugspannung, also im Diaphysenbereich parallel zur Röhrenknochenlängsachse ausgerichtet. Jedes Osteon ist aus 4–20 konzentrisch um den Havers-Kanal angeordneten Lamellen aufgebaut, die 5–10µm dick und durch ca. 0,1µm dünne Zementschichten voneinander getrennt sind⁴⁷.



MG+EvG.

Abbildung 3-11: Histologie einer Femurkortikalis. Man erkennt die um den zentralen Havers-Kanal (*) angeordneten Knochenlamellen und die Zellkerne der Osteozyten (Knochenzellen, Pfeile).

Ein Osteon ist jedoch keine abgeschlossene isolierte Baueinheit, sondern Teil eines zusammenhängenden Systems:

Untereinander und mit den Gefäßen von Periost (Knochenhaut) und Markraum sind Osteone durch perforierende, radiär angeordnete Gefäße, die Volkmann-Kanäle, verbunden.

Der Knochen ist demnach ein Verbundwerkstoff, bestehend aus organischen Kollagenfaserbündeln und der anorganischen Hydroxylapatitgrundsubstanz. Innerhalb einer Lamelle verlaufen die Kollagenfibrillen als spitzwinklig kreuzende Gitter mit insgesamt schraubenförmigem Verlauf. Durch den gegenläufigen Verlauf der Kollagenfibrillen von Lamelle zu Lamelle entstehen bei Druck- und Zugbelastung Flächenpressungen, die zusätzlich die Festigkeit erhöhen⁶⁸. Aus den Fasersystemen benachbarter Lamellen münden Fasern ein und festigen hierdurch den Zusammenhalt zwischen den Lamellen.

Diese hochorganisierte Struktur hat zur Folge, dass die mechanischen Eigenschaften des Knochens richtungsabhängig sind. Knochengewebe ist in longitudinaler Richtung um ca. 3% und senkrecht dazu um 0,7% elastisch verformbar^{27;210;233;280}.

Die Energieabsorption eines solchen Materials ist aufgrund der an ihm zu leistenden Formveränderungsarbeit größer als die eines spröden Werkstoffs gleicher Druck- und Zugfestigkeit. Daher ermöglicht die plastische Verformung von Knochengewebe eine relativ hohe Energieabsorption bis zum Erreichen der Bruchgrenze²³³. Die plastische Verformung von Knochen unterscheidet sich von der von Metallen, wobei die zu Grunde liegenden Vorgänge noch nicht endgültig geklärt sind. Es wird angenommen, dass Osteone gegeneinander verschoben und die Zementlinien zerstört werden²³³.

Knochenzement

Knochenzement ist die umgangssprachliche Bezeichnung eines Kunststoffes, der intraoperativ durch Polymerisation von Methacrylsäuremethylester hergestellt wird. Er dient zur Formschlussverbindung von biologischen und technischen Elementen im Knochen.

Er besteht zu über 95% aus Polymethylmethacrylat (PMMA), zu unter 5% aus Zirkonoxid oder Bariumsulfat als Röntgenkontrastmittel, einem optionalen Antibiotikum sowie Benzoylperoxid.

Die Unterschiede zwischen den handelsüblichen Knochenzementen bestehen in der Variation der Molekulargewichte und relativen Anteile an Homopolymer und Copolymer. Diese Variation beeinflusst die Abbindekinetik, die Exothermie und die Viskosität des Zements. Auch die mechanischen Eigenschaften des Knochenzements sind in Grenzen an die Mischungsverhältnisse und Beigaben gebunden. Sie zeigen jedoch deutlich höhere Variabilität durch Beimischungen wie Antibiotika oder durch Porenbildung. Poren können 3–12% des Volumens ausmachen (Abbildung 6-1)¹⁸³.

Obwohl der Einfluss dieser Poren auf das Materialversagen des Knochenzements noch nicht abschließend geklärt ist, sollte man die Porosität so gering wie möglich halten.

Die Einflüsse des Knochenzement-Anmischverfahrens auf mechanische Eigenschaften sind erheblich¹⁶¹ (siehe Anhang S.208).

Es ist daher heute operativer Standard, Vakuum-Mischsysteme zu benutzen²⁹⁵, um Gasblasen zu reduzieren.

Typisch für makromolekulare Kunststoffe ist, dass die Geschwindigkeit, mit der eine Kraft eingeleitet wird, Einfluss auf die Materialkennwerte hat²⁰⁹. Durch eine Erhöhung der Deformationsgeschwindigkeit um den Faktor 10^6 wird z.B. der E-Modul von PMMA um den Faktor zwei vergrößert.

3.4.3 Vorüberlegungen zur Anwendung eines Druckwasserstrahls

Im Fall der Endoprothesenrevision könnte der DWS in tiefen und engen Spalten des Interfaces zwischen Knochen und Prothese Abtrag erzielen. Darüber hinaus ist es denkbar, dass bei bestimmten erzeugungsorientierten Parametern der Zement selektiv abgetragen werden könnte, ohne den Knochen zu schädigen.

Zielparameter einer DWS-Bearbeitung von Knochenzement sind die Kerbtiefe und die Kerbbreite, also die Schnitteffektivität. Die Kerbtiefe darf das distal im Femur gelegene Ende des Knochenzements nicht überschreiten, da der Strahl sonst in den Markraum eindringt und Schäden der Klasse III verursachen könnte. Die Kerbbreite ist durch die Breite des Zementinterfaces limitiert. Die Schnittqualität ist bei der Revision von sekundärer Bedeutung.

Schadensklasse I:

Schäden der Klasse I sind bei dieser Anwendung nicht definiert, weil der gesamte periprothetische Zement entfernt werden soll.

Schadensklasse II:

Die Schadensklasse II ist bei dieser Anwendung ebenfalls nicht definiert, weil der Knochenzement keinen Gewebeverbund eingeht.

Schadensklasse III:

Als Schaden der Klasse III ist bei der Endoprothesenrevision der Abtrag oder die Schädigung des Knochens zu werten.

Weitere Schäden der Klasse III sind in Analogie zur DWS-Anwendung bei der Nukleotomie Nerven-, Gefäß- oder Muskelverletzungen.

Schadensklasse IV:

Als Fernschäden sind Embolien oder toxische Wirkungen des Schneidmediums zu nennen. Es ist zu erwarten, dass ein DWS für die Bearbeitung von Knochenzement über einen entsprechend hohen Druck verfügen muss. Die Unfallgefahr für Patient und medizinisches Personal darf daher nicht unerwähnt bleiben.

3.5 Endoprothesenimplantation und Osteotomie

In der orthopädischen Chirurgie wird die Qualität von Trennschnitten am Biomaterial Knochen anhand von zwei Zielparametern analysiert. Die Genauigkeit spielt eine wesentliche Rolle, wenn es um die Einhaltung von Fertigungstoleranzen geht. Bei der Implantation einer zementfreien Knieendoprothese wird z.B. eine gute Passung zwischen Implantatoberfläche und Implantatlager gefordert, damit die Primärstabilität, die durch Kraft- und Formschluss erreicht wird, optimal ist (Abbildung 3-12 und Abbildung 3-14).

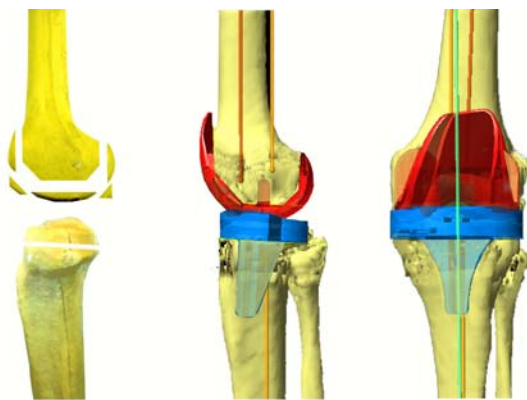


Abbildung 3-12: Schematische Darstellung einer Knieendoprothesenimplantation.

Der zweite wichtige Zielparameter ist die biologische Potenz des Knochens an den Schnittflächen. Sie ist für das Einwachsen eines Implantats genauso relevant wie für die Heilung von Osteotomien (Knochendurchtrennungen, Abbildung 3-13).

Osteotomien werden zur Achs- oder Stellungskorrektur durchgeführt. Durch eine Keilentnahme (= Trennschnitt) am Schienbeinkopf wird z.B. die Beinachse begradigt (Abbildung 3-13).

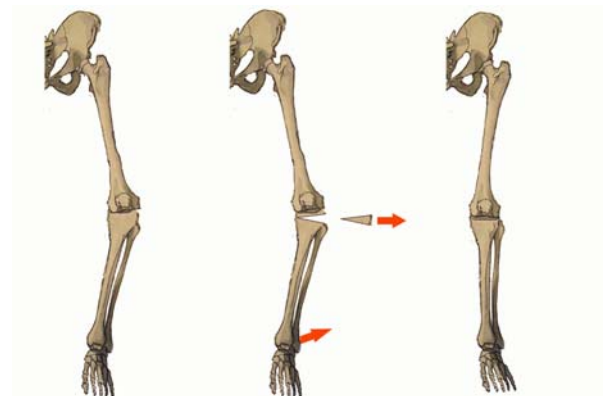


Abbildung 3-13: Schematische Darstellung einer Umstellungsosteotomie an der Tibia.

Damit diese genau so schnell wie eine Fraktur heilt, ist die biologische Potenz der Schnittflächen von noch höherer Bedeutung als die Genauigkeit.

3.5.1 Operative Verfahren

Das oszillierende Sägen hat sich in der Orthopädie als Standard bei der Durchführung von Trennschnitten an Knochen etabliert (Abbildung 3-14 und Abbildung 3-15).

Durch das mit kurzem Hub oszillierende Sägeblatt kann der Knochen mit geringem Platzbedarf getrennt werden (Abbildung 3-15).

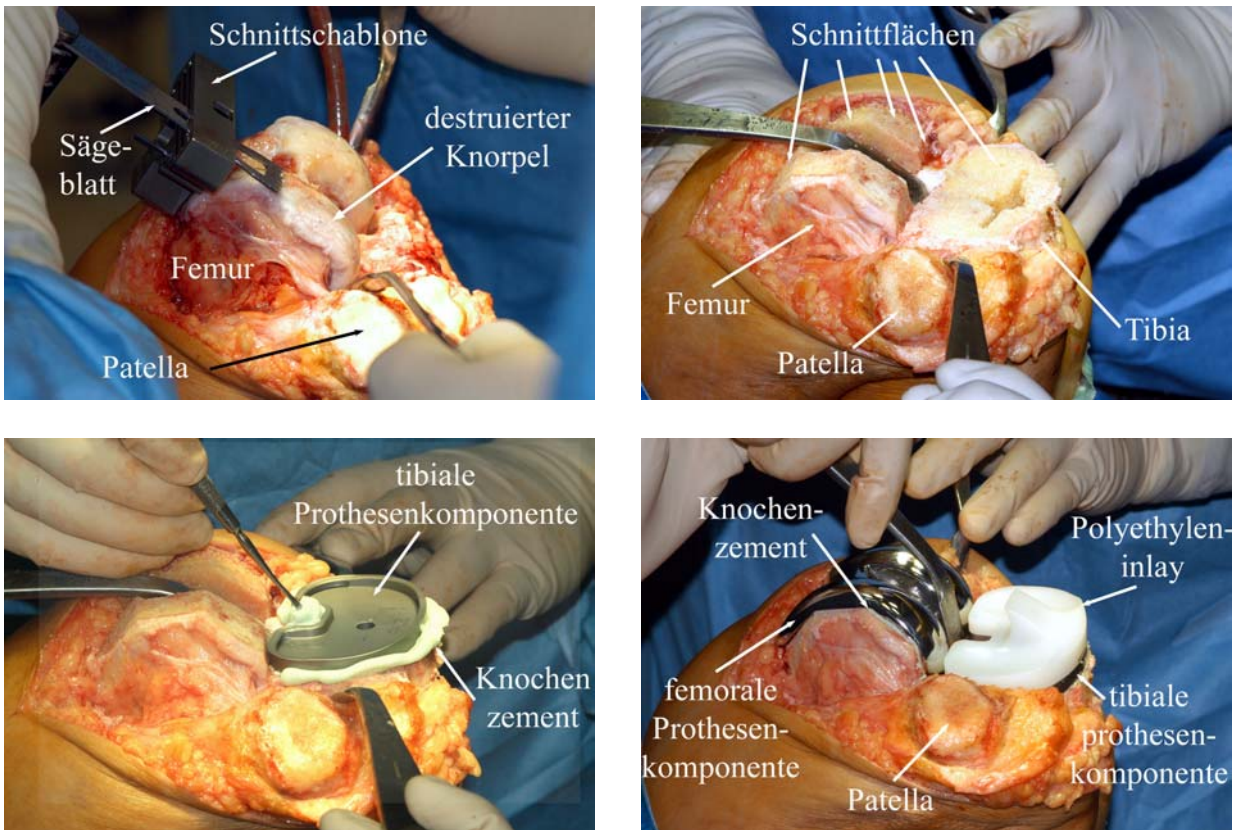


Abbildung 3-14: Implantation einer Knieendoprothese.

Oben links: Sägen des Knochens mit Hilfe einer Schnittschablone.

Oben rechts: Durch Sägen erzeugte Schnittflächen an Femur und Tibia.

Unten links: Zementieren der tibialen Prothesenkomponente.

Unten rechts: Knieendoprothese vor der Reposition.

Der Antrieb ist pneumatisch oder elektrisch, der Vorschub erfolgt von Hand.



Abbildung 3-15: Oszillierende Sägemaschine zum Trennen von Knochen.

Die Effektivität ist gut, die Genauigkeit ist bei Verwendung entsprechender Schablonen hinreichend. Als limitierender Faktor muss angeführt werden, dass lediglich planparallele Flächen gefertigt werden können. Außerdem entsteht Reibungswärme, welche die Biologie der Schnittflächen negativ beeinflusst.

Bei Operationsrobotern hat sich hingegen das Fräsen bewährt²⁸⁴. Die so mit dem Roboter erzielte Fertigungsgenauigkeit übertrifft die des Sägens deutlich, die Reibungswärme jedoch ist auch hier für die Knochenbiologie von erheblichem Nachteil^{23;87}.

Das Keilschneiden (mit dem Osteotom = Meißel) hat als nicht spanendes Verfahren gegenüber dem Sägen oder dem Fräsen den Vorteil, dass die Biologie des Knochens kaum beeinträchtigt wird. Deshalb wird diese Methode z.B. im Fall der Osteotomie zur Verlängerung eines Knochens angewandt, weil hier nicht die Genauigkeit, sondern die biologische Potenz des Knochengewebes an den Schnittflächen von übergeordneter Bedeutung ist.

Zum Trennen dickerer und harter Knochen ist das Keilschneiden ungeeignet.

Das thermische Schneiden mit LASER wurde bisher nur experimentell zum Schneiden von Knochen verwendet²⁵⁹. Mit dem LASER lässt sich aus geometrischer Sicht ein sehr genauer Schnitt realisieren. Es hat sich allerdings herausgestellt, dass sehr tiefe Schnitte – wie sie für Trennschnitte z.B. am Femur erforderlich sind – nur mit einem CO₂-LASER unter Verwendung sehr hoher Energien ausgeführt werden können³¹. Diese verursachen an den Schnittflächen inakzeptable thermische Schädigungen. Verwendet man YAG- oder Excimer-LASER, die aufgrund anderer Wellenlängen geringere Temperaturbelastungen verursachen, nimmt man den Nachteil einer geringeren Schnittleistung in Kauf¹⁴⁶.

3.5.2 Gewebstypisierung

Sowohl die Implantation von Endoprothesen z.B. im Bereich des Kniegelenks als auch die Osteotomie zur Achskorrektur werden in der Metaphyse oder Epiphyse des Knochens, also in Bereichen, in denen der Knochen vorwiegend als Spongiosa anzutreffen ist, durchgeführt (Abbildung 3-16). Es ist davon auszugehen, dass sich Parameter für die Bearbeitung von kortikalem Knochen nicht auf die Spongiosa übertragen lassen.

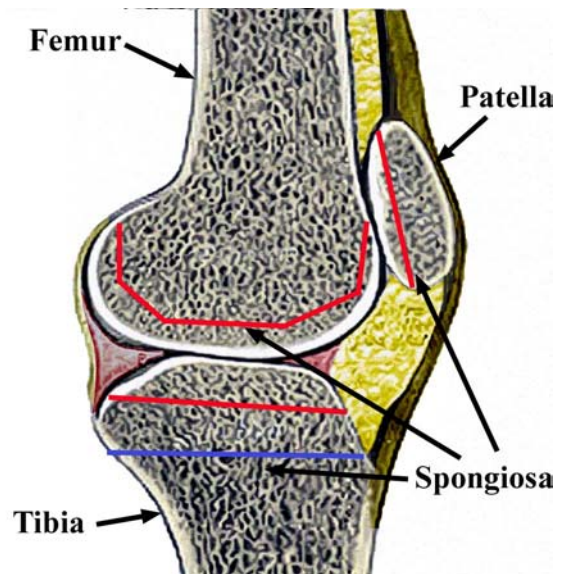


Abbildung 3-16: Schematische Darstellung der Schnitte bei der Implantation einer Knieendprothese (rot) und bei einer Tibiakopfosteotomie (blau).

Zwar ist das Material, das Kortikalis und Spongiosa zugrunde liegt grundsätzlich dasselbe, aber die Struktur der Gewebe unterscheidet sich erheblich. Der Unterschied zwischen Kortikalis und Spongiosa lässt sich am einfachsten mit Hilfe der Porosität veranschaulichen: Die Kortikalis hat eine Porosität von 3-5%, während die Spongiosa eine Porosität von bis zu 90% aufweisen kann (Abbildung 3-17)⁶⁸. Die Maschenräume des Trabekelwerks sind mit Knochenmark und Blutgefäßen ausgefüllt.

Im makroskopischen Aufbau spiegelt sich das perfektionierte Prinzip der Leichtbauweise mit einem Maximum an Stabilität bei einem Minimum an Material wieder. Die Spongiosa ist als ein trajektorielles Fachwerk anzusehen. Die Adaptation an die Beanspruchung des Knochens erfolgt sowohl durch Veränderung der Trabekelausrichtung und -dimensionierung als auch durch Veränderung der Materialeigenschaften der Trabekel.

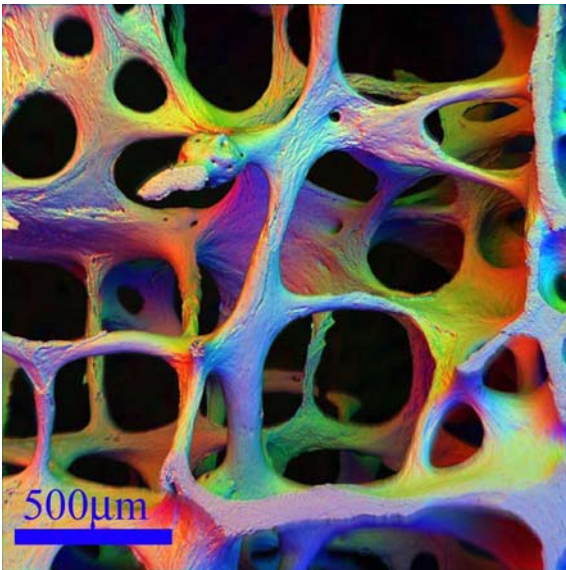


Abbildung 3-17: Computertomogramm einer Spongiosaprobe des Tibiakopfes (colorisiert).

3.5.3 Vorüberlegungen zur Anwendung eines Druckwasserstrahls

Sowohl für die Osteotomie als auch für die Fertigung des Implantatlagere bei der Knieendoprothesenimplantation ist die Schnittqualität (Schnittgeometrie und Schnitttraugigkeit) ein wesentlicher Zielparareter. Gleichzeitig soll die Schnitteffektivität ebenso wie die Effizienz ausreichend sein, um die Operationszeit in Grenzen zu halten.

Um Knochen mit der geforderten Qualität bei ausreichender Effektivität bearbeiten zu können, wird vermutet, dass der Druck des DWS entsprechend hoch sein muss. Die Einschätzung des damit verbundenen Schädigungspotenzials ist notwendig.

Schadensklasse I:

Für die Knochenheilung ist entscheidend, dass an den Schnittflächen die biologische Potenz des Knochens erhalten bleibt.

Der Knochen, der an die Schnittfuge angrenzt darf daher nicht geschädigt werden.

Schadensklasse II:

Eine Schädigung des intertrabekulären Raums, der Nerven und Blutgefäße beherbergt, ist denkbar.

Schadensklasse III:

Da bei Osteotomien der Knochen durchtrennt werden muss, besteht die Gefahr, dass der aus der Schnittfuge austretende Wasserstrahl weitere Strukturen verletzt.

Schadensklasse IV:

Für die Schäden der Klasse IV gelten die selben Überlegungen wie bei der Endoprothesenrevision.

4 Zielsetzung

4.1 Offene Fragen

Es ist bisher offen, ob die Anwendung der DWS-Technik im orthopädischen Operationsalltag möglich und sinnvoll ist. Unbekannt sind die Wirkung und der Materialabtragsmechanismus aller Subtypen der DWS-Technik bei Weichgeweben, Hartgeweben und Biomaterialien.

Offen ist weiterhin die Frage, ob für die DWS-Technik an Geweben und Biomaterialien ein Modell entwickelt und angewandt werden kann, das dazu beiträgt, die Wirkung des Strahls an Geweben und Biomaterialien vorherzusagen. Neben der Effektivität des Trennprozesses muss hier das Schädigungspotenzial in Analogie zur Schadensklassifizierung im Modell zu Trennprozessen bei einer Operation abgeschätzt werden.

4.2 Ziel des Projekts

Die Vor- und Nachteile der DWS-Technik für eine intraoperative Anwendung in Hinblick auf die drei Indikationen: Nukleotomie, Prothesenrevision und Prothesenimplantation bzw. Osteotomie sollten herausgearbeitet werden.

Darüber hinaus sollten Modelle entwickelt werden, die Abhängigkeiten zwischen den Parametern der DWS-Technik und den Zielparametern des Trennprozesses in einer Operation aufzeigen. Weiterhin sollten die Mechanismen, die zum Materialabtrag im Gewebe und Biomaterial führen, diskutiert werden.

4.3 Von der Idee zur klinischen Anwendung

Im deutschen Medizinproduktegesetz steht geschrieben: „Die klinische Prüfung eines Medizinproduktes darf bei Menschen nur durchgeführt werden, wenn und solange die Risiken, die mit ihr für die Person verbunden sind, bei der sie durchgeführt werden soll, gemessen an der voraussichtlichen Bedeutung des Medizinproduktes für die Heilkunde ärztlich vertretbar sind“^a.

Vor einer klinischen Anwendung der DWS-Technik mussten daher alle möglichen Vor- und Nachteile beleuchtet und Risiken mit dem zu erwartendem Nutzen abgewägt werden.

Die erste Phase des vorgestellten Projekts bestand aus In-vitro-Schnittversuchen an Gewebe- und Biomaterialproben. Diese sollten dazu dienen, Zusammenhänge zwischen erzeugungsorientierten Parametern der DWS-Technik und Zielparametern des Trennprozesses aufzuzeigen und das Schädigungspotenzial einzuschätzen.

Die Abwägung zwischen Vorteilen, Nachteilen und Risiken nach der ersten Projektphase diente zur Einschätzung, ob für die jeweilige Indikation eine zweite vorklinische Projektphase sinnvoll und notwendig ist.

Die Projektphase 2 bestand ebenfalls aus In-vitro-Versuchen. Im Gegensatz zu einfachen Schnittversuchen an Gewebeproben fanden diese am anatomischen Präparat statt. Vor- und Nachteile der DWS-Technik im Hinblick auf Effektivität, Qualität und Schädigung waren im Vergleich zu bisher bekannten Methoden zu überprüfen.

^a Gesetz über Medizinprodukte, <http://bundesrecht.juris.de/bundesrecht/mpg>

Erst als sich in dieser Projektphase belegen ließ, dass in der Risiko-Nutzenabwägung immer noch deutliche Vorteile für die Anwendung der DWS-Technik zu erwarten sind, war eine In-vivo-Anwendung am Patienten, also eine 3. Projektphase möglich. Die klinische Pilotstudie ist die einzige Möglichkeit, den Operationserfolg im Sinne einer Schmerzlinderung beurteilen zu können.

4.4 Experimentelle Vorgehensweise

In dieser Arbeit werden im Rahmen der Projektphase 1 Schnittversuche an Weichgeweben, Hartgeweben und Knochenzement vorgestellt. Anhand dieser Versuche soll der Materialabtragsmechanismus in Geweben

und Biomaterialien analysiert werden. In weiterer Folge werden im Rahmen einer empirischen Modellbildung Zusammenhänge zwischen erzeugungsorientierten Parametern und Zielparametern aufgezeigt. Gleichzeitig soll die Gültigkeit analytischer Kerbtiefenmodelle für Gewebe und Biomaterialien überprüft werden.

Im Anschluss daran findet eine kritische Bewertung der Ergebnisse im Hinblick auf die spezielle OP-Situation statt, um entscheiden zu können, welche Anwendungen für weitere Projektphasen bis hin zur klinischen Nutzung in Frage kommen.

Für diese Anwendungen werden in den weiteren Kapiteln dieser Arbeit die Versuche zur Projektphase 2 und die Anwendung der DWS-Technik am Patienten als Projektphase 3 beschrieben.

5 Druckwasserstrahl-Verfahrenstechnologie

Dieses Kapitel soll in die Prinzipien der DWS-Technik und in die Mechanismen des Materialabtrags einführen. Die Parameter, die den Materialabtrag beeinflussen, werden definiert und Modelle zur Darstellung der Abhängigkeiten untereinander vorgestellt. Dies dient als Grundlage für die Bildung eines empirischen Modells zum DWS-Trennen bei einer Operation.

5.1 Allgemeine Grundlagen

Bereits zum Ende des 18. Jh. wurden Druckwasserstrahlen zum Abbau von Gesteinen in den Goldminen Alaskas benutzt. In den 1960er Jahren wurde diese Idee zum Trennen von Faserverbundwerkstoffen in der Luft- und Raumfahrtindustrie wieder aufgegriffen. Inzwischen sind hochenergetische Flüssigkeitsdruckstrahlen in vielen Bereichen der industriellen Fertigungstechnik als Schneid-, Bohr- und Reinigungswerkzeug^{67;96;167;201} etabliert. Ein wesentlicher Vorteil gegenüber anderen Trennverfahren liegt im athermischen Charakter des Abtragsprozesses. Darüber hinaus bietet der DWS die Option des selektiven Abtrags eines Werkstoffs im Werkstoffverbund, wenn die mechanischen Eigenschaften unterschiedlich genug sind. Ein weiterer Vorteil ist, dass trotz der hohen lokalen mechanischen Beanspruchung die Reaktionskräfte am gesamten Werkstück und am Schneidwerkzeug selbst vergleichsweise gering sind. Das Schneidwerkzeug unterliegt einem im Vergleich zu anderen Trennverfahren sehr geringen Verschleiß²⁹⁰.

Der Einsatz des reinen DWS ist vorwiegend auf nicht-metallische Werkstoffe beschränkt, weil sich der zum Schneiden härterer Werkstoffe notwendige sehr hohe Pumpendruck technisch schwer und nur mit hohen Kosten

realisieren lässt. Mit Hilfe der Strahldynamisierung beim diskontinuierlichen Druckwasserstrahl (DDWS) kann zwar die Abtragsrate für bestimmte Materialien gesteigert werden⁷⁸, aber keramische Werkstoffe oder gehärtete Stähle sind auch mit dieser Technik schlecht zu bearbeiten.

Anfang der 1980er Jahre wurde das Trennen mit Abrasiv-Druckwasserstrahlen (ADWS) entwickelt¹²⁵. Beim ADWS wird die Trennwirkung des reinen DWS durch Zusatz von Feststoffpartikeln als Schneidmedium so gesteigert, dass auch gehärtete Stähle, Glas und Keramik bearbeitet werden können. Beim ADWS dient der DWS in erster Linie zur Beschleunigung des Abrasivstoffs, der den größten Teil des eigentlichen Materialabtrags bewirkt.

Das Trennen mit DWS ist den in DIN8200 beschriebenen Strahlverfahren zuzuordnen². Strahlen wird hier definiert als ein Fertigungsverfahren, das Strahlmittel in Strahlgeräten beschleunigt und zum Aufprall auf die Werkstückoberfläche bringt. Das Strahlssystem ist der Druckflüssigkeitsstrahl.

Unabhängig von der verfahrenstechnischen Systematik der DIN8200 hat sich die Unterteilung der DWS nach Belastungsregime und Strahlmittel neben der Klassifizierung des Druckbereichs bewährt²⁰⁴.

5.2 Druckwasserstrahl

Das Prinzip des reinen DWS ist die Umwandlung potenzieller Energie in kinetische Energie.

Die potenzielle Energie kann über verschiedenartige Druckerzeuger (Pumpen) bereitgestellt werden¹⁰⁵. Zentraler Bestandteil einer DWS-Anlage ist die Düse, in der die Strahl-

flüssigkeit beschleunigt und potenzielle Energie in kinetische Energie umgewandelt wird (Abbildung 5-1).

5.2.1 Wirkungsgrad

Der Energieumwandlungsprozess in der Düse ist nicht verlustfrei (Gleichung 5-1). Der Düsenwirkungsgrad (η) hängt ab vom Kennwert der Strahlflüssigkeit (K), der Kontraktionszahl (α) und der Geschwindigkeitszahl (ϵ). Die Wandströmung wird beim Eintreten in die Ausflussöffnung der Düse zur Strahlachse hin umgelenkt.

Gleichung 5-1:

$$\eta = \frac{E_{kin}}{E_{pot}} = \frac{\dot{m}_W v_W^2}{2 p_W \dot{V}}$$

η Düsenwirkungsgrad

E_{kin} Kinetische Energie

E_{pot} Potenzielle Energie

\dot{m}_W Wasserdurchsatz

v_W Strahlgeschwindigkeit

p_W Wasserdruck

ρ_W Dichte des Wassers

Der Strahl hat deshalb nicht in der Düse selbst, sondern kurz danach seinen geringsten Durchmesser.

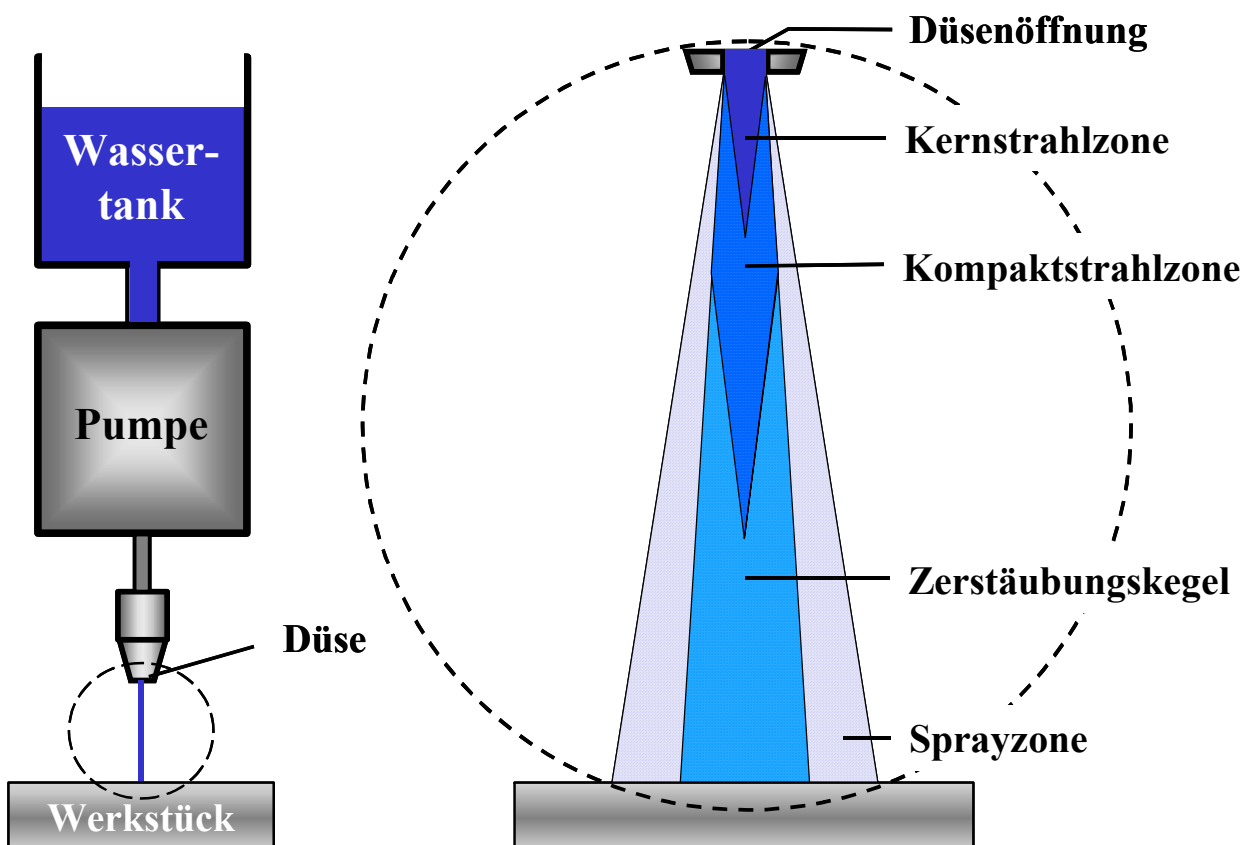


Abbildung 5-1: Schematische Darstellung einer Druckwasserstrahlanlage und der Zonen des Freistrahls.

Links: DWS-Anlage bestehend aus einer Pumpe und einer Düse, in der die potenzielle Energie des Wassers in kinetische Strahlenergie umgewandelt wird.

Rechts: Freistrahls im Umgebungsmedium Luft mit Darstellung der Kernstrahlzone, der Kompaktstrahlzone und des Zerstäubungskegels.

Die Kontraktionszahl (α) gibt Aufschluss über das Verhältnis von Durchmesser des erzeugten Strahls zum Düsendurchmesser und ist in erster Linie von der Düsengeometrie abhängig. Mit einer stetigen Düsengeometrie werden höhere Kontraktionszahlen erreicht als mit einer unstetigen (Abbildung 5-2).

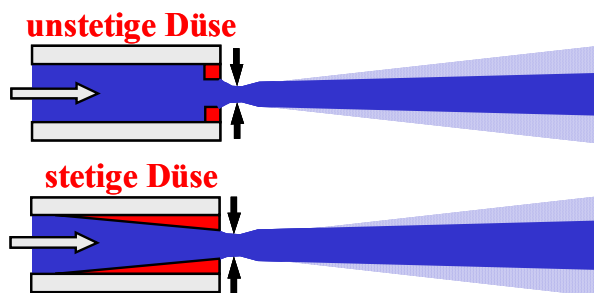


Abbildung 5-2: Schema der Strahlkontraktion in Abhängigkeit von der Düsengeometrie.

Pumpendruck und Düsendurchmesser beeinflussen die Kontraktionszahl ebenfalls. Eine Erhöhung beider Kennwerte führt zu niedrigeren Kontraktionszahlen. Der Wertebereich von α liegt in der Praxis zwischen $\alpha=0,5$ und $\alpha=0,99$ ^{247;290}.

Die Geschwindigkeitszahl (ε) berücksichtigt, dass durch die Wandreibung in der Düse ein Druckverlust entsteht. Die wahre Strahlgeschwindigkeit ist daher gegenüber der theoretischen, maximalen Strahlgeschwindigkeit um den Faktor ε vermindert.

Dieser Druckverlust und damit die Geschwindigkeitszahl ε hängen von der Düsengeometrie und dem Volumenstrom ab²⁹⁷. Unstetige Düsen sind in diesem Zusammenhang vorteilhafter, da die Endstücke von stetigen Düsen einen höheren Druckverlust verursachen.

Die Werte für ε werden zwischen 0,90 und 0,98 angegeben²⁹⁷.

Kontraktionszahl (α) und Geschwindigkeitszahl (ε) werden zur Ausflusszahl (μ) zusammen-

gefasst (Gleichung 5-2). Diese wird experimentell bestimmt und liegt für stetige Düsen zwischen 0,6 und 0,75.

Gleichung 5-2: $\mu = \alpha \cdot \varepsilon$

μ Ausflusszahl
 α Kontraktionszahl
 ε Geschwindigkeitszahl

5.2.2 Strahlgeschwindigkeit

Die Geschwindigkeit des resultierenden Strahls kann nach Bernoulli unter Berücksichtigung von ε berechnet werden (Gleichung 5-3).

Gleichung 5-3:
$$v_w = \varepsilon \cdot \sqrt{\frac{2p_w}{\rho_w}}$$

v_w Strahlgeschwindigkeit
 ε Geschwindigkeitszahl
 p_w Wasserdruck
 ρ_w Dichte des Wassers

Da die Dichte der Flüssigkeit mit in diese Berechnung eingeht, ist besonders für die Anwendung des DWS im Hochdruckbereich zu beachten, dass mit zunehmendem Druck die Dichte des Wassers zunimmt. Bei einem Druck von $p_w=400\text{MPa}$ ist die Dichte von Wasser um ca. 13% größer als bei Umgebungsluftdruck, was eine Verringerung der Strahlgeschwindigkeit um ca. 3,5% bewirkt.

5.2.3 Wasserdurchsatz

Gerade für die medizinische Anwendung mit einer Volumenbegrenzung im Sterilbereich ist der Wasserdurchsatz eines DWS wichtig (Gleichung 5-4).

Bei einem Wasserdruck von $p_w=50\text{MPa}$, einem Düsendurchmesser von $d_D=0,2\text{mm}$ und einer Ausflusszahl von $\mu=0,7$ resultiert ein Wasserdurchsatz von ca. 7g/s . In der industriellen Anwendung werden solche Mengen belächelt, im Operationssaal stellen sterile 5L-Beutel schon die größte handelsübliche Einheit dar. Bei den zuvor genannten Parametern ergibt sich hier eine maximale Schneiddauer von $11,9\text{min}$.

Gleichung 5-4: $\dot{m}_w = \alpha \cdot A_D \cdot \rho_w \cdot v_w$

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

5.2.4 Hydraulische Leistung

Eine weitere wichtige Größe ist die hydraulische Leistung (P_h), die sich als Produkt aus Druck und Volumenstrom berechnet (Gleichung 5-5).

Gleichung 5-5: $P_h = \frac{\mu \cdot \pi}{\sqrt{8\rho_w}} \cdot p_w^{\frac{3}{2}} \cdot d_D^2$

P_h Hydraulische Leistung
 μ Ausflusszahl
 ρ_w Dichte des Wassers
 p_w Wasserdruck
 d_D Düsendurchmesser

5.2.5 Wechselwirkung des Strahls mit der Umgebung

Nach Verlassen der Düse tritt das Wasser mit dem Umgebungsmedium Luft in Wechselwirkung, was den Zerfall des Strahls bewirkt. Ohnesorge beschrieb schon 1936 die bis heute gültigen Zerfallsmechanismen „Zertropfen“, „Zerwellen“ und „Zerstäuben“²¹⁵.

Die Art des Strahlzerfalls ist einerseits von der Reynoldszahl, andererseits von der Oberflächenspannung der Flüssigkeit abhängig. Im Verlauf der Tropfenbildung wird Arbeit gegen die Oberflächenspannung der Flüssigkeit verrichtet, wodurch dem Strahl zusätzlich Energie entzogen wird. Es wird zwischen Kernstrahlzone, Kompaktstrahlzone, Zerstäubungskegel und Sprayzone unterschieden (Abbildung 5-1)¹⁵⁰.

Die Kernstrahlzone ist ein Bereich, der unmittelbar an die Düse anschließt und annähernd die Form eines Kegels hat. Geschwindigkeit und axialer Staudruck sind in dieser Zone nahezu konstant und der Strahl hat seine größte Energiedichte¹⁵⁰. Die Länge der Kernstrahlzone (s_c) wächst mit steigendem Düsendurchmesser an. Unterhalb einer Grenz-Reynoldszahl von etwa $Re=460.000$ ist s_c zudem umgekehrt proportional zur Strahlgeschwindigkeit. Über dieser Reynoldszahl ist die Kernstrahlzone geschwindigkeitsunabhängig. Yanaida, dessen Untersuchung bis heute Gültigkeit hat, gibt die Länge der Kernstrahlzone mit dem 73- bis 135-fachen des Düsendurchmessers d_D an³⁰⁰. Die Kernstrahlzone wird von der Kompaktstrahlzone umschlossen, die sich axial weiter in Strahlrichtung fortsetzt. Diese Zone ist von der Wechselwirkung des Strahls mit dem Umgebungsmedium (meist Luft) gekennzeichnet. Geschwindigkeit und Druck nehmen zum Randbereich hin und mit zunehmendem Abstand von der Düse ab. Die Ge-

schwindigkeitsverteilung über den Strahlquerschnitt gleicht einer Normalverteilung. Durch weitere Reibung kommt es mit zunehmendem Abstand von der Düsenöffnung einerseits zu zunehmenden strahlinternen Diskontinuitäten mit Tropfenbildung und andererseits zum Auffächern des Strahls. Die Energiedichte des Strahls nimmt daher ab. Trotzdem findet sich in der Mitte der Kompaktstrahlzone noch ein kontinuierlicher Strahlanteil²⁰⁵.

Die Kompaktstrahlzone geht schließlich fließend in den Zerstäubungskegel über. Der Strahl ist hier vollständig in Einzeltropfen zerfallen und die Energiedichte hat sich weiter verringert. Der Zerstäubungskegel und die Sprayzone, welche den gesamten Freistrahleinhüllt, werden deshalb nicht zum gezielten Materialabtrag genutzt.

5.2.6 Werkstoffbeanspruchung

Die DWS-Beanspruchung des Werkstoffs ist durch eine Kombination von statischen und dynamischen Anteilen gekennzeichnet, die im Folgenden am Beispiel eines einzelnen Wassertropfens, der auf eine Werkstückoberfläche prallt, erklärt werden¹⁴.

Die Wirkung eines Einzeltropfens beim Aufprall auf eine Oberfläche wurde schon zu Beginn des letzten Jahrhunderts im Rahmen der Regen-Erosionsforschung untersucht. Im zunächst punktförmigen Kontaktbereich des Einzeltropfens mit dem Material kommt es zu einem Druckanstieg sowohl in der Materialoberfläche als auch im Tropfen selbst (Abbildung 5-3)^{28;36}.

Die zuerst auftreffende Wasserportion versucht, seitlich abzufließen. Der Tropfen verformt sich, und ein zweiter Wasserring trifft außerhalb der initialen Aufschlagzone auf, bevor die initiale Wasserportion abfließen

kann. Diese wird geradezu eingeschlossen. Dadurch wird eine kurze, aber sehr hohe Druckspitze aufgebaut, die als Stoßdruck bezeichnet wird (Abbildung 5-3, Gleichung 5-6:).

Gleichung 5-6:
$$p_{\text{Stoß}} = c_w \cdot \rho_w \cdot v_w$$

$p_{\text{Stoß}}$Stoßdruck

c_wSchallgeschwindigkeit in Wasser

ρ_wDichte des Wassers

v_wStrahlgeschwindigkeit

Wenn der Druck innerhalb des Rings groß genug geworden ist, strömt das Wasser schließlich ab. In dieser Zeit wirkt ein geringerer Druck auf die Materialoberfläche, der als Staudruck bezeichnet wird (Abbildung 5-3, Gleichung 5-7).

Gleichung 5-7:
$$p_{\text{Stau}} = \frac{1}{2} \cdot \rho_w \cdot v_w^2$$

p_{Stau}Staudruck

ρ_wDichte des Wassers

v_wStrahlgeschwindigkeit

Während des seitlichen Abfließens („jetting-off“) entstehen extrem hohe Wassergeschwindigkeiten, welche die anfängliche Tropfengeschwindigkeit beträchtlich überschreiten¹²⁶. Die Materialoberfläche wird so mit Schubspannungen infolge von Reibung beaufschlagt⁴⁴.

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

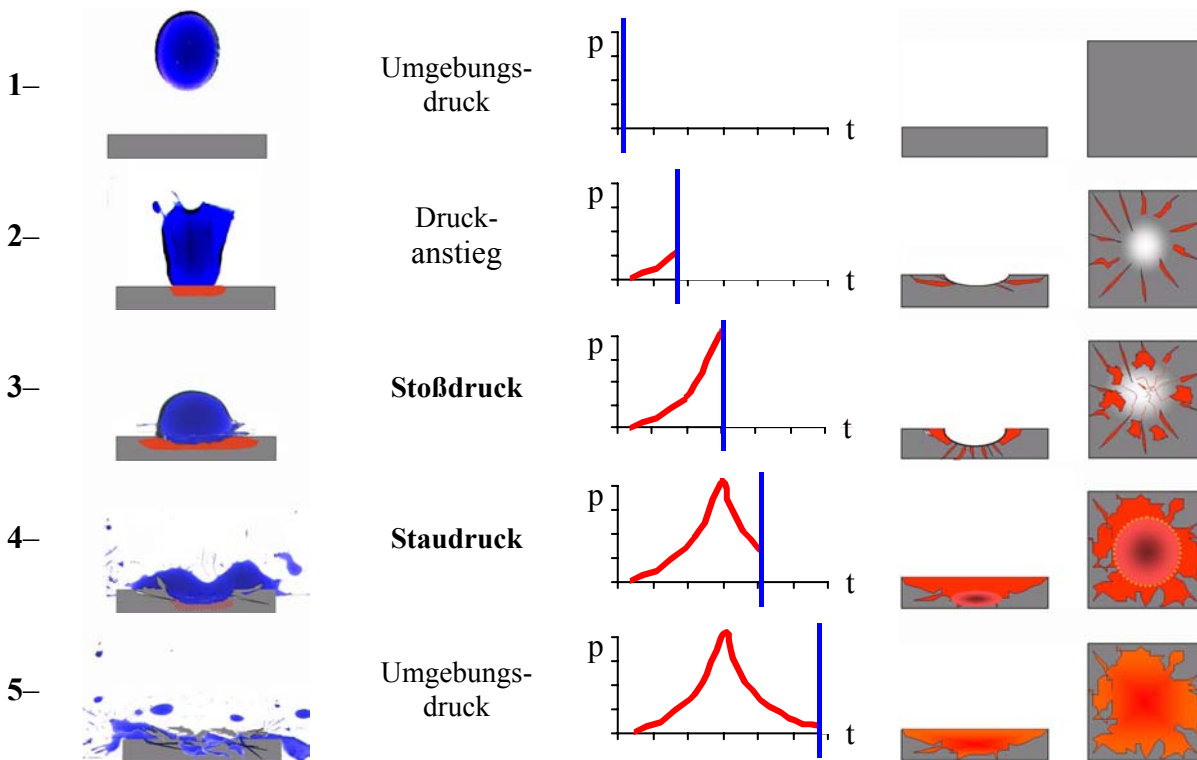


Abbildung 5-3: Schematische Darstellung der Phasen des Einzeltropfenschlags.

Links: Wassertropfen. Mittig: Druck (p) in Abhängigkeit von der Zeit (t). Rechts: Abtragsbild.

- 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 radiale Risse aufgrund induzierter Zug- und Scherspannungen hervorruft.
- 3– Der Tropfen verformt sich, und es kommt zu einer Druckspitze, die als Stoßdruck bezeichnet wird. Folge sind weitere Risse durch die Druckspannungen.
- 4– Der Stoßdruck fällt nach wenigen Mikrosekunden auf den Staudruck ab. Durch die sehr hohen Flussgeschwindigkeiten werden Risse propagiert und ganze Partikel aus dem Material ausgebrochen.
- 5– Durch das Abströmen der Flüssigkeit fällt der Druck wieder auf den Umgebungsdruck.

bis auf den Umgebungsdruck zurück, sondern fällt auf den Staudruck ab.

Der initiale Stoßdruck wirkt zwar nur für einige Mikrosekunden, kann den Staudruck aber um ein Vielfaches übertreffen¹⁸¹.

Darüber hinaus wirkt im Bereich des Strahlmantels ein Mehrfachtropfenschlag, dessen komplexe Materialbeanspruchung bis heute nicht im Einzelnen geklärt ist. Die Feststoffoberflächen werden durch Tropfenkollektive beansprucht, deren Größenverteilung unbekannt ist. Auch die Zahl der Tropfen kann nur überschlägig geschätzt werden. Schikorr hat für die Voraussetzung eines konstanten Tropfendurchmessers von 200µm

eine Tropfenschlagfrequenz von $16 \cdot 10^6$ Hz berechnet²⁴⁶. Beutin konnte einen Zusammenhang zwischen der Höhe des Drucks und der Aufschlagfrequenz und der Aufschlaggeschwindigkeit verschiedener Tropfengrößen nachweisen²⁸.

5.2.7 Mechanismen des Materialabtrags

Rissinitiierung

Der Materialabtrag beim DWS beruht auf Druck-, Zug- und Schubspannungen, die in die Werkstückoberfläche eingebracht werden¹⁸⁸. Zu Beginn des Aufschlags einer Was-

serportion resultieren direkt im Zentrum Druckspannungen. Durch die zentrale Verformung (Eindellung) entstehen um das Aufschlagzentrum herum Zugspannungen. Überschreiten diese die Materialgrenzwerte, kommt es zum Materialversagen. Bei der Bearbeitung von spröden Kunststoffen entstehen z.B. radialsymmetrische Risse um ein nahezu unbeschädigtes Aufschlagzentrum herum^{174;205}.

Risspropagierung

Nach Abklingen des Stoßdrucks bewirkt der Staudruck eine statische Beanspruchung des Materials, wobei die durch den initialen Stoßdruck generierten Risse aufgeweitet werden^{188;223}. Zur Aufrechterhaltung eines kontinuierlichen Risswachstums ist in Relation zur Erzeugung eines initialen Risses ein viel geringerer Druck nötig. Mit der Länge des Risses nehmen die erforderlichen Spannungen überproportional ab^{199;303}. Treffen schließlich mehrere Risse aufeinander, brechen Materialpartikel heraus und es entsteht Materialabtrag²⁰².

Erosion

Erosionseffekte sind für den Materialabtrag von Bedeutung, wenn das Material für Wasser permeabel ist. Der Begriff Erosion umfasst ein Schädigungsmuster, das auf der Wirkung des Wassers in Poren des Materials beruht (Abbildung 5-4).

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 werden²³¹. Der Stellenwert der Erosion als Abtragsmechanismus wurde für verschiedene Gesteine nachgewiesen²².

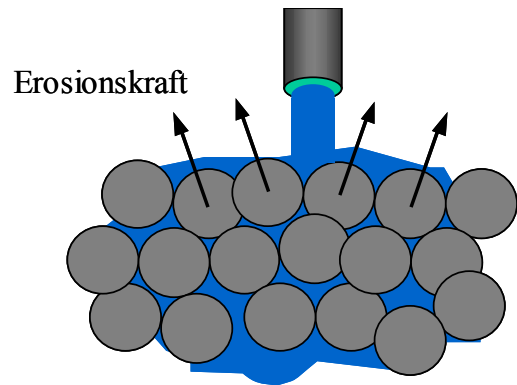


Abbildung 5-4: Schematische Darstellung des Abtragsmechanismus Erosion.

Abrasion

Aus dem Materialverbund herausgelöste Partikel können wiederum selbst mit dem Material in Wechselwirkung treten: Die Belastung kann stoßend, aber auch schleifend erfolgen. Abrasiveffekte sind direkt abhängig von Form und Härte dieser Partikel, also dem Material selbst. Während man sich bei Beton solche Effekte vorstellen kann, sind diese im Bereich der weichen Gewebe des Menschen eher zu vernachlässigen.

Kavitation

Wasserdampfgefüllte Bläschen entstehen an Orten turbulenter Strömungsverhältnisse, wie sie beim Aufprall des Strahls auf Poren und Risse vorliegen, wenn der Dampfdruck des Wassers unterschritten wird. Die Lebensdauer einer Kavitationsblase ist extrem kurz und ihre Größe liegt im Mikrometer-Bereich. Die Implosion einer Kavitationsblase erzeugt eine Druckwelle, durch die Materialabtrag hervorgerufen werden kann²⁰⁴. Durch verschiedene technische Modifikationen des Düsenkopfes ist es möglich die Anzahl der Kavitationsbläschen zu erhöhen, so dass der Kavitationseffekt andere Mechanismen des Materialabtrags übertreffen kann¹⁵².

Der makroskopisch sichtbare Materialabtrag ist eine Kombination der oben beschriebenen

Phänomene. Die Materialabtragsmechanismen haben einerseits Einflussgrößen, die dem Strahl (erzeugungsorientierte Parameter) und dem Prozess (prozessorientierte Parameter) zugeordnet werden, andererseits sind viele der beschriebenen Abtragsmechanismen vom Material selbst abhängig. Diese Einflussgrößen werden als Materialparameter bezeichnet. Die erzeugungs- und prozessorientierten Parameter werden in der industriellen Anwendung an die Materialparameter angepasst.

5.2.8 Erzeugungsorientierte Parameter

Die wichtigsten erzeugungsorientierten Parameter sind der Pumpendruck (p_W) und der Düsendurchmesser (d_D). Oberhalb des materialspezifischen Grenzdrucks (p_G) ist die Kerbtiefe (k) positiv mit dem Pumpendruck sowie mit dem Düsendurchmesser korreliert. Verschiedene Untersuchungen zeigten, dass die Kerbtiefe in der Regel linear vom Druck und auch vom Düsendurchmesser abhängig ist^{15;110;205}. Mit zunehmendem Düsendurchmesser nimmt außerdem auch die Kerbbreite zu^{15;110}.

5.2.9 Prozessorientierte Parameter

Arbeitsabstand

Der Arbeitsabstand (s) ist definiert als der Abstand zwischen Düsenaustritt und Oberfläche des Werkstücks (Abbildung 5-5). Der optimale Arbeitsabstand ist abhängig vom Druck und vom bearbeiteten Werkstoff. Hier spielt es eine entscheidende Rolle, ob ein Werkstoff eher durch dynamische oder statische Beanspruchung abgetragen werden kann, weil sich mit dem Arbeitsabstand auch der Anteil der Stoßdruckbelastung erhöht¹⁸⁸. Die Initiierung von Mikrorissen infolge der

dynamischen Stoßdruckbelastung durch am Strahlrand abgelöste Flüssigkeitstropfen ist erst ab einer bestimmten Strahllänge bzw. einem bestimmten Arbeitsabstand in nennenswerter Anzahl zu erreichen.

Strahlanstellwinkel

Der Strahlanstellwinkel (β), d.h. der Winkel zwischen Werkstückoberfläche und DWS in einer in Strahlrichtung (z) und Vorschubrichtung (y) aufgespannten Ebene (Abbildung 5-5) beeinflusst ebenfalls den Materialabtrag. Ein nachgestellter Strahl ($\beta > 90^\circ$) unterstützt das Abfließen von Wasser und abgetragenen Partikeln. Ein vorgestellter Strahl ($\beta < 90^\circ$) erhöht die Abtragsleistung, da das Wasser am Abfließen aus der Kerbe gehindert wird und sich so der resultierende Druck an der Schnittfront erhöht²⁰⁵.

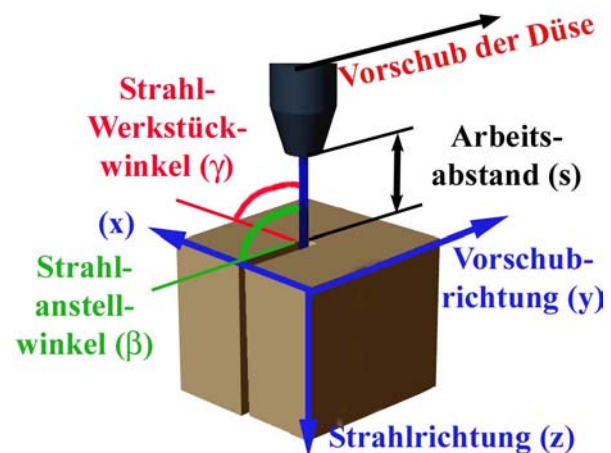


Abbildung 5-5: Definition prozessorientierter Parameter in einer schematischen Darstellung.

Vorschubgeschwindigkeit

Die Erhöhung der Vorschubgeschwindigkeit (v_V) führt generell zu Abnahme von Kerbtiefe und Materialabtrag^{15;110}. Die Vorschubgeschwindigkeit hat aber auch Einfluss auf die Schnittqualität. Je geringer die Vorschubgeschwindigkeit ist, desto geringer ist die Oberflächenrauigkeit der Schnittfläche^{15;110;205}.

5.3 Diskontinuierlicher Druckwasserstrahl

Das Prinzip des diskontinuierlichen Druckwasserstrahls (DDWS) ist die Nutzung des Einzeltropfenschlags durch gezielte Unterbrechung eines kontinuierlichen Strahls. Auch ein kontinuierlicher DWS verfügt über Strahlzonen, in denen mit einer hauptsächlich dynamischen Werkstückbeanspruchung zu rechnen ist³⁰⁰. Wegen des hohen Abstandes dieser Zonen von Düse und Strahlzentrum ist die Energiedichte jedoch deutlich geringer. Die dynamischen Komponenten wirken im kontinuierlichen Strahl mehr im Strahlmantel als im Strahlkern. Beim diskontinuierlichen DWS betrifft die Dynamik auch die Kernzone des Strahls. Die durch gezielte Unterbrechung entstehenden einzelnen Strahlsegmente sind größer und energiereicher als Einzeltropfen, die durch den normalen Strahlerfall im Strahlmantel entstehen.

Beim diskontinuierlichen DWS treffen einzelne Strahlabschnitte aufeinander folgend auf das Werkstück auf. Mit jedem Strahlabschnitt wird initial der Stoßdruck und in weiterer Folge der Staudruck übertragen. Im Gegensatz zum kontinuierlichen Strahl wirkt der Staudruckanteil jedoch nur kurze Zeit, weil der Strahl unterbrochen wurde. So wird wieder der Umgebungsdruck erreicht, bevor der nächste Stoßdruckimpuls folgt. Der hohe Stoßdruckanteil bricht die Materialoberfläche auf. Durch das nachfolgende Wasser und den neuerlichen Staudruckanteil wird diese initiale Oberflächenschädigung ausgeweitet. Sowohl die Frequenz als auch die Amplitude der maximalen Druckbeanspruchung sind beim diskontinuierlichen Strahl größer als beim kontinuierlichen DWS (Abbildung 5-6). Die dadurch bedingte höhere Spannungsamplitude und Lastwechselzahl führt eher zur Materialermüdung als eine Beaufschlagung mit einem kontinuierlichen DWS.

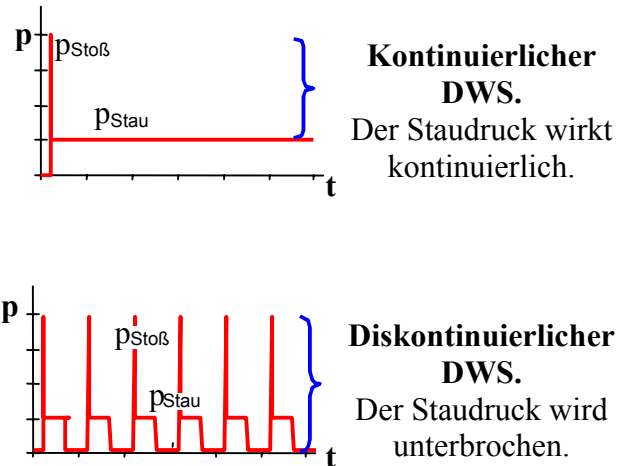


Abbildung 5-6: Druck in Abhängigkeit von der Zeit für einen DWS und einen DDWS.

Die geschweifte Kammer bezeichnet die Druckamplitude.

Erdmann-Jesnitzer et al. führten Parameterstudien mit dem DDWS an verschiedenen Metallen durch⁷⁸. Sie beschreiben, dass z.B. eine glatte Aluminiumoberfläche im kontinuierlichen DWS mit einem Druck von $p_w=70\text{MPa}$ nicht gekerbt oder deformiert werden kann. Durch eine Strahlunterbrechung war das selbe Material bereits mit einem Druck von $p_w=20\text{MPa}$ zu bearbeiten. Im DDWS seien die Stoßdruckanteile in der Lage, den Abtragsvorgang zu starten, weil sie Oberflächenrisse erzeugten, die mit Hilfe des nachfolgenden Staudrucks erweitert würden. Für spröde und duktile Metalle folgert Erdmann-Jesnitzer, dass bei spröden Werkstoffen sowohl Stoßdruck als auch Staudruck, bei duktilen Werkstoffen allein der Staudruck für den Materialabtrag verantwortlich sei⁷⁸.

5.3.1 Erzeugung der Strahldiskontinuität

Im DDWS kann die Diskontinuität z.B. durch mechanische Strahlzerteiler¹⁸⁵, Resonanz⁵⁸ oder gezielte Kavitation²⁸⁶ hervorgerufen werden.

Frequenzen bis 3000Hz werden durch Loch- oder Zahnscheiben, die den Strahl zyklisch unterbrechen, realisiert (Abbildung 5-7). Dies hat jedoch den Nachteil, dass ein Teil der hydraulischen Energie für den Abtragsprozess nicht genutzt werden kann. Bei der Selbstresonanz wird das Prinzip der Helmholtz-Oszillation auf Flüssigkeitsstrahlen übertragen.

Hierbei wird die Randschicht (Scherschicht) zwischen Strömung und Wandung gezielt zur Ablösung angeregt. Johnson und Cahaine berichteten erstmals 1984 über entsprechende Kammergeometrien¹⁵¹.

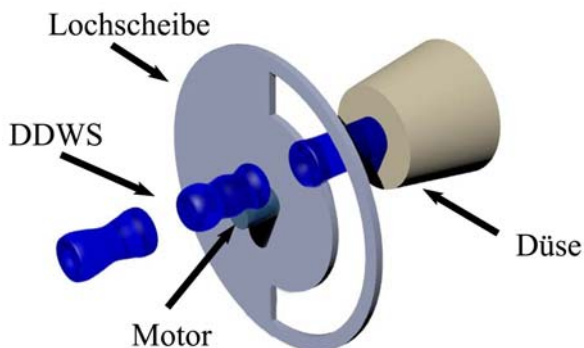


Abbildung 5-7: Schematische Darstellung eines mechanischen Strahlzerteilers.

Vorteil dieser Methode ist, dass die gesamte Strahlenergie auf das Werkstück trifft. Nachteil ist, dass die jeweilige Kammergeometrie nur für ganz spezielle erzeugungsorientierte Parameter geeignet ist²⁴³.

Höhere Pulsfrequenzen sind durch LASER-Einkopplung in den Strahl zu verwirklichen¹⁹⁷. Durch LASER-Pulse wird jeweils

ein Wasseranteil verdampft, was den Strahl kurzzeitig unterbricht (Abbildung 5-8).

Der Nachteil besteht im Aufwand der Erzeugung der notwendigen Laserenergie.

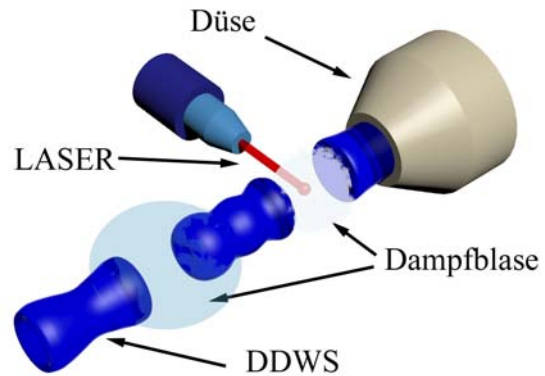


Abbildung 5-8: Schematische Darstellung der Strahlzerteilung durch LASER.

Durch Ultraschall kann die Düse entlang der Strahlachse in Oszillation versetzt werden^{90;198}. Während die Bewegung in Strahlrichtung die Flüssigkeit beschleunigt, wird diese bei Bewegung des piezoelektrischen Transformators entgegen der Strahlrichtung verzögert (Abbildung 5-9). Durch die Geschwindigkeitsdifferenzen resultiert ein diskontinuierlicher Freistrah.

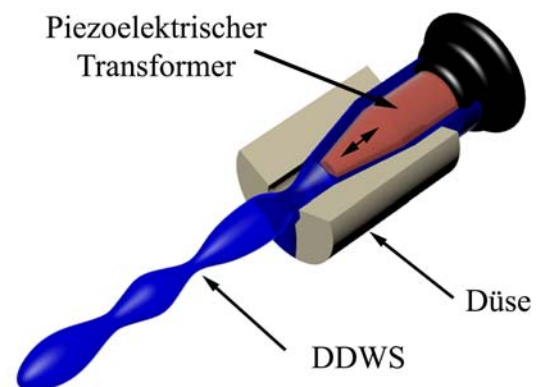


Abbildung 5-9: Schematische Darstellung der Strahlzerteilung durch einen Ultraschallmodulator.

Kavitierende Druckwasserstrahlen können durch den Einbau von Störkörpern in der Düse erzeugt werden¹²².

5.3.2 Erzeugungorientierte Parameter

Das Verhältnis zwischen Stoß- und Staudruckanteilen kann beim DDWS ebenso wie die Frequenz variiert werden. Am anschaulichsten lässt sich dies anhand eines DDWS erklären, der mit einer rotierenden Lochscheibe erzeugt wurde. Der Stoßdruckanteil ist proportional zur Drehzahl der Lochscheibe und damit der Frequenz, mit der die Öffnung der Lochscheibe durch den Strahl geführt wird. Der Staudruckanteil ist weitgehend unabhängig von der Frequenz, denn das Winkelverhältnis zwischen Öffnungs- und Schließwinkel (Phasenwinkel φ) der Lochscheibe bestimmt den Staudruckanteil (Abbildung 5-10). Der Stoßdruck bleibt von φ aber unbeeinflusst.

Vergrößert man φ (Abbildung 5-10, 1-/2-) so bleibt die Anzahl der Stoßdruckimpulse gleich, aber der Staudruckanteil wird größer. Bei Erhöhung der Frequenz f erhöht sich die Anzahl der Stoßdruckimpulse. Der Staudruckanteil bleibt rechnerisch konstant (Abbildung 5-10, 1-/3-). Die Zeitperiode, in der ein Staudruck wirkt, ist jedoch kürzer.

Da der Staudruck zur Risspropagierung auch eine Mindestwirkzeit benötigt, schließt Yie, dass der für den Materialabtrag wirksame Staudruckanteil umgekehrt proportional zur Frequenz ist³⁰².

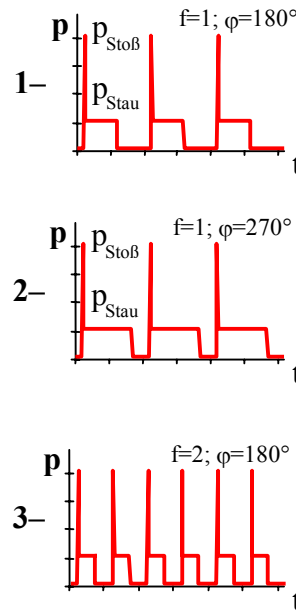


Abbildung 5-10: Druck in Abhängigkeit von der Zeit bei Variation der Frequenz und des Phasenwinkels im DDWS.

Druck (p); Zeit (t), Frequenz (f), Phasenwinkel (φ).

5.3.3 Prozessorientierte Parameter

Die prozessorientierten Parameter entsprechen im Wesentlichen jenen des DWS (siehe S.34). Im Gegensatz zum DWS wird beim DDWS jedoch schon bei einem geringen Arbeitsabstand eine dynamische Werkstückbelastung erzielt.

Sind die Geschwindigkeitsdifferenzen, die für die Formierung der einzelnen Pulssegmente bestimmend sind, nicht groß genug, so ist ein gewisser Mindestarbeitsabstand erforderlich, um die Vorteile der Pulsation zu nutzen. Der Abstand zwischen den Pulssegmenten sollte darüber hinaus ausreichend sein, damit genug Zeit für den Aufschlag und das Abfließen eines Pulssegmentes zur Verfügung steht bevor das nächste Segment aufschlägt³⁰².

5.4 Abrasivdruckwasserstrahl

Die Effektivität des reinen DWS kann durch Zumischung feinkörniger Feststoffpartikel (Abrasive) gesteigert werden^{119;171;205}.

Mit Abrasiv-Druckwasserstrahlen (ADWS) werden selbst gehärteter Stahl oder Materialien wie Keramik oder Glas bearbeitet, was weder mit dem kontinuierlichen noch mit dem diskontinuierlichen DWS möglich ist²⁹⁹. Das vielfache Auftreffen der Abrasivpartikel bewirkt eine gesteigerte Häufigkeit und Amplitude der Stoßbeanspruchung im Material. Im Gegensatz zu Wasser wird das zugeführte scharfkantige, mineralische Strahlmittel mit sehr hohen Leistungsdichten (bis $20\text{kW}/\text{mm}^2$)¹¹⁴ auf das Werkstück transportiert. Die Verformbarkeit der Feststoffpartikel ist geringer als die von Wasser, d.h., sie können nach dem Aufprall nicht sofort seitlich abströmen. Daraus ergibt sich eine verlängerte Belastungsdauer als beim Aufprall eines Wassertropfens¹²⁵.

Der größte Teil der Energie des Wassers wird auf die Abrasivpartikel übertragen¹¹⁸. Das Beschleunigungsmedium Wasser nimmt daher nur sekundär am Zerspanungsprozess teil. Es verhindert den Rückprall der Abrasivpartikel, kann diese erneut beschleunigen und so mehrfach zum Aufschlag bringen³⁰¹. Der Wasseranteil hilft, initiierte Risse aufzuweiten und den Abtrag aus der Kerbe abzutransportieren.

Es besteht die Möglichkeit, die Abrasivpartikel hinter der Wasserdüse (Wasser - Abrasiv - Injektor - Strahl = WAIS) oder vor der Düse, also im Hochdruckbereich, beizumischen (Wasser - Abrasiv - Suspensions - Strahl = WASS).

5.4.1 Wasserabrasivinjektorstrahl

Beim WAIS ist der Wasserdüse eine Mischkammer nachgeschaltet, in der sich nach dem Injektorprinzip ein Unterdruck ausbildet (Abbildung 5-11). Eine seitliche Öffnung der Mischkammer dient der Zuführung der Abrasive. Die Abrasivpartikel werden am Ende einer Schlauchleitung in den Luftstrom gebracht. Mit speziellen Dosiersystemen (z.B. Vibrationsförderer, Schneckenförderer, Anhang S.217) wird ein konstanter Abrasivmassenstrom gewährleistet.

Der Luftstrom fördert die Abrasivpartikel in die Mischkammer. Trifft der Strahl in der Mischkammer auf Abrasivpartikel, so werden diese mitgerissen und beschleunigt²¹⁷. Der Mischkammer ist ein Fokusrohr nachgeschaltet, welches bewirkt, dass sich die beschleunigten Abrasivpartikel kollinear zur Strahlachse ausrichten. Das Fokusrohr dient auf diese Weise der Strahlstabilisierung (Abbildung 5-11). Die Partikel erreichen in Abhängigkeit von der Fokusrohrlänge 50–70% der Wassergeschwindigkeit¹²⁹.

Der entstehende Dreiphasenstrahl besteht zu einem Volumenanteil von ca. 95% aus Luft, zu 4% aus Wasser und zu weniger als 1% aus Feststoff³⁷. Die Luft beeinflusst die Strahlstabilität negativ. So werden im Strahl Turbulenzen erzeugt, die eine Divergenz des Abrasivstrahls hervorrufen²⁷⁸. Innerhalb der Mischkammer und im Fokusrohr werden bereits 80% der Abrasivpartikel zerkleinert, was bis zu 10% der Strahlenergie verbraucht²⁰⁵.

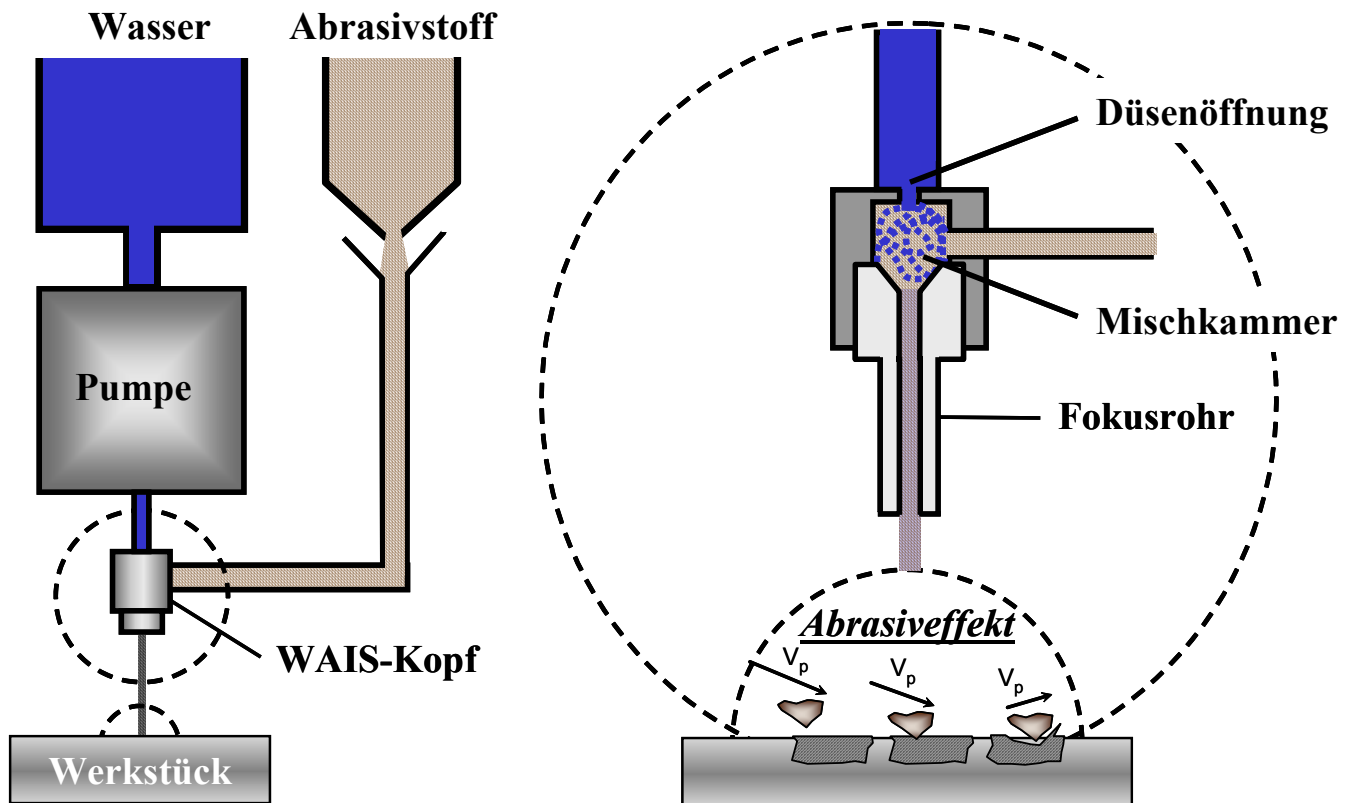


Abbildung 5-11: Prinzip des Wasser-Abrasive-Injektor-Strahls (WAIS).

Links: Schema einer ADWS-Anlage, bestehend aus einer Pumpe und einem WAIS-Kopf, in dem die Energie des Wassers auf die Partikel übertragen wird.

Rechts: Schema eines WAIS-Kopfes mit einer Mischkammer und einem Fokusrohr und schematische Darstellung des Abrasiveffekts.

5.4.2 Wasserabrasivsuspensionsstrahl

Der WASS geht von einer primären Mischung des Abrasivstoffs mit Wasser aus, also einer Suspension im Hochdruckbereich, die in der Düse beschleunigt wird. WASS können mit verschiedenen Techniken erzeugt werden: Das „direkte Pumpen“ beruht auf der Verdichtung einer im Niederdruckbereich vorgemischten Suspension (Abbildung 5-12). Dieses Verfahren wurde bei geringem Druck bisher nur zur Unterstützung von Bohrprozessen in Gesteinen eingesetzt. Von erheblichem Nachteil ist die abrasive Belastung der Pumpe, die eine Weiterentwicklung dieser

Technik zu höheren Druckbereichen bisher verhindert hat.

Das Prinzip „indirektes Pumpen“ verwendet einen Abrasivstoffvorratsbehälter, in dem sich eine fertig angemischte Suspension und ein verschieblicher Kolben („Separator“) befinden (Abbildung 5-12). Der Kolben wird auf der einen Seite mit Druckwasser beaufschlagt und drückt die Suspension aus dem Vorratsbehälter durch die Düse. Größter Nachteil des indirekten Pumpens ist die Mengenbegrenzung. Die Pumpe ist aber keiner abrasiven Beanspruchung ausgesetzt.

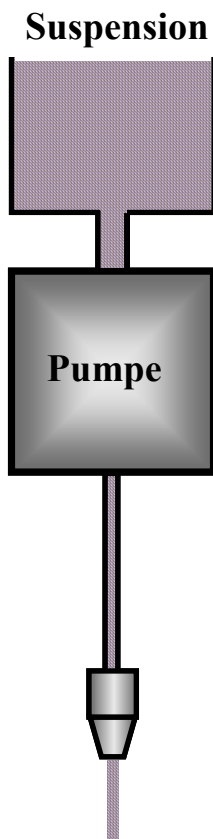
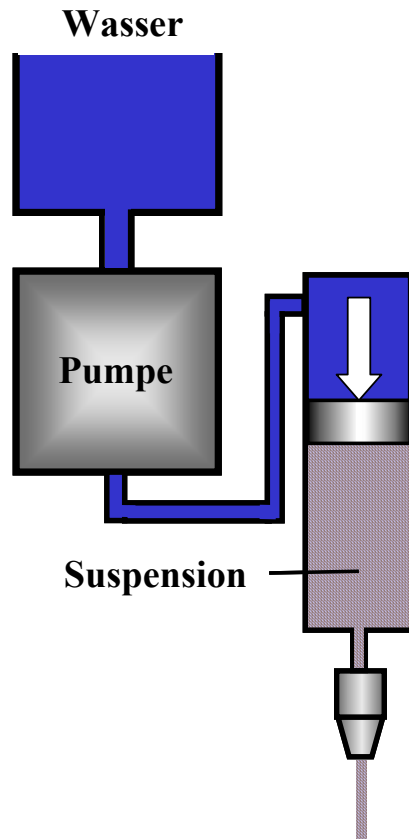
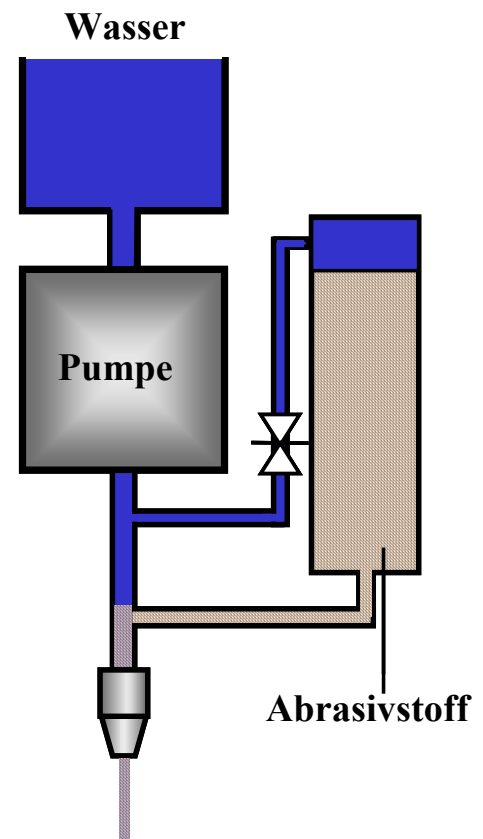
Direktes Pumpen**Indirektes Pumpen****Bypass-Prinzip**

Abbildung 5-12: Prinzipien des Wasser-Abrasiveffstoff-Suspensions-Strahls (WASS).

Links: Direktes Pumpen mit Förderung einer Abrasiveffstoffmischsuspension durch die Pumpe selbst.

Mittig: Indirektes Pumpen durch Beaufschlagung eines Trennkolbens mit Pumpendruck.

Rechts: Bypass-Prinzip, bei dem über ein Ventil ein Teil des Druckwassers durch den Abrasiveffstoffbehälter geleitet und die geförderte Suspension dem Hauptstrom wieder zugeführt wird.

Das „Bypass-Prinzip“ ist am weitesten verbreitet: Über eine Bypassleitung wird der Abrasiveffstoffvorratsbehälter mit einem Teil des Druckwassers beaufschlagt. Das durch den Vorratsbehälter strömende Wasser reißt kontinuierlich Abrasiveffstoffpartikel mit. Die aus dem Vorratsbehälter strömende Suspension wird dem Hauptstrom wieder zugeführt (Abbildung 5-12). Die Konzentration der Abrasiveffstoffpartikel in der Suspension kann mit dem Wasservolumen, das durch den Vorratsbehälter strömt, reguliert werden.

Ein Vorteil der WASS-Technik gegenüber der WAIS-Technik ist, dass der WASS luft-

frei ist, d.h., nur aus den zwei Phasen: Wasser und Abrasiveffstoff besteht. Dadurch werden Abrasiveffstoff und Wasser besser durchmischt und die Abrasiveffstoffpartikel erreichen durch die gemeinsame Beschleunigung mit dem Wasser höhere Endgeschwindigkeiten. Der so generierte WASS ist insgesamt stabiler, und die Energiedichte im WASS ist bis zu 20-fach höher als im WAIS. Bei der Suspensionstechnik müssen allerdings beide Phasen (Wasser und Feststoff) die Düse passieren, was einerseits einen hohen Düsenverschleiß bedingt, andererseits aber auch den minimalen Düsendurchmesser limitiert.

frei ist, d.h., nur aus den zwei Phasen: Was-

5.4.3 Abrasivparameter

Abrasivstoffe sind in der industriellen Anwendung weit verbreitet. Häufig werden sie mit Luft beschleunigt und zum Reinigen von Oberflächen verwendet (z.B. Sandstrahlen). Sie sind in der Regel härter als das abzutragende Material.

Beim ADWS-Trennen stellen abrasive Feststoffpartikel das zentrale Element der Technologie dar²¹⁴. In Abhängigkeit vom Werkstoff, der bearbeitet werden soll, finden eine große Anzahl natürlicher Materialien, z.B. Metalle, Quarzsand, gebrochenes Gestein und synthetischer Materialien, z.B. Elektrokorund, Siliziumkarbid, Schlacken, Glasbruch als Abrasivstoffe Anwendung^{195;205}.

Abrasivstoffe lassen sich anhand der Parameter Struktur, Härte, Kornform und Korngröße beschreiben.

Struktur

Strukturell ist ein Abrasivstoff durch Eigenschaften wie Gitterkonstante, kristallografische Gruppe und Symmetrie, chemische und kristallochemische Zusammensetzung und Einschlüsse (Wasser-, Gas- oder Mineraleinschlüsse) gekennzeichnet.

Härte

Der Härtewert stellt ein direktes Vergleichsmaß für den abrasiven Verschleißwiderstand dar. Die von der Struktur abhängige Härte eines Abrasivstoffs wird bei mineralischen Strahlmitteln mit dem Ritzverfahren nach Mohs und bei metallischen Strahlmitteln mit verschiedenen Eindringverfahren (z.B. Rockwell, Vickers) bestimmt (vgl. Abbildung 19-17, Anhang S. 214)⁷⁴. Die Mohs-Härte gebräuchlicher technischer Abrasivstoffe variiert zwischen 5,5 (Glasbruch) und 9,1 (Siliziumkarbid)²⁸³.

Kornform

Die Gestalt des Einzelkorns wird nach DIN 8201⁴ klassifiziert. Grundformen sind „kugelig“, „kantig“ und „zylindrisch“. Es wird zwischen der relativen Form (Verhältnis von Länge, Breite und Dicke zueinander) und der geometrischen Form (Annäherung an eine ideale geometrische Form wie Kugel, Würfel oder Tetraeder) unterschieden.

Korngröße

Wichtige Kenngröße für Abrasivstoffe ist der mittlere Partikeldurchmesser (d_p) als Maß für die durchschnittliche Korngröße nach DIN 69100³ (Anhang S.209). Die Korngrößenverteilung folgt meist einer Normalverteilung. Von praktischem Nutzen ist die Siebanalyse der Partikel und die Angabe der Korngröße in Mesh. Die Partikel können so in Größenklassen eingeteilt werden, ohne eine große Anzahl einzeln vermessen zu müssen (Gleichung 5-8).

$$\text{Gleichung 5-8: } d_p = 17,479 \cdot \text{Mesh}^{-1,0315}$$

d_p ...Mittlerer Korndurchmesser

Mechanisches Verhalten

Masse und Geschwindigkeit der Abrasivstoffe beim Aufprall auf die Werkstoffoberfläche bestimmen neben den genannten Parametern das Ausmaß des Materialabtrags⁸⁸. Die Geschwindigkeiten der einzelnen Abrasivpartikel liegen in der Regel über den Grenzwerten für Prallzerkleinerung. Die Körner werden deshalb beim Auftreffen auf Feststoffoberflächen (z.B. Mischkammer, Fokusrohr, Werkstück) zerkleinert²⁶⁴.

Es besteht ein Zusammenhang zwischen Korndurchmesser und Bruchverhalten: Der Anteil der ungeschädigten Körner, die das Werkstück erreichen, nimmt mit steigender Korngröße ab^{92;172}.

Die kinetische und damit auch die beim Aufprall auf eine Werkstoffoberfläche zur Verfügung stehende Energie eines einzelnen Kornes nimmt bei gleicher Teilchengeschwindigkeit mit steigender Masse zu.

5.4.4 Mechanismen des Materialabtrags

Wenn auch die Materialabtragsmechanismen nicht abschließend geklärt sind, kann man doch davon ausgehen, dass der elementare Vorgang der Stoß eines Feststoffpartikels auf das Werkstück ist.

Der dadurch entstehende lokal äußerst begrenzte Druck wird auf mehrere GPa geschätzt und verursacht Verformungsgeschwindigkeiten von bis zu 10^6 m/s bei Stoßzeiten von wenigen Mikrosekunden¹²⁵.

Der eigentliche Materialabtrag wird nach heutigem Kenntnisstand im Wesentlichen durch Abrasion hervorgerufen. Dabei können vier Mikromechanismen beteiligt sein¹¹: Beim Mikropflügen wird der Werkstoff plastisch verformt und zu den Furchenrändern verdrängt. Die entstehende Materiallippe wird von nachfolgenden Partikeln abgetragen. Bei wiederholter Belastung wird das Verformungsvermögen des beanspruchten Werkstoffs erschöpft, was zu Materialabtrag durch Rissbildung und Rissausbreitung führen kann. Dieser Vorgang wird Mikroermüdung genannt. Beim Mikrospanen bildet sich vor dem Abrasivteilchen ein Span, dessen Volumen dem der entstandenen Verschleißfurche entspricht. Mikrobrechen tritt vorwiegend bei spröden Werkstoffen an Orten hoher Spannungskonzentration auf. Die Rissaus-

breitung kann zu größeren Materialausbrüchen führen.

Die Art des Materialabtrags wird von Auftreffwinkel und Rotationsrichtung der Abrasivpartikel sowie den Werkstoffeigenschaften von Abrasivpartikel und Werkstück bestimmt. Bei flachem Auftreffwinkel wird das Werkstück je nach Rotationsrichtung mikropflügt (Vorwärtsrotation, Abbildung 5-13) oder mikrogespannt (Rückwärtsrotation, Abbildung 3-15).

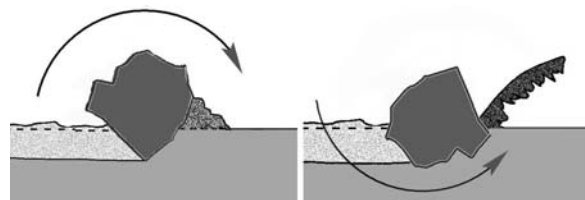


Abbildung 5-13: Schema der Partikelwirkung beim Materialabtrag.

Links: Bei Vorwärtsrotation wird eine Materiallippe aufgeschoben (Mikropflügen).

Rechts: Bei Rückwärtsrotation wird ein Span abgeschert (Mikrospanen).

Treffen die Abrasivstoffpartikel senkrecht auf eine Werkstoffoberfläche, wird diese im Kontaktbereich mikroermüdet.

Die Hauptrolle des Wassers ändert sich vom eigentlichen Schneidmedium hin zum Beschleunigungsmedium für die Abrasivpartikel sowie zur Transportflüssigkeit für abgetragenes Material aus dem Kerbgrund.

Der Kompaktstrahl wird durch die Abrasivstoffzugabe gestört, so dass einzelne Flüssigkeitstropfen unterschiedlicher Größe entstehen. Diese übertragen zusammen mit den Abrasivkörnern Impulse auf den Werkstoff und steigern damit die dynamische Belastung der Materialoberfläche.

Unterschiede zum kontinuierlichen Druckwasserstrahl

Die dynamische Stoßbelastung des ADWS ist durch das vielfache Auftreffen von Abrasivpartikeln häufiger als beim DWS. Die Stoßbelastung wird auf eine kleinere Fläche konzentriert als beim Wassertropfen eines reinen DWS³³. Der Impuls, der auf das Werkstück übertragen wird, ist aufgrund der höheren Dichte der Partikel im Vergleich zu Wasser größer. Die Belastungsdauer ist länger, weil das Abrasivkorn nicht wie ein Wassertropfen abströmen kann¹²⁵. Höhere Dichte und Massenträgheit bewirken stärkere Abrasivität in Zonen der Strahlablenkung.

Der makroskopisch sichtbare Materialabtrag vollzieht sich deshalb beim ADWS-Trennen in Zyklen. Der Abtragsprozess in der Tiefe des Schnitts läuft dem Abtrag auf der Werkstückoberfläche zeitlich nach. Dies wird durch die Ausbildung der gegen die Vorschubrichtung gekrümmten Schnittfront verursacht¹¹⁰. Aufgrund der Abnahme der Partikelenergien kommt es mit zunehmender Schnitttiefe zu einem geringeren Abtrag.

Durch die Schnittfront wird der Strahl mit wachsender Schnitttiefe umgelenkt. Guo beschreibt eine darauf beruhende Entmischung des Strahls und eine örtliche Konzentration von Partikeleinwirkung auf das Werkstück¹¹⁰. Dies führt zu einer Stufenbildung im Schnittfrontverlauf. Die Strömung über der Schnittfront löst sich ab und der Abtrag begrenzt sich auf die Stufe, die immer tiefer in das Material vorgetrieben wird. Beim Erreichen der maximalen Kerbtiefe wiederholt sich der Prozess der Stufenbildung (Abbildung 5-14). Der zyklische Prozess hinterlässt daher an den Kerbflanken und am Kerbgrund ein typisches Rillenmuster.

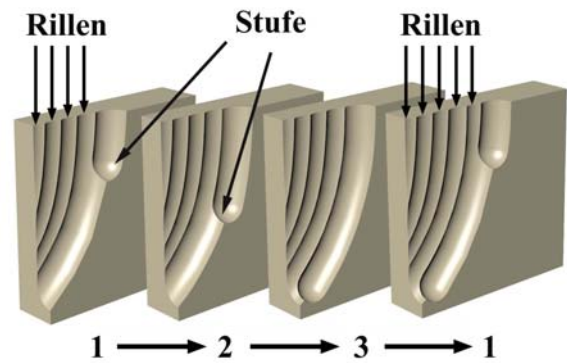


Abbildung 5-14: Schematische Darstellung des zyklischen Prozessablaufs beim ADWS-Schneiden.

5.4.5 Erzeugungsorientierte Parameter

Druck und Düsengeometrie

Pumpendruck und Düsendurchmesser sind die wichtigsten erzeugungsorientierten Parameter. Sie bestimmen die hydraulische Leistung des ADWS (Gleichung 5-5, S.30). Der Pumpendruck beeinflusst die Strahlgeschwindigkeit (Gleichung 5-3, S.29) und die Partikelgeschwindigkeit (Gleichung 5-9). Dadurch wird die kinetische Energie der Abrasivpartikel, welche eine maßgebende Größe für den Materialabtrag ist, determiniert.

Gleichung 5-9:
$$v_p = \eta_A \cdot \frac{v_w}{1 + R}$$

- v_p Partikelgeschwindigkeit
- η_A Wirkungsgrad des Abrasivstrahlkopfes
- v_w Strahlgeschwindigkeit
- R Beladung

Die Geschwindigkeit des Einzelpartikels ist dabei abhängig von der Beladung (R) des Abrasivstrahls (Gleichung 5-10). Je mehr Abrasivstoff von einer bestimmten Wassermenge beschleunigt werden muss, desto geringer ist die Geschwindigkeit des Einzelpartikels.

Gleichung 5-10:
$$R = \frac{\dot{m}}{\dot{m}_w}$$

RBeladung

\dot{m} Abrasivmassenstrom

\dot{m}_w ... Wasserdurchsatz

Die Überschreitung einer vom Werkstoff abhängigen Grenzenergie und damit eines bestimmten Grenzdrucks ist erforderlich, um Material abtragen zu können. Ab diesem Druckwert ist die Kerbtiefe des ADWS bei konstantem Düsendurchmesser linear vom Pumpendruck abhängig. Der Grenzdruck ist keine ausschließlich werkstoffspezifische Konstante, sondern wird auch wesentlich von den Abrasivparametern sowie den prozessorientierten Parametern beeinflusst.

In Analogie zum Pumpendruck existiert ein kritischer Düsendurchmesser, der zur Erzielung eines sichtbaren Materialabtrags überschritten werden muss. Ab diesem Durchmesser nimmt die erzielbare Kerbtiefe bei konstantem Druck annähernd linear mit dem Düsendurchmesser zu, wobei bei größeren Düsendurchmessern die Abhängigkeit zunehmend degressiv wird⁵⁹.

Fokusrohrgeometrie

Die Fokusrohrgeometrie (Abbildung 5-11 S.39) wird durch die Parameter Fokusrohrlänge und Fokusrohrdurchmesser festgelegt.

Die Fokusrohrlänge bestimmt das Beschleunigungsverhalten der Abrasivpartikel und die Bündelung des Dreiphasenstrahls. Es ist eine Mindestlänge erforderlich, um die benötigte Geschwindigkeit auf die Partikel zu übertragen. Ab einer optimalen Fokusrohrlänge überwiegen Reibungserscheinungen, welche einer weiteren Geschwindigkeitssteigerung entgegen wirken. Es hat sich gezeigt, dass bei größerer Abrasivdichte die optimale Fokusrohrlänge zunimmt¹²⁵. Als Richtlinie für die optimale Fokusrohrlänge wird ein Wertebereich vom 25- bis 50fachen des Fokusrohrdurchmessers angegeben³².

Der optimale Fokusrohrdurchmesser wird mit dem Dreifachen des Düsendurchmessers angegeben¹²⁵. Allerdings ist der Durchmesser auch abhängig von der Größe der Abrasivpartikel. Bei zu kleinem Fokusrohrdurchmesser treten durch Kollisionen der Partikel und Reibung mit der Fokusrohrwandung Verluste auf, die letztlich zu vermindertem Materialabtrag führen. Bei größer werdenden Durchmessern wird vermehrt Luft angesaugt und die Treibstrahldichte sinkt. Dadurch werden die Abrasivpartikel nicht effektiv genug beschleunigt.

Die Beschleunigungsprozesse im Fokusrohr sind so komplex, dass eine Berechnung in befriedigender Weise bisher nicht gelungen ist. Die optimale Fokusrohrdimensionierung wird daher anhand von Schnittversuchen ermittelt¹¹⁷.

5.4.6 Prozessorientierte Parameter

Neben den erzeugungsorientierten Parametern kann der Abtrag durch die folgenden prozessorientierten Parameter beeinflusst werden:

Arbeitsabstand

Grundsätzlich verringert sich die Kerbtiefe bei zunehmendem Arbeitsabstand durch Luftreibung und Strahlurbulenzen. Außerdem nimmt die Kerbbreite wegen der Strahldivergenz mit größeren Arbeitsabständen zu, wenn die Energie der Abrasivpartikel für den Materialabtrag ausreicht¹⁵.

Strahlanstellwinkel

Durch Variation des Strahlanstellwinkels (Abbildung 5-5, S.34) kann der Abtragsmechanismus wie folgt beeinflusst werden: Bei flachem Anstellwinkel überwiegt der Gleitverschleiß während bei großem Anstellwinkel der Prallverschleiß dominiert. Hoher Materialabtrag bei duktilen Werkstoffen erfordert flachere Strahlanstellwinkel, als dies bei spröden Werkstoffen der Fall ist²⁸³. Der optimale Strahlanstellwinkel liegt für Gesteine bei etwa $\beta=80^\circ$ ¹²⁵. Für andere Materialien liegen hierzu keine Erkenntnisse vor. Es wird daher empfohlen, die „traditionelle Arbeitsweise“ mit $\beta=90^\circ$ beizubehalten^{205;218}.

Vorschubgeschwindigkeit

Die Kerbtiefe verringert sich mit zunehmender Vorschubgeschwindigkeit (v_V), weil die bei Beibehaltung aller anderen Parameter konstante ADWS-Leistung auf eine zur Schnittgeschwindigkeit proportionale Fläche verteilt wird. Bei hoher Vorschubgeschwindigkeit sinkt die Belastungszeit, die für den Materialabtrag zur Verfügung steht. Bei Überschreitung eines kritischen Grenzwerts findet kein Materialabtrag mehr statt¹¹⁵.

Der Kerbtiefenzuwachs nimmt mit niedrigeren Vorschubgeschwindigkeiten ab, da es mit zunehmender Kerbtiefe zu Reibungs- und Dämpfungsverlusten im Schnittspalt kommt. Dämpfungsverluste entstehen, da die Abrasivpartikel das am Kerbgrund befindliche Wasser durchschlagen müssen¹¹⁵.

Anzahl der Übergänge

Das mehrmalige Überfahren der zu bearbeitenden Fläche ermöglicht eine Reduktion der Dämpfungsverluste, da der Wasserfilm am Kerbgrund geringer ist¹¹⁵. Es ist möglich, beim mehrmaligen Kerben mit hoher Vorschubgeschwindigkeit eine größere Kerbtiefe zu erzielen, als dies bei einer geringen Vorschubgeschwindigkeit mit gleicher Gesamtbelastungszeit der Fall wäre. Der mit steigender Schnittanzahl abnehmende Kerbtiefenzuwachs ist Folge davon, dass ab einer bestimmten Kerbtiefe die Reibungsverluste an den Kerbflächen die Dämpfungsverluste am Kerbgrund überschreiten.

Abrasivmassenstrom

Der Abrasivmassenstrom (\dot{m}) beeinflusst die Geschwindigkeit der Abrasivpartikel und die Frequenz der Partikelaufschläge¹¹⁰. Je höher der Abrasivmassenstrom ist, desto geringer ist die Geschwindigkeit, da mehr Abrasivpartikel beschleunigt werden müssen. Zudem ist die Wahrscheinlichkeit größer, dass die Partikel aufgrund von Wechselwirkungen untereinander und mit dem Fokusrohr kinetische Energie verlieren. Die Frequenz der Partikelaufschläge ist jedoch höher. Bei niedrigen Abrasivmassenströmen ist die Partikelgeschwindigkeit höher, doch nimmt die Frequenz der Partikelaufschläge ab.

Die gegenseitige Beeinflussung von Frequenz und Geschwindigkeit führt dazu, dass mit zunehmendem Abrasivmassenstrom die Kerbtiefe zunächst deutlich ansteigt, bis ein optimaler Wert erreicht ist. Nach diesem Op-

timum fällt die Kerbtiefe wieder ab. Der optimale Abrasivmassenstrom ist abhängig von Pumpendruck, Wasserdurchsatz und Fokusrohrgeometrie¹¹⁰.

Die industriell verwendeten Abrasivstoffe werden in Beladungen von ca. 20% bis 40% zudosiert^{15;115;205}.

Abrasivparameter

Die Korngröße, Kornverteilung, Partikelform, Partikelhärte und Partikeldichte sind die wichtigsten Abrasivparameter. Der maximale Partikeldurchmesser sollte den halben Fokusrohrdurchmesser nicht überschreiten. Zu kleine Partikel besitzen aufgrund ihrer geringeren Masse einen zu geringen Impuls, so dass bei sonst konstanten Parametern die maximal erzielbare Kerbtiefe sinkt^{110;279}. Mit zunehmender Partikelgröße sind mineralische Abrasive weniger scharfkantig, was ebenfalls zu einer geringeren Schnittleistung führt. Generell wird in der technischen Anwendung gefordert, dass die Abrasivpartikel eine größere Härte als das zu bearbeitende Material, aber eine geringere Härte als das Fokusrohrmaterial aufweisen.

5.5 Modellierung des DWS-Trennens

Die Vielfalt der Einflussfaktoren beim DWS-Trennen lässt für die praktische Anwendbarkeit die Frage aufkommen, inwieweit optimale erzeugungs- und prozessorientierte Parameter für den speziellen Anwendungsfall durch eine Modellbildung hergeleitet werden können. Grundsätzlich kann zwischen empirischen Modellen und analytischen Modellen unterschieden werden. Empirische Modelle basieren auf Kerbversuchen, die dazu dienen, Zusammenhänge zwischen den erzeugungsorientierten Parametern und den Zielpa-

rametern, meist der Kerbtiefe herzustellen (Gleichung 5-11).

$$\text{Gleichung 5-11: } k = C \cdot d_D \cdot p_W$$

k.....Kerbtiefe

C.....Prozess- und Materialkennwert

d_D.....Düsendurchmesser

p_W....Wasserdruck

Bei analytischen Modellen werden diese Zusammenhänge aufgrund von physikalischen Gesetzmäßigkeiten deduktiv hergeleitet. Diese Vorgehensweise kann hilfreich sein, die Anzahl der Kerbversuche zu reduzieren oder im Idealfall vollständig zu ersetzen. Analytische Modelle zur Bestimmung der Kerbtiefe und anderer Zielparameter der DWS-Bearbeitung sind von verschiedenen Autoren aufgestellt worden¹⁷⁹. Aufgrund des komplexen Materialabtragsmechanismus beim DWS-Schneiden müssen auch bei allen bisher bekannten analytischen Modellen darin enthaltene Parameter experimentell bestimmt werden, so dass eine gewisse Anzahl von Kerbversuchen weiterhin notwendig bleibt¹⁴⁰. Wegen der schlechten praktischen Anwendbarkeit ist es nach wie vor – selbst bei homogenen, isotropen Werkstoffen – Stand der Technik, die optimalen erzeugungs- und prozessorientierten Parameter durch Kerbversuche zu ermitteln.

In der Regel sind Kerbtiefenmodelle nur für bestimmte Materialien, wie z.B. Gesteine^{66;86;162;176}, Kohle^{100;175} und Beton⁶⁰ gültig und können nicht ohne weiteres auf die in dieser Arbeit untersuchten Gewebe und Biomaterialien übertragen werden. Dies erklärt sich aus der Tatsache, dass diese Modelle für poröse Werkstoffe unter maßgeblicher Beteiligung des Abtragsmechanismus Erosion aufgestellt wurden. Crow⁶⁹ und Reh-

binder²³² z.B. erstellen Modelle unter der Annahme, dass die vom DWS beanspruchten Materialien aus vergleichsweise groben Partikeln bestehen, was bei Geweben nicht der Fall ist. Auf diese Partikel wirken Erosionskräfte, die laut Reh binder in der Umgebung des Wasserstrahlaufschlagpunktes Gefügebestandteile aus dem Verbund herauslösen. Die Kräfte müssen so groß sein, dass sich Bindungen zwischen einzelnen Partikeln auflösen. Sie legen jeweils eine homogene Porengröße, eine gleichmäßige Kornverteilung und Permeabilität des Materials zugrunde, was im Gewebe nicht gegeben ist. Crow geht darüber hinaus davon aus, dass es an Abtragsflächen hinter freigelegten Gesteinspartikeln zu Kavitationen kommt, deren Implosion Partikel aus dem Material entfernen. Das Fehlen von Partikeln und die Grundweg von Gesteinen und Beton verschiedenen Materialeigenschaften führen zu dem Schluss, dass dieser Abtragsmechanismus im Weichgewebe nicht zutrifft und das Modell nicht anwendbar ist. Die für diese Projekt in Frage kommenden Modelle seien hier kurz skizziert:

5.5.1 Modelle für den Druckwasserstrahl

Kerbtiefenmodell nach Hlavac

Ein allgemeingültiges Kerbtiefenmodell wurde 1992 von Hlavac publiziert¹³⁰. Seine Beschreibung der Interaktion zwischen Flüssigkeit und Material basiert auf dem Gesetz der Energieerhaltung. Die kinetische Strahlenergie wird bei der Interaktion mit dem Material aufgeteilt in:

- Energie, die für den Materialabtrag notwendig ist
- kinetische Energie des reflektierten Strahls
- kinetische Energie des abgetragenen Materials
- Wärme- und Reibungsverluste

Es wird angenommen, dass der Materialabtrag aufgrund von Scherspannungen verur-

sacht wird. Unter Berücksichtigung der Gesetze der Massen- und Impulserhaltung und bei Vernachlässigung der Wärme- und Reibungsverluste leitet Hlavac die Gleichung 19-2 (Anhang S.197) ab.

Hlavac verzichtet in seiner Publikation auf eine genaue Spezifizierung vieler Variablen und beschreibt insbesondere nicht, wie die zur Berechnung der Kerbtiefe notwendigen Parameter durch Messung zu ermitteln sind. Hier sind z.B. im Bereich der Materialparameter der Widerstandskoeffizient der Materialstruktur gegen den Strahl (C_k) und die dynamische Materialpermeabilität (g) zu nennen. Im Bereich der erzeugungsorientierten Parameter sind Variablen, wie z.B. der Abschwächungskoeffizient des Strahls zwischen Düse und Material (ξ) oder der Koeffizient der Expansion des reflektierten Strahls durch Vermischung mit abgetragenen Material (χ) als Größen aufzufassen, für deren Messung keine Information vorliegt. Das Kerbtiefenmodell ist deshalb laut Momber für praktische Belange ungeeignet²⁰⁵. Wegen der Undurchführbarkeit der Modellparameteridentifikation wurde auf eine weiterführende Analyse bezüglich der Anwendbarkeit bei Kerbversuchen an Weichgeweben, Hartgeweben und Knochenzement verzichtet.

Kerbtiefenmodell nach Hashish

Hashishs Kerbtiefenmodell von 1978 basiert auf dem Gleichgewicht der in einem Kontrollvolumen auf die Kerbe wirkenden Kräfte (Abbildung 5-15)¹²⁰. Eine Reststrahlkraft wird bei der Modellierung nicht berücksichtigt. Das durch den Wasserstrahl beanspruchte Material wird als Bingham-Medium modelliert. Oberhalb einer materialspezifischen Schubspannung beginnt es zu fließen. Der hydrodynamische Reibungskoeffizient (C_f) und der Dämpfungsfaktor (η_D) sind wichtige Bestandteile seiner Gleichung (Gleichung 19-11, S.199). Sie müssen mit

Kerbversuchen ermittelt werden. Hashish verwendet darüber hinaus als Maß für den Widerstand des Materials gegen den Materialabtrag die Elastizitätsgrenze für Druck (σ_{pd}). Auch diese Größen stehen für die meisten Gewebe und Biomaterialien nicht zur Verfügung, so dass die Anwendung seines Kerbtiefenmodells in diesem Projekt nicht durchführbar war.

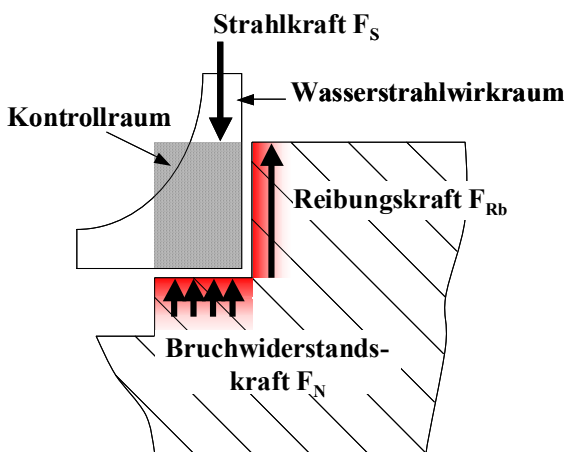


Abbildung 5-15: Schema zum Kerbtiefenmodell nach Hashish.

Kerbtiefenmodell nach Decker

Decker et al. publizierten ein analytisches Kerbtiefenmodell für Kunststoffe⁷². Da es sich beim Biomaterial Knochenzement um einen Kunststoff handelt, soll dieses Modell hier näher betrachtet werden.

Decker et al. gehen von einem integralen Ansatz, basierend auf dem Gesetz der Energieerhaltung aus (Abbildung 5-16).

Die eingebrachte Strahlenergie wird aufgeteilt in:

- die zum Materialabtrag erforderliche Energie
- die in der Schnittfuge durch Reibung erzeugte Wärme
- die Reststrahlenergie des austretenden Strahls

Dies führt unter der Annahme, dass die Strahlgeschwindigkeit und die Schnittfugenbreite konstant sind, zu dem als Gleichung 5-12 dargestellten Kerbtiefenmodell.

Das Modell setzt die Messung der Strahlkraft (F_S) und der Reststrahlkraft (F_{RS}) voraus (Abbildung 5-16, grüne Pfeile). F_S ist die Kraft des nicht abtragenden Wasserstrahls (d.h. des Freistrahls) und F_{RS} ist die Kraft des Wasserstrahls nach dem Passieren der Schnittfuge.

Nach der Messung von F_S lässt sich mit Gleichung 5-13 der Parameter $\alpha \cdot \epsilon^2$ als Maß für die Düsengeometrie ermitteln.

Die Reibungskraft (F_{Rb}) ergibt sich bei $v_v=0$ als Differenz von Strahlkraft (F_S) und Reststrahlkraft (F_{RS})⁷².

In weiterer Folge muss die materialspezifische Abtragsenergie (E_{SP}) ermittelt werden (unter Zuhilfenahme der Gleichung 5-12 und experimenteller Daten).

Die Werte, die zur Berechnung der Kerbtiefe erforderlich sind, können für die Gewebe und Biomaterialien ermittelt werden. Daher soll das Modell im Rahmen der vorgestellten Arbeit Verwendung finden.

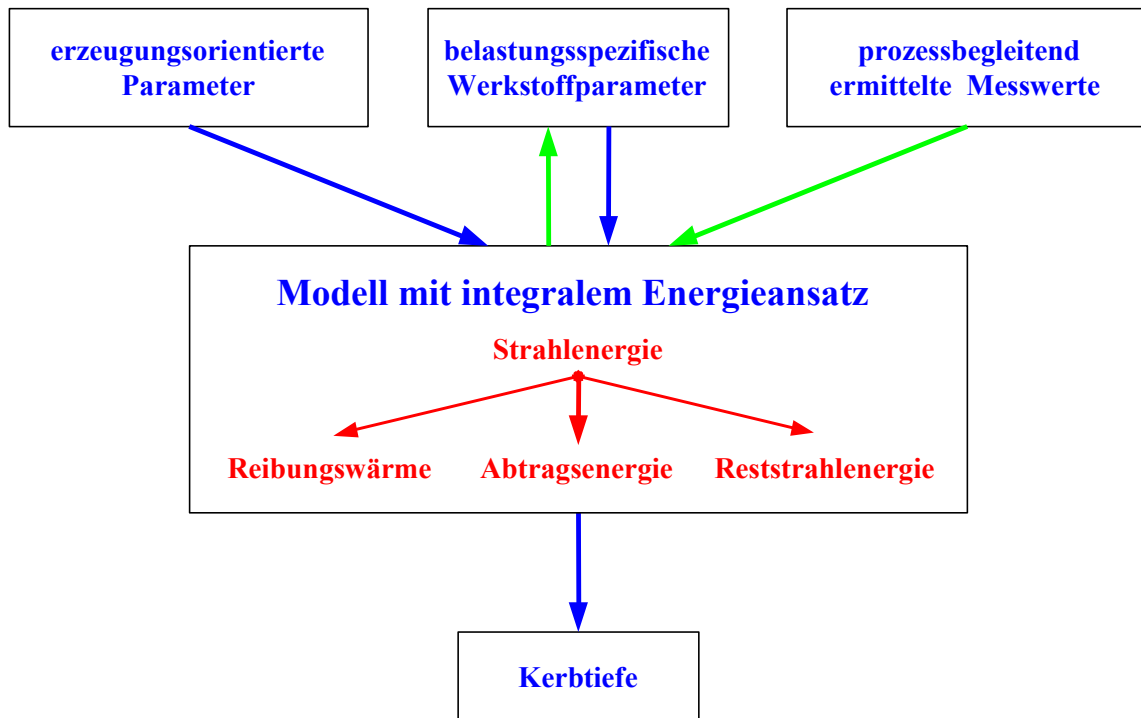


Abbildung 5-16: Struktur des Kerbtiefenmodells nach Decker.

Gleichung 5-12:
$$k = \frac{F_S^{3/2} - F_{Rb}^{3/2} - F_{RS}^{3/2}}{\sqrt{\pi \cdot \rho_w \cdot \alpha \cdot E_{SP} \cdot d_D \cdot b_K \cdot v_V}}$$

- | | |
|-----------------------------------|--|
| k..... Kerbtiefe | E_{SP} Materialtypische Abtragsenergie |
| F_S Strahlkraft | d_D Düsendurchmesser |
| F_{Rb} Reibungskraft | b_K Kerbbreite |
| F_{RS} Reststrahlkraft | v_V Vorschubgeschwindigkeit |
| ρ_w Dichte des Wassers | |
| α Kontraktionszahl | |

Gleichung 5-13:
$$F_S = \frac{\pi \cdot d_D^2 \cdot \alpha \cdot \varepsilon^2 \cdot p_w}{2}$$

$$\Leftrightarrow \alpha \cdot \varepsilon^2 = \frac{2F_S}{\pi \cdot d_D^2 \cdot p_w}$$

- | |
|--|
| F_S Strahlkraft |
| d_D Düsendurchmesser |
| α Kontraktionszahl |
| ε Geschwindigkeitszahl |
| p_w Druck der Flüssigkeit |

5.5.2 Modelle für den diskontinuierlichen Druckwasserstrahl

Kerbtiefenmodelle für den DDWS sind bisher in der zugänglichen Literatur nicht beschrieben worden. Lediglich Hashish et al. entwickelten eine Gleichung für die Berech-

nung der Kerbtiefe beim Auftreffen eines Strahlabschnitts von einer bestimmten Länge¹²⁰.

Die bei der Herleitung getroffenen Annahmen und Vereinfachungen sind dieselben, wie sie bei der Aufstellung des Kerbtiefenmodells für den kontinuierlichen DWS (Abbildung 5-15, S.48) verwendet wurden. Im

Kerbtiefenmodell für einen Strahlabschnitt einer bestimmten Länge wurde zusätzlich dazu die kompressible Phase des initialen Wasseraufschlags berücksichtigt. Dieses Modell ist nicht unmittelbar geeignet, die Kerbtiefe aufgrund des wiederholten Flüssigkeitsaufschlages, wie er beim DDWS auftritt, zu berechnen. Eine Verifizierung des Modells ist daher mit den in dieser Arbeit durchgeführten DDWS-Kerbversuchen weder sinnvoll noch möglich.

5.5.3 Modelle für den Abrasivdruckwasserstrahl

Auch für den ADWS sind verschiedene analytische Kerbtiefenmodelle beschrieben worden. Sie weisen in der Regel wesentlich mehr Parameter auf als Modelle für den DWS. Viele dieser Parameter sind für Weichgewebe, Hartgewebe und Knochenzement nicht bekannt, so dass sich diese Modelle für dieses Projekt als wenig hilfreich erweisen^{9;16;116;121}. Da sich Teile dieser Ansätze für eine eigene Modellierung eignen könnten, werden diese im Folgenden kurz diskutiert.

Hashish stellte z.B. 1984 einen analytischen Ansatz vor, mit dem er gute Übereinstimmungen zwischen experimentell ermittelten und Modellwerten erreichte¹¹⁶.

Dieser Ansatz gilt jedoch nur für Werkstoffe mit duktilen Eigenschaften, so dass das Modell insbesondere für den Knochenzement nicht in Frage kommt. Seine Anwendbarkeit im Bereich eines Verbundwerkstoffs (Knochen) muss ebenso in Frage gestellt werden.

Oweinah und Blickwedel erstellten ein Kerbtiefenmodell mit dem Grundgedanken, dass die zugeführte Strahlleistung vollständig in Abtragsleistung umgewandelt wird^{33;218}. Sie fassen alle Prozess- und Materialeigenschaften zu einer Konstanten (C) zusammen (Gleichung 19-12, Anhang, S.199).

Die Auflösung der Konstanten C gelang Oweinah, wobei seine Herleitung eingeschränkt ist auf festgelegte prozessorientierte Parameter und auf bestimmte Abrasivparameter²¹⁸. Hier ist neben der Korngröße insbesondere die Härte des Abrasivstoffs zu nennen. Da in diesem Projekt relativ weiche Abrasivstoffe verwendet wurden, kann das Kerbtiefenmodell nicht auf die in dieser Arbeit durchgeführten Kerbversuche übertragen werden.

Zeng und Kim^{305;306} konnten 1993 das von Hashish¹¹⁶ vorgestellte Modell weiter entwickeln. Sie übertragen den zuvor von Hashish postulierten Materialabtragsstrom und die Wirkung der Mikrozerspannung auf einzelne Abrasivteilchen.

Über die Geometrie des Abtrags, die Vorschubgeschwindigkeit und den Strahlaustrittswinkel kann man auf den Materialstrom (Q) rückschließen. Dieser lässt sich aus der Partikelgesamtmenge berechnen, wobei das idealisierte Abtragsvolumen eines Einzelpartikels, welches sich ebenfalls berechnen lässt, dazu benötigt wird.

Für die Aufstellung der Kerbtiefengleichung wird ein Materialparameter R_e definiert, der über Kerbversuche zu ermitteln ist.

Die resultierende Gleichung (Gleichung 19-13) enthält fünf Exponenten, die durch Kerbversuche zu ermitteln sind, so dass sie trotz des analytischen Ansatzes einen überaus großen empirischen Anteil enthält.

Momber stellt hingegen eine Beziehung zwischen dem ADWS-Schneiden und der Kinetik chemischer Reaktionen dar²⁰⁶. Er setzt die Anzahl der chemischen Reaktanten mit der Anzahl der Abrasivpartikel gleich.

In der Chemie hängt die Reaktionswahrscheinlichkeit von der Aktivierungsenergie ab. Die Partikelenergien folgen aber einer Normalverteilung⁵⁹. Momber berechnet sie über Vereinfachungen, wie einer festen Par-

tikelgröße über einen Impulsaustausch zwischen Wasser und Partikel.

Neben einer Abtragswahrscheinlichkeit definiert er eine Grenzenergie, die benötigt wird, eine minimale Kerbe zu erzeugen.

Eine experimentelle Überprüfung des Kerbtiefenmodells für den ADWS fand bisher nicht statt.

Alle vorgestellten Ansätze zeigen, dass eine Berechnung der Kerbtiefe über herkömmliche physikalische oder werkstoffkundliche Ansätze sehr aufwendig ist. Die Vielzahl der unbekannt Parameter macht diese Modelle meist für praktische Belange unbrauchbar.

5.5.4 Modelle als Ersatz für Schnittversuche

Biologische Gewebe und Organe sind in ihrer Mikro- und Makrostruktur sehr komplexe Verbundwerkstoffe, so dass mit einer großen Anzahl unbekannter Materialparameter zu rechnen ist. Die mechanischen Eigenschaften der Bandscheibe und anderer Gewebe des Stütz- und Bewegungsapparats sind zwar zum größten Teil hinreichend bekannt, aber erzeugungsorientierte Parameter für eine DWS-Bearbeitung sind durch Kerbtiefenmodelle mit Hilfe dieser Werkstoffeigenschaften nicht herzuleiten²⁰⁵.

Hlavac¹³⁰ verwendet in seinem Kerbtiefenmodell keine gebräuchlichen Werkstoffparameter, so dass die Kenntnis der Zug- oder Druckfestigkeit eines Weichgewebes Kerbversuche nicht ersetzen kann.

Hashish integriert die Druckfestigkeit des Materials als eine Größe zur Beurteilung des Materialwiderstandes in seine Kerbtiefengleichung¹²⁰. Allerdings benötigt er in seinem Kerbtiefenmodell, ebenso wie Hlavac, Kenngrößen, die selbst mit Hilfe von Kerbversuchen nicht zu ermitteln sind.

Es ist daher weder möglich, durch diese Modellgleichungen Kerbversuche zu ersetzen noch die Gültigkeit der genannten Modelle nach erfolgten Kerbversuchen zu überprüfen. Deckers Kerbtiefenmodell kann ebenfalls nicht alle Kerbversuche ersetzen, weil die in seiner Gleichung enthaltene materialtypische Abtragsenergie neben anderen Parametern durch Versuche zu ermitteln ist⁷². Die Gültigkeit für den Bereich der Biomaterialien kann jedoch anhand der durchgeführten Experimente überprüft werden.

Weiterhin haben alle beschriebenen Modelle den Nachteil, dass nur ein Zielparаметer, meist die Kerbtiefe, hergeleitet wird. Die für die medizinische Anwendung erforderliche Klassifizierung des Schädigungspotenzials ist mit Hilfe dieser Modelle daher nur sehr eingeschränkt möglich.

5.5.5 Empirisches Modell des DWS-Trennens bei einer Operation

Aus den genannten Gründen wurde für dieses Projekt ein empirisches Modell, das sowohl die Parameter der DWS-Technik als auch die Materialparameter der Gewebe und Biomaterialien beinhaltet, aus der Erfahrung des operativen Alltags aufgestellt (Abbildung 5-17). Da dieses Modell dazu genutzt werden soll, eine Anwendung der DWS-Technik bei orthopädischen Operationen zu überprüfen, müssen die Zielparаметer einer Operation berücksichtigt werden.

Diese sind analog zum empirischen Modell zu Trennprozessen im lebenden Körper (Abbildung 3-1, S.10) klassifiziert in Effektivität, Qualität und Schädigung (Abbildung 5-17). Diese Zielparаметer ergeben sich direkt aus der Materialbearbeitung. Sie werden beeinflusst von den Eigenschaften des Materials, welches bearbeitet wird. So kann z.B. die

Härte des Gewebes oder Biomaterials die Effektivität des Trennprozesses beeinflussen. Die Effektivität kann durch die prozessorientierten Parameter oder die erzeugungsorientierten Parameter des DWS beeinflusst werden. Beide beeinflussen wiederum auch die Zielparame-ter Qualität, Schädigung aber ebenso Effizienz und Arbeitssicherheit (Abbildung 5-17).

In diesem Projekt sollen sehr verschiedene Gewebe und Biomaterialien, also sehr variable Materialparameter im Hinblick auf die Zielparame-ter untersucht werden. Theoretisch sind alle Subtypen der DWS-Technik zum Trennen von Geweben und Biomaterialien einsetzbar.

Die Wahl der Strahltechnik hat über die Strahlerzeugung und die Materialbeanspru-

chung einen direkten Einfluss auf die Zielparame-ter. Bei Anwendung des ADWS ergeben sich andere Aspekte in Bezug auf den Zielparame-ter Schädigung als beim DWS und DDWS, weil ein Abrasivstoff in den Körper eingebracht werden muss.

Eine sinnvolle Eingrenzung der Strahltechnik, der erzeugungsorientierten sowie der prozessorientierten Parameter ist nur möglich, wenn auf Erfahrungswerte aus der Technik zurückgegriffen wird. Weiterhin muss die Fülle der möglichen Parameter durch empirische Studien sinnvoll eingegrenzt werden.

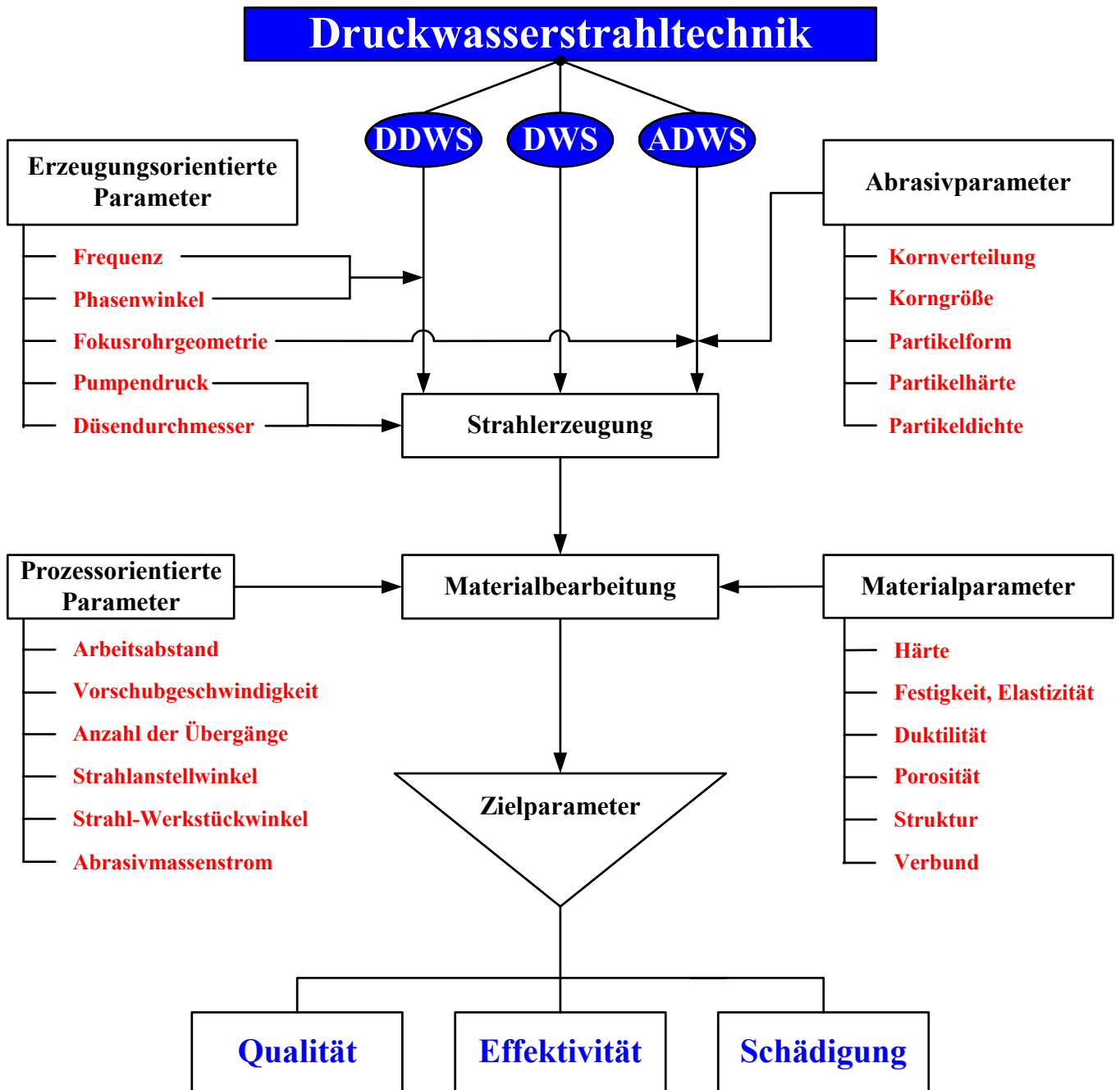


Abbildung 5-17: Einflussfaktoren des DWS-Trennens bei einer Operation.

6 Material und Methode der Projektphasen 1

Es wird in diesem Kapitel zunächst die Probengewinnung für die In-vitro-Schnittversuche der Projektphase 1 vorgestellt. Es folgt die Auswahl eines geeigneten Abrasivstoffs für Schnittversuche mit dem ADWS. Außerdem werden die verwendeten Geräte skizziert. Schließlich folgen die Methoden, die zur Messung der Zielparameter herangezogen werden.

6.1 Probengewinnung

6.1.1 Weichgewebe

Ein eingeführtes Modell in der biomechanischen Forschung der Wirbelsäule ist der In-vitro-Versuch an menschlichen Präparaten. Präparate vom Menschen sind nicht zuletzt aus ethischen Gründen nur in einer sehr begrenzten Anzahl verfügbar. Außerdem ist es aus hygienischen Gründen nicht vorstellbar, dass humane Präparate in industriellen Wasserstrahlanlagen, die zum Teil für die Versuche Verwendung fanden, bearbeitet werden. Präparate natürlich Verstorbener entsprechen darüber hinaus in der Regel nicht den Wirbelsäulen eines Patientenkollektivs mit frischen Bandscheibenvorfällen, weil Bandscheibenvorfälle eher im mittleren Lebensalter auftreten.

Die Gültigkeit eines In-vitro-Tiermodells, mit dem die genannten Bedenken zu relativieren wären, ist für DWS-Schneidversuche bisher nicht belegt worden.

Es standen insgesamt 60 Lendenwirbelsäulenpräparate für die Versuche zur Verfügung, die innerhalb von 24 Stunden post mortem entnommen und, ohne sie zuvor tiefzueinfrieren, den Versuchen zugeführt wurden.

Die Präparate stammten von den Spezies Schwein ($100\pm 20\text{kg}$, $0,8\pm 0,2\text{J}$), Rind ($210\pm 31\text{kg}$, $2,2\pm 0,6\text{J}$) und Mensch ($62\pm 23\text{kg}$, $72,3\pm 14,2\text{J}$). Es wurden mit einer Rasierklinge Proben aller Gewebe der Wirbelsäule und des angrenzenden Bewegungsapparats, die bei einer Nukleotomie strahlbeaufschlagt werden können, gewonnen (Tabelle 3-1). Diese wurden bis zur DWS-Bearbeitung in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Nur die Deckplatten der Wirbelkörper wurden in toto für die Schneidversuche verwendet.

6.1.2 Hartgewebe Knochen

Für die Schnittversuche standen 60 sofort nach der Schlachtung tiefgefrorene Rinderfemora (Oberschenkelknochen) zur Verfügung. Aus der mittleren Diaphyse wurden mit Hilfe einer diamantbestückten Bandsägemaschine^a Knochenproben von $80\times 15\times 15\text{mm}^3$ (L×B×H) gewonnen. Die dem Wasserstrahl zugewandte periostale Fläche wurde plan geschliffen (600er Körnung).

Darüber hinaus wurden neun humane Femora ($65\pm 8\text{J}$) mit der Bandsägemaschine in 36 Diaphysensegmente zerteilt. Die Knochenblöcke wurden ständig mit 4°C kalter isotonischer Kochsalzlösung feucht gehalten. Für die Schnittexperimente zur Knieendoprothesenimplantation wurden 60 Spongiosaprobe aus den Femurkondylen schlachtfrischer Schweine ($12\pm 1,4$ Monate) gewonnen. Diese wurden mit der diamantbestückten Bandsägemaschine^a auf das Format $30\times 20\times 15\text{mm}^3$ (L×B×H) zugerichtet.

^aEXAKT Apparatebau GmbH & Co. KG, Norderstedt, DE, <http://www.exakt.de>.

6.1.3 Knochenzement

Knochenzement wird aus Polymethylmethacrylat-Granulat und dem entsprechenden Monomer angemischt. Nach dem Aushärten sieht man mikroskopisch die durch PMMA verbundenen Polymerkugeln (Abbildung 6-1). Es wurde eine entsprechende Anzahl Materialproben in Form von Blöcken der Maße $80 \times 15 \times 15 \text{ mm}^3$ (L×B×H) aus Polymethylmethacrylat (PMMA), einem technischen Äquivalent zu Knochenzement (Technovit® 4004^a), in einem im Operationssaal üblichen Mischsystem unter Vakuum hergestellt.

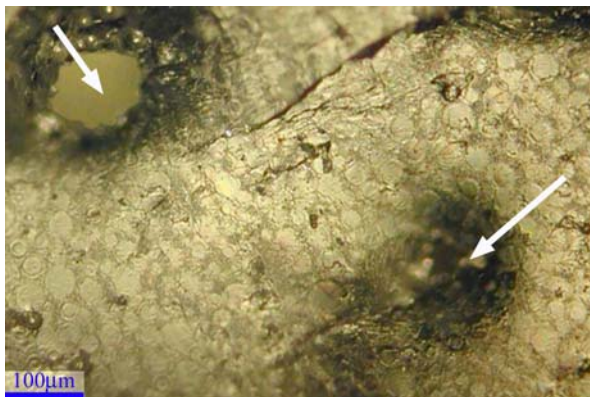


Abbildung 6-1: Lichtmikroskopie einer Knochenzementprobe.

Die einzelnen Polymerkugeln sind ebenso wie die eingelagerten Poren (Pfeile) sichtbar.

Für weitere Kerbversuche wurde der Knochenzement CMW-3^b in gleicher Weise zu Probeblöcken vergossen.

6.2 Bioabrasivstoffe

Das Zumischen eines Abrasivstoffs zur Steigerung des Materialabtrags ist in der industriellen Technik ein weit verbreitetes Prinzip (vgl. Kapitel 5.4, S.38). Eine chirurgische Anwendung des Abrasiv-Druckwasserstrahls (ADWS) ist erstmals im Rahmen dieses Projekts beschrieben worden¹³⁴.

Im technischen System werden die Abrasivstoffe einfach im sog. Strahlcatcher aufgefangen und können zum Teil sogar wiederverwertet werden. Bei einer Operation ist daran nicht zu denken. Man muss vielmehr davon ausgehen, dass sich das Abrasivmittel weiträumig im gesamten Operationsgebiet verteilt. Eine Möglichkeit, dieses sekundär z.B. durch Spülen vollständig zu entfernen, besteht nicht. Neben der weiteren abrasiven Wirkung, die z.B. in der Gleitpaarung einer Endoprothese Drittkörperverschleiß hervorruft, ist an toxische Wirkungen zu denken.

Vor einer denkbaren Anwendung bei einer Operation muss daher erst ein geeigneter Abrasivstoff gefunden werden. Die in der Industrie bekannten Abrasivstoffe sind für die medizinischen Anwendung ungeeignet.

Denn Biokompatibilität ist unabdingbar: Der Abrasivstoff darf nicht toxisch sein und muss im Körper gelöst, verstoffwechselt oder ausgeschieden werden können (Anhang S.209). Trotzdem soll er die Eigenschaften technischer Abrasivmittel erfüllen, also möglichst hart und wenig hygroskopisch sein. Pharmakokinetik und -dynamik müssen es zulassen, die Substanz auch in höheren Dosierungen in den Organismus einzubringen, ohne dass im Gebiet der Bearbeitung oder im Organismus Schäden eintreten. Daraus ergibt sich die Forderung nach einem hohen Molekulargewicht, damit der Abrasivstoff auch in hohen Massenströmen ohne Überschreitung der physiologischen Osmolarität zugesetzt werden kann. Wird die Osmolarität im extrazel-

^aHeraeus Kulzer GmbH, Hanau, DE, <http://www.kulzer.com>.

^bDePuy, Leeds, GB, <http://www.depuy.com>.

lulären Raum überschritten, so wird den Zellen Wasser entzogen, was zum Zelltod führen kann.

Der ideale Abrasivstoff aus biologischer Sicht wäre daher Wasser in seinem festen Aggregatzustand (Eis), das von einem DWS beschleunigt wird. Icejetting, das zum Teil zum Entfernen alter Lackschichten von Flugzeugtragflächen eingesetzt wurde, stellt einen großen verfahrenstechnischen Aufwand dar^{97;184;258;265}. Die Wassereinjektion in eine gekühlte Gasphase ist bei Schneemaschinen zwar Stand der Technik, aber der hohe Druck und der Einsatz von Wasser als Beschleunigungsmedium erschweren die Umsetzung erheblich. Man könnte sich den Vorgang der Energieaufnahme einer Flüssigkeit beim Druckabfall hinter der Düse zu Nutze machen, um Eiskristalle entstehen zu lassen. Doch dies ist nur mit Flüssigkeiten, die bei Raumtemperatur verdampfen (z.B. Ether) möglich, was wiederum der Biokompatibilität entgegen stünde. Neben dem verfahrenstechnischen Aufwand hat Eis jedoch weitere entscheidende Nachteile: Die Masse ist geringer als die von flüssigem Wasser, so dass der Impuls durch den Aufprall relativ gering sein dürfte. Auch die Härte von Eiskristallen ist mit einer Vickers-Härte von 10HV nicht sehr hoch.

Für die weiteren Projektschritte wurden vier Substanzgruppen (Disaccharide, Zuckeralkohole, Salze und Aminosäuren) gefunden, die theoretisch für die Anwendung in einer Operation geeignet sind (Abbildung 6-2 und Anhang S.209).

Die Löslichkeit dieser Bioabrasive legt nahe, dass die Anwendung leichter im Injektorverfahren als im Suspensionsverfahren umsetzbar ist (vgl. S.39).

Im Injektorverfahren ist die kristalline Substanz nur kurze Zeit mit dem Wasser in Kontakt, so dass die Gefahr von Lösungs- und Abrundungsvorgängen im Wasser als gering anzusehen ist. Die folgenden Parameterstudien wurden daher mit dem Wasser-Abrasiv-Injektor-Strahl = WAIS durchgeführt.

Die Anwendung der Suspensionstechnik, die ohne Frage den Vorteil der geringeren Luftbeimengung bietet, ist aber konzeptionell weiter zu überdenken, weil Luft in den Gefäßen eine unter Umständen tödliche Luftembolie hervorrufen kann.

In der Regel folgt die Auswahl technischer Abrasivstoffe der Gesetzmäßigkeit, dass abrasiver Verschleiß mit Partikeln, die härter als der zu bearbeitende Werkstoff sind, möglich ist. Die Bio-Abrasivbearbeitung kann in Ermangelung geeigneter Stoffklassen diese Optimierung nicht leisten.

Durch Vorversuche (Anhang S.200) wurden die ausgewählten Bioabrasive auf ihre abrasive Wirkung hin verglichen. In Abwägung der Kriterien Biokompatibilität, Verfügbarkeit in entsprechenden Korngrößen, technischer Handhabbarkeit und Preis wurde für folgende Studien das Disaccharid α -Laktose-Monohydrat gewählt.

Laktose (Milchzucker) wird bereits zur Infusionstherapie genutzt. Die Verträglichkeit auch größerer Mengen ist durch Studien belegt worden, so dass für diesen Stoff keine Neuzulassung nötig wäre^{7;235}.

Laktose ist in verschiedenen Korngrößen^a erhältlich und gut rieselfähig, also kaum hygroskopisch. Laktose hat eine Molmasse von 360,32 g/Mol, eine Dichte von 1,52g/cm³ und ist bei 25°C langsam in Wasser löslich (Sättigung ca. 16% Volumen, 25% Masse).

^aDanone GmbH, München, DE,
<http://www.danone.com>.

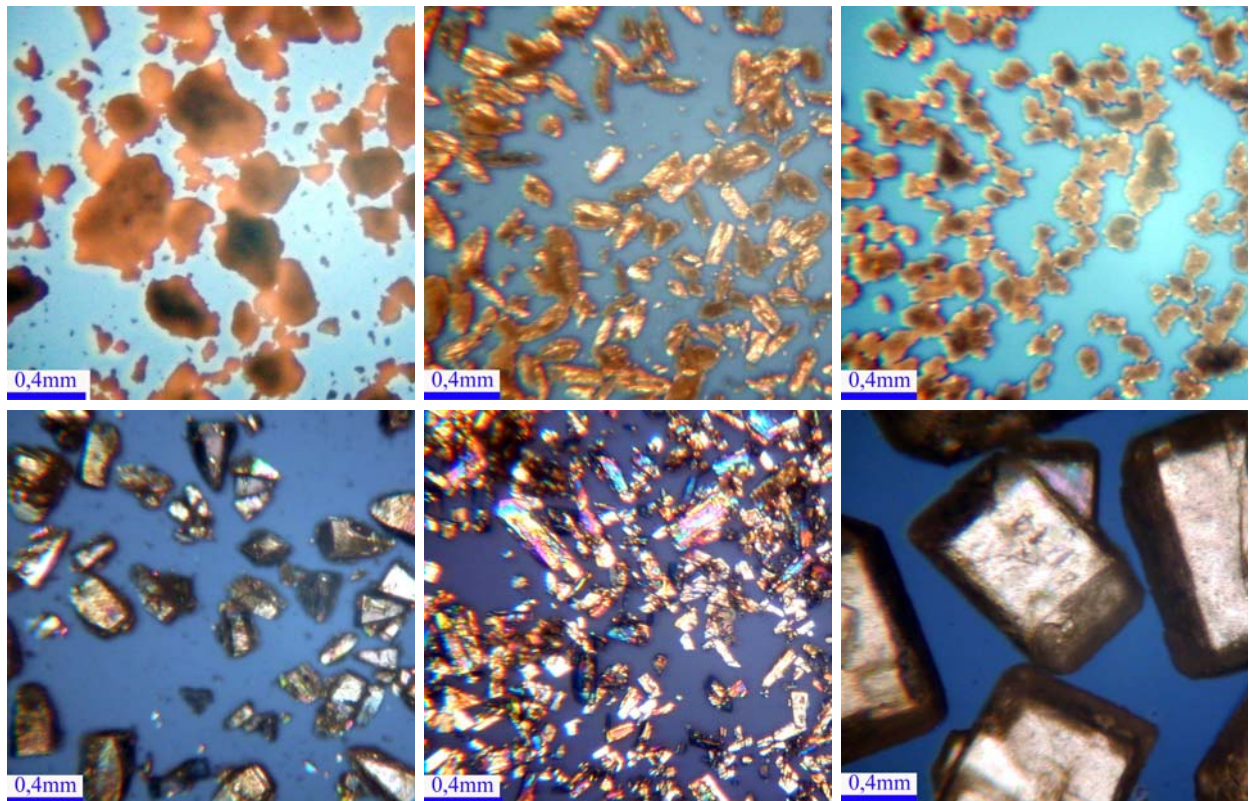


Abbildung 6-2: Lichtmikroskopie biokompatibler Abrasivstoffe.
 Oben: Zuckeralkohole: links: Sorbitol, mittig: Mannitol, rechts: Xylitol.
 Unten: Zucker: links: Laktose, mittig: Glukose, rechts: Saccharose.
 Auffallend sind die Unterschiede in der Korngröße und der Kornform.

6.3 Druckerzeugung

Beim industriellen Wasserstrahlschneiden wird der Druck in den meisten Fällen durch Plungerpumpen, die elektrisch angetrieben werden, zur Verfügung gestellt. Diese ermöglichen derzeit Betriebsdrücke bis zu 1400MPa und Förderleistungen bis zu 300L/min.

Problem der medizinischen Wasserstrahlanwendung ist die Druckerzeugung unter sterilen Bedingungen. Dabei müssen die Mechanismen zur Regelung des Drucks genau und schwankungsfrei sein, weil unbeabsichtigte Druckerhöhungen erhebliche Schäden nach sich ziehen können. Zylinder, Kolben und Ventile einer Kolbenpumpe müssen sterilisierbar sein.

Beim indirekten Pumpen hingegen wird im unsterilen Bereich z.B. mit einer Hydraulik der Druck aufgebaut. Dieser wird über eine Membran oder einen Kolben auf die sterile Lösung übertragen (Abbildung 6-3).

Bei dieser Methode ist die Wassermenge auf das Volumen des Vorratsbehälters begrenzt. Das direkte Pumpen mit sterilisierbaren Kolbenpumpen, Rollenpumpen oder Peristaltikpumpen beschränkt sich zur Zeit auf die nicht CE-zertifizierte Anwendung in Forschung und Entwicklung.

Mit dem direkten Pumpen lassen sich höhere Volumenströme erzeugen. Für den Operationssaal stellen sie das beste System dar, wenn die Volumenströme hoch sein müssen.

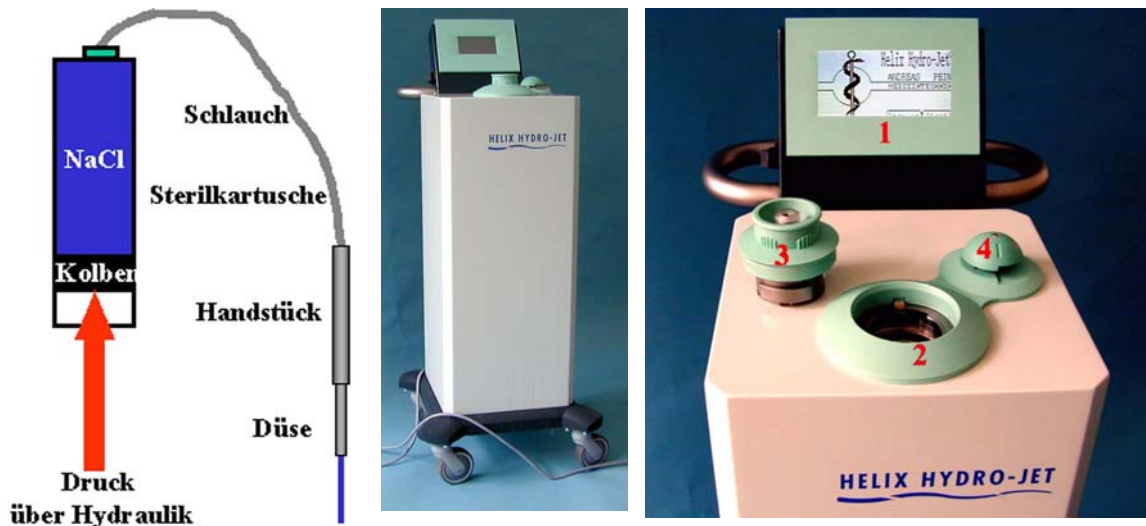


Abbildung 6-3: Das Wasserstrahlskalpell „Helix Hydrojet“.

Links: Prinzipskizze: Der Druckaufbau erfolgt über das Auspressen einer sterilen Kartusche, im Sinne des indirekten Pumpens durch Beaufschlagung eines Trennkolbens.

Mittig: Ansicht des Geräts

Rechts: Detailansicht der Bedienelemente: 1– Display, 2– Kartuschenschacht, 3– Kartuschendeckel, 4– Ventil.

6.3.1 Pumpe für Weichgewebeversuche

Zum Aufbau des Drucks bei den Weichgewebsversuchen wurde das Wasserstrahlskalpell „Helix Hydrojet“^a verwendet. Die Funktion dieses Gerätes basiert auf dem Verfahren des indirekten Pumpens, wobei eine sterile Flüssigkeitsmenge in einem Zylinder mit Hilfe eines Kolbens verdichtet wird (Abbildung 6-3).

Geräte dieser Bauart sind Standard in der chirurgischen Anwendung. So nutzt beispielsweise das in Schwerin entwickelte Wasserstrahlskalpell eine sterile Einmalkartusche, die über eine Hydraulik ausgepresst wird.

Der Druck lässt sich bis 16MPa mit einer Genauigkeit von 0,05MPa einstellen. Der Volumenstrom variiert in Abhängigkeit vom Düsendurchmesser bis zu 200ml/min (Anhang S.214).

6.3.2 Pumpe für Versuche mit Knochen und Knochenzement

Um Hartgewebe und Knochenzement bearbeiten zu können, war es erforderlich, einen Druck $p_w > 16\text{MPa}$ zu erreichen. Zum Einsatz kam eine industrielle Wasserstrahlanlage, die mit einer Hochdruckpumpe^b, ausgelegt für einen Maximaldruck von 400MPa (Abbildung 6-4 und Anhang S.215), ausgestattet war. Da diese Anlage fest in einer industriellen Umgebung installiert war, wurde sie ausschließlich für Versuche mit nicht humanen Geweben verwendet.

Für weiter gehende Untersuchungen wurde eine Laboranlage zum Schneiden humaner Gewebe entwickelt (Abbildung 6-5).

Zentrales Element bildet eine Differenzialkolbenpumpe (ASF-122^c), die im Primärkreislauf mit Druckluft angetrieben wird.

^aAndreas Pein Medizintechnik, Schwerin, DE, <http://www.helix-hydro-jet.de>.

^bBöhler Hochdrucktechnik, Graz, AT, <http://www.bht.kom.at>.

^cHaskel Hochdrucksysteme GmbH, Wesel, DE, <http://www.haskel.de>.



Bild: Böhler Hochdrucktechnik.

Abbildung 6-4: Ansicht der geöffneten Hochdruckpumpe.

Das Verhältnis zwischen den Kolbenflächen der Luft- und Wasserseite beträgt 122:1. Der Pumpendruck kann über den Pressluftdruck eingestellt werden (Abbildung 19-19).

Die Eigenpulsation der Kolbenpumpe wird durch einen Blasenpeicher als Pulsationsdämpfer ausgeglichen (Abbildung 6-5).

Dieser Pulsationsdämpfer besteht aus zwei durch eine Membran getrennte Kammern. Eine Seite der Membran ist mit Stickstoff (28MPa) gefüllt. Die zweite Kammer ist mit dem Hochdruckkreislauf verbunden. Beim Rückführen des Pumpenkolbens wird der Druck durch das sich ausdehnende Gas auf der anderen Membranseite nahezu konstant gehalten.

Mit der Laboranlage kann der Wasserdruck bis zu 70MPa mit einer Genauigkeit von 0,1MPa bei einem maximalen Volumenstrom von 1L/min eingestellt werden.

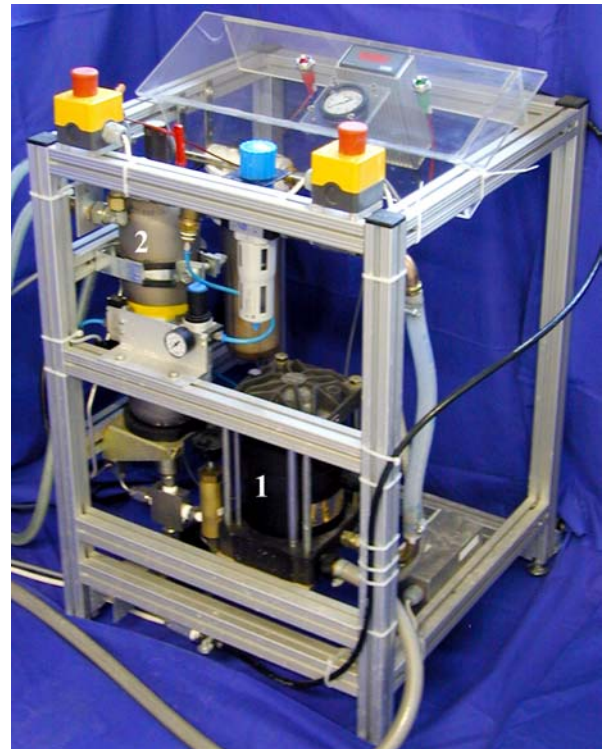


Abbildung 6-5: Ansicht der Druckwasserstrahl-Laboranlage.

Die wichtigsten Bestandteile sind die pneumatische Differenzialkolbenpumpe (1) und der Blasenpeicher (2) als Pulsationsdämpfer.

6.4 Strahlköpfe

6.4.1 Düsen für Weichgewebe

Für die Bearbeitung der Weichgewebe wurden Düsen verwendet, die sich bereits für andere medizinische Anwendungen der DWS-Technik bewährt haben. Diese standen in verschiedenen Durchmessern zur Verfügung. Die Düsen sind als stetige Düsen ausgeführt. Ein Düsenstein (Rubin) ist am Ende eines Stahlröhrchens eingepresst (Abbildung 6-6).

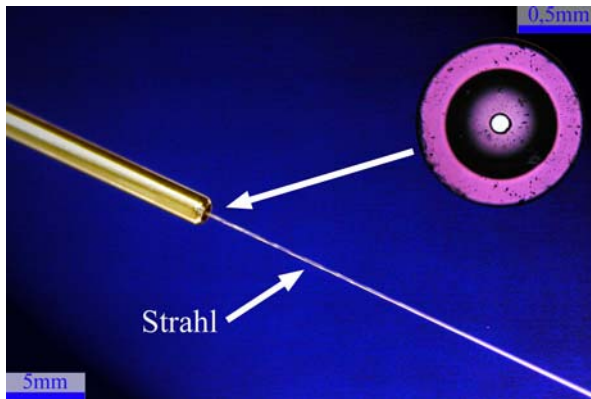


Abbildung 6-6: Kapillardüse für Schnittversuche an Weichgeweben.

Links: Man sieht die Spitze eines Metallröhrchens, ($\varnothing=1,5\text{mm}$) verschlossen durch einen Düsenstein, und den DWS.

Rechts: Lichtmikroskopie eines Düsensteins (Rubin).

6.4.2 Düsen und Strahlköpfe für Knochen und Knochenzement

Druckwasserstrahl

Bei den Versuchen mit einem DWS und DDWS wurde ein industrieller Strahlkopf mit Saphirdüsen (Abbildung 6-7) verwendet^a. Die Düse wurde in einem Strahlkopf mit einer Überwurfmutter gesichert.

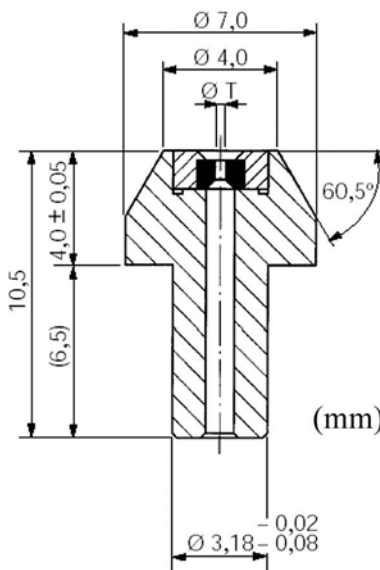


Abbildung 6-7: Schnittzeichnung der Düse für Versuche an Knochen und Knochenzement.

Bild: Comadur

^a Typ 10, Comadur, Le Locle, CH, <http://www.comadur.ch>.

Diskontinuierlicher Druckwasserstrahl

Der o.g. Strahlkopf wurde in einem Strahlzerteiler montiert:

Eine motorgetriebene Lochscheibe wurde dazu 2mm hinter der Düsenöffnung angeordnet (Abbildung 6-8). Die Lochscheibe des Strahlzerteilers hatte acht Öffnungen, wobei Öffnungs- und Schließwinkel jeweils gleich groß waren.

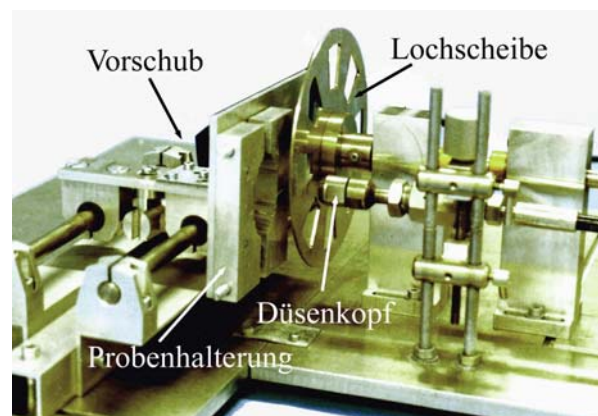


Abbildung 6-8: Ansicht des mechanischen Strahlzerteilers für Versuche mit dem DDWS.

Man erkennt die Positionierung der Lochscheibe vor dem Düsenkopf.

Die Frequenz der Strahlunterbrechung wurde mit einem fotooptischen Sensorsystem^b gemessen, bei dem ein LASER-Strahl durch eine auf die Welle geklebte Markierung reflektiert wurde.

Abrasive Druckwasserstrahl

Für die orientierenden Kerbversuche wurde das Injektorverfahren gewählt, da dieses aus technischer Sicht am einfachsten zu realisieren ist und weil eine kurze Kontaktzeit von Wasser und löslichem Abrasivstoff realisiert ist. Der Strahlkopf verfügte über ein Hartmetallfokusrohr mit einem Innendurchmesser von 1mm und einer Länge von 60mm (Abbildung 6-9).

^bTyp DT1L, Conrad Elektronik, Hirschau, DE, <http://www.conrad.de>.

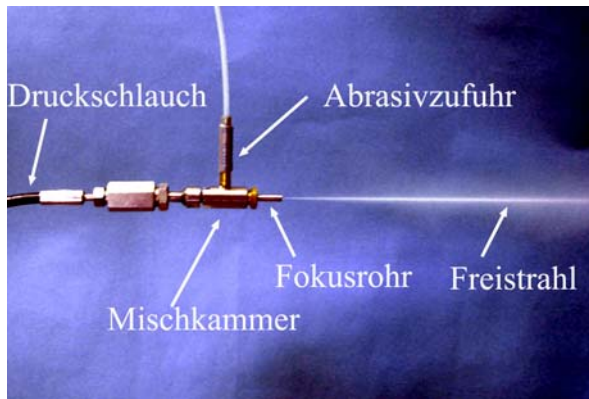


Abbildung 6-9: WAIS-Kopf für Schnittversuche an Knochen und Knochenzement.

Der Abrasivmassenstrom wurde mit einem Vibrationsdosierer auf einen konstanten Wert eingestellt. Mit der oszillierenden Rinne des Vibrationsdosierers (umgangssprachlich Schüttelrinne) wurde die Laktose in einen Trichter am Ende des Abrasivmittelschlauchs gefördert, wo sie dann durch den Luftstrom in die Mischkammer gesaugt wurde (Abbildung 6-10 und Anhang S.217).



Abbildung 6-10: Oszillierende Rinne zur Abrasivmitteldosierung.

Durch die Oszillation der geeigneten Rinne fällt der Abrasivstoff (Pfeil) kontinuierlich in den Trichter der Abrasivzufuhr und wird in die Mischkammer gesaugt.

6.5 Vorschubeinrichtungen

6.5.1 Vorschubeinrichtung für Weichgewebeversuche

Die Vorschubgeschwindigkeit wurde mit einem Schrittmotor, der die Düse auf einer Doppelsäulenführung über einen Spindel-Muttern-Trieb horizontal bewegte, konstant gehalten (Abbildung 6-11).

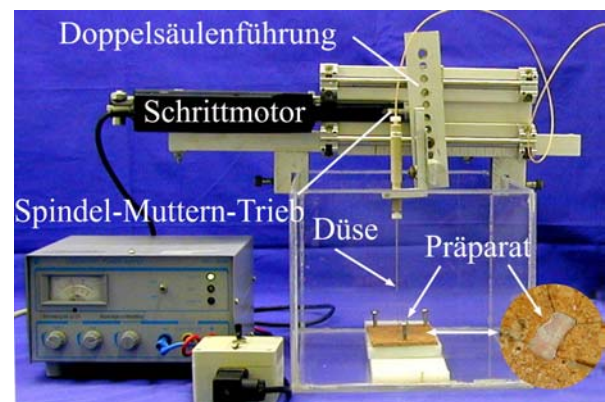


Abbildung 6-11: Versuchsaufbau für Schnittversuche an Weichgewebe.

Die Präparatshalterung ist in einem Plexiglaskasten (Spritzschutz) angeordnet. Auf diesem ist die Vorschubeinrichtung mit der Kapillardüse fixiert.

6.5.2 Vorschubeinrichtung für Versuche mit Knochen und Knochenzement

Die industrielle Wasserstrahlanlage verfügte über eine computergesteuerte, dreiachsige Vorschubeinrichtung, die den Düsenkopf gegen das Material bewegte.

Bei der Bearbeitung von humaner Kortikalis, Spongiosa und Knochenzement mit der o.g. DWS-Laboranlage wurden die Proben gegen die ortsfeste Düse bewegt (Abbildung 6-12). Die Präparatshaltervorrichtung wurde mit Hilfe eines Spindel-Muttern-Triebs über einen Schrittmotor angetrieben (Abbildung 6-12).

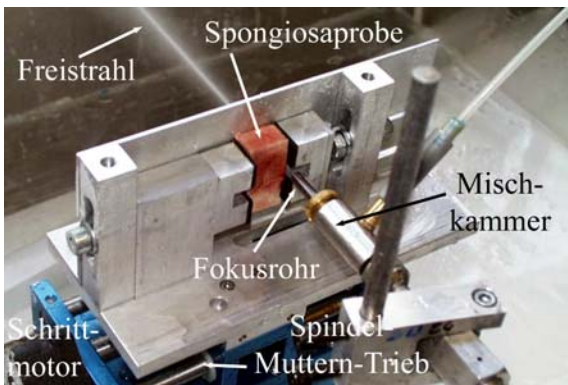


Abbildung 6-12: Versuchsaufbau für Schnittversuche an Knochen und Knochenzement.

Die Probe (hier eine Spongiosaprobe) ist mit Hilfe zweier Klemmbacken auf der Vorschubeinrichtung fixiert. Der Freistrahll tritt ungehindert an der Rückseite der Probe aus.

6.6 Bestimmung der Zielparameter

6.6.1 Untersuchungen an Weichgewebe

Die Kerbtiefe bei Weichgeweben wurde mit dem Lichtmikroskop und einer mittels einer geeichten Zählkammer für Blutzellen kalibrierten Messlupe^a an Querschnitten bestimmt. Hierzu wurden aus dem Präparat senkrecht zur Vorschubrichtung 2mm dicke Scheiben gewonnen.

Die Scheiben wurden dann mit Formaldehydlösung fixiert und den histologischen Techniken und Färbeverfahren zugeführt (im Anhang S.221). Im Lichtmikroskop wurde mit Hilfe eines Messokulars sowohl die Kerbtiefe als auch die Dicke der Präparate bestimmt. 20 Messwerte einer Materialprobe wurden arithmetisch gemittelt. (Histologische Methoden im Anhang S.222.)

6.6.2 Untersuchungen an Knochen und Knochenzement

Die Kerbtiefen wurden hier mit einer Messuhr^b mit Nadelprüfspitze als Durchschnittswert von 20 Messungen an einer Probe (Abstand 1mm) gemessen. Zusätzlich wurden ausgewählte Proben licht- und elektronenmikroskopisch^c untersucht.

6.6.3 Schnittfugengeometrie

Die Schnittflächen der getrennten Spongiosablöcke (Werkstück und Abfallstück) wurden mit einer Koordinatenmessmaschine^d unter Zuhilfenahme einer Rubinkugelspitze (d=2mm) vermessen (Abbildung 6-13).

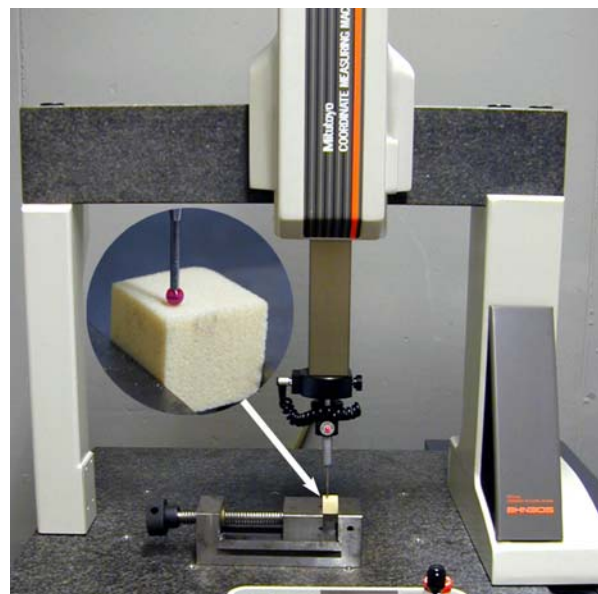


Abbildung 6-13: Koordinatenmessmaschine zur Bestimmung der Schnittflächengeometrie.

Probe im Maschinenschraubstock, die mit einer Rubinkugelspitze (Vergrößerung) abgetastet wird.

^aTyp Magnifying Luna, No.1208, Chung Luen Optik, Hongkong, CN, <http://www.luna-imaging.com>.

^b Hahn und Kolb, Stuttgart, DE, <http://www.hahn-kolb.de>.

^cLEO 1530, LEO Electron Microscopy Ltd, Cambridge, UK, <http://www.leo-em.co.uk>.

^dMitutoyo Messgeräte GmbH, Neuss, DE, <http://www.mitutoyo.com>.

Der Kugeldurchmesser wurde so gewählt, dass ein Eindringen der Messspitze in die Spongiosazwischenräume vermieden wurde. Mit der Koordinatenmessmaschine wurden an jeder Probe jeweils drei Linien in Strahlrichtung (z) und drei Linien in Vorschubrichtung (y) mit 10/mm abgetastet (Abbildung 6-14).

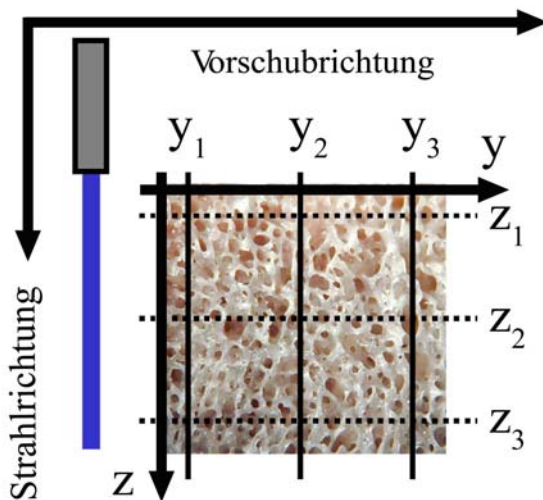


Abbildung 6-14: Schema des Koordinatensystems und der abgetasteten Linien auf den Schnittflächen.

6.7 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.

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 Ausdrucks „signifikant“ immer einem Wert von $p<0,05$.

Bei bivariaten Korrelationen erfolgte zusätzlich eine Berechnung des Bestimmtheitsmaßes r^2 .

Im Anhang sind die unabhängigen und abhängigen Variablen der statistischen Auswertungen für jede Studie aufgeführt (Tabelle 19-10, Anhang S.224).

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

7 Nukleotomie – Projektphase 1

In diesem Kapitel werden Schnittuntersuchungen an den Geweben, die bei einer Nukleotomie im Wirkungsbereich des Strahls sind oder sein können, durchgeführt. Dabei soll die Frage geklärt werden, ob die für eine Nukleotomie erforderliche Selektivität in Bezug auf den Nukleus pulposus vorhanden ist.

Weiterhin sollen die experimentellen Daten herangezogen werden, um das analytische Kerbtiefenmodell nach Decker auf seine Anwendbarkeit am Weichgewebe hin zu überprüfen.

7.1 Auswahl der Strahltechnik

Für eine Anwendung eines DDWS zum Trennen von Weichgeweben sind im Vergleich zum DWS keine Vorteile zu erwarten, weil durch die dynamische Werkstoffbeanspruchung lediglich die Abtragsleistung bei spröden Materialien gesteigert wird. So ist es nicht verwunderlich, dass der experimentelle Einsatz eines „gepulsten DWS“ an Weichgeweben die Zielparame-
ter unbeeinflusst ließ^{30;109;274}.

Wie sich bei bisherigen DWS-Anwendungen in der Medizin gezeigt hat, ist eine Steigerung der Abtragsleistung durch Abrasivstoffe bei der Bearbeitung von Weichgeweben nicht erforderlich. Der Einsatz eines ADWS ist daher aufgrund des großen verfahrenstechnischen Aufwandes nicht gerechtfertigt.

Die Anwendung eines DWS ist in der Chirurgie der Organe bereits eine etablierte Methode (siehe S.6). Sterilisierbare Pumpen, Düsen und entsprechende Operationssets sind über den Handel zu beziehen.

7.2 Parametereingrenzung

7.2.1 Material und Methode

Zur Eingrenzung der erzeugungs- und prozessorientierten Parameter wurden mit einem DWS Kerbversuche an den Weichgeweben Anulus fibrosus, Nukleus pulposus, sowie an knorpeligen und knöchernen Deckplatten der Lendenwirbelsäule vom Schwein durchgeführt. Bei einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit von $v_v=2\text{mm/s}$ wurden alle Gewebe mit verschiedenen Arbeitsabständen $s=2\text{mm}$, $s=5\text{mm}$ und $s=20\text{mm}$ gekerbt. Die Vorschubgeschwindigkeit wurde gewählt, weil sie für einen späteren operativen Einsatz realistisch ist. Der Druck wurde von $p_w=2\text{MPa}$ bis $p_w=12\text{MPa}$ in 2MPa -Schritten variiert. Die Versuchsreihe wurde mit drei Düsendurchmessern ($d_D=0,08\text{mm}$; $0,10\text{mm}$ und $0,12\text{mm}$) mit vier Proben pro Test durchgeführt.

7.2.2 Ergebnis

Während der sehr weiche Nukleus pulposus schon bei $p_w=2\text{MPa}$ gekerbt und bereits bei $p_w=6\text{MPa}$ die gesamte Probendicke durchtrennt wurde, waren Kerben im Anulus fibrosus erst bei $p_w=10\text{MPa}$ sichtbar. In der knorpeligen Apophyse war eine minimale Kerbwirkung erst bei $p_w=10\text{MPa}$ vorhanden und das Hartgewebe Knochen war mit den angewandten Strahlparametern nicht sichtbar zu kerben (Tabelle 7-1). Die lineare Korrelation von Druck und erzielter Kerbtiefe war statistisch signifikant für Nukleus pulposus ($r^2=0,84$; $p<0,001$) und Anulus fibrosus ($r^2=0,73$; $p<0,001$).

d _D	s	Gewebe	2MPa	4MPa	6MPa	8MPa	10MPa	12MPa
0,08	2	Nukleus	2,2±0,8	4,2±0,6	*	*	*	*
		Anulus	0	0	1,2±0,9	2,4±0,7	4,4±1,2	5,1±1,7
		Knochen	0	0	0	0	0	-
		Knorpel	0	0	0	1,1±0,4	1,3±0,2	*
0,10	2	Nukleus	2,1±0,7	4,3±0,6	*	*	*	*
		Anulus	0	0	1,8±0,3	2,2±0,4	4,0±1,0	6,1±1,7
		Knochen	0	0	0	0	0	0
		Knorpel	0	0	0	1,0±0,4	1,4±0,5	*
0,12	2	Nukleus	2,4±0,9	4,4±0,5	*	*	*	*
		Anulus	0	0	0,8±0,4	2,3±0,6	4,2±1,6	5,9±1,4
		Knochen	0	0	0	0	0	0
		Knorpel	0	0	0	0,9±0,3	1,5±0,7	*
d _D	s	Gewebe	2MPa	4MPa	6MPa	8MPa	10MPa	12MPa
0,08	5	Nukleus	2,1±0,9	4,2±0,6	*	*	*	*
		Anulus	0	0	1,3±0,8	2,4±0,7	4,4±1,2	5,1±1,7
		Knochen	0	0	0	0	0	-
		Knorpel	0	0	0	1,1±0,4	1,3±0,2	*
0,10	5	Nukleus	2,3±0,2	4,3±0,6	*	*	*	*
		Anulus	0	0	1,7±0,4	2,7±0,9	4,0±1,0	6,1±1,7
		Knochen	0	0	0	0	0	0
		Knorpel	0	0	0	1,0±0,4	1,4±0,5	*
0,12	5	Nukleus	2,4±0,9	4,4±0,5	*	*	*	*
		Anulus	0	0	0,9±0,6	2,1±0,6	4,2±1,6	5,9±1,4
		Knochen	0	0	0	0	0	0
		Knorpel	0	0	0	0,9±0,3	1,5±0,7	*
d _D	s	Gewebe	2MPa	4MPa	6MPa	8MPa	10MPa	12MPa
0,08	20	Nukleus	0	0	0	0,8±0,3	2,2±0,4	3,4±1,2
		Anulus	0	0	0	0	0	2,0±1,7
		Knochen	0	0	0	0	0	0
		Knorpel	0	0	0	0	0	0
0,10	20	Nukleus	0	0	0	0,6±0,5	1,5±1,3	2,4±0,9
		Anulus	0	0	0	0	0	1,1±0,7
		Knochen	0	0	0	0	0	0
		Knorpel	0	0	0	0	0	0
0,12	20	Nukleus	0	0	0	0,9±0,6	1,8±1,4	2,9±1,7
		Anulus	0	0	0	0	0,4±1,7	1,9±1,3
		Knochen	0	0	0	0	0	0
		Knorpel	0	0	0	0	0	1,5±0,7

Alle Werte in [mm]; Kerbtiefen MW±STD aus 4 Kerbversuchen; * bezeichnet einen Trennschnitt.

Tabelle 7-1: Kerbtiefen in Abhängigkeit von Düsendurchmesser, Arbeitsabstand, Gewebe und Druck.

Die Kerbtiefen bei einem Arbeitsabstand von $s=20\text{mm}$ waren signifikant geringer als bei $s=2\text{mm}$ und $s=5\text{mm}$ ($p<0,001$ für alle Düsendurchmesser). Der Düsendurchmesser hatte keinen Einfluss auf die Kerbtiefe ($p=0,67$).

7.2.3 Diskussion

Bei einem Düsendurchmesser von $d_D=0,1\text{mm}$ hat die Kernstrahlzone eine Länge von mindestens $7,5\text{mm}$ und höchstens $13,5\text{mm}$ ³⁰⁰. Die Kerbtiefe bei $s=20\text{mm}$, also mit dynamischer Werkstoffbeanspruchung durch den bereits in hohem Maße zu Einzeltropfen zerfallenen Strahl, war geringer als bei der Bearbeitung innerhalb der Kernstrahlzone.

Ein Einfluss des Düsendurchmessers auf die Kerbtiefe konnte nicht nachgewiesen werden. Zwar geht der Düsendurchmesser als Einflussgröße in die hydraulische Leistung (Gleichung 5-5, S.30) ein, aber für die Strahlgeschwindigkeit, die nach Gleichung 5-3 (S.29) berechnet wird, ist der Düsendurchmesser nicht entscheidend. Yoshida beschreibt, im Gegensatz zu den Ergebnissen dieser Studie, einen Zusammenhang zwischen Düsendurchmesser und erzielter Kerbtiefe³⁰⁴ (Gleichung 7-1).

Gleichung 7-1: $k = C_x \cdot d_D$

k Kerbtiefe
 C_x Prozess- und Materialkennwert
 d_D Düsendurchmesser

Leider werden in dieser Gleichung Prozess- und Materialkennwerte zu einer Konstanten zusammengefasst. Der Wert dieser Variablen ist für die hier vorgestellten Versuche nicht bekannt. Es ergibt sich jedoch für jedes Material ein kritischer minimaler Düsendurch-

messer, der einem kritischen Volumenstrom entspricht (Gleichung 7-2).

Gleichung 7-2: $Q_g = \frac{\alpha \cdot \pi \cdot d_g^2 \cdot v_w}{4}$

Q_g Kritischer Volumenstrom
 α Kontraktionszahl
 d_g Kritischer Düsendurchmesser
 v_w Strahlgeschwindigkeit

Dieser kann z.B. dadurch erklärt werden, dass ein bestimmter minimaler Volumenstrom Voraussetzung für Erosionsmechanismen ist²³¹.

Um den kritischen Düsendurchmesser berechnen zu können, muss für diese Gleichung der kritische Volumenstrom experimentell bestimmt werden. Da jener für die Fragestellung der Arbeit nicht von Bedeutung war, wurde auf die Messung verzichtet.

Eine Variation der Düsendurchmesser hat in diesem Versuch keine messbaren Änderungen der Kerbtiefe erzielt, so dass man davon ausgehen muss, dass alle verwendeten Düsendurchmesser oberhalb des kritischen Düsendurchmessers lagen.

Für weitere Kerbversuche an Weichgeweben wurde der Düsendurchmesser von $d_D=0,1\text{mm}$ gewählt, weil hier einerseits der Wasserdurchsatz nicht zu hoch für das Wasserstrahlskalpell war, andererseits ein Verstopfen der Düse (dies kam bei der Düse mit $d_D=0,08\text{mm}$ regelmäßig vor und ist wahrscheinlich auf Verunreinigungen in der Strahlflüssigkeit zurückzuführen) vermieden wurde.

7.2.4 Schlussfolgerung

Der Druck war der wesentlichste Parameter für die erzielte Kerbtiefe. Der statistisch signifikante lineare Zusammenhang zwischen

Druck und Kerbtiefe lässt es zu, ein empirisches Modell zur Berechnung der Kerbtiefe in Abhängigkeit vom Druck für einen bestimmten Düsendurchmesser und Arbeitsabstand aufzustellen.

Eine selektive Bearbeitung des Nukleus pulposus ist bei einem Druck unterhalb von $p_w=4\text{MPa}$ bei einem Arbeitsabstand $s\leq 5\text{mm}$ möglich, ohne den Anulus fibrosus zu schneiden. Ob dies auch für menschliches Gewebe zutrifft, muss durch weiterführende Kerbversuche belegt werden.

Der Arbeitsabstand wurde für weitere Versuche auf $s=5\text{mm}$ eingegrenzt, weil hier die Kernstrahlzone genutzt werden kann und trotzdem die Sicht auf die Schnittfuge nicht von der Düse verdeckt wird.

7.3 Weitere Kerbversuche

7.3.1 Material und Methode

In einer weiteren Versuchsreihe wurden Kerbversuche an allen wirbelsäulennahen Geweben durchgeführt, damit eine Abschätzung des Schädigungspotentials, hier insbesondere der Schadensklasse III, bei einer intraoperativen DWS-Anwendung möglich ist. Alle Versuche wurden jeweils an zehn Proben vom Schwein und Rind ebenso wie an humanen Präparaten durchgeführt. Basierend auf den Ergebnissen der Parametereingrenzung wurden die Versuche mit einem Düsendurchmesser von $d_D=0,1\text{mm}$ und einem Arbeitsabstand von $s=5\text{mm}$ bei einer Vorschubgeschwindigkeit von $v_V=2\text{mm/s}$ durchgeführt.

7.3.2 Ergebnis

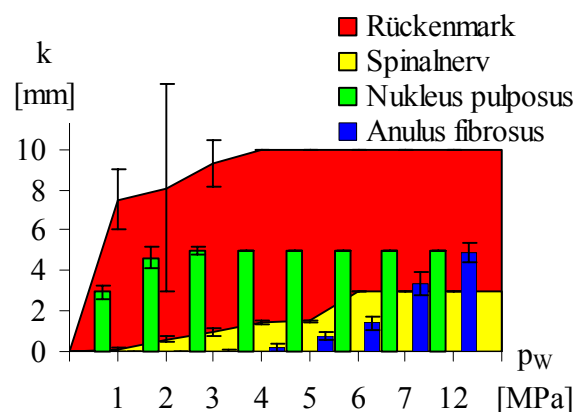
Für keines der untersuchten Gewebe wurden signifikante Kerbtiefenunterschiede zwischen den einzelnen Spezies gefunden (z.B. Abbildung 7-3a; c).

Jedes Gewebe (außer Knochen) konnte bei den gewählten erzeugungsorientierten Parametern gekerbt werden (Tabelle 7-2).

Zwischen $p_w=1\text{MPa}$ und $p_w=4\text{MPa}$ wurde der Nukleus pulposus gekerbt, während im Anulus fibrosus kein sichtbarer Abtrag zu erzielen war (Abbildung 7-1).

Spinalnerven wurden schon bei $p_w=1\text{MPa}$ gekerbt. Von einer Verletzung des Spinalnervs muss also bei jedem Druck ausgegangen werden. Rückenmark war das Gewebe mit der höchsten Kerbtiefe in jeder Druckklasse.

Eine selektive Bearbeitung des Nukleus pulposus, ohne den Anulus fibrosus zu schädigen, ist innerhalb eines begrenzten Druckbereichs unterhalb von 5MPa möglich. In diesem Druckbereich müssen jedoch Rückenmark und Nerven sicher vor einem Kontakt mit dem Strahl geschützt werden (Abbildung 7-1).



Kerbtiefe (k); Druck (p_w); humane Präparate.

Abbildung 7-1: Die Kerbtiefen der Weichgewebe, die bei einer Nukleotomie von zentraler Bedeutung sind, in Abhängigkeit vom Druck.

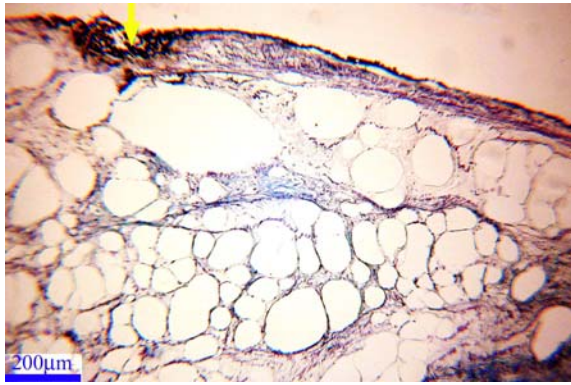
Gewebe	Spezies	1MPa	2MPa	3MPa	4MPa	5MPa	6MPa	7MPa	12MPa
Fett	Schwein	4,2±0,8	5,4±0,9	6,5±0,7	8,6±0,5	*	*	*	*
	Rind	4,4±0,4	5,0±0,8	6,3±1,0	9,2±0,9	*	*	*	*
	Mensch	4,4±0,8	5,0±0,8	6,3±0,4	*	*	*	*	*
Muskel	Schwein	0,5±0,3	1,6±0,4	2,7±0,6	4,0±0,8	4,8±1,0	6,0±0,8	7,9±1,5	*
	Rind	0,4±0,4	1,6±0,3	2,8±0,7	3,8±0,8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

Kerbtiefen in [mm]; MW±STD aus 10 Kerbversuchen; * bezeichnet einen Trennschnitt.

Tabelle 7-2: Kerbtiefen für die Gewebe der Wirbelsäule.

Auffallend war bei einigen Geweben eine ausgeprägte Dickenzunahme (d/d_0) durch die DWS-Bearbeitung, die im Folgenden als Expansion bezeichnet wird (Tabelle 7-3). Diese wurde von einer Einlagerung des Wassers in das Gewebe verursacht. Bis auf wenige Ausnahmen befand sich das Wasser in runden Bläschen, die histologisch keine sichtbare Verbindung zur Kerbe aufwiesen (Abbildung 7-2).

Wasser wurde histologisch nie innerhalb der Zellen nachgewiesen, sondern es befand sich immer im Interstitium (Interzellulärraum). Im klinischen Alltag wird eine Einlagerung von Wasser in das Interstitium als interstitielles Ödem bezeichnet. Sie muss als Schädigung des Gewebes, die aber grundsätzlich reversibel ist, gewertet werden.



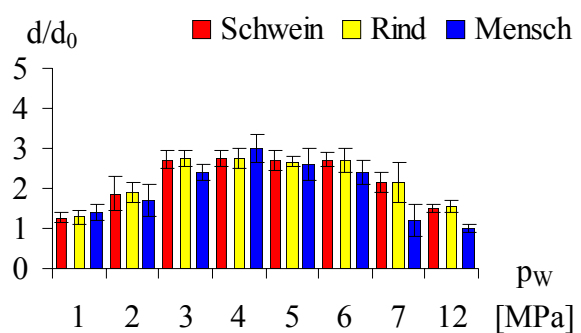
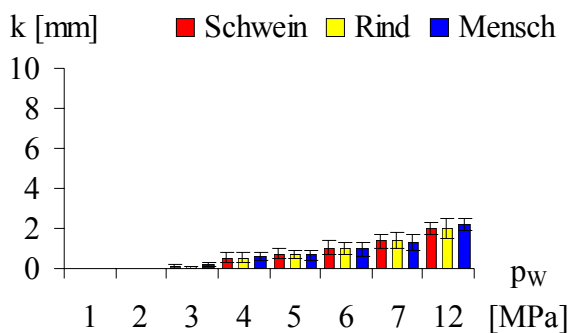
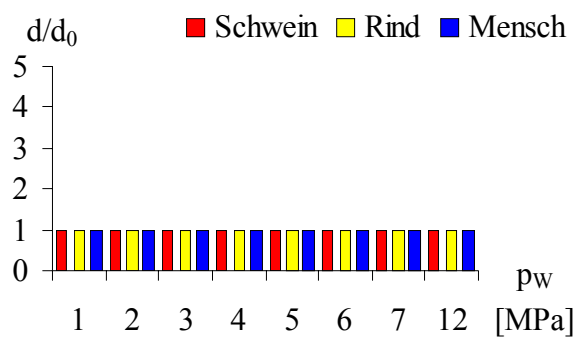
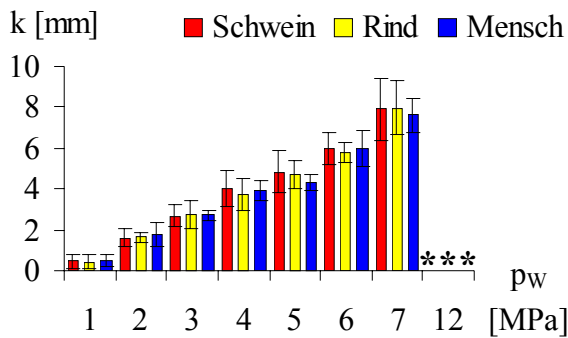
$p_w=4MPa$, MG+EvG.

Abbildung 7-2: Histologie einer Präparatdickenzunahme.

Dieses Bild von der Dura mater zeigt von Septen gekammerte Vakuolen. Die Kerbe (Pfeil) hat lediglich eine Tiefe von 0,1mm.

Die Zunahme der Präparatdicke durch das Schneiden war lediglich für die Gewebeararten Dura mater ($p=0,046$) und Nukleus pulposus ($p=0,049$) von der Spezies abhängig. Bei allen anderen Geweben war der Unterschied statistisch nicht signifikant (Details im Anhang S.229). Am Kriterium Zunahme der Präparatdicke, im folgendem als Expansion bezeichnet, teilten sich die Materialien in zwei Gruppen:

Einige Gewebe, wie z.B. Muskel (Abbildung 7-3b) oder Rückenmark, zeigten keine Expansion durch die DWS-Bearbeitung, während andere Gewebe, wie z.B. Ligamente, mit einer sehr ausgeprägten Expansion reagierten (Abbildung 7-3d).



Kerbtiefe (k); Druck (p_w); * bezeichnet einen Trennschnitt.

Abbildung 7-3: Kerbtiefe und Gewebeexpansion in Abhängigkeit vom Druck.

Oben: Dargestellt sind die Ergebnisse für das Gewebe „Muskel“. Die linke Grafik zeigt die Kerbtiefe (k) in Abhängigkeit vom Druck (p_w). Rechts sieht man, dass eine Änderung der Präparatdicke (d/d_0) nicht gemessen werden konnte.

Unten: Beim Weichgewebe „Ligament“ hingegen waren die erzielten Kerbtiefen (links) geringer, aber es zeigte sich eine ausgeprägte Zunahme der Präparatdicke durch die DWS-Bearbeitung (rechts).

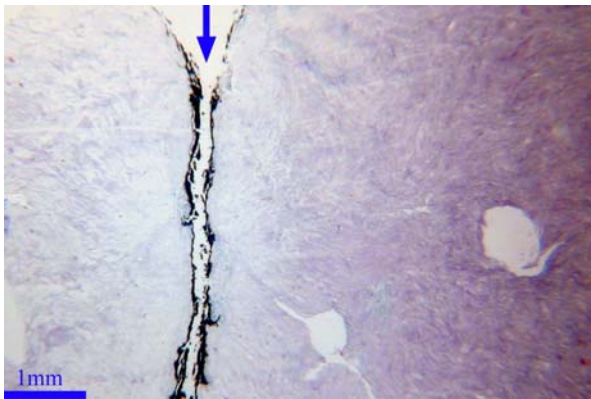
7.3.3 Schädigung

Schadensklasse I

Nukleus pulposus

Das histologische Bild der Kerbe in Nukleus pulposus zeigte eine Kerbe mit fast unverändertem Randbereich (Abbildung 7-4).

Im Nukleus pulposus fanden sich sehr vereinzelt bis zu 5mm von der Kerbe entfernte Vakuolen. Ein lokales interstitielles Ödem ist in vivo reversibel²⁶¹.



$p_w=8\text{MPa}$, HE, Kerbe tuschemarkiert.

Abbildung 7-4: Histologie eines DWS-getrennten Nukleus pulposus.

Man sieht eine scharf begrenzte Kerbe (Pfeil) und zwei Vakuolen neben der Kerbe.

Wenn aufgrund der Wassereinlagerung aber das Volumen des Gewebes zunimmt, könnte dies wiederum Schäden der Klasse III hervorrufen. So könnte z.B. die Volumenzunahme des Nukleus pulposus eine Irritation des Spinalnervs verursachen.

Schadensklasse II

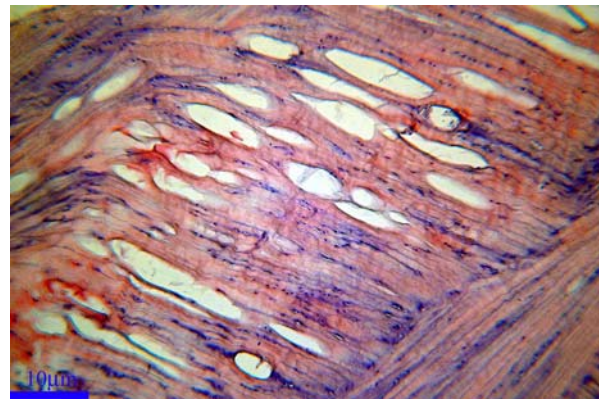
Aufgrund des Fehlens von Blutgefäßen ist diese Schadensklasse beim Nukleus pulposus nicht definiert.

Schadensklasse III

Anulus fibrosus

Präparate des Anulus fibrosus zeigten immer eine ausgeprägte Dickenzunahme (Tabelle 7-3). Die typische fischgrätenartige Kollagenfaseranordnung des Anulus fibrosus wird durch Vakuolen auseinandergedrängt (Abbildung 7-5).

Auch im Anulus fibrosus nahm die Wassereinlagerung in das Präparat zunächst mit dem Druck zu.



$p_w=6\text{MPa}$, HE.

Abbildung 7-5: Histologie eines Anulus fibrosus.

Diese lichtmikroskopische Vergrößerung wurde 4mm neben der Kerbe angefertigt. Man sieht einige Vakuolen zwischen den Kollagenfibrillen.

Bei einem Druck, der Trennschnitte zur Folge hatte, wurde die Expansion geringer. Die Dickenzunahme war bei diesem Gewebe, wenn auch in geringerem Maße, bei einem Druck nachweisbar, der noch keine sichtbare Kerbe hinterließ.

Spinalnerv

In einigen Präparaten zeigte sich vereinzelt im Verlauf des Kerbschnitts eine Fortsetzung der Kerbe in Richtung der Nervenfasern in Form interfazikulärer Spalten (Abbildung 7-6).



$p_w=2\text{MPa}$, HE, Kerbe tuschemarkiert.

Abbildung 7-6: Histologie eines DWS-getrennten Spinalnervs.

Man sieht die Kerbe ebenso wie ovale Vakuolen fernab der Kerbe. Auffallend sind die Längsspalten zwischen den Nervenfasern, die mit den Vakuolen in Verbindung stehen.

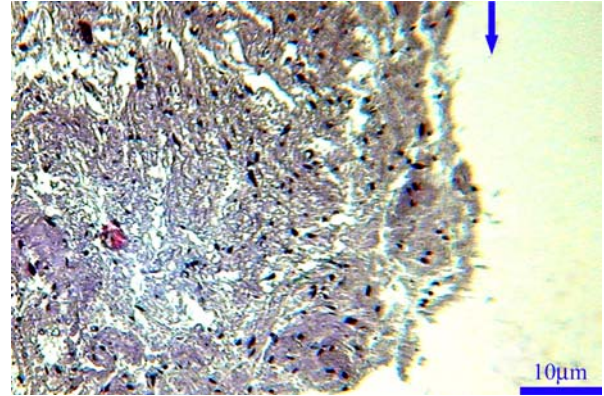
Die einzelnen Nervenfaserbündel wurden in diesen Bildern vom DWS auseinandergedrängt, ohne dass die Zellen selbst sichtbar geschädigt wurden.

Neben diesen Spalten fanden sich auch runde Vakuolen, die teilweise mit den Spalten in Verbindung standen. Eigenständige Vakuolen waren ebenso häufig anzutreffen. Man muss dabei berücksichtigen, dass aufgrund der zweidimensionalen Darstellung im histologischen Schnitt die Verbindung zwischen den Vakuolen nicht regelhaft dargestellt werden kann. Bei Trennschnitten wurden aber weder isolierte noch mit der Schnittfuge kommunizierende Vakuolen gesehen.

Rückenmark

Ab $p_w=4\text{MPa}$ wurden bei allen untersuchten Spezies Trennschnitte im Weichgewebe Rückenmark verzeichnet (Tabelle 7-2). Die Kerbwirkung war für die graue Substanz (Nervenzellkörper) und die weiße Substanz (Nervenzellfortsätze) gleich.

Das Rückenmark als das Organ, dessen intraoperative Verletzung die schwerwiegendsten



$p_w=1\text{MPa}$, MG+EvG, Kerbe tuschemarkiert..

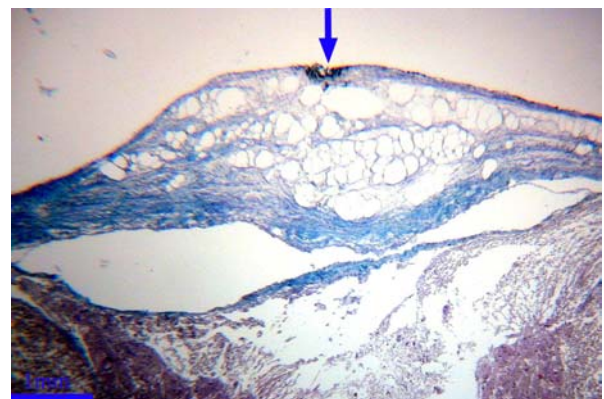
Abbildung 7-7: Histologie von DWS-getrenntem Rückenmark.

Bis in die unmittelbare Nachbarschaft zur Kerbe (Pfeil) finden sich unveränderte Nervenzellen.

Folgen hat, wird demzufolge immer geschädigt, wenn es mit den untersuchten Strahlparametern beaufschlagt wird (Abbildung 7-1, S.67).

Dura mater spinalis

Die Dura mater (harte Hirnhaut) zeigte von allen Geweben die ausgeprägteste Expansion (Abbildung 7-8,).



$p_w=1\text{MPa}$, HE, Kerbe tuschemarkiert, ↕ = Strahl.

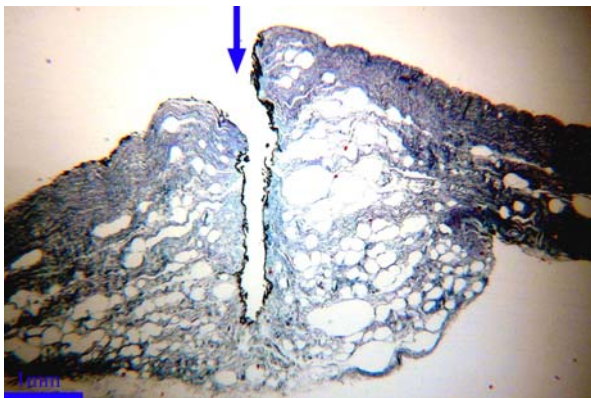
Abbildung 7-8: Histologie einer DWS-getrennten Dura mater.

Die resultierende Kerbtiefe ist verschwindend gering, aber das Gewebe wurde auf mehr als das Doppelte der ursprünglichen Dicke expandiert.

Auffallend war, dass die Volumenexpansion bei tiefen Kerbschnitten und Trennschnitten wieder abnahm.

Ligament

Die in dieser Studie untersuchten Bänder zeigten ein dem Anulus fibrosus sehr ähnliches Verhalten bezüglich Kerbtiefe und Gewebeexpansion (Abbildung 7-9).



$p_w=6\text{MPa}$, HE, Kerbe tuschemarkiert.

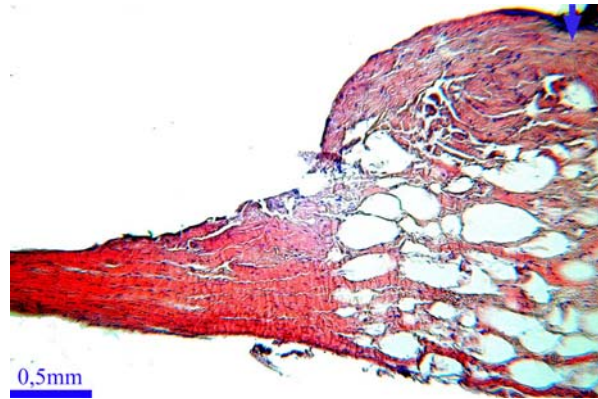
Abbildung 7-9: Histologie eines DWS-getrennten Ligaments.

Hier entspricht die Tiefe der Kerbe fast der gesamten Probendicke.

Auch bei diesem Gewebe konnte eine Expansion schon bei einem Druck von $p_w=1\text{MPa}$ gemessen werden, bei dem das Gewebe nicht gekerbt wurde. Oberhalb davon war die Wassereinlagerung in das Gewebe deutlich geringer (Abbildung 7-3, Tabelle 7-3).

Sehne

Die histologischen Bilder nach der DWS-Bearbeitung ähneln jenen der Ligamente (Abbildung 7-10). Die erzielten Kerbtiefen waren jedoch größer (Abbildung 7-11).



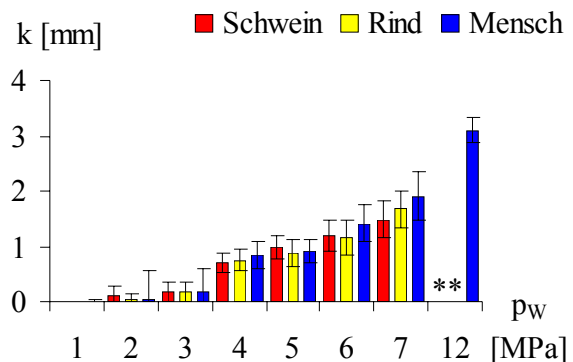
$p_w=3\text{MPa}$, HE, Kerbe tuschemarkiert.

Abbildung 7-10: Histologie einer DWS-getrennten Sehne.

Hier ist die expandierte Sehne im Vergleich zu ihrer ursprünglichen Dicke dargestellt.

Knochen

An Knochen konnte weder eine makroskopisch noch eine mikroskopisch sichtbare Kerbe erzeugt werden. Im histologischen Bild fanden sich nicht die geringsten Spuren einer DWS-Bearbeitung.



Kerbtiefe (k); Druck (p_w); * bezeichnet einen Trennschnitt..

Abbildung 7-11: Kerbtiefen in Abhängigkeit von Druck und Spezies am Beispiel Sehne.

7.3.4 Diskussion

Materialabtragsmechanismen

Um die Kerbtiefenunterschiede zwischen den Materialien erklären zu können, sollen zunächst die Mechanismen, die den Materialabtrag im Weichgewebe bedingen könnten, diskutiert werden.

Bei spröden Werkstoffen, wie z.B. Plexiglas, kann eine Deformation zum Materialversagen außerhalb der direkt strahlbeaufschlagten

Fläche führen, weil durch die zentrale Deformation periphere Zug- und Scherungsspannungen induziert werden (Abbildung 7-12)¹⁸⁸. In spröden Werkstoffen resultieren aufgrund der zentralen Deformation Scherspannungen (gelb) außerhalb der strahlbeaufschlagten Zone, die zum Materialversagen führen können, wenn die Zugfestigkeit überschritten wird (Abbildung 7-12 links).

Gewebe	Spezies	1MPa	2MPa	3MPa	4MPa	5MPa	6MPa	7MPa	12MPa
Fett	Schwein	1	1	1	1	1	1	1	1
	Rind	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mensch	1	1	1	1	1	1	1	1
Muskel	Schwein	1	1	1	1	1	1	1	1
	Rind	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mensch	1	1	1	1	1	1	1	1
Rückenmark	Schwein	1	1	1	1	1	1	1	1
	Rind	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mensch	1	1	1	1	1	1	1	1
Spinalnerv	Schwein	1	1	1	1	1	1	1	1
	Rind	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mensch	1	1	1	1	1	1	1	1
Dura mater	Schwein	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	1	1	1	1	1	1	1	1
	Rind	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mensch	1	1	1	1	1	1	1	1

MW±STD aus 10 Kerbversuchen.

Tabelle 7-3: Expansion (d/d₀) für die Gewebe der Wirbelsäule.

Fraglich ist, ob dieser Abtragsmechanismus auch für Weichgewebe zutrifft, denn die histologischen Bilder aller untersuchten Gewebe wiesen in keinem Fall darauf hin, dass das Material außerhalb der strahlbeaufschlagten Zone versagte.

Da eine nachträgliche Bestimmung der Kerbreite an den histologischen Präparaten nicht möglich war, wurden exemplarisch zehn weitere Weichgewebeproben (Muskel und Nerv) geschnitten, die vorher so auf einem Präparatsträger für die histologische Aufarbeitung (Anhang S.221) befestigt wurden, dass bei der Präparation die Breite der Kerbe nicht verändert werden konnte. An diesen Präparaten wurde mit Hilfe des Messokulars eine Kerbreite von $0,084 \pm 0,016 \text{ mm}$ gemessen.

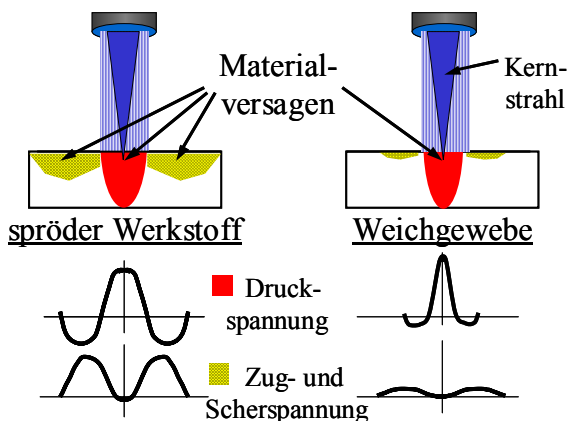
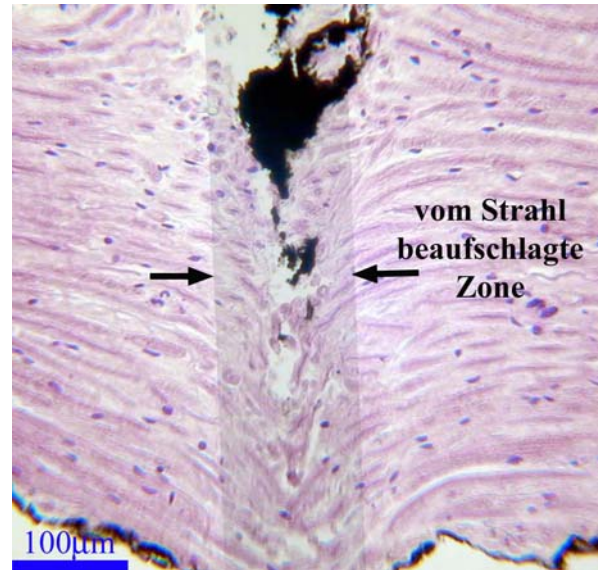


Abbildung 7-12: Schematische Darstellung der DWS-induzierten Materialspannungen.

Links: Der spröde Werkstoff wird im Wirkungsbereich des Strahls auf Druck und in der Peripherie bis zum Materialversagen auf Zug und Scherung beansprucht.

Rechts: Beim Weichgewebe zeigt lediglich die direkt strahlbeaufschlagte Zone Materialversagen.

Diese war immer schmaler als die strahlbeaufschlagte Zone, deren Breite beim Arbeitsabstand von $s=5 \text{ mm}$ durch den Strahlzerfall mehr als $0,1 \text{ mm}$ betrug (Abbildung 7-13).



$p_w=6 \text{ MPa}$, MG+EvG, Kerbe tuschemarkiert.

Abbildung 7-13: Histologie eines DWS-getrennten Nerven.

Anzeichen für ein Materialversagen findet sich nur in der strahlbeaufschlagten Zone (Pfeile).

Außerhalb der Strahlbeaufschlagung findet sich zwar eine Verlaufsänderung der Nervenfasern, aber keine Unterbrechung des Faserverlaufs (Abbildung 7-13). Materialversagen tritt also im Gegensatz zu spröden Materialien nicht außerhalb der Strahlbeaufschlagung auf (Abbildung 7-12).

Ob nun das Durchtrennen des kollagenfaserverstärkten Weichgewebes aufgrund des Überschreitens der Druckfestigkeit oder der Zugfestigkeit durch die Deformation der Faser stattfindet, kann anhand dieser Studie nicht geklärt werden.

Der Abtragsmechanismus Erosion setzt ein poröses Material voraus²³¹. Alle Gewebe des Körpers verfügen über ein weitverzweigtes Porensystem. Dieses besteht aus Kapillargefäßen, Lymphbahnen und dem Interstitium (Zwischenzellraum), das dem Wasser- und Nährstoffaustausch dient. Die Erosion hat bei technischen Materialien wie Beton eine übergeordnete Bedeutung für den Abtrag²⁰³. Beim Eintritt in das Porensystem muss vom Wasser ein Widerstand überwunden werden. Dieser wird wesentlich durch den primären Poren-

durchmesser bestimmt. In Beton oder in Gesteinen führt ein DWS zu Strömungen im Mikroporensystem. Auf die Porenwandungen werden Druckspannungen übertragen, die zum Materialversagen führen können.

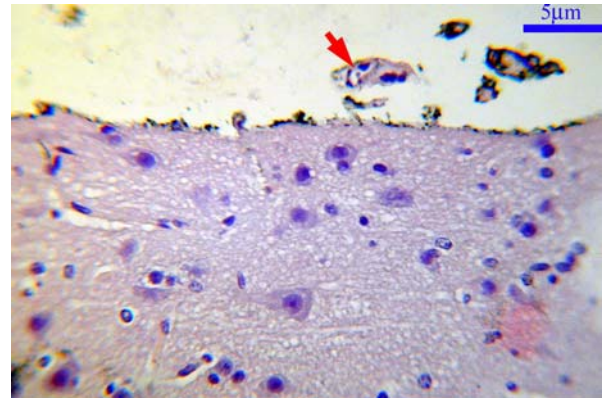
Voraussetzung für Druck in den Poren ist eine hohe Steifigkeit der Porenwand, die in Materialien wie Beton gegeben ist²⁰³.

Wenn aber ein steigender Druck zu einer kontinuierlichen Vergrößerung des Porendurchmessers führt, weil das Porensystem, wie im Weichgewebe, sehr elastisch ist, muss der resultierende Druck in der Pore vergleichsweise gering bleiben. Dass dann die Energie ausreicht, um die Bindungskräfte des Gewebes zu überwinden, ist eher unwahrscheinlich, kann aber anhand dieser Studie nicht abschließend geklärt werden. Es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass das in die Poren eintretende Wasser nicht zum Abtrag, sondern zur Gewebeexpansion führt.

Der DWS wird in der technischen Nomenklatur den spanenden Trennverfahren mit unbestimmter Schneide zugeordnet¹.

Der medizinische Begriff der „DWS-Dissektion“ leitet sich jedoch aus der Annahme ab, dass der Wasserstrahl das Gewebe nicht spannend trennt, sondern lediglich auseinander drängt. Die meisten Autoren beschränken sich auf die Beschreibung der Kerbränder^{17;19;143;169;222}. Nur in wenigen Publikationen wird darüber berichtet, dass nach dem Trennprozess im Wasser Zellbestandteile als Zeichen einer spannenden Bearbeitung nachgewiesen wurden^{229;230}.

Durch weitere exemplarische In-vitro-Kerbversuche an den Organen Hirn, Herzmuskel, Leber und Niere konnte der spannende Trennprozess bestätigt werden. In den histologischen Schnitten wurden Gewebepartikel ohne eine Verbindung zum Material nachgewiesen (Abbildung 7-14).



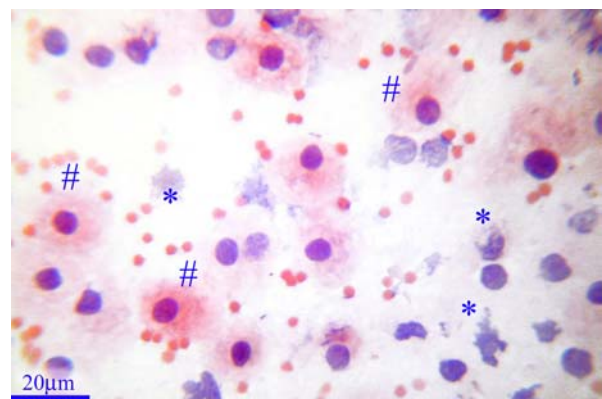
$p_w=0,5MPa$, $d_D=0,1mm$, $s=5mm$, HE.

Abbildung 7-14: Histologie eines Hirngewebe-Kerbrands.

Freie Hirngewebspartikel (Pfeil) finden sich innerhalb der Kerbe.

Nach dem Prozess konnten im aufgefangenen Wasser hohe Konzentrationen zelltypischer intrazellulärer Enzyme nachgewiesen werden. Dies ist ein direkter Hinweis darauf, dass auch beim DWS-Trennen Zellen zerstört werden.

Die mikroskopische Untersuchung des nach dem Trennen von Leber aufgefangenen Wassers zeigt neben Zelltrümmern und Erythrozyten (rote Blutkörperchen) auch ganze Hepatozyten (Leberzellen), die aus dem Verbund herausgelöst wurden (Abbildung 7-15).



$p_w=4MPa$, $d_D=0,1mm$, $s=5mm$, HE.

Abbildung 7-15: Lichtmikroskopie eines zytologischen Ausstrichs.

Diese Flüssigkeit wurde nach dem Schneiden von Leber mit dem DWS aufgefangen. Man sieht Erythrozyten (rot), unbeschädigte Leberzellen (#) und Zelltrümmer (*).

Daraus ist zu schließen, dass auch die DWS-Dissektion ein spanendes Trennverfahren darstellt.

Expansion als Schaden der Klasse I

Die Expansion bestimmter Gewebe durch die DWS-Bearbeitung war ebenfalls bei einigen Geweben vom erzeugungsorientierten Parameter Druck abhängig. Sie ließ sich durch die Funktion einer quadratischen Kurvenanpassung beschreiben. (Gleichung 7-3).

Gleichung 7-3: $d/d_0 = a_0 + a_1 p_w + a_2 p_w^2$

d/d₀ Expansion
 a₀, a₁, a₂ materialspezifische Variablen der quadratischen Kurvenanpassung

Die gewebsspezifischen Variablen sind im Vergleich der untersuchten Spezies für ein Gewebe sehr ähnlich, aber zwischen den Geweben durchweg unterschiedlich.

Die zu erwartende Expansion lässt sich aber mit einer hohen statistischen Sicherheit (Anhang S.229) für die verwendeten Prozessparameter vorhersagen. Aus dem parabelförmigen Verlauf der Expansionskurven lässt sich folgern, dass bei hohem Druck, also hoher Strahlenergie diese Art der Materialgefügeänderung in geringerem Maße oder gar nicht auftritt. Bei niedrigem Druck tritt diese Form der Gewebveränderung nicht auf.

Zur Erklärung der Expansion soll an dieser Stelle die Physiologie beleuchtet werden:

Die Versorgung der Zellen mit Sauerstoff und Nährstoffen erfolgt über Blutkapillaren.

Dura	Schwein	1,69	0,29	-0,02
	Rind	0,13	0,35	-0,29
	Mensch	1,23	0,33	-0,27
Nukleus pulposus	Schwein	1,50	-0,07	0
	Rind	1,43	-0,60	0
	Mensch	1,30	-0,38	0
Anulus fibrosus	Schwein	0,60	0,41	-0,02
	Rind	0,64	0,38	-0,02
	Mensch	0,62	0,37	-0,02
Ligament	Schwein	1,15	0,49	-0,04
	Rind	1,12	0,50	-0,04
	Mensch	1,36	0,35	-0,03
Sehne	Schwein	0,78	0,48	-0,30
	Rind	0,71	0,50	-0,37
	Mensch	0,84	0,47	-0,35

Tabelle 7-4: Gewebetypische Faktoren der quadratischen Kurvenanpassung für die Expansion.

Die relativ dünnen Kapillarwände haben Poren, durch die Wasser und im Blutplasma gelöste Stoffe frei in das Interstitium filtriert werden. Die Druckdifferenz zwischen Kapillargefäß und Interstitium ist die treibende Kraft für diesen Prozess. Im Normalfall beträgt der Druck im Interstitium 0kPa. In pathologischen Situationen kann es zu einer Druckerhöhung im Interstitium auf Werte bis zu 4kPa kommen. Da der interstitielle Raum sehr elastisch ist, wird schon bei geringen Druckänderungen ein sehr großes Flüssigkeitsvolumen in das Gewebe eingelagert²⁴⁹. Die Mechanismen der Filtration aus den Kapillaren in das Gewebe und der Rückresorption in die Lymphgefäße laufen bei allen Geweben des Körpers auf einem vergleichbaren Druckniveau ab²⁴⁹. Die Strömungswiderstände des interstitiellen Raums für die hier untersuchten Gewebe müssen daher ebenfalls gleich oder sehr ähnlich sein.

Bei der Bildung eines Ödems durch den DWS wird also Arbeit gegen den Widerstand des Interstitiums verrichtet. Ist die Energie des Strahls nicht groß genug, um in Strahlrichtung zum Materialversagen zu führen,

Gewebe	Spezies	a ₁	a ₂	a ₃
--------	---------	----------------	----------------	----------------

wirkt der Druck des deflektierten Strahls auf das Interstitium und weitet dieses auf. Die Aufweitung geschieht ungleichmäßig über das Gewebe verteilt, so dass sich in elastischeren Gewebearealen Bläschen bilden, weil dort die Druck/Dehnungskurve flacher verläuft. Dies ist in den Bereichen der Fall, wo die Kollagenfasernetze der Interzellulärsubstanz keine Querverbindungen zueinander aufweisen. Die gebildeten Wasserbläschen sind von kollagenen Septen umschlossen.

Nach dem Laplace-Gesetz werden die mit Wasser gefüllten kugelförmigen Hohlräume bei konstantem Druck mit zunehmendem Durchmesser leichter dehnbar (Gleichung 19-1, Anhang S.197)²⁴⁹.

Geht man davon aus, dass die Grenzenergie für den Wassereinstrom in das Interstitium bei allen Geweben gleich ist²⁴⁹, so kann erklärt werden, warum Muskel, Fett, Nukleus und Nerv keine Wassereinlagerungen aufweisen: Sie werden schon weit unterhalb dieser kritischen Energiegrenze gekerbt. Aufgrund des Durchtrennens der „Fasermatrix“ kann der Strahl von dieser nicht deflektiert werden. Bei Geweben, die eine ausgeprägte Expansion zeigten, liegt die kritische Grenzenergie für das Materialversagen oberhalb der Grenzenergie für den Wassereinstrom.

Die Tatsache, dass die Gewebeexpansion mit zunehmendem Druck (Strahlenergie) wieder abnimmt, kann damit erklärt werden, dass bei höherem Druck die Strahlenergie ausreicht, um die Fasermatrix zu durchtrennen. Die Strahlenergie wird gar nicht oder nur für kurze Zeit deflektiert. Diese Hypothese wird durch den parabelförmigen Verlauf der Druck/Expansionskurve gestützt (Abbildung 7-3d, S.69). Im Gewebe „Ligament“ zeigte sich z.B. eine ausgeprägte Zunahme der Präparatdicke ($d/d_0 > 1$) schon bevor eine Kerbwirkung vorhanden war. Oberhalb von

$p_w = 6 \text{ MPa}$ nahm die Expansion des Gewebes wieder ab.

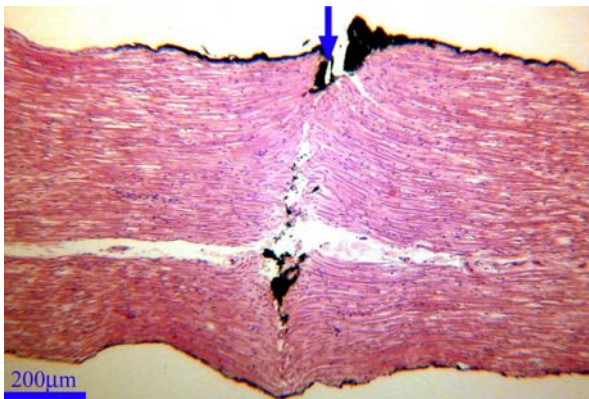
Weitere exemplarische Schnittversuche an den Geweben Dura mater, Ligament und Sehne zeigten, dass bei $p_w = 40 \text{ MPa}$ ($d_D = 0,1 \text{ mm}$, $s = 5 \text{ mm}$) weder eine Expansion noch interstitielle Vakuolen vorhanden waren.

Die zum Auftreten dieses Effekts notwendige Energie muss also in einem Bereich liegen, in dem die Grenzenergie zum Trennen des Biomaterials in der strahlbeaufschlagten Zone nicht erreicht oder nur geringfügig übertroffen wird. Dies wird von der Tatsache gestützt, dass die Expansion bei Geweben, die mit einem vergleichsweise hohen Druck gekerbt wurden (z.B. Sehne und Ligament, Tabelle 7-6, S.80), besonders ausgeprägt war. Bei Geweben, die bereits mit einem geringeren Druck gekerbt wurden (z.B. Muskel), zeigte sich hingegen keine Expansion.

Gropetti verwendet eine ähnliche Hypothese zur Erklärung der Delamination von Faserbundwerkstoffen, die in der industriellen DWS-Anwendung ein großes Problem darstellt¹⁰⁷. Die Delamination ist von den verwendeten erzeugungsorientierten Parametern abhängig und tritt besonders an der Werkstückunterseite auf, wo die Strahlenergie am geringsten ist^{107;155}. Delamination nimmt in Gropettis Versuchen mit geringerem Druck oder schnellerem Vorschub zu. Erklärt wird die Delamination ebenfalls mit einer Deflexion des Strahls an der Fasermatrix. Wird die Grenzenergie zum Trennen der Faser nicht überschritten, so wird ein großer Anteil des Strahls umgelenkt⁵⁰. Werden dadurch die Bindungskräfte zwischen Fasermatrix und Grundsubstanz überschritten, kommt es zur Rissinitiierung und Risspropagation.

Im Verbundwerkstoff Weichgewebe kann es analog zum technischen Material zur vermehrten Deflexion des Strahls (z.B. an der

Kollagenfasermatrix) kommen, wenn die Strahlenergie nicht ausreicht, um das Material in Strahlrichtung zu trennen. Die Energie des Strahls wirkt dann auf die Verbindungen zwischen den einzelnen „Composite layers“. Im technischen Material haben die so erzeugten Delaminationsspalten immer in der Kerbe selbst ihren Ursprung und stehen deshalb mit dieser Kerbe in direkter Verbindung. Die histologischen Bilder dieser Arbeit zeigen aber nur in einem Fall, dass die wasser-gefüllten Räume in direkter Verbindung mit der Kerbe stehen: Bei spinalen Nerven konnte eine echte Delamination histologisch gesichert werden (Abbildung 7-16).



$p_w=2MPa$, MG+EvG, Kerbe tuschemarkiert, (↓).

Abbildung 7-16: Histologie einer Delamination beim Spinalnerv.

7.4 Kerbtiefenmodelle der Weichgewebearbeitung

7.4.1 Empirisches Modell

Für alle untersuchten Gewebe konnte eine statistisch signifikante lineare Korrelation berechnet werden. Mit der gefundenen linearen Regressionsgleichung lässt sich die erzielbare Kerbtiefe in Abhängigkeit vom Druck vorhersagen (Gleichung 7-4).

Gleichung 7-4: $k = b_0 + b_1 p_w$

k Kerbtiefe
 b_0 ,
 b_1 Variablen der linearen Kurvenanpassung

Die Korrelationskoeffizienten sind für jedes Gewebe hinreichend gut, so dass ein linearer Zusammenhang zwischen Druck und Kerbtiefe angenommen werden kann (Anhang S.229).

Dieses empirische Kerbtiefenmodell ist für die in den Versuchen verwendeten Weichgewebe im Rahmen der gewählten prozess- und erzeugungsorientierten Parameter gültig. Für diese lassen sich mit einer hohen statistischen Sicherheit (Anhang S.229) gewebstypische Werte für die Variablen der Gleichung 7-4 festlegen (Tabelle 7-5).

Der unterschiedliche y-Achsenabschnitt der Geraden spiegelt wider, dass für den Abtrag eine minimale Strahlenergie also ein Mindestdruck nötig ist. Dieser wurde durch die Kerbversuche zwar nicht ermittelt, kann aber anhand der Modellierung errechnet werden.

Diese Art der empirischen oder statistischen Modellbildung hat jedoch einen Nachteil: Die gefundenen Modelle sind nur auf die hier durchgeführten Versuche und deren Parame-

ter anwendbar. Während der Einfluss weiterer Parameter auf die Kerbtiefe, wie z.B. der Düsendurchmesser ebenfalls empirisch zu ermitteln wäre, ist diese Modellierung bei Änderung der Materialparameter (also des Materials) zur Vorhersage der Kerbtiefe ungeeignet. Es erlaubt die Herleitung materialtypischer Größen, aber diese bleiben beschränkt auf spezielle erzeugungsorientierte- und Prozessparameter gültig.

Gewebe	Spezies	b_0	b_1
Fett	Schwein	2,60	1,43
	Rind	2,30	1,57
	Mensch	3,33	0,95
Muskel	Schwein	-0,83	1,19
	Rind	-0,83	1,18
	Mensch	-0,64	1,12
Rückenmark	Schwein	-	-
	Rind	-	-
	Mensch	6,48	0,92
Spinalnerv	Schwein	-0,27	0,38
	Rind	-0,24	0,37
	Mensch	-0,16	0,36
Dura mater	Schwein	-0,75	0,42
	Rind	-0,47	0,29
	Mensch	-0,68	0,40
Nukleus pulposus	Schwein	0,83	1,44
	Rind	0,84	1,45
	Mensch	2,13	1,03
Anulus fibrosus	Schwein	-1,22	0,51
	Rind	-1,17	0,51
	Mensch	-1,18	0,50
Ligament	Schwein	-0,29	0,20
	Rind	-0,31	0,20
	Mensch	-0,32	0,21
Sehne	Schwein	-0,39	0,26
	Rind	-0,47	0,29
	Mensch	-0,47	0,30

Tabelle 7-5: Gewebstypische Faktoren des empirischen Kerbtiefenmodells.

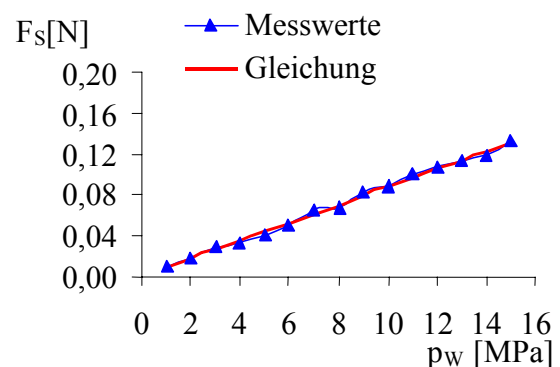
Im Weiteren soll geprüft werden, ob ein teilweise analytischer Ansatz hilfreicher ist um

Kerbtiefenvorhersagen genereller und abgelöst von bestimmten Versuchsbedingungen zu ermöglichen.

7.4.2 Analytisches Modell

Die Anwendung des Kerbtiefenmodells nach Decker et al.⁷² bedarf einiger zusätzlicher Messwerte:

Zunächst wurde mit Hilfe einer Kraftmessdose die Strahlkraft des Freistrahls in einem Arbeitsabstand von $s=5\text{mm}$ bei einem Düsendurchmesser von $d_D=0,1\text{mm}$ gemessen (Abbildung 7-17). Es zeigt sich eine sehr gute Übereinstimmung zwischen gemessener und errechneter Strahlkraft. Durch eine Kleinste-Quadrate-Anpassung von Gleichung 5-13 ergab sich für $\alpha \cdot \varepsilon^2$ ein Wert von 0,56 .



$s=5\text{mm}$; $d_D=0,1\text{mm}$; Strahlkraft (F_s); Druck (p_w).

Abbildung 7-17: Mit der Prallplatte gemessene im Vergleich zur errechneten Strahlkraft in Abhängigkeit vom Druck.

Bei Kerbversuchen ist die Reststrahlkraft (F_{RS}) so gering, dass die Energie für weiteren Materialabtrag nicht ausreicht. Die Reststrahlkraft wurde daher für die Anwendung des Modells vernachlässigt ($F_{RS}=0$).

Die Reibungskraft (F_{Rb}) wurde ebenfalls vernachlässigt, da deren experimentelle Mes-

sung bei Weichgeweben nicht durchführbar ist.

Die Kerbbreite (b_K) wurde aufgrund von exemplarischen Kerbbreitenmessungen mit einem konstanten Wert von $b_K=0,1\text{mm}$ in die Berechnung einbezogen.

Die materialspezifische Abtragsenergie (E_{SP}) wurde bei jedem Weichgewebe durch Anpassung des Kerbtiefenmodells an die experimentell ermittelten Kerbtiefen bestimmt (Tabelle 7-6).

Für die meisten der untersuchten Biomaterialien lieferte das Kerbtiefenmodell nach Decker gute Anpassungen (Abbildung 7-18). Bei Fett, Rückenmark und Nukleus pulposus war die Übereinstimmung zwischen Modell und Messwerten schlechter, da diese Gewebe schon bei geringem Druckniveau Trennschnitte aufwiesen und somit nur eine geringe Anzahl an Messwerten zur Verfügung stand.

Beim Anulus fibrosus fiel auf, dass bei $p_W=7\text{MPa}$ die gemessene Kerbtiefe, im Gegensatz zu der errechneten, sprunghaft anstieg (Abbildung 7-18). Es muss primär vermutet werden, dass in diesem Fall zufällig Randbedingungen dazu geführt haben, dass der eine Messwert ein „Ausreißer“ ist. Aber immerhin wurde an 30 Präparaten, jeweils 20 mal je Präparat, gemessen und eine sehr geringe Standardabweichung erzielt, so dass hier systematische Ursachen zu diskutieren sind.

Eine Erklärungsmöglichkeit wäre, dass das getrennte Material nicht über die gesamte Kerbtiefe die gleichen mechanischen Eigenschaften hat. Verschiedene Autoren beschreiben ein Abnahme der Zugfestigkeit des Gewebes des Anulus fibrosus von außen nach

innen^{8;75;266}, was der Strahlrichtung in diesen Kerbversuchen entspricht.

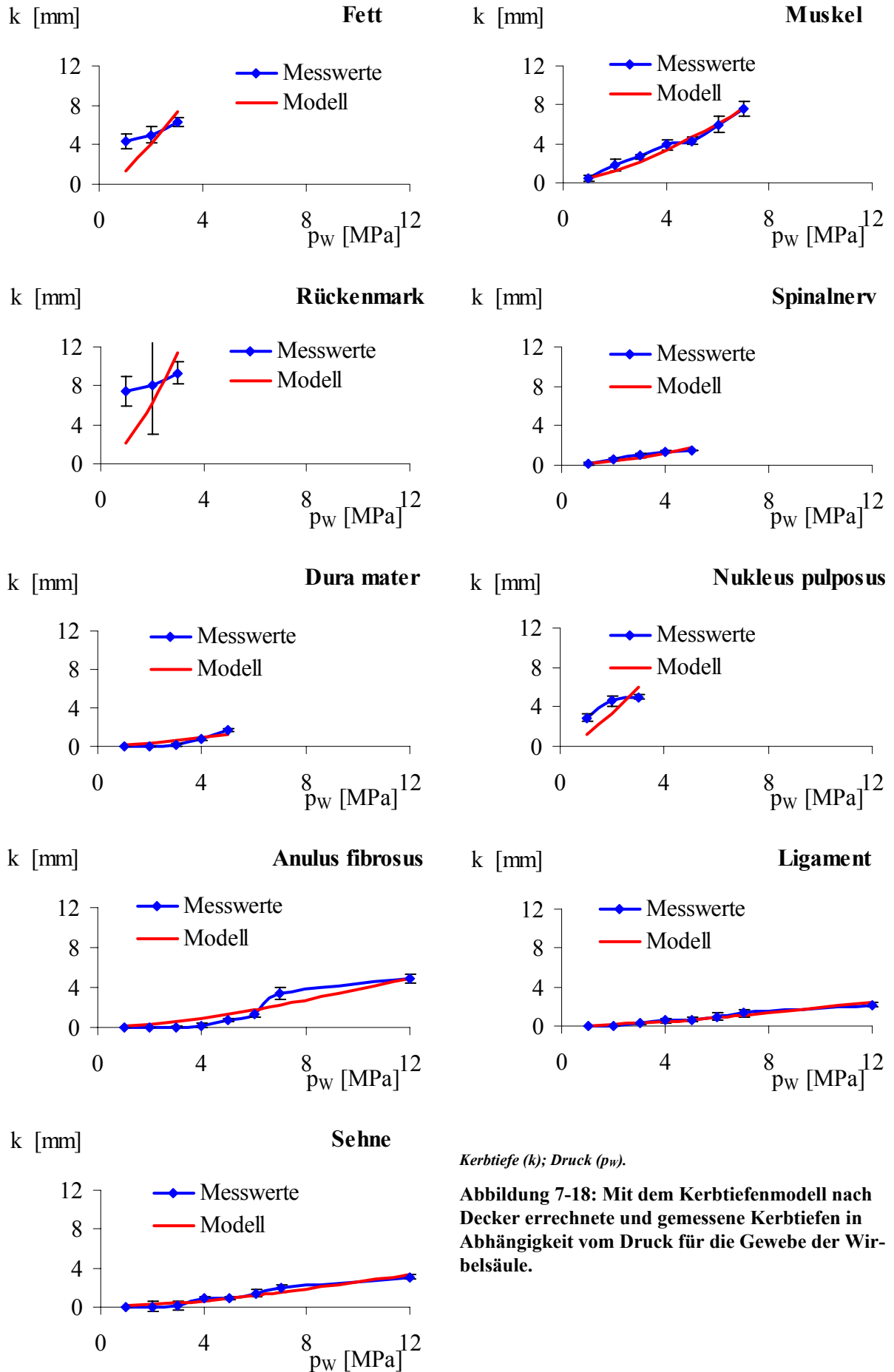
In Deckers Experimenten zur Validierung seines Kerbtiefenmodells korrelieren die materialspezifischen Abtragsenergien von Kunststoffen nicht mit bekannten Materialeigenschaften wie Zug- und Druckfestigkeit, was auf den ersten Blick nicht plausibel erscheint. Es schließt sich daher die Frage an, ob die materialtypische Abtragsenergie der Weichgewebe von bekannten Materialeigenschaften abhängig ist.

Die mit seinem Modell und den beschriebenen Kerbversuchen ermittelten spezifischen Abtragsenergien wurden daher mit den Daten für die Zugfestigkeit und den Kollagengehalt (soweit vorhanden Tabelle 3-1, S.15) korreliert.

Die Korrelation zwischen materialtypischer Abtragsenergie und Zugfestigkeit ($r^2=0,82$, $p=0,004$) war statistisch signifikant.

Gewebe	E_{SP} [J/m^3]
Fett	$6,13 \cdot 10^8$
Muskel	$2,09 \cdot 10^9$
Rückenmark	$3,98 \cdot 10^8$
Spinalnerv	$5,62 \cdot 10^9$
Dura mater	$7,66 \cdot 10^9$
Nukleus pulposus	$7,50 \cdot 10^8$
Anulus fibrosus	$7,38 \cdot 10^9$
Ligament	$1,53 \cdot 10^{10}$
Sehne	$1,13 \cdot 10^{10}$

Tabelle 7-6: Materialtypische Abtragsenergie (E_{SP}) für die Gewebe der Wirbelsäule.



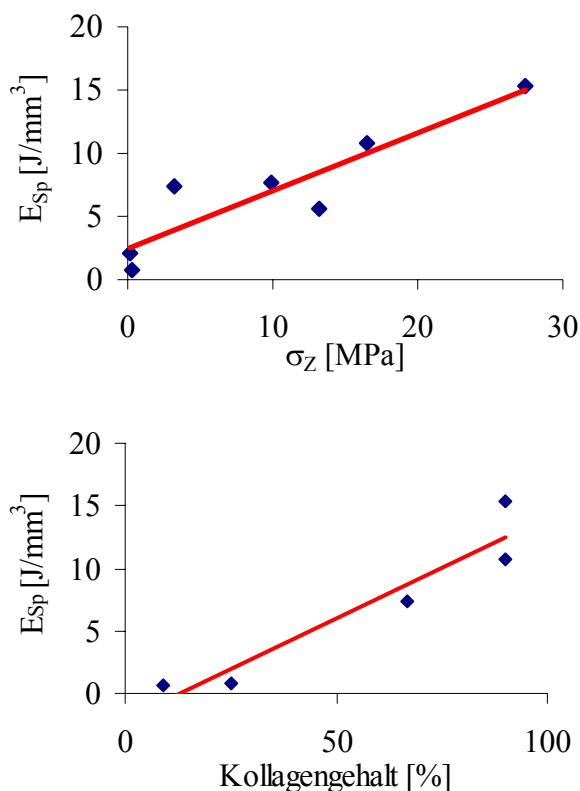
Kerbtiefe (k); Druck (p_w).

Abbildung 7-18: Mit dem Kerbtiefenmodell nach Decker errechnete und gemessene Kerbtiefen in Abhängigkeit vom Druck für die Gewebe der Wirbelsäule.

Ebenfalls signifikant war die Korrelation zwischen materialspezifischer Abtragsenergie und Kollagengehalt des Weichgewebes ($r^2=0,9$, $p=0,013$; Abbildung 7-19). Dabei sollte man berücksichtigen, dass die Zugfestigkeit im Verbundmaterial Weichgewebe von den Kollagenfasern ausgeht.

Für die Druckfestigkeit der Weichgewebe konnten in der zugänglichen Literatur keine geeigneten Messwerte gefunden werden, so dass auf diese Betrachtung verzichtet werden musste.

Die Abhängigkeit der materialtypischen Abtragsenergie der Weichgewebe von der Zugfestigkeit kann als Hinweis dafür gewertet werden, dass der Trennprozess als Folge einer Zugbeanspruchung in der strahlbeaufschlagten Zone eintritt.



Abtragsenergie (E_{Sp}).

Abbildung 7-19: Materialtypische Abtragsenergie in Abhängigkeit von Zugfestigkeit und Kollagengehalt.

(Materialeigenschaften aus Tabelle 3-1, S.15)

Ein Beweis für diese Abhängigkeit sollte jedoch in weiteren Studien gesucht werden, in denen Zug- und Druckfestigkeit an dem Gewebe bestimmt werden, das auch für die Kerbversuche verwendet wird.

7.5 Schlussfolgerung

Der Druck ist der wichtigste erzeugungsorientierte Parameter. Für alle Gewebe konnte ein statistisch signifikanter linearer Zusammenhang zwischen Druck und Kerbtiefe berechnet werden. Eine auf einer Berechnung im empirischen Modell beruhende Vorhersage der Kerbtiefe wird dadurch in Grenzen ermöglicht.

Das analytische Modell nach Decker zeigt bei einigen Weichgeweben eine überaus gute Übereinstimmung mit den Messwerten, so dass auch dies für eine Abschätzung der Kerbtiefe angewandt werden kann. Der dem Modell zu Grunde liegende energetische Ansatz hat sich als praktikabel erwiesen, weil die Variablen des Modells durch wenige Kerbversuche zu messen sind.

Beide Modelle erlauben keine für die Medizinproduktesicherheit ausreichende Vorhersage der Kerbtiefe, weil sie die inter- und intraindividuellen Unterschiede in den Materialeigenschaften der Weichgewebe nicht berücksichtigen können.

Bezogen auf den Anwendungsfall Nukleotomie kann gefolgert werden, dass eine selektive Bearbeitung des Nucleus pulposus, ohne den Anulus fibrosus zu schädigen, innerhalb eines begrenzten Druckbereichs möglich ist. Innerhalb dieses Druckbereichs werden bei einer direkten Strahlbeaufschlagung Nerven und Rückenmark geschädigt, also Schäden der Klasse III eintreten, wenn diese Strukturen nicht vor dem Strahl geschützt werden.

8 Nukleotomie – Projektphase 2

In diesem Kapitel wird zunächst das im Rahmen dieses Projekts entwickelte Instrumentarium zur mikroinvasiven DWS-Nukleotomie vorgestellt. Damit werden weitere Schnittversuche in der geschlossenen Bandscheibe, also in einem operativen Situs durchgeführt. Dabei wird die DWS-Nukleotomie mit bereits bekannten Methoden der Nukleotomie verglichen und eine Schadensanalyse durchgeführt.

8.1 Instrumente für die Druckwasserstrahl-Nukleotomie

Durch den DWS wird in die geschlossene Bandscheibe ein Wasservolumen eingebracht. Eine Druckerhöhung, die den Schadensklassen I und III zuzuordnen ist, könnte Schmerzen hervorrufen und einen Bandscheibenvorfall provozieren oder simulieren. Das Wasser muss also aus der Bandscheibe abfließen können. Für die mikroinvasive DWS-Nukleotomie wurde daher ein Instrumentarium konstruiert, das den intraoperativen Druckausgleich gewährleistet (Abbildung 8-1).

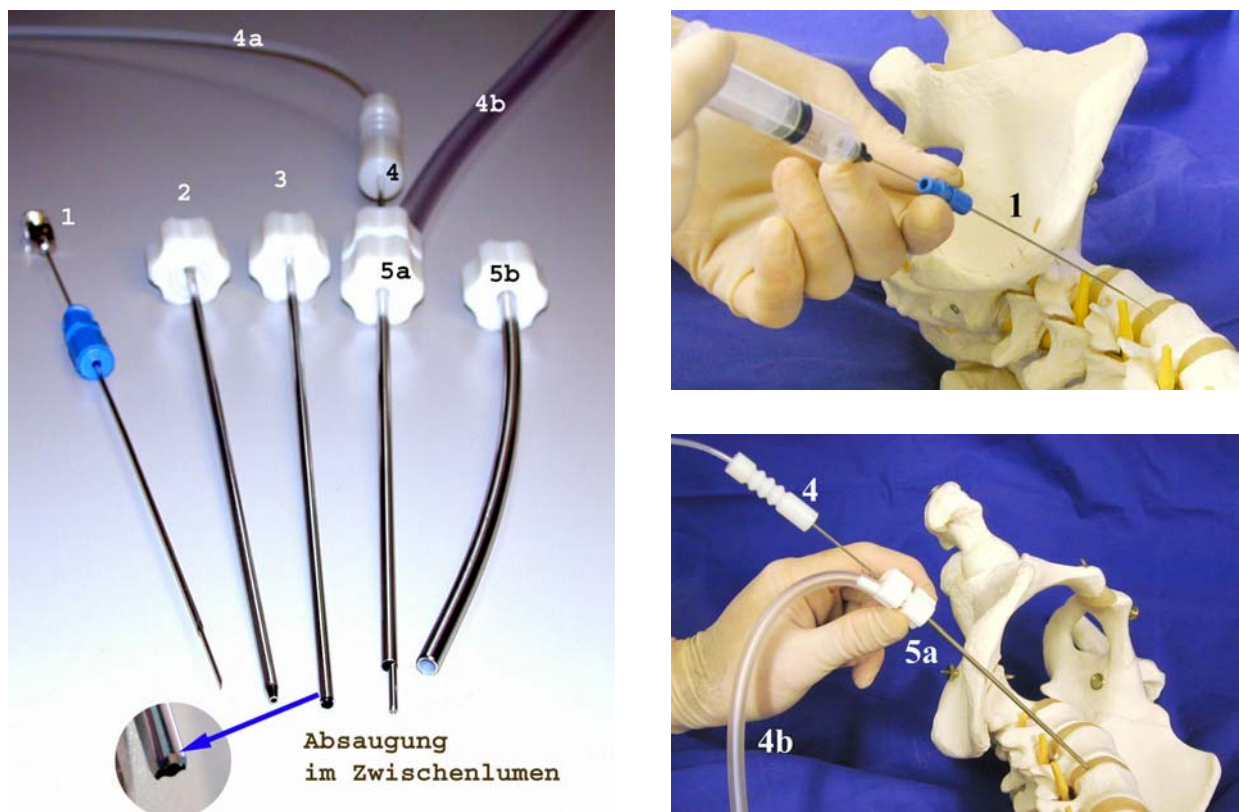


Abbildung 8-1: Das Instrumentarium für die Druckwasserstrahl-Nukleotomie.

Links: Ansicht des gesamten Instrumentensets und Vergrößerung der Trepanspitze.

Rechts oben: Diskografie zur Verifizierung der schmerzhaften Bandscheibe am Wirbelsäulenmodell.

Rechts unten: Das DWS-Instrumentarium in der Bandscheibe des Wirbelsäulenmodells.

1– Nadel zur Punktion der Bandscheibe, 2– konischer Troikar, 3– Trepan, 4– Kapillardüse (4a– Hochdruckschlauch, 4b– Absaugerschlauch), 5– Arbeitstroikar in gerader (5a) und gebogener (5b) Ausführung.

Ein Troikar-System wurde so gestaltet, dass durch den als Rohr ausgeführten Troikar die Kapillardüse in die Bandscheibe vorgeschoben werden kann. Die Durchmesser sind dabei so gewählt, dass im Lumen zwischen der Kapillare und dem Troikar Wasser und Abtrag abfließen können (Abbildung 8-2).

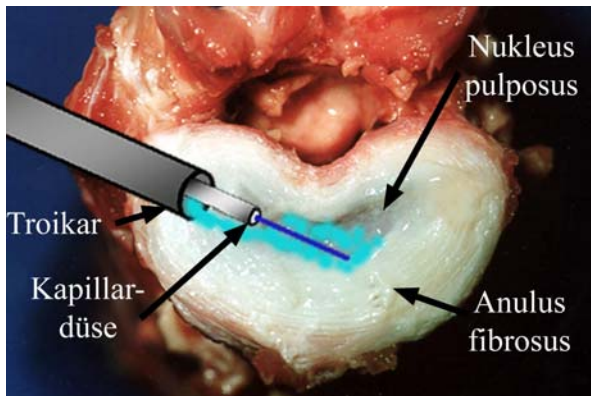


Abbildung 8-2: Schematische Darstellung des Nukleotomie-Instrumentariums in der Bandscheibe.

Die Düsenkapillare ist am externen Ende des Arbeitstroikars luftdicht geführt, damit in der Bandscheibe mit Hilfe eines Saugers Unterdruck aufgebaut werden kann.

In Vorversuchen wurde geprüft, ob das Troikarsystem gewährleistet, dass das in die geschlossenen Bandscheibe eingebrachte Volumen abgesaugt wird, ohne dass die Gefahr einer Druckerhöhung in der Bandscheibe besteht (Anhang S.201).

Das Troikarsystem wurde durch eine Punktionsnadel und ein rundes gezahntes Messer (Trepan) ergänzt, um den Anulus fibrosus perforieren zu können. Mit der Punktionsnadel kann zunächst die Diskografie (Kontrastmitteldarstellung der Bandscheibe) durchgeführt werden. Da der Adapter für die Spritze von der Nadel entfernt werden kann, verbleibt die Nadel in der Bandscheibe und

dient so zur Führung für den Troikar. So können Diagnostik und Therapie ohne Instrumentenwechsel durchgeführt werden (Abbildung 8-1). Mit dem Trepan wird aus dem Anulus fibrosus ein 2mm großes Loch herausgeschnitten, durch das der Troikar in die Bandscheibe vorgeschoben wird. Wenn durch Röntgenbilder in zwei Ebenen die Troikarlage gesichert ist, kann die DWS-Bearbeitung des Nukleus ohne weitere Sichtkontrolle stattfinden.

Es stellt sich hier die Frage, wie Nerven und das Rückenmark gegen die Strahleinwirkung oder vor einem fehlgeleiteten Strahl geschützt werden. Dies wird gewährleistet durch eine exakt anatomische Positionierung des Troikars in der Bandscheibe, die durch intraoperatives Röntgen verifiziert werden muss. Die Strahlrichtung ist von diesen Strukturen abgewandt. Der dorsale Anteil des Anulus fibrosus stellt eine Barriere zum Spinalkanal hin dar, während der ventrale Anteil die großen Gefäße schützt.

8.2 Vergleich des Materialabtrags

8.2.1 Problem

Für den selektiven Abtrag des Nukleus pulposus konnten zwar erzeugungsorientierte Parameter identifiziert werden, aber die Effektivität in Bezug auf den volumetrischen Abtrag kann anhand der bisherigen Experimente nicht hergeleitet werden. Im Gegensatz zum einfachen Kerbversuch sind der Arbeitsabstand (s), die Vorschubgeschwindigkeit (v_v) und die Anzahl der Übergänge bei der Operation nicht konstant, weil das Instrument von Hand platziert und in der Bandscheibe bewegt wird.

Offen ist die Frage, ob mit diesen variablen Prozessparametern ein Materialabtrag zu

erzielen ist, der dem Vergleich mit den bekannten Methoden APLD und LASER-Nukleotomie (siehe Kapitel 3.3, S.12) standhält.

8.2.2 Material und Methode

In dieser Studie wurden 120 Bewegungssegmente von jungen Schweinen ($62,3 \pm 10,2$ kg) in die Gruppen LASER, APLD und DWS randomisiert.

Für die LASER^a-Gruppe wurde eine Energie von 384J (0,8J/Puls mit 8Hz) gewählt. Die Operationsparameter der APLD^b-Gruppe waren maximale Schnittfrequenz (180/min) und maximaler Saugunterdruck (0,09MPa unter dem Atmosphärendruck).

Die erzeugungsorientierten Parameter waren $p_w=4$ MPa Pumpendruck mit $d_D=0,1$ mm Düsendurchmesser. Der mit den o.g. Versuchen ermittelte maximale Druck wurde gewählt, um einen möglichst hohen Materialabtrag des Nukleus pulposus zu gewährleisten. Für alle Gruppen wurde die Zeit auf $t=4$ min festgelegt und der dorsolaterale Zugang zur Bandscheibe mit dem gleichen Troikar ($\varnothing 3$ mm bei 0,15mm Wandstärke) genutzt.

Zur Volumenbestimmung nach der Nukleotomie wurde ein Dentalkunststoff^c mit einem Injektionsdruck von 0,2MPa in die Bandscheibe eingespritzt (Abbildung 8-3).

Die Reproduzierbarkeit dieses Verfahrens war in Vorversuchen ermittelt worden (Kapitel 19.2.3, Anhang S.203).

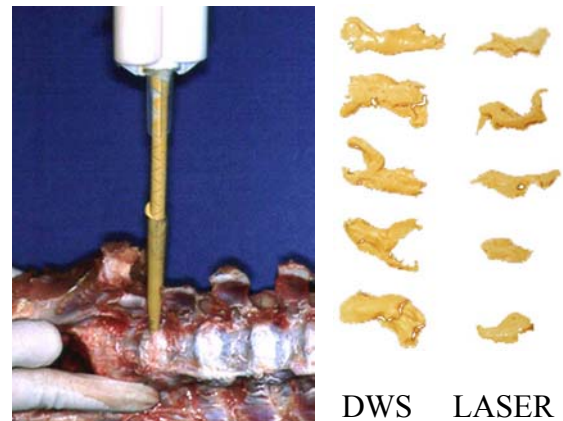


Abbildung 8-3: Einspritzen des Kunststoffs in einen Nukleushohlraum und nach dem Auftrennen der Bandscheiben gewonnene Abgüsse.

Danach wurden die Bandscheiben aufgetrennt (Abbildung 8-4) und der ausgehärtete Kunststoff entfernt und gewogen.

Die Bandscheiben wurden auch in diesem Versuch nach bekannten histologischen Methoden aufgearbeitet.

(Statistische Methoden im Kapitel 6.7, S.63; unabhängige und abhängige Variablen im Anhang S.224.)



Abbildung 8-4: Aufgetrennte Bandscheibe nach LASER-Nukleotomie als Beispiel für eine Hohlraumfüllung.

^aNeodym-Yag-LASER, Coherent, Santa Clara, US, <http://www.coherent-lasergroup.de>.

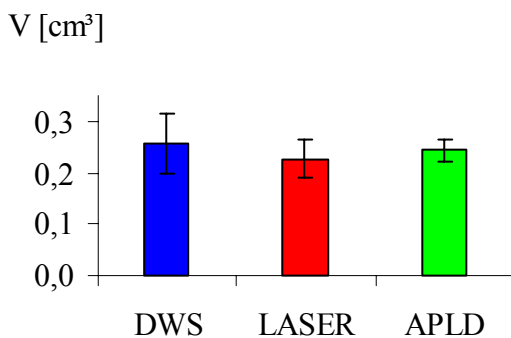
^bSurgical-Dynamics, Mineapolis, US, <http://www.surgicaldynamics.com>.

^cTyp PROVIL[®] novo Medium CD, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, DE, <http://www.kulzer.com>.

8.2.3 Ergebnis

Das entfernte Nucleusvolumen war zwischen den untersuchten OP-Methoden nicht signifikant unterschiedlich ($p=0,572$, Abbildung 8-5).

In der DWS-Gruppe, aber auch in der APLD-Gruppe fanden sich keine Hinweise auf Verletzungen des Anulus im Sinne der Schadensklasse II.



Volumen (V).

Abbildung 8-5: Das durch die Operation entfernte Nucleusvolumen in Abhängigkeit von der Methode.

In der LASER-Gruppe zeigte sich hingegen an jedem Präparat histologisch und makroskopisch eine Schädigung des Anulus fibrosus. Andere Schädigungen wurden bei keinem Operationsverfahren verifiziert.

8.2.4 Diskussion

Diese Studie belegt, dass die DWS-Nukleotomie im gewählten Tiermodell mit den etablierten Methoden vergleichbare Nucleusvolumina abträgt. Die variablen Parameter Arbeitsabstand, Strahlanstell-, Strahl-Werkstückwinkel und Anzahl der Übergänge betreffen alle Gruppen. Trotzdem war es möglich, eine reproduzierbare Menge Nucleus pulposus zu entfernen.

8.2.5 Schlussfolgerung

Die DWS-Nukleotomie trägt die gleiche Menge Nucleus pulposus wie die bereits bekannten Methoden APLD und LASER ab.

Die vom Operateur abhängige Variation der Prozessparameter Arbeitsabstand, Strahl-Werkstückwinkel und Anzahl der Übergänge verhindert nicht, dass die Menge des abgetragenen Nucleus hinreichend reproduzierbar ist. Von Seiten des Zielparameters Effektivität ist eine klinische Anwendung also möglich. Mit dem vorgestellten Instrumentarium ist es möglich, die Operation durchzuführen, ohne einen relevanten Schaden der Klasse III hervorzurufen, während beim LASER eine Anulusschädigung eintritt.

8.3 Vergleich der Biomechanik

8.3.1 Problem

Für die eingeführten Operationsmethoden APLD und LASER ist der Nachweis einer intradiskalen Druckentlastung im In-vitro-Modell erbracht worden^{39;54-56}. Durch Anwendung dieser Verfahren resultiert eine Reduktion des Bandscheibendrucks, was als Voraussetzung für den Erfolg der Operationen gesehen wird^{77;242;275}.

Zwar wurde der Volumenabtrag durch den DWS in der oben beschriebenen Studie nachgewiesen, aber ein direkter Schluss auf den biomechanischen Effekt ist nicht zulässig, weil Schäden der Klasse I, wie z.B. die Ödembildung, den Druck in der Bandscheibe ebenfalls beeinflussen könnten.

In der folgenden Studie sollte die Auswirkung der DWS-Nukleotomie auf die Biomechanik der Bandscheibe untersucht und mit den Ergebnissen bekannter Methoden verglichen werden.

8.3.2 Material und Methode

Es wurden 42 lumbale Bewegungssegmente schlachtfrischer Mastschweine ($96 \pm 14 \text{ kg}$) in drei Gruppen DWS, APLD und LASER randomisiert. Die hintere Säule einschließlich der Facettengelenke (kleine Wirbelgelenke) wurde entfernt, so dass zwei Wirbelkörper, verbunden durch eine Bandscheibe, in eine spezielle Haltevorrichtung eingegossen und in der Materialprüfmaschine montiert werden konnten (Abbildung 8-6 und Anhang S.225).

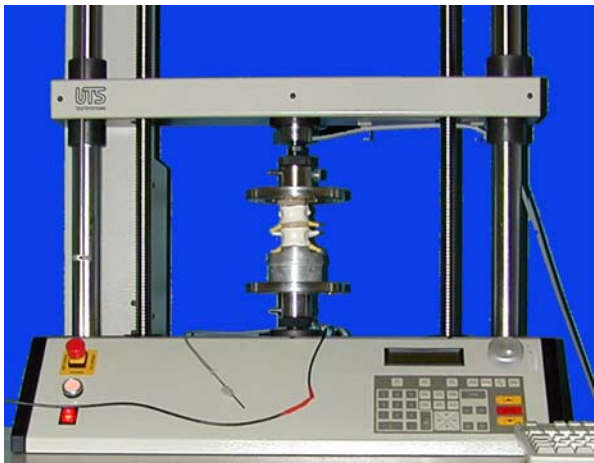


Abbildung 8-6: Materialprüfmaschine mit einem eingegossenen Bewegungssegment einer Modellwirbelsäule.

Der Anulus fibrosus wurde zur Aufnahme der OP-Instrumente mit oben beschriebenem Trepan perforiert. Durch die Perforation konnte einerseits die jeweilige Operation durchgeführt werden, andererseits konnte ein Miniaturdruckaufnehmer^a in den Nukleus eingebracht werden³⁹ (Abbildung 8-7). Dieser diente zur Messung des Bandscheiben-

drucks (p_B) während der Belastung des Präparats. In einer Materialprüfmaschine^b (Abbildung 8-6) wurde zunächst eine axiale Vorlast von 20N über die Zeit von einer Minute eingeleitet.

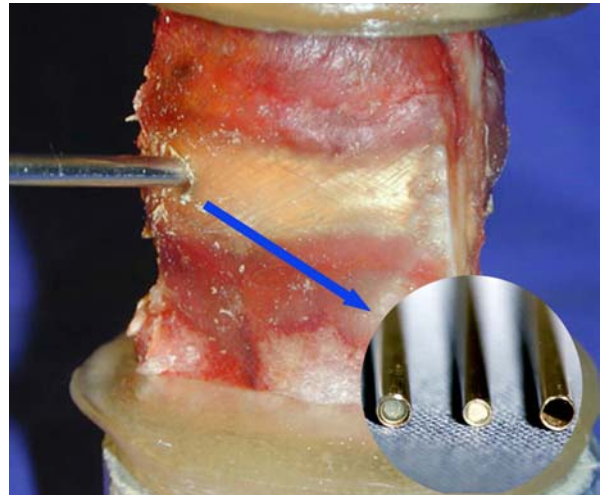


Abbildung 8-7: Platzierung des Miniaturdrucksensors in der Bandscheibe und Detailansicht der Sensor- und Troikarspitze.

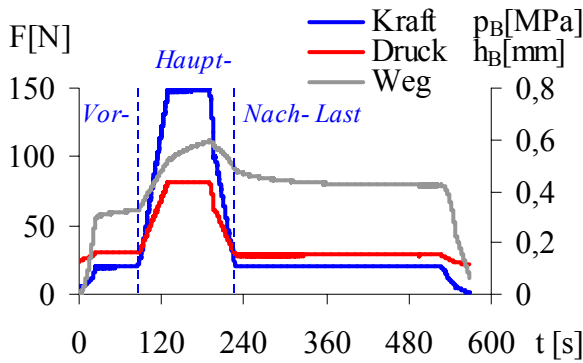
Danach wurde kraft geregelt mit 2N/s das Kompressionsmaximum von 150N angefahren und für eine Minute gehalten (Hauptlast, Abbildung 8-8).

Es folgte danach eine Entlastung auf 20N für fünf Minuten (Nachlast, Abbildung 8-8 und Anhang S.224).

Gemessen wurde jeweils der Bandscheibendruck (p_B) und die relative Bandscheibenhöhe (h_B) über den in der Materialprüfmaschine integrierten Wegsensor. Die Messdaten wurden mit 20Hz digitalisiert, um auch während der an- oder absteigenden Belastung eine ausreichende Menge an Datenpunkten zu erhalten.

^aTyp EPIH-212-3.5B, Entran, Ludwigshafen, DE, <http://www.entran.com>.

^bTyp UTS 5T, Zwick, Ulm, DE, <http://www.zwick.de>.

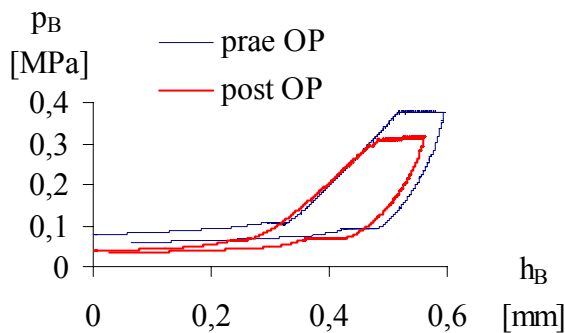


Kraft (F); Bandscheibendruck (p_B); relative Bandscheibenhöhe (h_B); Zeit (t).

Abbildung 8-8: Eingeleitete Kompressionskraft und die abhängigen Variablen Druck und Weg über die Zeit.

So konnte für jeden Versuch die Hysterese für den Druck in Abhängigkeit vom Weg dargestellt werden (Abbildung 8-9).

Nach Messung der nicht operierten Bandscheibe wurde die Operation mit den auf S.85 beschriebenen Parametern durchgeführt. Anschließend wurde die Belastung wiederholt. (Statistische Methoden, S.63; Unabhängige und abhängige Variablen im Anhang S.224.)



Bandscheibendruck (p_B); relative Bandscheibenhöhe (h_B).

Abbildung 8-9: Typische Hysteresekurven des Bandscheibendrucks in Abhängigkeit von der relativen Höhe.

8.3.3 Ergebnis

Vor der Operation zeigte die Druckdifferenz zwischen Vor- und Hauptlast (Δp_B) keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ($p=0,415$; Abbildung 8-10). Zunächst wurde der Einfluss des Tests auf das Präparat überprüft: Im nativen Präparat war der Bandscheibendruck bei 20N Vorlast ($p_B=0,080\pm 0,020$ MPa) nicht signifikant unterschiedlich vom Druck bei 20N Nachlast ($p_B=0,079\pm 0,010$ MPa; $p=0,77$).

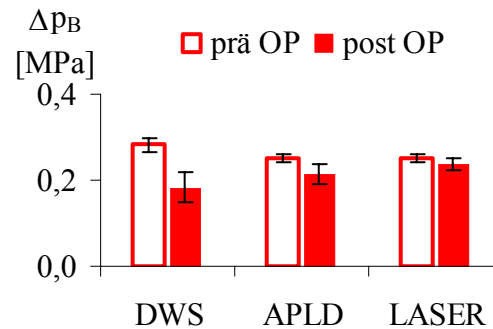


Abbildung 8-10: Bandscheibendruckdifferenz in Abhängigkeit von der Operationsmethode.

Dargestellt ist die Differenz (Δp_B) des Bandscheibendrucks zwischen Vorlast ($F=20$ N) und Hauptlast ($F=150$ N).

Auch nach Durchführen der jeweiligen Operation zeigten sich keine signifikanten Druckunterschiede vor ($p_B=0,040\pm 0,020$ MPa) und nach einer Belastung ($p_B=0,049\pm 0,020$ MPa; $p=0,78$). In allen Gruppen zeigte sich, dass die Druckdifferenz Δp_B zwischen Ende der Vorlastphase und Ende der Hauptlastphase vor der Operation signifikant größer war als nach der Operation (DWS $p=0,012$, APLD $p=0,013$, LASER $p=0,041$).

Im Vergleich zwischen den Gruppen fand sich kein signifikanter Unterschied der durch die Operation erzielten Drucksenkung zwischen DWS und APLD. Im Gegensatz dazu

war in der LASER-Gruppe die Senkung der Druckdifferenz Δp_B durch die Operation signifikant geringer als bei APLD und DWS ($p < 0,001$; Abbildung 8-10).

Der Vergleich der Bandscheibenhöhendifferenz (Δh_B) zwischen Ende der Vorlastphase und Ende der Hauptlastphase vor und nach der Operation zeigte für die Methoden DWS und APLD einen postoperativ signifikant größeren Wert, während sich bei der Operation mit LASER die relative Bandscheibenhöhe nicht signifikant änderte (DWS $p = 0,024$, APLD $p = 0,041$, LASER $p = 0,41$). Zwischen den Gruppen DWS und APLD zeigte sich kein signifikanter Unterschied in der Abnahme der Bandscheibenhöhe durch die Operation ($p = 0,21$), während die Minderung der relativen Bandscheibenhöhe in der LASER-Gruppe signifikant geringer war ($p < 0,001$; Abbildung 8-11).

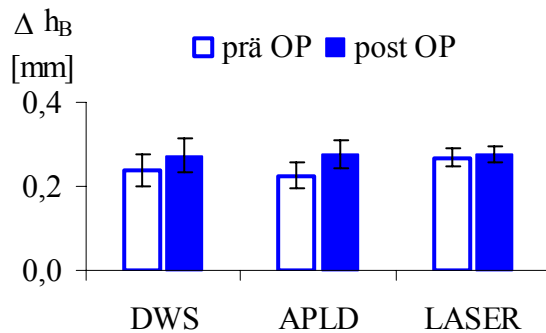


Abbildung 8-11: Bandscheibenhöhendifferenz in Abhängigkeit von der Operationsmethode.

Differenz (Δh_B) der Bandscheibenhöhe zwischen Vorlast ($F = 20\text{N}$) und Hauptlast ($F = 150\text{N}$; vgl. Abbildung 8-8).

8.3.4 Diskussion

Für die DWS-Nukleotomie und die APLD konnte eine signifikante Abnahme des Bandscheibendrucks nach der Operation gemessen

werden. Für die LASER-Nukleotomie konnte der Nachweis einer Druckabnahme nicht erbracht werden. Da in der klinischen Anwendung der Zielparame-ter „Schmerzreduktion“ für den LASER nachgewiesen wurde²⁶⁰, ist entweder das mechanische Modell der Schmerzentstehung an sich oder die Validität der zitierten Studie in Frage zu stellen.

Die verfahrenstechnischen Parameter der LASER-Nukleotomie wurden aus der klinischen Anwendung übernommen und an das kleinere Nukleusvolumen des Tiermodells angepasst²⁶⁰. Die Materialabtragsrate der Operationsmethoden ist bereits in der vorausgegangenen Studie ermittelt worden. Für den LASER wurde eine dem DWS und der APLD vergleichbare Effektivität nachgewiesen.

Hieraus ist zu schließen, dass die Bearbeitung des Biomaterials Nukleus pulposus mit dem LASER die mechanischen Eigenschaften verändert, also einen Schaden der Klasse I hervorruft. Nur so kann die erhaltene Bandscheibenhöhe und der weiterhin hohe Druck erklärt werden. Choi berichtet über eine Veränderung der mechanischen Eigenschaften des Nukleus durch die LASER-Anwendung⁶¹. Das Gewebe würde durch die Hitze stark schrumpfen und einen Teil der Elastizität einbüßen. Die höhere Steifigkeit der LASER-Gruppe wäre so zu erklären, aber der unverminderte Bandscheibendruck nach LASER-Bearbeitung des Nukleus entzieht sich dieser Argumentation. Choi berichtet darüber hinaus, dass durch die LASER-Vaporisierung Bläschen gebildet werden. Diese wären in der Lage, den Druck auf präoperativem Niveau zu halten.

Über In-vitro-Messungen des Bandscheibendrucks an humanen Präparaten berichtet Castro^{54;56}. Die Druckabnahme durch die Operation war in diesen Studien deutlich höher als in der hier vorgestellten Studie und auch beim LASER vorhanden. Limitiert wird

die Aussagekraft der zitierten Studien dadurch, dass die Parameter der Operation nicht angegeben werden. Außerdem wurde der Einfluss der Belastung auf das Bewegungssegment nicht untersucht.

Für die DWS-Nukleotomie kann dieser hier nicht zu klärende Diskussionspunkt als sekundär angesehen werden. Die Hypothese einer Veränderung der mechanischen Eigenschaften des Nukleus durch den LASER sollte in weiteren experimentellen Studien beleuchtet werden. Dies hindert nicht daran weitere Projektschritte in Richtung auf eine klinische Anwendung der DWS-Nukleotomie in Angriff zu nehmen.

Der Nukleus pulposus des verwendeten Tiermodells hatte aufgrund des geringen Alters der Tiere wenig kollagene Fasern und einen hohen Anteil an Hyaluronsäure (Proteoglykane). Auch das Nukleus-Gewebe von Patienten mit frischen Bandscheibenvorfällen enthält signifikant mehr Hyaluronsäure und weniger kollagene Fasern als Vergleichsgewebe der Kontrollgruppe³⁰⁹. Humane Präparate natürlich Verstorbener zeigen diesen Aufbau nicht mehr²²⁰. Bei Autopsiematerial ist der Nukleus pulposus bereits zum großen Teil von kollagenen Fasern durchsetzt¹⁰¹. Der Altersgipfel für den diskogenen Kreuz- und Beinschmerz liegt aber bei 45 ± 10 Jahren²⁷³, der Altersgipfel für Autopsiepräparate liegt weit höher. Daraus ergeben sich Argumente für das gewählte sehr junge Tiermodell, weil die klinische Situation der diskogenen Schmerzentstehung besser als mit humanen Autopsiepräparaten abzubilden ist. Die Vergleichbarkeit des Tiermodells mit humanen Präparaten bezüglich einer DWS-Bearbeitung wurde in oben beschriebener Studie nachgewiesen (Kapitel 6; S.54).

In diesem In-vitro-Modell sollte ein Bandscheibendruck simuliert werden, der beim Menschen einer alltäglich Belastung entspricht²⁹³. Die Kompression der Bandschei-

ben mit nur 150N reicht dazu aus, weil die Bandscheiben des Tiermodells im Vergleich zum Menschen kleiner sind.

Für die Auswertung der Versuche wurde jeweils das Ende der Haltephasen gewählt, da zu diesem Zeitpunkt das Creeping (Kriechen) des Biomaterials bestmöglich ausgeglichen war.

8.3.5 Schlussfolgerung

Die DWS-Nukleotomie erzielt eine Reduktion des Bandscheibendrucks, ohne dass die Kinematik der Bandscheibe wesentlich verändert wird.

Es ist daher davon auszugehen, dass weder ein biomechanisch relevanter Schaden der Klasse I am Nukleus pulposus noch ein Schaden der Klasse III am Anulus fibrosus resultiert. Eine Schädigung, die zur Perforation des Anulus fibrosus führte, trat nicht auf, so dass davon ausgegangen werden kann, dass der Anulus als Barriere zu den Nerven und Gefäßen in der Nähe der Bandscheibe erhalten bleibt und so einen Schutz vor weiteren Schäden der Klasse III garantiert, wenn das vorgestellte Instrumentarium verwendet wird und sich die Düse in der Bandscheibe befindet.

Somit ist im empirischen Modell zu Trennprozessen bei einer Operation die Abwägung für den Zielparameter Effektivität und die Schadensklassen I-III so positiv zu bewerten, dass ein weiterer Projektschritt folgen kann. Rückschlüsse auf die Schadensklasse IV lassen die bisherigen Ergebnisse nicht zu, aber diese lassen sich aus den Ergebnissen der DWS-Anwendung in anderen medizinischen Fachgebieten ziehen.

Die vorgestellten Ergebnisse bildeten die Grundlage für ein von der Zulassungsbehörde gefordertes unabhängiges Gutachten, was sich mit der Frage befasste, ob beim jetzigen

Erkenntnisstand eine klinische In-vivo-Studie möglich ist oder eine tierexperimentelle Studie vorgeschaltet werden sollte. Eine tierexperimentelle Studie würde lediglich einen Informationsgewinn für die Schadensklasse IV bringen, die aber im Tierversuch bereits hinreichend abgebildet wurde^{25;141;219;222;281}.

Die Tierstudie könnte keinerlei Aussage über den Zielparameter Schmerzreduktion erlau-

ben. Außerdem können in einer Studie am lebenden Tier lediglich gesunde Bandscheiben operiert werden könnten.

Es konnte der Schluss gezogen werden, dass basierend auf den vorliegenden Ergebnissen eine kontrollierte klinische Studie am Menschen möglich ist.

9 Nukleotomie – Projektphase 3

In diesem Kapitel wird über die 3. Projektphase der DWS-Nukleotomie, also über die klinische Anwendung im Rahmen einer Pilotstudie berichtet.

9.1 Problem

Die Zielparameter des Abtragsprozesses und die Zielparameter der Biomechanik sind nach den bisherigen Studien erfüllt. Die klinische Übertragbarkeit dieser Ergebnisse ist leider begrenzt, weil der Pathomechanismus der Schmerzentstehung nicht geklärt ist. Die Reduktion des diskogenen Schmerzes ist aber das eigentliche Operationsziel. Die klinische Pilotstudie verfolgt das Ziel, die DWS-Nukleotomie bezüglich der Schmerzreduktion zu bewerten. Außerdem soll sie an einer begrenzten Patientenzahl Risiken und Komplikationen im Rahmen der Schadensklassifikation I-IV erfassen. Die Studie wurde unter Berücksichtigung des Medizinproduktegesetzes nach Votum einer Ethikkommission und mit einer besonderen Aufklärung der Patienten durchgeführt.

9.2 Material und Methode

In diese Studie gingen 43 Patienten mit einem Kreuz-Beinschmerz ohne Wurzelkompressionszeichen (Nervenlähmungen) ein. Einschlusskriterium war eine mindestens über drei Monate erfolglose konservative Therapie (Tabelle 9-1). Bei allen Patienten wurde zusätzlich zur Kernspintomografie eine Diskografie (Kontrastmitteldarstellung des Nukleus pulposus) mit Bandscheibendistensionstest vorgenommen. Die Bandscheibe wird für diesen Test mit einer Nadel punktiert und unter Druck gebracht. Die Re-

produktion des Schmerzbildes durch die Druckerhöhung ist spezifisch für die Diagnose eines diskogenen Kreuzschmerzes. Eine positive Schmerzreproduktion der betroffenen Etage und eine Negativprüfung der angrenzenden Etage waren weitere Einschlusskriterien für diese Studie.

Patienten [#]	43	
Bandscheiben[#]	47	
Alter [Jahre]	39,5±13,2	
Geschlecht (m/w)	21/22	
Schmerzdauer [Mon.]	3,4±2,4	
Nachuntersuchungszeit [Mon.]	39,0±4,3	
Krankenhausverweildauer [d]	1,2±1,0	
Kernspinfund [#]	Protrusion	38,0
	Sequester	9,0
Segment [#]	L4/L5	16,0
	L5/S1	31,0

Tabelle 9-1: Patientengut der Pilotstudie.

Bei vier Patienten wurden zwei schmerzhafte Bandscheiben identifiziert und mit dem DWS nukleotomiert. Während der Operation wurde die Sauerstoffsättigung des arteriellen Bluts ebenso wie Herzfrequenz und Blutdruck dokumentiert.

Aus Kostengründen wurde nur bei fünf Patienten ca. eine Stunde nach der Operation eine Kernspintomografie durchgeführt, um ein Ödem der Bandscheibe darstellen zu können. Für die prä- und postoperative klinische Untersuchung wurde der funktionelle Wirbelsäulenscore nach Oswestry verwendet (Anhang S.226)^{102;186}. Der hierzu angefertigte Fragebogen wurde in Abwesenheit des Untersuchers ausgefüllt. Als objektives Kriterium für die untere Rumpfbeweglichkeit wurde der Finger-Bodenabstand bei maximal flektierter Lendenwirbelsäule und Hüfte ge-

messen. Weiterhin wurde das subjektive Schmerzempfinden des Patienten mit der visuellen Analogskala (VAS) gemessen^{38;131;149;158}. In dieser Skala wird stufenlos zwischen schmerzfrei (0) und maximal vorstellbarem Schmerz (10) klassifiziert (Anhang S.228). Die Patienten wurden präoperativ, postoperativ (innerhalb der ersten postoperativen Woche) sowie nach 6, 12 und 36 Monaten klinisch untersucht und befragt. Alle Patienten konnten zur Nachuntersuchung einbestellt werden (Wiederfindungsrate 100%). (Statistische Methoden S.63; unabhängige und abhängige Variablen im Anhang S.224.)

Die Wasserstrahlapplikation fand ohne Antibiotikaprohylaxe in Linksseitenlage statt. Nach der üblichen Lokalanästhesie wurde die Bandscheibe zunächst mit einem Kirschnerdraht punktiert, wobei hier die korrekte Position durch Bildwandlerdokumentation in zwei Ebenen gewährleistet war. Der Arbeitstroikar wurde in die Bandscheibe eingeführt. An diesen wurde der Sauger gekoppelt, und die Wasserstrahldüse ($d_b=0,1\text{mm}$) wurde in die Bandscheibe eingebracht. Die DWS-Nukleotomie wurde über 3–5min mit einem Druck von $p_w=4\text{MPa}$ durchgeführt (Abbildung 9-1).

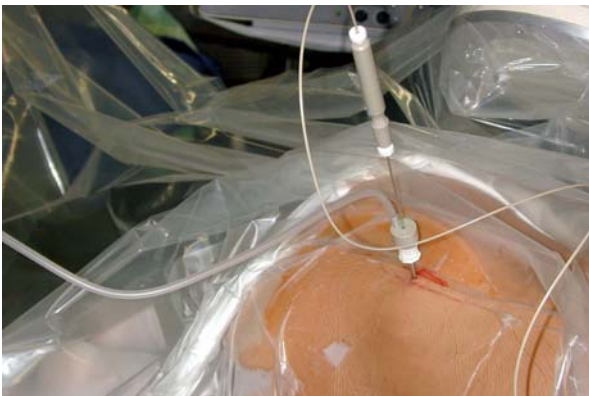


Abbildung 9-1: DWS-Instrumentarium bei einer Operation am Patienten.

Zur sterilen Abdeckung wurde eine Folie verwendet.

Das entfernte Nukleusgewebe wurde abfiltriert und histologisch untersucht.

9.3 Ergebnis

Die Operation selbst wurde von den Patienten als insgesamt unbelastend eingestuft. Sie dauerte einschließlich Sichern des Zugangs und Diskografie des operierten und der angrenzenden Segmente $29,0\pm 8,9\text{min}$.

In einigen Fällen ($7/43=16\%$) berichteten die Patienten über diffusen Rückenschmerz während der Nukleotomie. In einem Fall war dieser Schmerz unbeeinflussbar, so dass die Nukleotomie nur nach Sedierung (leichter Narkose) vorgenommen werden konnte.

In der histologischen Untersuchung des aus der Bandscheibe abgesaugten Wassers zeigten sich ausschließlich Nukleuspartikel mit einem maximalen Durchmesser von 2mm. Anulus fibrosus wurde in keinem Fall nachgewiesen.

$36/43=84\%$ der Patienten berichteten bereits am ersten postoperativen Tag über eine deutliche Schmerzreduktion.

$2/43=4,6\%$ Patienten wurden innerhalb von sechs Wochen konventionell nukleotomiert, weil die Symptomatik durch die Operation nicht beeinflusst worden war. Beide Patienten zeigten größere sequestrierte Bandscheibenvorfälle (ohne Verbindung zum Nukleus pulposus). Bei weiteren fünf Patienten ($5/43=11,6\%$) war eine Besserung erzielt worden, jedoch blieb eine Einschränkung der Lebensqualität auch nach der Operation. Beim Rest der operierten Patienten ($36/43=84\%$) bestanden keine oder nur noch sehr geringe Beschwerden. Ihre Lebensqualität war nicht mehr durch den Rückenschmerz eingeschränkt.

In $31/43=72\%$ der Fälle beschrieben die Patienten nach 12 Monaten das Operationsergeb-

nis mit „besser als erwartet“ oder „wie erwartet“ (Abbildung 9-2).

Auch im weiteren Verlauf des Nachuntersuchungszeitraums von drei Jahren war dieser

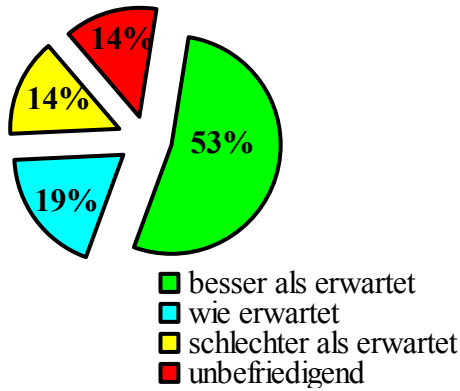


Abbildung 9-2: Subjektive Zufriedenheit 12 Monate nach der Operation.

Effekt 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 9-3).

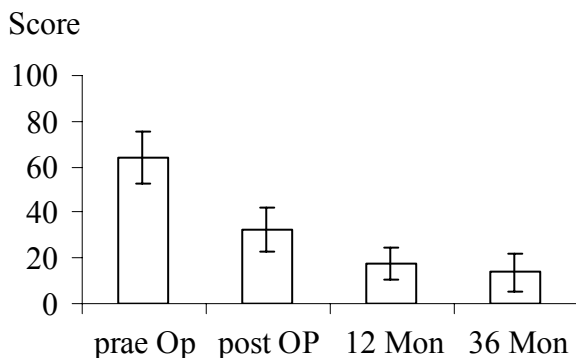


Abbildung 9-3: Oswestry-Score in Abhängigkeit vom Untersuchungszeitpunkt.

Die Schmerzklassifikation mit der VAS zeigte eine signifikante Abnahme durch die DWS-Nukleotomie ($p < 0,001$; Abbildung 9-4).

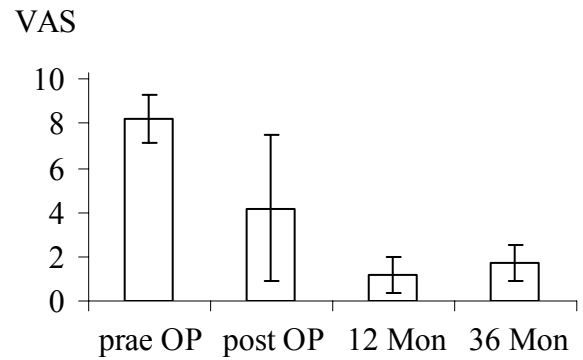
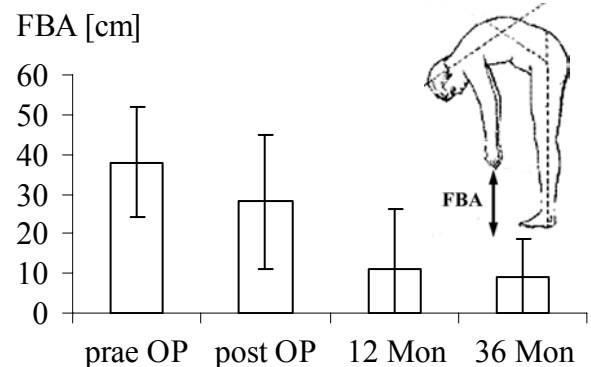


Abbildung 9-4: Schmerz in Abhängigkeit vom Untersuchungszeitpunkt.

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 9-5: 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.

9.4 Diskussion

9.4.1 Schädigung

Schadensklasse I

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 DWS 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 (Anhang S.201), unterhalb von 0,1MPa bleibt, ist diese Komplikation eher unwahrscheinlich, weil bei normaler Belastung im Stehen ein deutlich höherer Druck gemessen werden kann²⁴⁴.

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 DWS.

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

Schadensklasse II

Diese Schadensklasse ist im Zusammenhang mit der Nukleotomie nicht definiert, weil im Nucleus kein Gewebeverbund mit Gefäßen oder Nerven vorliegt.

Schadensklasse III

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 DWS 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.

Schadensklasse IV

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 kommen¹⁸⁷.

9.4.2 Schmerztherapie als Operationsziel

Schmerz ist im physikalischen Sinn nicht messbar^{41;42}. 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 Rückenmarkebene 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 und der selbe 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 sind⁴⁰. 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 Zielparame-ter 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 va-

liierten Wirbelsäulenscores Oswestrydiente^{106;170;180}, wurde jedoch ohne die Anwesenheit des Arztes ausgefüllt (Anhang S.226). 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 Vordergrund²⁰⁷.

9.4.3 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 Resultate¹⁸⁹.

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 Therapieerfolg²⁹⁴. Diese Ergebnisse wurden auch von Poynton bestätigt²²⁵.

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 Revision²²⁸. Sortland zeigte vergleichbar schlechte Ergebnisse²⁷¹.

Degobiss zeigte im Gegensatz dazu, dass die APLD zu einer befriedigender Schmerzlinderung führt und eine offene Nukleotomie auf Dauer zu verhindern vermag⁷³.

Die Ergebnisse der LASER-Nukleotomie sind im Vergleich dazu besser: Casper ver-

wendete z.B. in seiner Arbeit einen Holmium-YAG-LASER für die Nukleotomie bei 223 Patienten⁵¹⁻⁵³. 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 wurde⁶², was von anderen Autoren bestätigt wurde¹⁰.

Die DWS-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 produziert¹³.

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 DWS 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 werden²⁷⁶. Denkbar ist auch eine Reduktion chemischer Faktoren, die direkt oder indirekt für die Entstehung des Schmerzes von Bedeutung sind^{57;133}.

9.5 Schlussfolgerung

Das Operationsziel Schmerzreduktion kann mit der DWS-Nukleotomie in der Mehrzahl der Fälle erreicht werden. Das Nukleusgewebe wird bei den verwendeten erzeugungsorientierten Parametern selektiv abgetragen. Schäden der Klassen I-III waren nicht zu erwarten und sind nicht aufgetreten. Schäden der Klasse IV sind beim untersuchten Patientengut ebenfalls nicht beobachtet worden. Klinisch relevante Schädigungen sind somit auch bei einer Anwendung in einer größeren Anzahl für alle Schadensklassen unwahrscheinlich.

Der Aufwand der DWS-Nukleotomie ist gering und am ehesten mit einer Injektion vergleichbar.

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

Ein fester Platz in der Differenzialtherapie des bandscheibenbedingten Rückenschmerzes ist als realistisch einzuschätzen.

Das empirische Modell zu Trennprozessen bei einer Operation hat sich in der Anwendung zur Entwicklung der DWS-Nukleotomie bewährt.

10 Endoprothesenrevision – Projektphase 1

In diesem Kapitel werden Schnittversuche an kortikalem Knochen und Knochenzement mit den drei Gruppen der DWS-Technik (DWS, DDWS, ADWS) vorgestellt. Das Kerbtiefenmodell nach Decker wird modifiziert und findet für den DWS seine Anwendung. Für den ADWS wird ein analytisches Kerbtiefenmodell aufgestellt und mit Hilfe weiterer Kerbversuche validiert. Auch für die Endoprothesenrevision wird eine Risiko-Nutzen-Analyse im Rahmen des empirischen Modells zu Trennprozessen bei einer Operation durchgeführt.

10.1 Druckwasserstrahl

Die Kerbversuche am Wirbelkörper (S.67) haben gezeigt, dass die bisher untersuchten erzeugungsorientierten Parameter eines DWS keine Bearbeitung von Knochen zulassen. Es musste daher zunächst herausgefunden werden, bei welchen erzeugungs- und prozessorientierten Parametern Knochen und Knochenzement überhaupt bearbeitet werden können.

10.1.1 Material und Methode

Exemplarische Kerbversuche an Knochenzement und bovinem Knochen dienten zunächst dazu, eine grobe Parametereingrenzung vorzunehmen.

Die dann folgenden Versuche wurden mit der industriellen DWS-Anlage bei einem Düsendurchmesser von $d_D=0,3\text{mm}^a$ und einem Arbeitsabstand von $s=5\text{mm}$ durchgeführt. Der Druck wurde in 20MPa-Schritten zwischen $p_W=20\text{MPa}$ und $p_W=120\text{MPa}$ variiert.

Die Vorschubgeschwindigkeit betrug $v_V=10\text{mm/min}$.

Wegen der Anisotropie des Knochens wurden Versuche längs und quer zur Osteonrichtung durchgeführt. Bei der Endoprothesenrevision ist darüber hinaus ein tangentiales Auftreffen des Strahls auf die Kortikalis zu erwarten. Daher wurden zwei Strahl-Werkstückwinkel ($\gamma=90^\circ$, $\gamma=30^\circ$) untersucht (vgl. Abbildung 5-5, S.34). In der Knochen-Gruppe wurden für jede Parameter-Kombination zehn Proben gekerbt. Wegen der relativ konstanten Materialeigenschaften von Technovit[®] wurden in der PMMA-Gruppe für jede Kombination nur fünf Proben verwendet.

10.1.2 Ergebnis

Kerbtiefe

Unterhalb von $p_W=40\text{MPa}$ zeigte sich kein sichtbarer Materialabtrag in Knochen. Bei $p_W=40\text{MPa}$ wurde Knochen lediglich an 2/10 Proben gekerbt. Die erzielten Kerbtiefen bei $p_W=40\text{MPa}$ waren sehr gering und streuten stark ($0,13\pm 0,20\text{mm}$). Eine intraoperativ annehmbare Kerbtiefe für den Anwendungsfall der Osteotomie oder der Primärendoprothetik zeigte sich erst ab einem Druck von $p_W=100\text{MPa}$ ($5,51\pm 0,98\text{mm}$).

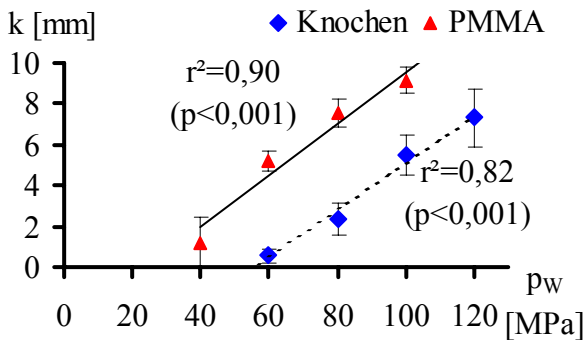
Schnitte parallel und senkrecht zur Osteonrichtung zeigten keine signifikanten Unterschiede in der Kerbtiefe ($p=0,9$; Tabelle 10-1).

Eine Veränderung des Strahl-Werkstückwinkels auf $\gamma=30^\circ$ verringerte die Tiefe der Kerben in Knochen erheblich: Die Kerbtiefen waren bei $\gamma=90^\circ$ immer signifikant größer als bei $\gamma=30^\circ$ ($p<0,001$ für 40; 60; 80MPa; Tabelle 10-1).

In der PMMA-Gruppe waren an allen Proben schon bei $p_W=40\text{MPa}$ Kerben sichtbar.

^aComadur, Le Locle, CH, <http://www.comadur.ch>.

Die Kerbtiefen in PMMA waren signifikant größer als in Knochen ($p < 0,001$ für alle Druckklassen, Abbildung 10-1 und Tabelle 10-1). Bei einem Druck von $p_w = 40 \text{ MPa}$ ist auf eine selektive PMMA-Bearbeitung zu schließen.



Kerbtiefe (k); Druck (p_w).

Abbildung 10-1: Kerbtiefe in Knochen und PMMA in Abhängigkeit vom Druck bei senkrecht auftreffendem Strahl.

Kerbqualität

In PMMA waren die mit dem DWS erzeugten Kerben in allen Druckklassen sehr unregelmäßig. Es waren unzählige von der Kerbe in das Material hineinreichende Risse zu erkennen (Abbildung 10-2).

Die Kerben in Knochen waren hingegen durchgehend gleichmäßiger und schärfer begrenzt als die in PMMA. Makroskopisch ließen sich in Knochen nur oberhalb von $p_w = 100 \text{ MPa}$ vereinzelte in das Material hineinreichende Risse (bis 2mm) erkennen (Abbildung 10-2).

Schnittkanten und Kerboberflächen der quer zur Osteonrichtung geschnittenen Proben waren, soweit mit dem Lichtmikroskop beurteilbar, schärfer begrenzt und glatter als bei längsgeschnittenen Proben (Abbildung 10-2).

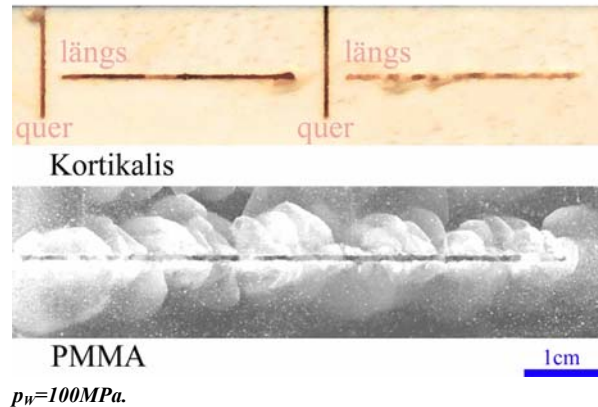


Abbildung 10-2: Typische Kerbbilder in Knochen im Vergleich zu PMMA.

10.1.3 Diskussion

Der Pumpendruck war auch hier der entscheidende erzeugungsorientierte Parameter. Für eine intraoperativ annehmbare Effektivität sollte dieser größer als $p_w = 100 \text{ MPa}$ sein.

Die Strahlbeaufschlagung von Kortikalis in flachen Winkeln, wie sie bei der Endoprothesenrevision zu erwarten ist, verringert den Materialabtrag in Knochen und ist somit vorteilhaft für die Schädigungsgefahr des Knochens zu werten.

Mechanismen des Materialabtrags

Im Bereich der harten Gewebe oder Biomaterialien sind alle erwähnten Formen des Materialabtrags (S.32) grundsätzlich denkbar. Vermutlich liegt eine Kombination von Dehnung über die Bruchgrenze hinaus, Erosion, Abrasion und möglicherweise auch Kavitation vor. Selbst in der industriellen Technik kann der Anteil der einzelnen Mechanismen am Gesamtabtrag nicht erfasst werden²⁰⁵.

Material	γ	Orientierung	Druck [MPa]					
			20	40	60	80	100	120
Knochen	90°	längs	0	0,13±0,20*	0,62±0,34	2,35±0,74	5,51±0,98	7,31±1,44
Knochen	90°	quer	0	0,12±0,19*	0,78±0,39	2,59±0,80	5,10±0,55	7,42±1,24
Knochen	30°	längs	0	0	0,06±0,02	0,08±0,03	0,12±0,23	0,81±0,64
Knochen	30°	quer	0	0	0,02±0,03	0,07±0,03	0,10±0,03	0,78±0,43
PMMA	90°	–	0	1,20±1,22	5,21±0,48	7,53±0,70	6,21±0,69	7,53±0,70

*Kerbtiefen in [mm]; MW±STD aus 10 Kerbversuchen bei Knochen und 5 Kerbversuchen bei PMMA; *nur 2 von 10 Proben gekerbt.*

Tabelle 10-1: Kerbtiefen mit dem DWS an Rinderkortikalis und PMMA.

Knochen weist zwar eine um den Faktor zehn geringere Elastizität als PMMA auf, hat aber eine höhere Druck- und Zugfestigkeit und eine größere Härte⁶⁸ (Anhang S.208). Unabhängig von den Mechanismen, die den Materialabtrag im Einzelnen bedingen, ist die Grenzenergie für den Abtrag in Knochen größer als in PMMA.

In der vom Strahl beaufschlagten Zone werden Druckspannungen im Material erzeugt. Diese führen zu einer Deformation in dieser Zone und bedingen gleichzeitig in der nicht strahlbeaufschlagten Umgebung Zugspannungen¹⁸⁸. Aufgrund der Rissbildung außerhalb der Schnittfuge ist zu schließen, dass diese bei PMMA eher zu Materialversagen führen als bei Knochen.

Der eigentliche Materialabtrag findet aber bei beiden Materialien in der strahlbeaufschlagten Zone statt.

Rochester berichtet, dass beim DWS-Schneiden eine Rissinitiierung von zentraler Bedeutung ist, die ihren Ursprung in kleinen Oberflächenkratzern oder Materialinhomogenitäten hat²⁴⁰. Von den vielen in PMMA eingelagerten Poren könnte demnach eine Rissinitiierung ausgehen. Aber auch in Knochen finden sich Hohlräume, so dass die Kerbtiefenunterschiede allein dadurch nicht erklärbar sind.

Der kortikale Knochen ist Druck- und insbesondere Zugspannungen gegenüber wesentlich resistenter als PMMA. Daher liegt der

Grenzdruck, d.h. der Druck, bei dem erstmals Materialabtrag erzielt wird, für die Kortikalis höher als für PMMA.

Die relativ geringe Zugfestigkeit kann als Erklärung für die weit in das Material PMMA hineinreichende Rissbildung angeführt werden. Eine oberflächliche Rissbildung in Knochen konnte in sehr begrenztem Umfang nur bei einem Druck von $p_w > 100 \text{ MPa}$ beobachtet werden. Neben den genannten Materialeigenschaften, die eine Rissinitiierung verhindern, sind für die fehlende Rissausbreitung im kortikalen Knochen die Zementlinien verantwortlich^{210;234}. Diese Zementlinien sind Regionen, die einen geringeren Mineralisierungsgrad als die Osteonlamellen, aber einen wesentlich höheren Gehalt an Mucopolysacchariden aufweisen. Diese Zusammensetzung verleiht den Zementlinien zwar eine verminderte Festigkeit, aber wesentlich duktilere Eigenschaften als der übrigen Knochenmatrix. Es wird angenommen, dass die Zementlinien deshalb die Risspropagierung hemmen⁴⁷.

Die Spannungen, die an einer Rissspitze zur Aufrechterhaltung eines kontinuierlichen Risswachstums nötig sind, liegen in einem homogenen Werkstoff erheblich unter den theoretischen Materialversagenswerten. In einem Verbundwerkstoff jedoch wird die Spannungsverstärkung an der Rissspitze durch die eingebundenen schwächeren Interfaces stark gemindert. Die Rissgeschwin-

digkeit eines Verbundwerkstoffs nimmt bei Passage eines duktilen Interfaces kurzzeitig zu, doch im Verlauf der duktilen Schicht wird die Rissgeschwindigkeit wieder geringer und kommt schließlich am nachfolgenden festeren Interface ganz zum Stillstand¹⁶⁰.

Um einen solchen Riss durch das ganze Verbundmaterial zu treiben, sind daher höhere Anfangsrissgeschwindigkeiten als in einem vergleichbaren homogenen Werkstoff erforderlich. Die besondere Verbundstruktur des Biomaterials „Knochen“ hemmt daher ein weites Vordringen von Rissen.

Im Gegensatz zu den weichen Geweben konnte in Knochen weder makroskopisch noch mikroskopisch eine Auswirkung der DWS-Beanspruchung außerhalb der eigentlichen Kerbe festgestellt werden. Die Strahlenergie, die in diesem Biomaterial deflektiert wird, reicht weder für eine für Verbundwerkstoffe typische Delamination¹⁰⁷ noch für eine Wassereinlagerung in den Knochen aus.

Der interstitielle Raum ist zwar auch im Knochen vorhanden, hat aber hier im Gegensatz zu Weichgeweben eine hohe Steifigkeit.

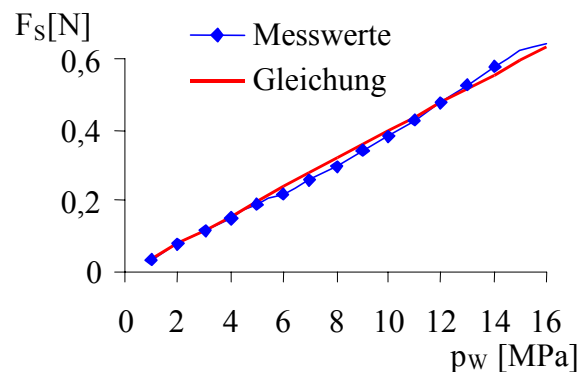
10.1.4 Kerbtiefenmodelle

Empirisches Kerbtiefenmodell

Sowohl für PMMA als auch für Kortikalis zeigte sich eine statistisch signifikante lineare Korrelation zwischen Druck (p_w) und Kerbtiefe (k). Die bereits für die Weichgewebe aufgestellte Modellgleichung (Gleichung 7-4, S.78) kann auch für diese Materialien Anwendung finden. Das empirische Modell kann dazu dienen, die Kerbtiefe im gleichen Versuchsaufbau auch für höhere Druckniveaus abzuleiten.

Analytisches Kerbtiefenmodell

Zur Anwendung des Kerbtiefenmodells nach Decker wurde die Strahlkraft bei einem Düsendurchmesser von $d_D=0,3\text{mm}$ in einem Arbeitsabstand von $s=5\text{mm}$ gemessen (Abbildung 10-3). Für $\alpha \cdot \varepsilon^2$ ergab sich durch eine Kleinste-Quadrate-Anpassung an Gleichung 5-13 (S.49) ein Wert von 0,28.



Strahlkraft (F_s); Druck (p_w).

Abbildung 10-3: Gemessene und berechnete Strahlkraft in Abhängigkeit vom Druck.

Die Reststrahlkraft wurde ebenso wie die Reibung in der Kerbfuge vernachlässigt.

Die materialspezifische Abtragsenergie für Knochen beträgt $E_{SP}=6,84 \cdot 10^{11}\text{J/m}^3$, jene für PMMA $E_{SP}=3,3 \cdot 10^{11}\text{J/m}^3$. Für beide Materialien zeigten sich gute Übereinstimmungen zwischen Experiment und Modell im höheren Druckbereich, wohingegen im unteren Druckbereich zunehmend größere Diskrepanzen bestanden (Abbildung 10-4).

Das Modell zeigte darüber hinaus für Knochen eine schlechtere Übereinstimmung mit den gemessenen Kerbtiefen als für PMMA.

Es errechnet sich in Deckers Modell eine Kerbtiefe von $k=0$ für $p_w=0$.

Die Kerbversuche an Knochen und PMMA zeigen jedoch, dass ein Mindestdruck erforderlich ist, um Materialabtrag zu erzielen. Decker berücksichtigt in seiner Modellgleichung nicht, dass für den sichtbaren Materialabtrag ein Grenzdruck (p_G) existiert. Bei den Versuchen an Weichgeweben war dies eher zu vernachlässigen, weil der Grenzdruck relativ klein, also nahe null gelegen war. Eine Modifikation seines Modells ist die Berücksichtigung des Grenzdrucks bei der Berechnung der Strahlkraft. Geht man davon aus, dass nur die Strahlkraft oberhalb des Grenzdrucks zum Abtrag führt, so definiert sich die Strahlkraft für den Materialabtrag (F_{SG}) nach Gleichung 10-1.

Gleichung 10-1:

$$F_{SG} = \frac{\pi \cdot d_D^2 \cdot \alpha \cdot \varepsilon^2 \cdot (p_w - p_G)}{2}$$

F_{SG}Strahlkraft für Materialabtrag

d_DDüsendurchmesser

αKontraktionszahl

εGeschwindigkeitszahl

p_wWasserdruck

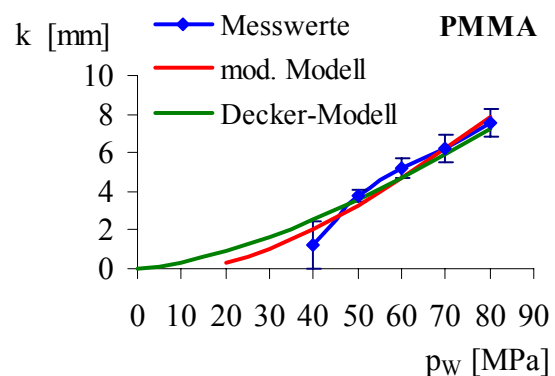
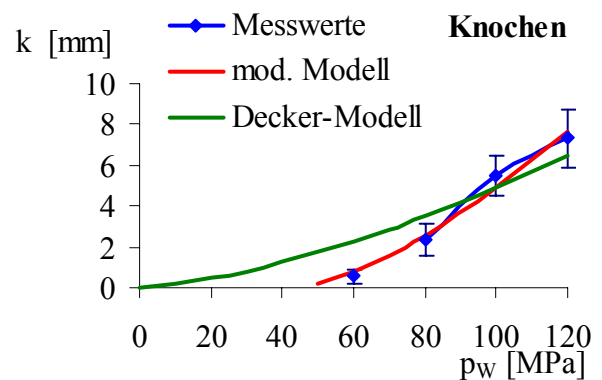
p_GGrenzdruck für Materialabtrag

Der Grenzdruck für den Materialabtrag ist hier wiederum aus der Anpassung des Modells an experimentelle Daten einzelner Kerbversuche zu entnehmen. Setzt man die auf diese Weise korrigierte Strahlkraft (F_{SG}) anstatt von F_S in Deckers Modellgleichung (Gleichung 5-12, S.49) ein, so errechnen sich andere materialtypische Abtragsenergien.

Die materialtypische Abtragsenergie unter Berücksichtigung des Grenzdrucks für den Materialabtrag beträgt für Knochen $E_{SPG}=2,97 \cdot 10^{11} \text{J/m}^3$ und $E_{SPG}=2,38 \cdot 10^{11} \text{J/m}^3$ für PMMA.

Die durch die Modellmodifikation errechneten Kerbtiefen stimmen auch im unteren Druckbereich überaus gut mit den Messwerten dieser Studie überein (Abbildung 10-4).

Auffallend ist, dass bei Berücksichtigung eines Grenzdrucks für den Materialabtrag die materialtypische Abtragsenergie (unter Berücksichtigung des Grenzdrucks, E_{SPG}) im Vergleich zur materialtypischen Abtragsenergie (E_{SP}) insbesondere für Knochen deutlich geringer ist. Bei Knochen wird ein großer Anteil der Strahlenergie für die Überwindung des Grenzdrucks benötigt, ohne dass dieser Energieanteil Materialabtrag bewirkt.



Kerbtiefe (k); Druck (p_w).

Abbildung 10-4: Errechnete und gemessene Kerbtiefen in Abhängigkeit vom Druck für Knochen und PMMA.

Die grüne Kurve zeigt die mit dem Modell nach Decker, die rote Kurve die nach dem modifizierten Modell errechneten Kerbtiefen im Vergleich zu den Messwerten (blaue Kurve).

Schädigung

Ein Schaden der Klasse I ist in Knochenzement nicht definiert, weil dieser bei der Revision in toto entfernt werden soll. Daher ist die Bruchbildung außerhalb der Kerbfuge in PMMA nicht von Nachteil.

In Knochen zeigte sich Materialabtrag neben der Kerbfuge erst bei einem hohen Druck. Die kleinen herausgesprengten Fragmente bleiben beim gezielten Trennen von Kortikalis ohne klinische Relevanz.

Ein Materialabtrag mit resultierender Kerbtiefe von 4mm ist mit den untersuchten erzeugungsorientierten Parametern in PMMA erst ab $p_w=50\text{MPa}$ möglich. Für Knochen ist eine klinisch eventuell akzeptable Schnittleistung mit einem Druck von $p_w=100\text{MPa}$ zu realisieren. Bei diesen Druckniveaus würden – in Wertung der o.a. Schnittversuche an Weichgeweben – alle übrigen Gewebe des menschlichen Körpers (Patient und Operateur) durchtrennt. Die Wahrscheinlichkeit der Verursachung von Schäden der Klasse III ist daher extrem hoch.

In der Industrie sind DWS-Anlagen als gekapselte Systeme ausgelegt, um berufsgenossenschaftlichen Unfallverhütungsvorschriften gerecht zu werden. Beim Trennschneiden ist dem Strahl ein so genannter Strahlcatcher nachgeschaltet, der die Strahlenergie nach Werkstückdurchtritt neutralisiert und das Wasser auffängt. Der Einsatz eines Strahlcatchers ist in den Anwendungsfällen der Osteotomie und Primärendoprothetik durchaus denkbar. Bei der Revisionsendoprothetik besteht diese Möglichkeit nicht.

10.1.5 Schlussfolgerung

Der Pumpendruck erwies sich wiederum als der wichtigste erzeugungsorientierte Parameter. Allerdings ist die Effektivität des Materialabtrags in PMMA und Knochen beim untersuchten Druck als klinisch nicht ausreichend zu bezeichnen. Es muss daher die Effektivität des Abtrags gesteigert und die Gefahr einer Schädigung der Klasse III gesenkt werden, was sich möglicherweise durch den Einsatz eines DDWS oder ADWS erzielen lässt.

Die Grenzenergie für Materialabtrag ist für kortikalen Knochen größer als für PMMA. Im Druckbereich unterhalb von 40MPa wird bei den gewählten erzeugungsorientierten Parametern selektiv PMMA gekerbt, ohne Knochen zu schädigen.

Die Schnitteffektivität ist jedoch bei diesem Druck nicht ausreichend. Bei höheren Druckniveaus steigt die Gefahr, Knochen zu schädigen (Schadensklasse III).

Die Modifikation des analytischen Modells zeigt eine gute Übereinstimmung mit den Messwerten, so dass der gewählte energetische Ansatz auch für weitere Modellierungen genutzt werden sollte.

10.2 Diskontinuierlicher Druckwasserstrahl

Erdmann-Jesnitzer konnte zeigen, dass durch eine gezielte Strahlunterbrechung im DDWS die dynamische Werkstückbeanspruchung zunimmt und besonders spröde Materialien mit geringerem Druck als mit dem kontinuierlichen DWS abgetragen werden können⁷⁸. Diese Arbeit gibt Anlass zu der Hypothese, dass auch bei spröden Biomaterialien wie PMMA eine Erhöhung der dynamischen Strahlkomponenten den Materialabtrag verbessert. Dies wäre für den Anwendungsfall der Revisionsendoprothetik von Vorteil.

10.2.1 Material und Methode

Es wurden weitere Proben (bovine Kortikalis und PMMA) mit dem DDWS bearbeitet. Die Düse^a ($d_D=0,2\text{mm}$) wurde mit einem Arbeitsabstand von $s=5\text{mm}$ senkrecht zur Probenoberfläche ausgerichtet ($\gamma=90^\circ$, $\beta=90^\circ$, vgl. Abbildung 5-5, S.34) und es wurde eine Vorschubgeschwindigkeit von $v_V=10\text{mm/min}$ gewählt. Der DDWS wurde mit dem in Abbildung 6-8 (S.60) beschriebenen Strahlzerteiler erzeugt.

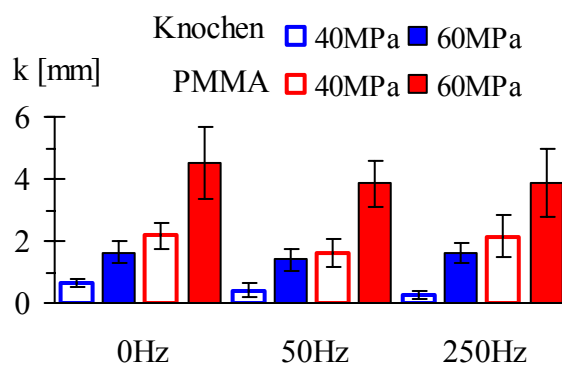
Es wurden jeweils zehn Versuche in zwei Druckklassen ($p_W=40\text{MPa}$ und $p_W=60\text{MPa}$) bei drei Frequenzen ($f=0$; 50; 250Hz; $f=0\text{Hz}$ steht für einen kontinuierlichen Strahl) gefahren. Es folgte die Bestimmung der Kerbtiefe für beide Materialien und des Massenabtrags für PMMA.

10.2.2 Ergebnis

Für alle Kombinationen aus Pulsfrequenz und Material waren die Kerbtiefen bei einem Druck von $p_W=60\text{MPa}$ signifikant größer als

bei $p_W=40\text{MPa}$ ($p<0,001$). Für jede Pulsfrequenz und jeden Druck ergab sich eine höhere Kerbtiefe in PMMA als in Knochen ($p<0,001$).

Bei $p_W=40\text{MPa}$ zeigte sich in PMMA nur ein signifikanter Kerbtiefenunterschied zwischen $f=50\text{Hz}$ und $f=0\text{Hz}$ ($p=0,006$) bzw. 250Hz ($p=0,008$), während keine signifikanten Unterschiede bei $p_W=60\text{MPa}$ gesehen wurden ($p=0,09$; Abbildung 10-5).



Kerbtiefe (k).

Abbildung 10-5: Kerbtiefen in Abhängigkeit von Druck und Frequenz.

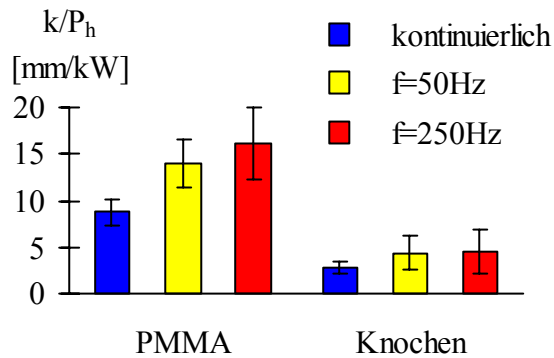
In Knochen war die Kerbtiefe in der Druckklasse $p_W=40\text{MPa}$ bei $f=250\text{Hz}$ signifikant geringer als beim kontinuierlichen Strahl ($p=0,006$). Bei $p_W=60\text{MPa}$ zeigten sich keine signifikanten Kerbtiefenunterschiede zwischen den Pulsfrequenzgruppen für Knochen ($p=0,198$).

Bezieht man die hydraulische Leistung des DWS unter Berücksichtigung des ausgeblenden Strahlanteils in die Betrachtung ein (Gleichung 5-5, S.30), so ändern sich die Verhältnisse erheblich:

Für PMMA zeigten sich signifikante Unterschiede in der leistungsbezogenen Kerbtiefe zwischen allen Pulsfrequenzen. Der Unterschied zwischen dem kontinuierlichen Strahl

^aTyp FLN-Y-1020, Comadur, Le Locle, CH, <http://www.comadur.ch>.

und $f=50\text{Hz}$ ($p<0,001$) war statistisch ebenso signifikant wie zwischen $f=50\text{Hz}$ und $f=250\text{Hz}$ ($p=0,05$; Abbildung 10-6).



Kerbtiefe (k); hydraulische Leistung (P_h).

Abbildung 10-6: Auf die hydraulische Leistung bezogene Kerbtiefen in Abhängigkeit von Material und Frequenz.

Im Gegensatz dazu zeigte sich in Knochen kein signifikanter Unterschied zwischen den Frequenzgruppen $f=50\text{Hz}$ und $f=250\text{Hz}$ ($p=0,074$; Abbildung 10-6). Bei $f=50\text{Hz}$ war auch in Knochen die leistungsbezogene Kerbtiefe höher als bei $f=0\text{Hz}$ ($p=0,034$; Abbildung 10-6).

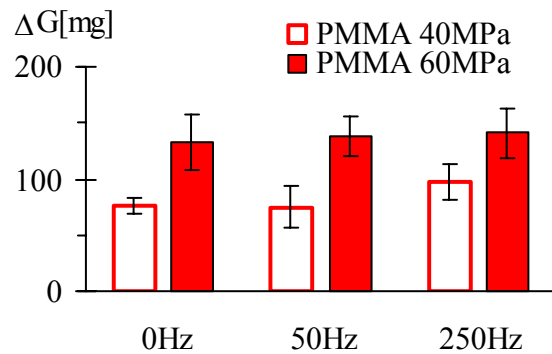
Massenabtrag

Der Massenabtrag in PMMA korrelierte mit der Kerbtiefe ($r^2=0,74$; $p<0,001$).

Das Bestimmtheitsmaß der linearen Korrelation zwischen dem Massenabtrag und der Kerbtiefe in PMMA wurde aber mit steigender Pulsfrequenz geringer (0Hz: $r^2=0,87$; $p<0,001$; 50Hz: $r^2=0,64$; $p<0,001$; 250Hz: $r^2=0,32$; $p=0,011$). Dies ist als Hinweis darauf zu werten, dass beim DDWS Materialabtrag außerhalb der eigentlichen Kerbe stattfindet.

Die Masse des abgetragenen PMMA war in der Druckklasse $p_w=40\text{MPa}$ bei der Pulsfrequenz $f=250\text{Hz}$ signifikant größer als für die anderen beiden Frequenzen ($p<0,001$). Es

zeigte sich hingegen kein signifikanter Unterschied in der Druckklasse $p_w=60\text{MPa}$ ($p=0,806$; Abbildung 10-7).

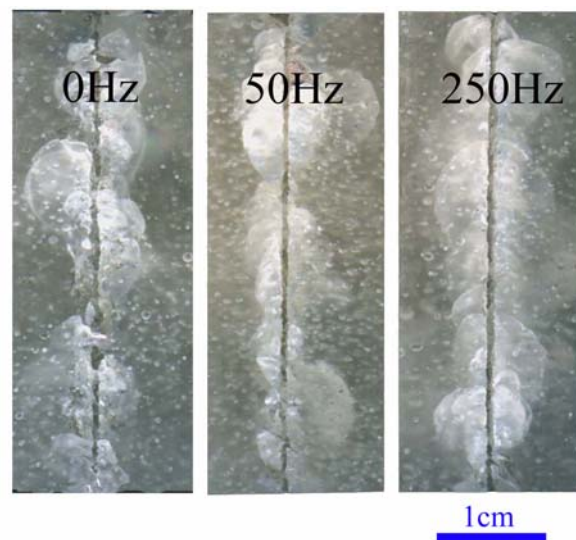


Massendifferenz vor und nach dem Schnitt (ΔG).

Abbildung 10-7: Der Massenabtrag in PMMA in Abhängigkeit von Druck und Frequenz.

Kerbqualität

In PMMA zeigte sich das bereits bekannte Bild mit zentralem Materialabtrag und seitlich bis 8mm in das Material hereinreichender Rissbildung (Abbildung 10-8).



$p_w=60\text{MPa}$.

Abbildung 10-8: PMMA-Proben nach Bearbeitung mit dem DDWS.

Man erkennt deutlich die Rissbildung neben der Kerbe, die hier bei 250Hz am ausgeprägtesten ist.

Die Zone der Rissausbreitung war (soweit mit dem Auge beurteilbar, Abbildung 10-8) nicht von der Frequenz abhängig. Die Rissbildung führte zum Aussprengen ganzer Materialpartikel aus der Oberfläche, was durch die Kerbtiefenmessung nicht zu detektieren war (Abbildung 10-9).



$p_w=60\text{MPa}$, $f=250\text{Hz}$.

Abbildung 10-9:
Ansicht einer PMMA-Probe.
Man erkennt deutlich die ausgesprengten Fragmente neben der Kerbe

10.2.3 Diskussion

Im DDWS können neben den üblichen erzeugungsorientierten Parametern der Phasenwinkel und die Frequenz der zyklischen Strahlunterbrechung variiert werden. Das Maximum der Materialbeanspruchung ist, wie beim kontinuierlichen DWS, mit dem Stoßdruck gleichzusetzen (S.37). Darüber hinaus gilt im diskontinuierlichen Strahl, dass der Staudruckanteil, also die Zeitperiode, in der ein Staudruck jeweils wirken kann, umgekehrt proportional zur Frequenz der Strahlunterbrechung ist (Abbildung 10-10).

Im kontinuierlichen DWS wirkt einmalig ein Stoßdruckimpuls, gefolgt von einer sehr langen Staudruckperiode. Im DDWS erhöht sich mit zunehmender Frequenz die Anzahl der Stoßdruckimpulse. Die Zeit, in der jeweils

nach dem Stoßdruck der Staudruck wirkt, nimmt hingegen ab (Abbildung 10-10 und Abbildung 5-10, S.37).

Die Zerstörung des PMMA durch Einzelimpulse ist vergleichbar mit den von Kollé und Hashish beschriebenen Mechanismen des Materialabtrags bei Beton¹⁶⁸.

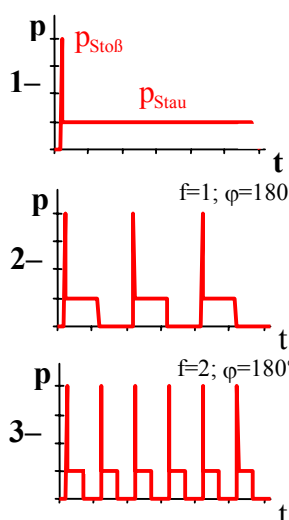


Abbildung 10-10:
Beeinflussung von
Stoß- und Staudruck
durch die Frequenz.

Aufgetragen ist jeweils der Druck (p) gegen die Zeit (t):

- 1– DWS,
 - 2– DDWS,
 - 3– DDWS mit verdoppelter Frequenz.
- Frequenz (f),
Phasenwinkel (φ).

In der initialen Phase wird ein Hohlraum (Riss) erzeugt, in den in einer zweiten Phase Flüssigkeit eindringt. In der dritten Phase übersteigt der Druck im Hohlraumssystem die Zugfestigkeit des Werkstoffs, Risse breiten sich aus und Materialpartikel werden herausgebrochen.

Bei Erhöhung des Drucks wird einerseits der Stoßdruck, andererseits der Staudruck erhöht. Der höhere Stoßdruck könnte die Rissinitiierung steigern, der höhere Staudruck könnte Risse effektiver über eine weitere Distanz propagieren.

Durch Erhöhung der Frequenz wird hingegen die Anzahl der Stoßdruckereignisse gesteigert. Folglich ist die Rissinitiierung häufiger. Mit der Pulsfrequenz wurde die Korrelation zwischen Kerbtiefe und Massendifferenz

schlechter. Es fand z.B. bei einer Frequenz von $f=250\text{Hz}$ vermehrt Materialabtrag neben der Kerbe statt. Es handelt sich dabei um Effekte nahe der Werkstückoberfläche. Die Kräfte, die nötig sind, ein Partikel zur freien Oberfläche hin abzusprengen, sind hier geringer als in der Mitte des Materials.

Aus dem Rissbild in Knochen kann geschlossen werden, dass die deformationsinduzierten Zugkräfte im Randbereich des Strahls zu gering sind, um zum Materialversagen von Knochen zu führen. Drei Ursachen sind zu diskutieren:

1. Die DWS-induzierten Zugspannungen in Knochen sind außerhalb der direkt strahlbeaufschlagten Zone genauso hoch wie bei PMMA, aber die Zugfestigkeit von Knochen ist so groß, dass diese nicht zum Materialversagen führen.

2. Das Biomaterial Knochen überträgt auf den Strahlrandbereich geringere Zugspannungen als PMMA.

3. Das Knochenmaterial verfügt als Verbundmaterial über bruchhemmende Elemente (S.100).

Elastische Fasern innerhalb der Knochenmatrix sorgen dafür, dass der Knochen seine ursprüngliche Form nach Deformation in Grenzen zurückerlangt. Der kortikale Knochen hat darüber hinaus viskoelastische Eigenschaften. Die viskosen Elemente sind verantwortlich für die Abhängigkeit der Steifigkeit von Dehnungsrate und Dehnungsgeschwindigkeit. Darüber hinaus kann der Knochen im plastischen Verformungsbereich in hohem Maße mechanische Energie absorbieren. Auch die diesem Biomaterial eigenen Charakteristika wie Creep-Verhalten und Stress-Relaxation werden den viskösen Elementen zugeordnet¹⁹⁴.

Das visköse Verhalten kann zu gewissen Teilen auf die Eigenschaften der einzelnen Materialien, die im Materialverbund den Knochen bilden, zurückgeführt werden. Aber auch fluidmechanische Prozesse in den Poren des Volkmann- und Havers-Systems tragen zur Viskoelastizität bei.

Der Elastizitätsmodul von Knochen nimmt aufgrund dieser Eigenschaften mit steigender Dehnungsgeschwindigkeit linear zu²²⁷. Wird diese Tatsache in das Modell des Einzeltropfeneinschlages auf Knochen einbezogen, so ist davon auszugehen, dass durch die Übertragung des Stoßdrucks eine kurzfristige reversible Erhöhung des E-Moduls im Areal der Druckbeanspruchung resultiert. Dies könnte sich in zweierlei Hinsicht auswirken:

- Durch die Erhöhung des E-Moduls ist die durch den Einzeltropfenschlag resultierende Randdehnung im Knochen geringer als bei mit niedrigeren Geschwindigkeiten eingeleiteten Impulsen.
- Durch die vom Tropfenschlag induzierte E-Modulerhöhung ist die Druckfestigkeit im Bereich der primären Auftrefffläche höher, so dass für Materialabtrag mehr Energie nötig wird.

Diese Faktoren, gepaart mit der schon im unbelasteten Zustand im Vergleich zu PMMA geringeren Elastizität und höheren Zugfestigkeit von Knochen, vermindern die Wahrscheinlichkeit, dass durch den Stoßdruckimpuls ein Riss initiiert wird.

Nach der Deformierung durch einen Stoßdruckimpuls nimmt der Knochen aufgrund seines elastischen Verhaltens die ursprüngliche Form wieder an. Auch die Materialeigenschaften kehren wieder in den Ausgangszustand vor dem ersten Tropfenschlag zurück, so dass kein bedeutender additiver Effekt der Einzelereignisse zu erwarten ist.

Im Gegensatz dazu würde ein DDWS bei ausreichendem Energieniveau ein Metall plastisch verdichten (Kaltverfestigung) und so die Sprödigkeit steigern. So wären die Voraussetzungen für eine mögliche Materialermüdung im Wirkungsbereich des DDWS geschaffen¹⁸⁵.

Auch bei Knochen wird eine Materialermüdung durch zyklische Belastung beschrieben¹⁷⁷. Die Dauerfestigkeit von Knochen bei Biegebeanspruchungen nimmt zwar bei zunehmender Materialspannung ab, aber bei gesteigerter Lastwechselfrequenz sogar zu.

Inwieweit hier die Deformationsgeschwindigkeit mit ihrem Einfluss auf viskoelastische Stellgrößen von Knochen oder die Dauer der Belastung an sich eine Rolle spielen, ist bisher nicht geklärt. Zioupos zeigte jedoch anhand von mechanischen Tests, dass das Verhalten von Knochen unter zyklischer Belastung nicht als Funktion der Zykluszahl, sondern eher als Funktion der Zeit der Beanspruchung gesehen werden muss³⁰⁸.

Bezogen auf die dynamische Beanspruchung im DDWS ist die Dehnungsrate und die Beanspruchungsdauer des Knochens vergleichsweise gering. Die Lastwechselfrequenz ist aber sehr hoch. Alle diese Faktoren sprechen eher gegen den Faktor Materialermüdung als Abtragsmechanismus in Knochen.

Bei Kunststoffen wie PMMA zeigt sich durch Verformung zwar ebenfalls eine Änderung des E-Moduls, doch das Energieabsorptionsvermögen ist deutlich geringer als in Knochen. Wegen der höheren Elastizität von PMMA ist die Deformation (Muldenbildung) durch die Stoßdruckimpulse in der primären Strahlaufreffzone höher. Die der Strahlaufreffzone benachbarten Zugspannungen führen wegen der geringen Zugfestigkeit dieses Kunststoffes zum Materialversagen.

10.2.4 Schlussfolgerung

Durch den DDWS konnte zwar die leistungsbezogene Kerbtiefe gesteigert werden, doch reicht die Schnitteffektivität für die operative Anwendung nicht aus.

Es bleibt hier zu untersuchen, ob der diskontinuierliche Strahl für Weichgewebe ein geringeres Schädigungspotenzial besitzt als der kontinuierliche Strahl. Die Elastizität des Weichgewebes könnte auch die Dynamik des DDWS kompensieren, so dass die Weichgewebeschädigung im Vergleich zum kontinuierlichen DWS geringer ausfallen könnte.

In einem weiteren exemplarischen Kerbversuch an Rindermuskulatur konnte gezeigt werden, dass mit dem DDWS an 60mm dicken Muskelproben nur Trennschnitte möglich sind ($p_w=60\text{MPa}$; $f=250\text{Hz}$).

Es muss daher weiterhin davon ausgegangen werden, dass die Strahlenergien so groß sind, dass ein erhebliches Verletzungsrisiko für Arzt und Patient bestehen bleibt. Möglicherweise kann hier eine weitere Steigerung der Pulsfrequenz noch deutliche Effekte erzielen. Verfahrenstechnisch muss der Strahlzerteiler in der klinischen Anwendung durch andere Methoden zur Erzeugung eines diskontinuierlichen DWS (Ultraschall- oder LASER-Einkoppelung, Kapitel 5.3, S.35) ersetzt werden.

Der DDWS erzielt also nicht den erwarteten Effektivitätsgewinn, so dass mit dieser Technologie der nötige Druck zum Bearbeiten von Knochen und Knochenzement noch gefährlich hoch sein wird. Daher sollte im nächsten Projektschritt geklärt werden, ob der Abrasivdruckwasserstrahl geeignet ist, die Effektivität ausreichend zu steigern, um der Verhinderung eines Schadens der Klasse III und der Arbeitssicherheit Genüge zu tun.

10.3 Abrasivdruckwasserstrahl

Der ADWS ist das Verfahren der Wahl bei der industrieller Bearbeitung von harten Materialien. Die Beschreibung der Bioabrasivtechnik macht es prinzipiell möglich, einen ADWS zum Trennen von Knochen einzusetzen¹³⁴.

10.3.1 Orientierende Kerbversuche

Es war zunächst zu untersuchen, ob durch den Einsatz von biokompatiblen Abrasiven grundsätzlich ein entscheidender Effektivitätsgewinn im Vergleich zum DWS möglich ist.

Material und Methode

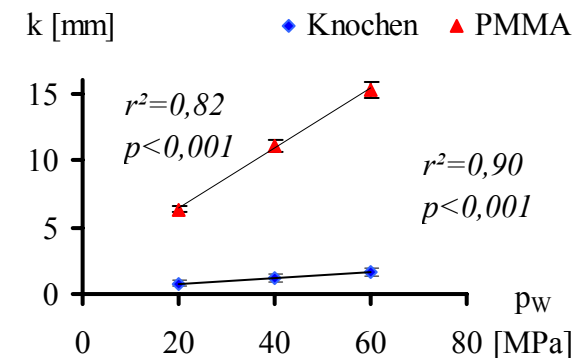
Die Versuche an boviner Kortikalis und PMMA wurden mit den vorangegangenen Studien mit dem DWS vergleichbaren erzeugungs- und prozessorientierten Parametern durchgeführt ($v_v=10\text{mm/min}$, $d_D=0,3\text{mm}$, $s=5\text{mm}$). Auch in diesen Experimenten wurde der Knochen in verschiedenen Strahl-Werkstückwinkeln ($\gamma=90^\circ$; 30°) gekerbt (vgl. Abbildung 5-5, S.34) und es wurden Schnitte längs und quer zur Osteonenausrichtung gefahren. Zur Erzeugung des ADWS wurde ein WAIS-Kopf mit einem Fokusrohrdurchmesser von $d_F=1\text{mm}$ verwendet. Drei Abrasivmassenströme wurden untersucht: $\dot{m}=0,5$; $1,0$; $1,5\text{g/s}$ (Laktose, Mesh#45). Der Druck wurde in drei Stufen variiert ($p_w=20$; 40 ; 60MPa). Ein geringerer Druck als $p_w=20\text{MPa}$ konnte aus Gründen der Abrasivmittelförderung nicht gefahren werden.

Ergebnis

Kerbtiefe

Die Kerbtiefe korrelierte für beide Materialien mit dem Druck (z.B. für $\dot{m}=1\text{g/s}$ und $\gamma=90^\circ$: $r^2=0,9$; $p<0,001$ in Knochen und $r^2=0,82$; $p<0,001$ in PMMA; Abbildung 10-11).

In Knochen konnte kein signifikanter Kerbtiefenunterschied zwischen Schnitten in Längs- und Querrichtung der Osteone festgestellt werden (z.B. $p=0,74$ bei $p_w=40\text{MPa}$, Tabelle 10-2).



$\gamma=90^\circ$, $\dot{m}=1\text{g/s}$; Kerbtiefe (k); Druck (p_w).

Abbildung 10-11: Kerbtiefen mit dem ADWS in Abhängigkeit vom Druck.

Auch die Variation des Strahl-Werkstückwinkels von $\gamma=90^\circ$ auf $\gamma=30^\circ$ resultierte – wie beim DWS – in einer verminderten Kerbtiefe ($p<0,001$ bei $p_w=20$; 40 ; 60MPa , Tabelle 10-2). Der kleinste Druck, bei dem Materialabtrag in Knochen auftrat, war $p_w=20\text{MPa}$. Bei jedem Druck und Massenstrom waren die Kerben in PMMA signifikant tiefer als in Knochen ($p<0,001$ für alle Druckklassen).

Material	γ	Orientierung	Massenstrom \dot{m} [g/s]	Druck p_w [MPa]		
				20	40	60
Knochen	90°	längs	0,5	0,67±0,16	1,09±0,25	1,54±0,21
PMMA	90°	–	0,5	5,01±0,21	8,84±0,35	12,12±0,69
Knochen	90°	längs	1,0	0,80±0,21	1,19±0,26	1,61±0,33
Knochen	30°	längs	1,0	0,34±0,07	0,46±0,09	0,60±0,07
Knochen	90°	quer	1,0	0,73±0,08	1,26±0,09	1,48±0,22
PMMA	90°	–	1,0	6,32±0,25	11,11±0,45	15,25±0,66
Knochen	90°	längs	1,5	0,76±0,08	1,66±0,32	2,61±1,21
PMMA	90°	–	1,5	6,13±0,35	12,49±0,70	17,17±0,66

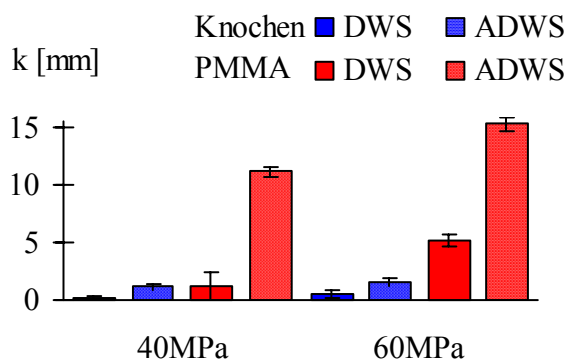
[mm]; MW±STD.

Tabelle 10-2: Kerbtiefen für das Hartgewebe Kortikalis (Rind) und das Biomaterial PMMA.

Beim Abrasivmassenstrom $\dot{m}=1\text{g/s}$ waren die erzielten Kerbtiefen in Knochen und PMMA signifikant größer als mit $\dot{m}=0,5\text{g/s}$ (z.B. $p<0,001$ für $p_w=60\text{MPa}$ und beide Materialien, Tabelle 10-2)

Vergleich DWS und ADWS

Verglichen mit dem reinen DWS waren die Kerbtiefen für beide Materialien und für jeden Druck und jeden Strahl-Werkstückwinkel in der Abrasivgruppe signifikant höher ($p<0,001$ für alle Druckklassen; Abbildung 10-12).



$\gamma=90^\circ$, $\dot{m}=1\text{g/s}$; Kerbtiefe (k).

Abbildung 10-12: Kerbtiefen mit DWS und ADWS in Abhängigkeit von Druck und Material.

Für PMMA war der Unterschied noch deutlicher als für Knochen. Bei $p_w=60\text{MPa}$ betragen die im Durchschnitt erzielten Kerbtiefen für Knochen / PMMA $0,61\pm0,33\text{mm} / 5,20\pm0,47\text{mm}$ mit dem reinen DWS und $1,61\pm0,33\text{mm} / 15,25\pm0,66\text{mm}$ mit dem ADWS ($p<0,001$ für beide Vergleiche und $\dot{m}=1\text{g/s}$). Beim ADWS konnte kein selektiver Druckbereich für die Bearbeitung von PMMA festgelegt werden.

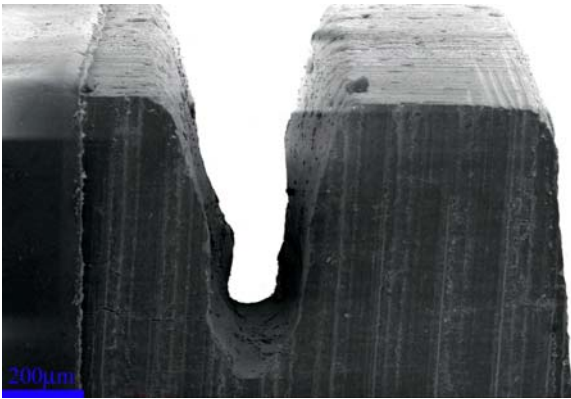
Kerbbreite

Die Kerbbreite mit dem ADWS war, gemittelt über Material, Druck und Massenstrom, signifikant größer als bei den Versuchen mit dem DWS (DWS: $0,61\pm0,18\text{mm}$; ADWS: $1,84\pm0,61\text{mm}$; $p<0,001$). Dies begründet sich dadurch, dass der Fokusrohrdurchmesser größer war als der Düsendurchmesser beim DWS.

Kerbqualität

Die ADWS-Kerben waren sehr scharf begrenzt. In Knochen war bei Anwendung des ADWS keine Rissbildung zu beobachten (Abbildung 10-13).

In PMMA zeigte sich ebenfalls ein sehr glatter Schnitt ohne die beim DWS und DDWS beobachtete Rissbildung (Abbildung 10-14).



$p_n=60\text{MPa}$.

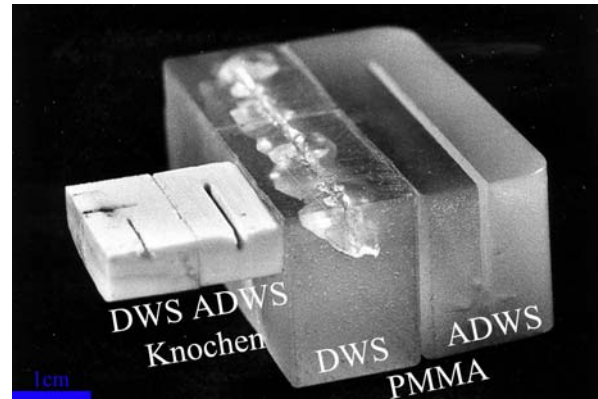
Abbildung 10-13: Elektronenmikroskopie einer ADWS-Kerbe in Knochen.

Man sieht die V-Form des Qualitätsschnittbereichs und eine insgesamt rissfreie Oberfläche.

Sowohl für Knochen als auch für PMMA wurde die Ausbildung einer Schnittfront beobachtet. Diese war konvex in der Vorschubrichtung gekrümmt (Abbildung 10-15).

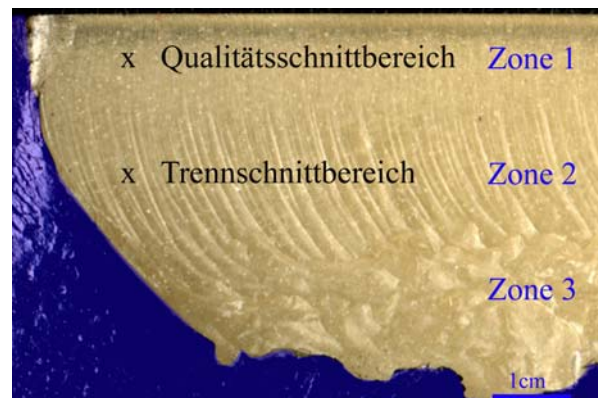
Innerhalb des Kerbschnitts zeichneten sich sowohl in PMMA als auch in Knochen unterschiedliche Zonen ab:

Nahe der Werkstückoberkante zeigte sich eine sehr glatte Oberfläche (Zone 1, Qualitätsschnittbereich¹¹⁰, Abbildung 10-16). Darunter fand sich eine Zone 2, die durch ein ausgeprägtes Wellenprofil (Rauigkeit $R_a=1,43\text{mm}$) gekennzeichnet ist (Abbildung 10-17). Das Wellenmuster wird von einer Oszillation des Strahls senkrecht zur Vorschub- und Strahlrichtung hervorgerufen¹¹⁰. Die so gebildeten Rillen verliefen bogenförmig zum Kerbgrund, wobei der Abstand zueinander mit der Kerbtiefe größer wurde. Die Zone 2 entspricht dem aus der Technik bekannten Trennschnittbereich¹¹⁰, wobei diese Bezeichnung beim Kerbschneiden zwar korrekt, aber etwas missverständlich ist.



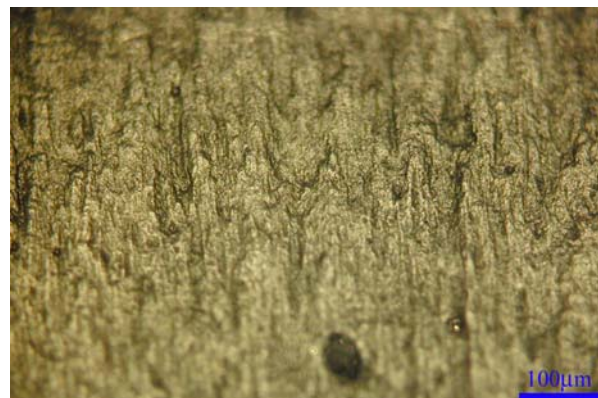
$p_n=60\text{MPa}$.

Abbildung 10-14: Mit dem DWS und dem ADWS geschnittene Proben im Vergleich.



$p_n=60\text{MPa}$, $x = \text{Ort von Abbildung 10-16, Abbildung 10-17}$.

Abbildung 10-15: Ansicht einer PMMA-Kerbflanke mit dem ADWS.



Vergrößerung aus Abbildung 10-15.

Abbildung 10-16: Lichtmikroskopie der Zone 1.



Vergrößerung aus Abbildung 10-15.

Abbildung 10-17: Lichtmikroskopie der Zone 2.

Die deutlich sichtbaren Rillen ergeben im Querschnitt ein Wellenmuster.

Die Zone 2 ging in eine dritte Zone über. Diese Zone 3 war von einer beiderseits der Kerbe gelegenen glattwandigen, aber unregelmäßigen Zerklüftung des Materials gekennzeichnet.

Diskussion

Im Qualitätsschnittbereich zeigte sich im Querschnitt in beiden Materialien ein V-förmiges Profil der Bioabrasivkerbe (Abbildung 10-13).

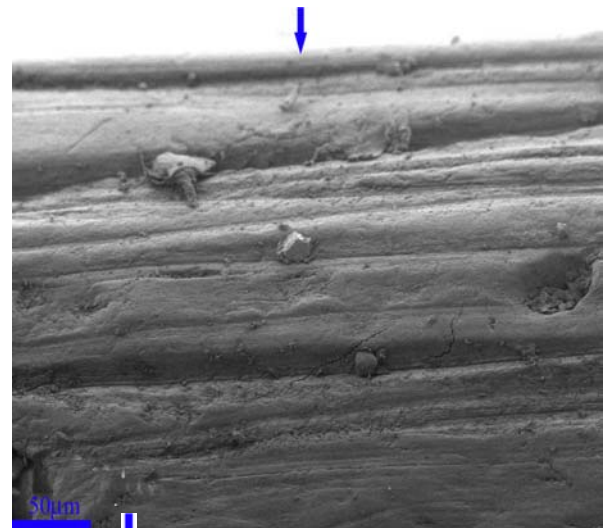
In Knochen konnte elektronenmikroskopisch im Qualitätsschnittbereich ein feines Wellenmuster mit einer Wellenlänge von 10-40µm gesehen werden, das quer zur Strahlrichtung ausgerichtet war (Abbildung 10-18). Dieses Muster könnte durch Materialinhomogenitäten verursacht worden sein.

Im Verbundmaterial Knochen müssten dann Schichten, die dem abrasiven Verschleiß besser zugänglich sind, vorhanden sein. Bei heterogenen Werkstoffen kann eine eingelagerte harte Phase den Verschleiß des gesamten Werkstoffs reduzieren. Eine Matrix, die sich in der Verschleißhochlage befindet, wird so vor abrasivem Verschleiß geschützt^{239;287}.

Der Havers-Kanal ist von zirkulären Lamellen umgeben, die durch geringer mineralisierte, kollagenreiche Schichten, die Osteo-

zyten enthalten, voneinander getrennt sind (vgl. Abbildung 3-11, S.19)⁶⁸.

Der Anschnitt einer Lamelle resultiert in einer senkrecht zur Strahlrichtung verlaufenden Welle. Der Wellenberg wird durch den für Abrasiv-Gleitverschleiß weniger zugänglichen mineralisierten Anteil gebildet. Das Wellental repräsentiert die duktilere kollagene Schicht. Das Abtragspotenzial ist hier für unter flachen Winkeln einwirkende Abrasivpartikel besonders groß.



$p_w=60\text{MPa}$, ↓ = Strahlrichtung.

Abbildung 10-18: Elektronenmikroskopie der Kerbwandung in Knochen.

Ausbildung der Kerbzonen

Während in Zone 1 (Qualitätsschnittbereich) ein kontinuierlicher Abtragsprozess stattfindet, unterliegt die Zone 2 einem dreidimensional periodischen Prozess¹¹⁰. Dieser Prozess ruft das Rillenmuster der Kerbflanken hervor. Die Oszillationsvorgänge sind zeitlich wiederkehrende Abtragsphänomene, die durch die Wechselwirkung zwischen Werkstück und Strahl hervorgerufen werden. Dadurch pendelt der Strahl seitlich, was zu einer wechselseitigen Schnittfugenverbreiterung führt (Abbildung 10-19). Die Amplitude die-

ser Oszillation wird mit zunehmender Tiefe größer.

In der durch die Strahl- und die Vorschubrichtung aufgespannten Ebene ist der Abtragsprozess folgendermaßen zu beschreiben:

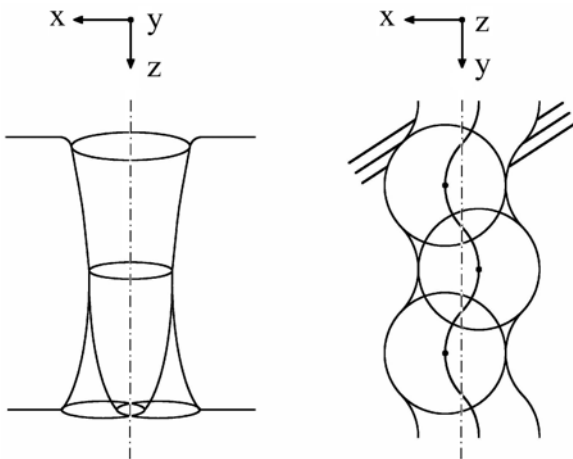


Abbildung 10-19: Schemazeichnung der Strahl-oszillation und des resultierenden Kerbbildes.

Durch die Abnahme der durchschnittlichen Partikelenergie mit zunehmender Kerbtiefe bildet sich die gekrümmte Schnittfront aus^{32;110}.

Diese Schnittfront lenkt den Strahl in unterschiedlichem Maße um. Am Ort dieser Umlenkung resultiert eine höhere Konzentration von Partikeln und ein höherer Materialabtrag. Der jeweilige Umlenkpunkt der Schnittfront wandert als kleine Stufe vom Ende des Qualitätsschnittbereichs bis zum Kerbgrund (Abbildung 10-20). Am Kerbgrund ist die in das

Material eingebrachte Energie zu gering, um weiteren Abtrag zu erzielen. Durch den Strahlvorschub wiederholt sich der Prozess der Stufenbildung und Stufenwanderung. Guo und Blickwedel beschreiben mehrere primäre Stufen, die zu voll ausgebildeten Stufen zusammenlaufen^{32;110}.

Eine primäre Stufe wird sehr schnell in Richtung Kerbgrund vorangetrieben. Oberhalb dieser wird jedoch gleichzeitig die nächste primäre Stufe gebildet, wobei die untere Stufe zum Stillstand kommt und erst weiter bearbeitet wird, wenn die nächste Stufe mit dieser zusammenläuft³².

Der Mechanismus der Stufenbildung führt dazu, dass ein Plateau im Material ausgebildet und vom Strahl in die Tiefe vorgetrieben wird. Die Fläche des Plateaus wird bei Laktose im Gegensatz zu technischen Abrasivstoffen mit zunehmender Kerbtiefe größer (Abbildung 10-20). Dies kann man aus der kometenschweifartigen Ausbildung der Rillen in Zone 2 schließen. Die Rillen werden in Richtung des Kerbgrunds breiter (Abbildung 12-8, S.138).

Ursache dafür könnte eine mit zunehmender Kerbtiefe größere Streuung des Bioabrasivstrahls sein, die durch die im Vergleich zu GMA geringere Masse des Einzelpartikels verursacht sein könnte.

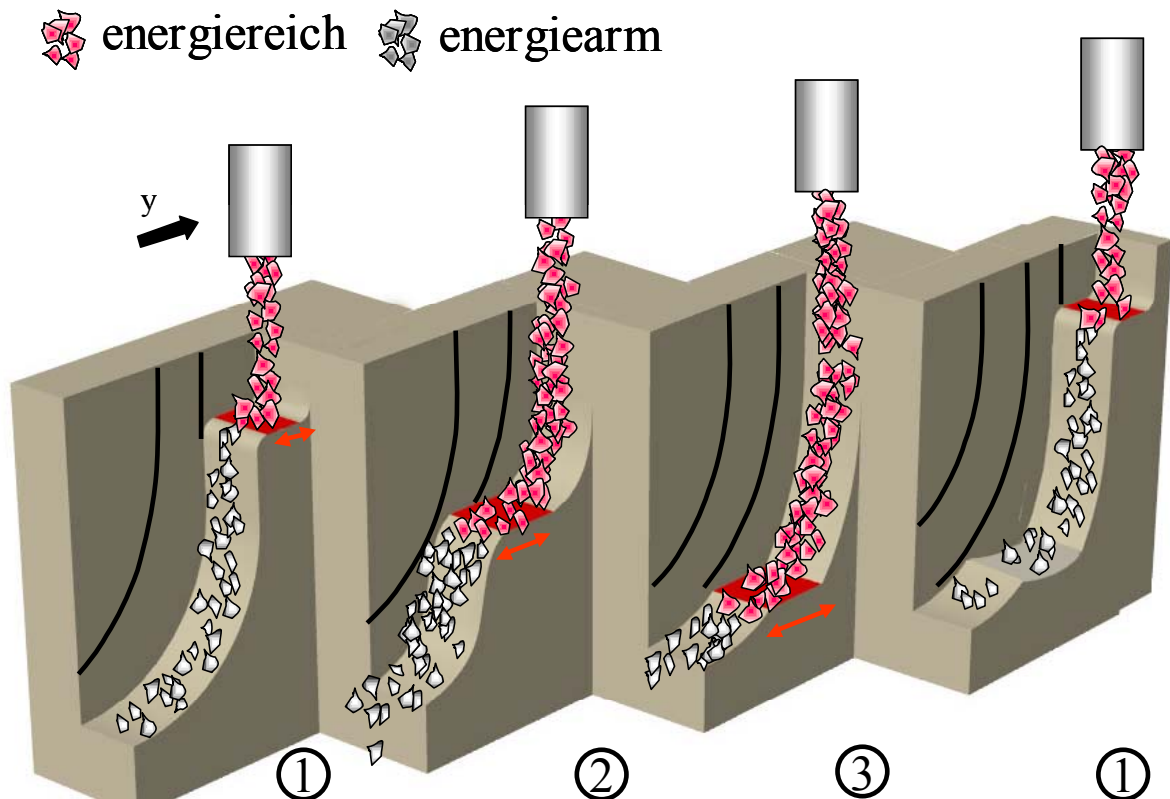


Abbildung 10-20: Schematische Darstellung des zyklischen Abtragsprozesses in der Zone 2.

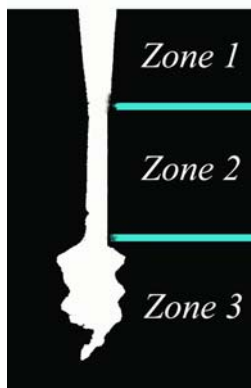
① Unterhalb des Qualitätsschnittbereichs entsteht eine Stufe, die im Verlauf der Schnittfront weiter in die Tiefe vorgetrieben wird ②. Dabei vergrößert sich die Stufenfläche aufgrund einer mit der Kerbtiefe zunehmenden Strahlesintegration. Nachdem die Stufe bis zum Kerbgrund ③, also der maximalen Kerbtiefe vorgetrieben wurde, wird eine neue Stufe ausgebildet ①.

Zone 3

Die Zone 3 ist in der zugänglichen Literatur bisher nicht in dieser Form beschrieben worden. Sie war in PMMA besonders stark ausgeprägt (Abbildung 10-21). In Knochen war diese hingegen nur geringfügig ausgebildet (Abbildung 10-13, S.112). Das Abtragsbild der Zone 3 zeigte auch mikroskopisch keine Risse oder oberflächlichen Veränderungen, die als ein Hinweis auf Prallverschleiß zu werten wären. Die mikroskopischen Bilder der Zone 3 entsprachen denen der Kerbfront, so dass auch hier ein Gleitverschleiß stattgefunden haben muss.

Die Formgebung der Zone 3, also des Kerbgrunds, folgte keiner Periodizität.

Als mögliche Ursache für die Ausbildung der Zone 3 wäre denkbar, dass der nach dem Prozess abströmende Strahl am Kerbgrund weiteren Hydroabrasivverschleiß hervorruft: Das in die Kerbe eingebrachte Strahlvolumen kann nicht, wie beim Trennschneiden, frei abfließen, sondern muss die bereits gefertigte Kerbe als Abstromkanal nutzen.



($p_n=60\text{MPa}$).

Abbildung 10-21: Schema des Kerbquerschnitts mit Bezeichnung der Zonen.

Wenn das Muster der Zone 3 erheblich auf den abfließenden Strahl zurückzuführen wäre, müssten sich Form und Menge des Abtrags in Vorschubrichtung ändern. Zu Beginn der Kerbe wäre dann der Materialabtrag größer, weil hier das gesamte Abrasivstrahlvolumen des Arbeitsprozesses vorbeifließt. In dieser Studie war die Zone 3 aber gleichmäßig über die Vorschubrichtung verteilt, so dass der abfließende Strahl nicht als Ursache für die Ausbildung der Zone 3 gesehen werden kann.

In einem zusätzlichen Kerbexperiment sollte die Frage geklärt werden, ob der Strahlrückprall am Kerbgrund als Ursache für die ungerichtete Strömung in Zone 3 weiter zu diskutieren ist (Abbildung 10-22).

Die Zone 3 wäre beim Trennschnitt nicht zu erwarten, weil ein Strahlrückprall am Kerbgrund beim Trennschnitt nicht möglich ist.

Zu diesem Zweck wurden PMMA-Proben angefertigt, die von ihrer Stärke her für einen Kerbschnitt dimensioniert waren.

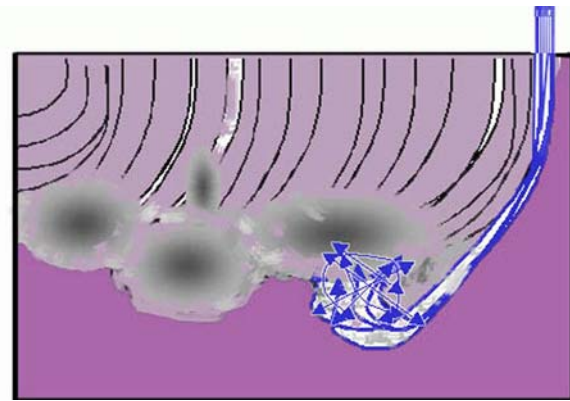


Abbildung 10-22: Schematische Darstellung des hypothetischen Abtrags durch eine Kerbgrundreflexion.

Die Materialstärke der Probe in Strahlrichtung wurde jeweils für eine Strecke von 20mm in Vorschubrichtung auf Trennschnitttiefe reduziert. Diese Proben wurden mit dem ADWS unter Verwendung des Abrasivstoffs Laktose geschnitten (Mesh#45, $p_w=100\text{MPa}$, $s=5\text{mm}$ $v_v=10\text{mm/min}$).

Die Zone 3 war an diesen Proben sowohl bei Trenn- als auch bei Kerbschnitten vorhanden. Alle Qualitätszonen wurden unabhängig von der Materialstärke ausgebildet (Abbildung 10-23). Die Zone 3 verlief regelmäßig sowohl in Trenn- als auch in Kerbschnitten, so dass man denken könnte, die Materialstärke wäre erst nach dem Versuch reduziert worden. Dies widerlegt die Hypothese einer Strahlreflexion am Kerbgrund als Ursache der Zone 3.

Der wahrscheinlichste Grund für die Ausbildung der Zone 3 ist, dass die Bioabrasivströmung deutlich instabiler ist und daher schon vor dem Aufprall im Kerbgrund Turbulenzen bildet. Diese Turbulenzen verursachen den ungerichteten Abtrag in Zone 3.

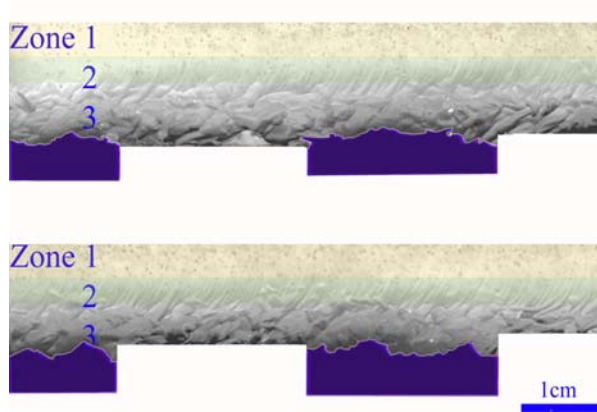


Abbildung 10-23: Ansicht der Kerbflanken einer PMMA-Probe mit schrittweiser Reduktion der Materialstärke.

Die Kerbzonen sind bei Trenn- und Kerbschnitten gleichermaßen ausgebildet und werden beim Trennschnitt nicht von der Dicke der Probe beeinflusst.

Schlussfolgerung

Für die erzeugungs- und prozessorientierten Parameter können die selben Schlussfolgerungen gezogen werden wie beim DWS. Der Pumpendruck ist für die Schnitteffektivität der wichtigste erzeugungsorientierte Parameter. Seine Variation resultierte in der größten Änderung der erzielten Kerbtiefe bei beiden Materialien. Die Variation des Abrasivmassenstroms wirkte sich auch signifikant auf die Kerbtiefe aus, wobei die Unterschiede bei weitem nicht so groß waren wie bei der Variation des Drucks.

Ein Abrasivmassenstrom von $\dot{m}=1,5\text{g/s}$ zeigte hier die größte Kerbtiefe. Ob dieser Massenstrom das Optimum darstellt, kann anhand dieser Studie nicht geklärt werden.

Der Effektivitätsgewinn durch den ADWS im Vergleich zum DWS ist insbesondere bei PMMA so groß, dass eine intraoperative Anwendung zur Prothesenrevision machbar erscheint und weiter untersucht werden sollte.

10.3.2 Untersuchungen zu Partikelhärte und Abrasivmassenstrom

In technischen Anwendungen finden sich in der Regel keine Fragestellungen, die dazu bewegen würden, einen weichen Abrasivstoff zu verwenden.

Bei Verschleißprüfungen im Bergbau wurde in den 1950er Jahren erstmals die Hoch-Tieflage-Charakteristik für den abrasiven Verschleiß beschrieben: Verschleiß nimmt nicht kontinuierlich mit der Kornhärte zu, sondern steigt bei einem bestimmten Härtewert steil an und bleibt bei hohen Werten dann fast konstant²⁸⁷. Grundlage des Verschleißvorgangs ist das Eindringen der Abrasivkornspitze. Ist die Härte des Abrasivkorns geringer als die des Materials, das bearbeitet wird, so zerbricht es oder stumpft ab. Der Verschleiß bleibt minimal, also in der Tieflage. Mit zunehmender Partikelhärte führen scharfe Kanten mehr und mehr zum Materialabtrag. Die Verschleißkurve steigt relativ stark an, bis sie in ein Plateau übergeht, in dem das Abrasivkorn den maximalen Abtrag erzielt. Auch eine weitere Härtesteigerung kann den Abtrag nicht erhöhen (Abbildung 10-24).

Beim ADWS macht man sich die Verschleißhochlage gezielt zu Nutze. Der technische Abrasivstoff GMA erfüllt z.B. gegenüber Plexiglas diese Hochlage-Charakteristik (Tabelle 10-3).

Die Härte von Laktose wird bei Nanoindentation mit 66,7MPa angegeben (Tabelle 10-3)²⁹⁶. Die Härte von PMMA (Plexiglas^a) beträgt hingegen laut Hersteller 195MPa.

^aDegussa, Röhm, Darmstadt, DE, <http://www.roehm.de/de/plexiglas>.

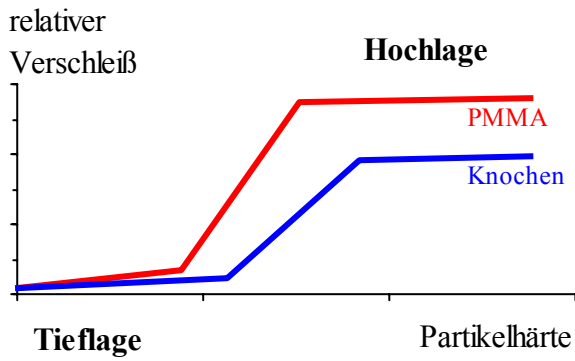


Abbildung 10-24: Schematische Darstellung des relativen Verschleißes in Abhängigkeit von der Partikelhärte.

Das Härteverhältnis von Werkstoff zu Abrasivmittel (H_w/H_a) soll für den Anstiegsbeginn der Verschleißkurve zwischen 0,4 und 1,0 liegen^{239;287}.

Legt man die Härtewerte aus Tabelle 10-3 zu Grunde, so ergibt sich ein Härteverhältnis H_w/H_a von 2,90 bei Laktose und von 0,13 bei GMA. Es ist also zu folgern, dass sich die Verhältnisse beider Materialien zu Laktose weit im Bereich der Verschleißtieflage befinden. Es bedarf daher schon großer Härtesteigerungen des Bioabrasivs, um das System in den steilen Anstieg der Härte-Verschleißkurve zu bringen.

Material	Härte	Verfahren
Kortikalis	68MPa	Vickers [HV1,5/10]
Knochenzement	195MPa	Vickers [HV1,5/10]
Plexiglas	195MPa	Vickers [HV1,5/10]
Technovit	137MPa	Vickers [HV1,5/10]
Laktose ²⁹⁶	66,7MPa	Nanoindentation
GMA ^a	1500MPa	Vickers [HV1,5/10]
Kochsalz	150MPa	Vickers [HV1,5/10]

Tabelle 10-3: Die Härten der Materialien und einiger Abrasivstoffe.

^aProduktspezifikation, Garnet Europe GmbH, Hamburg, DE, <http://www.gma-garnet.de>.

Würde man Kochsalz als Abrasivmittel verwenden, so nähert sich das Härteverhältnis mit $H_w/H_a=1,3$ diesem Anstiegsbeginn. Pharmakologisch ergäben sich hier jedoch Probleme im Sinne der Schadensklassen 1 bis 4 (vgl. Anhang S.210). In der folgenden Studie sollte der Einfluss von Partikelhärte und Abrasivmassenstrom auf die Kerbwirkung an einem homogenen isotropen Material untersucht werden.

Material und Methode

Hierzu wurden 20 Proben aus Plexiglas als chemisches Analogon zu Knochenzement gefertigt. Die Keilform dieser Proben machte es möglich, sowohl Trennschnitte als auch Kerbschnitte in einem Versuchsdurchlauf untersuchen zu können (Abbildung 10-25).



Abbildung 10-25: ADWS-Schnittversuch an einem Plexiglaskeil.

Es wurden die Abrasivmittel Almandit (GMA^b) und Laktose, beide in einer Korngröße von Mesh#45 (Kapitel 5.4.3 S.41) verwendet. Ein WAIS-Kopf ($d_D=0,3\text{mm}$) mit Hartmetallfokusrohr ($d_F=1\text{mm}$, $l_F=60\text{mm}$, Abbildung 6-9, S.61) wurde unter Verwendung eines Vibrationsdosierers^c (Anhang S.217) mit verschiedenen Abrasiv-

^bGMA Garnet Europe GmbH, Hamburg, DE, <http://www.gma-garnet.de>.

^cLaborette, Laval Lab, Laval, CA, <http://www.lavallab.com>.

massenströmen von $\dot{m}=1,0-5,8\text{g/s}$ beaufschlagt.

Für beide Abrasivmittel wurden sowohl gleiche Massenströme als auch gleiche Volumenströme eingestellt. Die Versuche wurden in einem Strahl-Werkstückwinkel von $\gamma=90^\circ$ (vgl. Abbildung 5-5, S.34) von der Keilspitze beginnend mit einer Vorschubgeschwindigkeit von $v_v=30\text{mm/min}$ gefahren. Der Druck von $p_w=100\text{MPa}$ wurde mit einer Industrieanlage^a erzeugt (S.58).

Gemessen wurden die Kerbtiefen und Kerbweiten. An den Kerbflanken erfolgte eine Rauigkeitsmessung^b in Abständen zur Werkstückoberfläche, die das 0,14-fache, 0,43-fache und 0,71-fache der maximalen Kerbtiefe (k_{\max}) betragen.

Sowohl in der GMA- als auch in der Lakto-segruppe wurde das Abrasivmittel im Strahlcatcher aufgefangen und getrocknet, so dass die Partikel im Mikroskop verglichen werden konnten.

Ergebnis

Der Vergleich der Abrasivmittel im mikroskopischen Bild zeigte, dass beide Abrasivstoffe durch den Prozess zerkleinert wurden (Abbildung 10-26).

Während vor dem Prozess die mittlere Partikelgröße (d_p) zwischen den Abrasivstoffen nicht unterschiedlich war (GMA - $d_p=0,26\pm 0,04\text{mm}$; Laktose: $d_p=0,25\pm 0,04\text{mm}$; $p=0,58$), waren nach dem Prozess die Lakto-separtikel signifikant kleiner als die GMA-Partikel (GMA: $d_p=0,17\pm 0,10\text{mm}$; Laktose - $d_p=0,08\pm 0,06\text{mm}$; $p=0,04$). Ferrendier berichtet, dass Abrasivpartikel in Mischkammer und Fokusrohr zerkleinert und dadurch scharfkantiger würden⁸⁸.

Trotz der Wasserlöslichkeit der Laktose waren aber auch nach dem Prozess scharfkantige Partikel sichtbar (Abbildung 10-26).



Abbildung 10-26: Lichtmikroskopie der Abrasivpartikel vor und nach dem Schneiden.

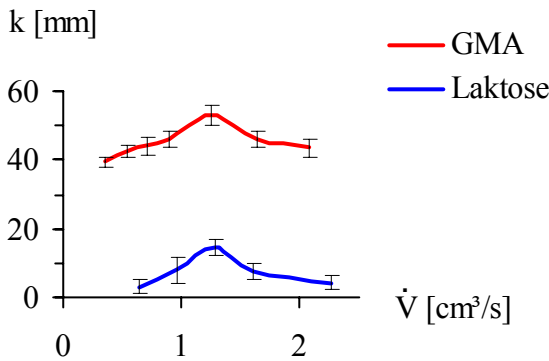
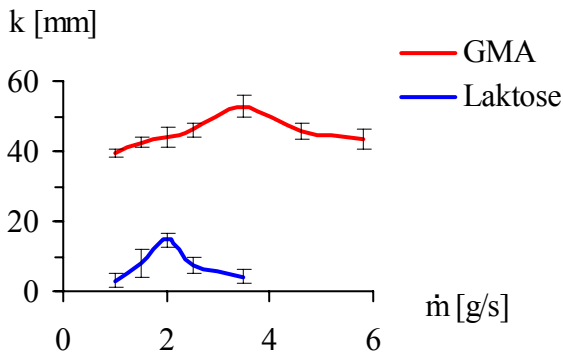
Kerbtiefe

Die mit dem technischen Abrasivstoff Almandit (GMA) erzielten Kerbtiefen waren mit allen Abrasivmassenströmen signifikant größer als mit Laktose ($p<0,001$, Abbildung 10-27).

Für beide Abrasivstoffe konnte ein optimaler Massenstrom für die maximale Kerbtiefe ermittelt werden. Dieser betrug $\dot{m}=3,5\text{g/s}$ für GMA und $\dot{m}=2,5\text{g/s}$ für Laktose. Umgerechnet auf den Volumenstrom \dot{V} war das Optimum für GMA $\dot{V}=1,25\text{cm}^3/\text{s}$ und für Laktose $\dot{V}=1,29\text{cm}^3/\text{s}$ (Abbildung 10-27).

^aBöhler Hochdrucktechnik, Graz, AT, <http://www.bht.kom.at>.

^bTyp Perthometer S6P, Mahr Maryland Metrics, Ovings Mills, US, <http://www.mdmetric.com>.



Kerbtiefe (k); Massenstrom (\dot{m}); Volumenstrom (\dot{V}).

Abbildung 10-27: Kerbtiefe in Abhängigkeit vom Massen- und Volumenstrom des Abrasivmittels.

Kerbbreite

Bei den mit Laktose geschnittenen Proben kann anhand der Messung der Kerbbreiten auf einen negativen Schnittfugenwinkel im Qualitätsschnittbereich geschlossen werden (Abbildung 10-28).

Dieser negative Schnittfugenwinkel war (wenn auch sehr gering ausgeprägt) ebenfalls bei GMA vorhanden: Es wurden die Breiten der Kerbe an der Werkstückoberfläche und an der engsten Stelle der Kerbe gemessen (Abbildung 10-28).

Die Differenz zwischen der Kerbbreite an der Materialoberfläche und der minimalen Kerbbreite war bei Laktose signifikant größer als bei GMA ($p < 0,001$).

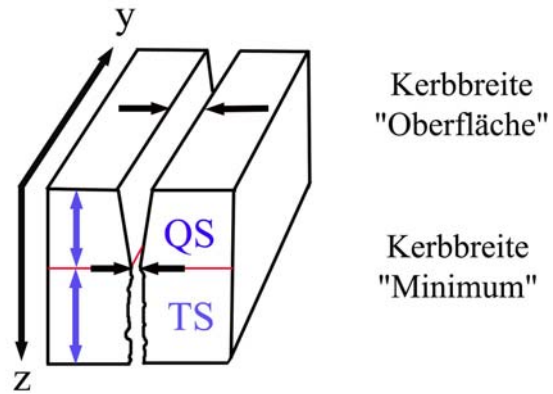


Abbildung 10-28: Schematische Darstellung einer ADWS-Kerbe.

(QS = Qualitätsschnittbereich, TS = Trennschnittbereich, z = Strahlrichtung, y = Vorschubrichtung).

Die GMA-Kerben hatten an der Materialoberfläche für alle Massenströme gleiche Werte für die Kerbbreite. Die Kerben mit Laktose waren statistisch signifikant schmaler als mit GMA ($p < 0,001$ für alle Massenströme, Abbildung 10-29).

Bei GMA konnte eine geringe, aber signifikante positive Korrelation der minimalen Kerbbreite mit dem Abrasivmassenstrom berechnet werden ($r^2 = 0,63$, $p = 0,048$).

Ab $\dot{m} = 3,5 \text{ g/s}$ waren die Kerbflanken mit GMA nahezu parallel (Abbildung 10-29).

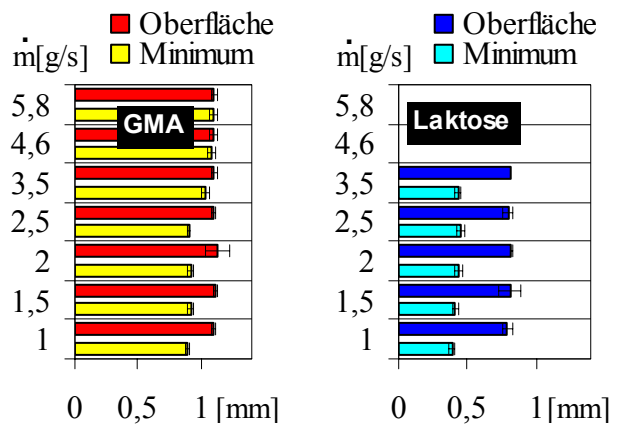


Abbildung 10-29: Die Kerbbreiten, gemessen an der Oberfläche und an der engsten Stelle der Kerben in Abhängigkeit vom Abrasivmassenstrom.

Diskussion

Der negative Schnittfugenwinkel ist durch die Verteilung der Energie über den Strahlquerschnitt, die einer Normalverteilung folgt, erklärbar²⁴⁸. In Abbildung 10-30 wird die Kerbbreite durch die Schnittpunkte der werkstoffspezifischen Grenzenergie (dargestellt als rote Linie) mit der Energieverteilungskurve hinter dem Fokusrohr definiert. Die schmalere Kerbe kann als Korrelat dafür angesehen werden, dass die für den Materialabtrag notwendige Grenzenergie im Randbereich des Strahls bei Laktose nicht erreicht wurde. Ein möglicher Grund wäre die Abbremsung oder geringere Beschleunigung des Randstrahls im Fokusrohr (Abbildung 10-30)⁶⁵. Es finden sich jedoch keine Mechanismen einer Abbremsung von Laktosepartikeln im Fokusrohr, die nicht auch auf GMA-Partikel wirken würden. Geht man davon aus, dass die Energieübertragung innerhalb von Mischkammer und Fokusrohr auf die Laktose geringer ist, so ergibt sich ebenfalls eine schmalere Kerbfuge (Abbildung 10-30, Mitte). Es lässt sich jedoch auch kein plausibles Argument finden, warum die Gesamtenergie, die auf die Partikel übertragen wird, bei Laktose niedriger sein sollte. Zwar ist die Masse des Einzelkorns geringer, aber die Anzahl der Körner ist bei gleichem Massenstrom bei Verwendung von Laktose größer. Der Impuls eines GMA-Partikels kann aufgrund der höheren Masse größer sein als bei Laktose, wenn die durch das System determinierte Höchstgeschwindigkeit (Wassergeschwindigkeit) erreicht ist.

Zur Erklärung der geringeren Kerbbreite bei Laktose müssen vielmehr die Eigenschaften des Abrasivstoffs herangezogen werden. Wegen unterschiedlicher Ausprägung der Partikeleigenschaften (z.B. Härte, Kornform, E-Modul) muss die Grenzenergie, die im gleichen Material zum Abtrag führt, für

Laktose größer sein als für GMA (Abbildung 10-30, rechts). Diese Argumentation wird gestützt durch die Vorversuche zur Auswahl der Abrasivstoffe, die im Anhang auf S. 200 beschrieben sind.

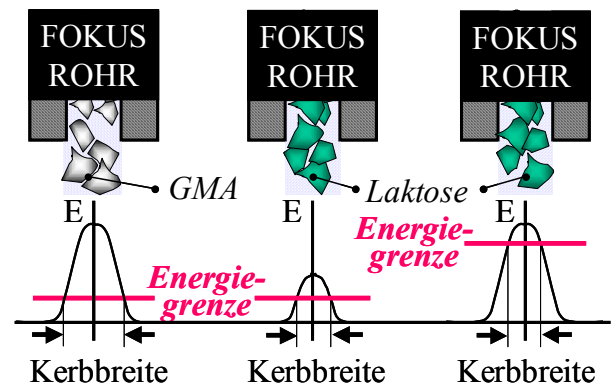


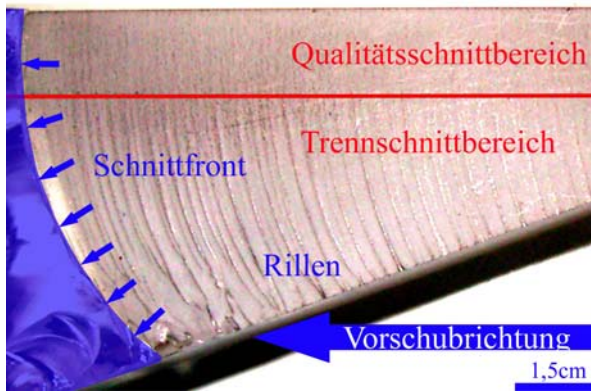
Abbildung 10-30: Schema der Energieverteilung und der daraus resultierenden Kerbbreite.

Die skizzierten Größenverhältnisse zwischen Abrasivkorn und Fokusrohr entsprechen ungefähr den realen Bedingungen. Es können also maximal zwei Abrasivkörner nebeneinander das Fokusrohr passieren.

Kerbqualität

Bei beiden Abrasivstoffen zeigte sich ein relativ glatter Qualitätsschnittbereich ($0,14k_{\max}$ Laktose /GMA: $R_a=0,015/0,046\text{mm}$), gefolgt von einem Trennschnittbereich (Abbildung 10-31). Auf den Schnittflächen waren unterhalb des Qualitätsschnittbereichs zur Schnittfront parallele Rillen vorhanden (Abbildung 10-31)¹²³. Der Trennschnittbereich war gekennzeichnet von einer gerillten Zone ($0,43k_{\max}$ Laktose/GMA: $R_a=0,021/0,073\text{mm}$; Anhang S.230).

Im unteren Trennschnittbereich waren die Rillen, die dem Verlauf der gegen die Vorschubrichtung gekrümmten Schnittfront folgten, noch tiefer ($0,71k_{\max}$: $R_a=0,072/0,528\text{mm}$ Laktose/GMA, Anhang S.230).



$p_n=100\text{MPa}$, GMA, $\dot{m}=2,5\text{g/s}$.

Abbildung 10-31: Die Kerbflanke einer mit GMA geschnittenen Plexiglasprobe.

Die Kerbflanken der Bioabrasivgruppe waren in allen Strahlzonen glatter als die der GMA-Gruppe (Anhang S.230).

In der Laktosegruppe war die Rauigkeit der Kerbflanken mit allen untersuchten erzeugungsorientierten Parametern und in allen Qualitätszonen geringer als in der GMA-Gruppe (vgl. Abbildung 19-33, Anhang S.230).

Die Härte des Abrasivstoffs ist ein Parameter, der in diesen Versuchen als übergeordnete Größe bestätigt wurde. Er hat einen größeren Einfluss auf die Kerbtiefe als der Abrasivmassenstrom. Trotz der geringen Härte von Laktose resultiert eine größere Schnittelektivität und bessere -qualität im Vergleich zum DWS.

Nur das Volumenstromoptimum war für beide Abrasivstoffe vergleichbar. Daraus ist zu schließen, dass nicht der Massenstrom des Abrasivmittels den Abtrag limitiert, sondern dass nur ein begrenztes Partikelvolumen effektiv in Mischkammer und Fokusrohr beschleunigt werden kann. Für die Anwendung von Bioabrasiven sollte man sich wegen ihrer geringen Masse nicht an den Massenströmen, sondern an den Volumenströmen technischer Abrasivmittel orientieren.

Guo beschreibt eine Zunahme der Kerbrandraugigkeit mit der Partikelgröße¹¹⁰. Die Partikel beider Abrasivstoffe wurden während des Prozesses zerkleinert. Dies geschieht zu einem großen Anteil (bis 80%) bereits in der Mischkammer und im Fokusrohr²⁰⁵. Es ist daher davon auszugehen, dass der Abtragsprozess in der Laktosegruppe von kleineren Partikeln verursacht wird als in der GMA-Gruppe. Darüber hinaus ist zu diskutieren, dass aufgrund der geringeren Härte und damit verbundener geringeren Abrasivität der Laktose die erzielten „Schleifspuren“ insbesondere im Qualitätsschnittbereich weniger tief ausgebildet worden sind.

Materialabtragsmechanismus

Der Materialabtragsmechanismus beim ADWS unterscheidet sich wesentlich von dem eines DWS. Er wird als das Ergebnis von den örtlich äußerst begrenzten Wechselwirkungen zwischen Abrasivpartikel und Werkstoff als Mikrozertrümmerung, Mikrozerspannung und Mikrofurchung beschrieben²⁰⁵. Es kann sowohl Prallverschleiß als auch Gleitverschleiß auftreten.

Prallverschleiß ist das Korrelat einer Wechselwirkung zwischen Partikel und Material mit steilen Aufprallwinkeln. Beim DWS und DDWS sind die so auf das Material übertragenen Stoßdruckimpulse für die Rissinitiierung von Bedeutung. Da das Abrasivkorn nicht wie der Wassertropfen zerfließt, wird hier die Stoßenergie auf eine kleinere Fläche übertragen (größere Energiedichte)¹²⁵. Trotzdem wurden in diesen Versuchen keine Bruchlinien in PMMA und Knochen gesehen, obwohl die Bedingungen für eine Rissinitiierung durch den ADWS theoretisch ideal sind.

Eine Erklärung hierfür wäre, dass die Strömung an der Schnittfront einen Prallverschleiß primär verhindert.

Zur Überprüfung dieser Hypothesen wurde ein zusätzliches Experiment herangezogen: Ein senkrecht Auftreffen von Partikeln auf die Oberfläche als Voraussetzung für Prallverschleiß kann erzwungen werden, wenn die Schnittfront ihren Ausgang von der Materialmitte her nimmt. Hierzu wurde eine PMMA-Probe mit einer Stahlplatte abgedeckt, damit sich im WAIS-Kopf Gleichgewichtsbedingungen einstellen konnten. Danach wurde der Strahl freigegeben. An dieser Probe entstanden auch im ADWS die von DWS und DDWS bekannten Risse, aber ausschließlich am Startpunkt der Kerbe (Abbildung 10-32).

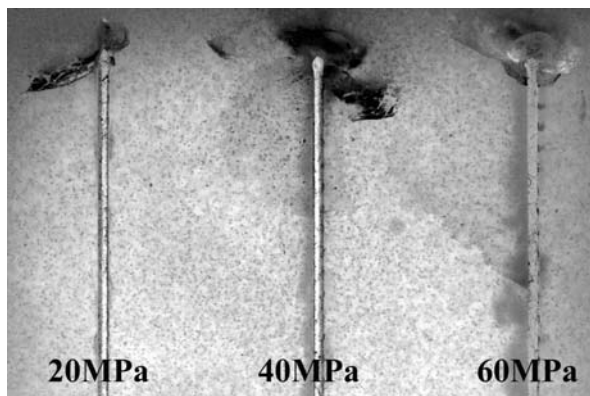


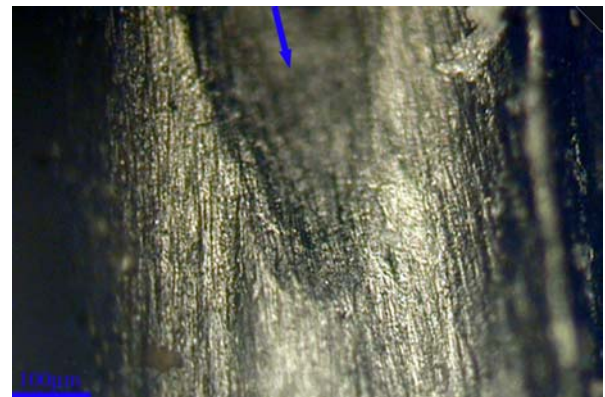
Abbildung 10-32: PMMA-Probe, die nicht von einer Materialkante ausgehend geschnitten wurde.

Nachdem sich die Kerbfront eingestellt hatte, war die Umgebung der Kerbe wieder rissfrei. Daraus kann geschlossen werden, dass auch im ADWS eine Rissinitiierung und Risspropagierung möglich ist. Dies wird jedoch durch das Ausbilden der Schnittfront verhindert.

Für die Hypothese, dass Prallverschleiß keine wesentliche Rolle nach Ausbildung der Schnittfront spielt, finden sich weitere Argumente in den mikroskopischen Bildern der Kerbflanke (Abbildung 10-33). Hier erkennt

man Schleifspuren, die durch eine Wechselwirkung von Partikel und Werkstück in flachem Winkel resultieren, also auf Gleitverschleiß schließen lassen.

Bei allen mit dem ADWS geschnittenen Proben hat sich eine in Vorschubrichtung konvexe Schnittfront ausgebildet (Abbildung 10-31, S.122). Die Abrasivströmung wird von dieser Schnittfront gegen die Vorschubrichtung umgelenkt. Folglich ist die Wahrscheinlichkeit, dass ein Partikel senkrecht auf die Oberfläche trifft und Prallverschleiß hervorruft, eher gering.



$p_n=60\text{MPa}$, \Downarrow = Strahlrichtung.

Abbildung 10-33: Lichtmikroskopie einer Kerbfront in PMMA.

Die gesamte Schnittfront ist vielmehr so ausgebildet, dass der Gleitverschleiß, also die Wechselwirkung zwischen Partikel und Werkstoff, unter flachen Winkeln überwiegt. Die Abtragsmechanismen Mikrospanen und Mikroflügen stehen daher im Vordergrund. Guo hat in elektronenmikroskopischen Analysen in unterschiedlichen Schnitttiefen vergleichbare Verschleißbilder an Metallen gefunden¹¹⁰. Er schließt aus seinen Untersuchungen, dass der Abtragsvorgang beim ADWS im Wesentlichen eine Mikrozerspa-

nung ist. Der lokale Auftreffwinkel der Abrasivkörner ist in jeder Materialtiefe nach Ausbildung der Schnittfront annähernd gleich. In den hier vorgestellten Experimenten wurde der Strahl immer vom freien Werkstückrand zur Mitte hin geführt. So kam es schon zu Beginn des Kerbvorgangs zu einem tangentialen Kontakt des Strahls mit dem Werkstück. Die Schnittfront bildete sich also vom Rand her aus, bis sich ein Gleichgewicht zum Zeitpunkt des Erreichens der vollen Kerbtiefe eingestellt hatte.

Schlussfolgerung

Obwohl die Masse der Bioabrasivkörner gering ist und die relativ weichen Partikel in Mischkammer und Fokusrohr, aber auch durch Wechselwirkung mit dem Material zerkleinert werden⁹³, waren bei gleichem Pumpendruck die mit dem ADWS und Laktose erzielten Kerbtiefen im Vergleich zum DWS signifikant größer. Ein Druckbereich für selektives Kerben war mit dem ADWS zwar nicht mehr vorhanden, aber die Differenz der Kerbtiefen in PMMA und Knochen ist mit dem ADWS erheblich größer als mit

dem DWS. Daher ist der ADWS die Technik der Wahl für die Revisionsendoprothetik.

Die Schnittqualität ist beim ADWS besser. Für die Zemententfernung bei einer Revision mag das von sekundärer Bedeutung sein¹³⁶. Bei der Osteotomie und Prothesenimplantation, wo geometrische Genauigkeit einen wesentlichen Faktor darstellt, wäre der ADWS dem DWS und dem DDWS vorzuziehen.

Die Volumenströme der 0,3mm-Düse sind für eine Anwendung im Sterilbereich zu groß. Eine klinische Anwendung mit diesen Wassermengen scheint eher unwahrscheinlich.

Zwischen humaner und boviner Kortikalis bestehen nicht zu vernachlässigende Unterschiede in den Materialeigenschaften (Anhang S.208). Auch Knochenzement unterscheidet sich in einigen Punkten von PMMA, welches in den ersten Kerbversuchen als Modell benutzt wurde. Daher sind weitere Versuche an Humanknochen und Knochenzement notwendig.

11 Kerbtiefenmodelle des Abrasivdruckwasserstrahls

11.1 Empirisches Modell

Für PMMA und Knochen lässt sich auch beim ADWS mit Hilfe einer linearen Regressionsgleichung die erzielbare Kerbtiefe in Abhängigkeit vom Druck vorhersagen (Gleichung 11-1).

Gleichung 11-1: $k = b_0 + b_1 p_w$

k.....Kerbtiefe
 b_0, b_1 Variablen der linearen Kurvenanpassung

Dieses empirische Kerbtiefenmodell ist jedoch nur für die gewählten prozess- und erzeugungsorientierten Parameter gültig, aber nicht für verschiedene Abrasivmassenströme.

11.2 Analytisches Modell

Ein für praktische Belange geeignetes analytisches Modell, mit dem das ADWS-Kerben von Knochen und Knochenzement hinreichend beschrieben werden kann, war der zugänglichen Literatur nicht zu entnehmen.

Der energetische Ansatz, den Decker für den DWS gewählt hat, hat sich am Biomaterial und Gewebe als gangbarer Weg der Modellierung erwiesen. Eine Übertragung auf den ADWS erfolgte aber bisher nicht, obwohl das Berechnen der Energie über errechnete oder gemessene Strahlkräfte grundsätzlich auch beim ADWS möglich sein könnte. Man muss jedoch berücksichtigen, dass eine durch eine Prallplatte gemessene Strahlkraft nicht nur von den beschleunigten Partikeln, sondern

auch vom Aufschlag des Wassers verursacht wird. Da es bisher nicht klar ist, welchen Einfluss das Beimischen eines Abrasivstoffs, also der Abrasivmassenstrom auf die Strahlkraft hat, wurde zunächst ein weiterer Versuch durchgeführt:

Mit einer Prallplatte wurden die Strahlkräfte bei variiertem Druck ($p_w=20-100\text{MPa}$) und Abrasivmassenstrom ($\dot{m}=0-1,5\text{g/s}$) gemessen. Der Durchmesser der Düse betrug $d_D=0,2\text{mm}$, der Arbeitsabstand war $s=5\text{mm}$ und der Strahlkopf wurde bei den Strahlkraftmessungen nicht bewegt.

Die gemessene Strahlkraft zeigte die vom DWS bereits bekannte Abhängigkeit vom Druck. Der Abrasivmassenstrom beeinflusste die mit dieser Anordnung gemessene Strahlkraft jedoch nicht (Abbildung 11-1).

Die Modellbildung über die Strahlkraft als Äquivalent für die in den Trennprozess eingebrachte Energie kann daher für das Wasserabrasivstrahlschneiden nicht sinnvoll angewendet werden. Denn die Kerbtiefe ist bei gleichem Druck sehr wohl abhängig vom Abrasivmassenstrom.

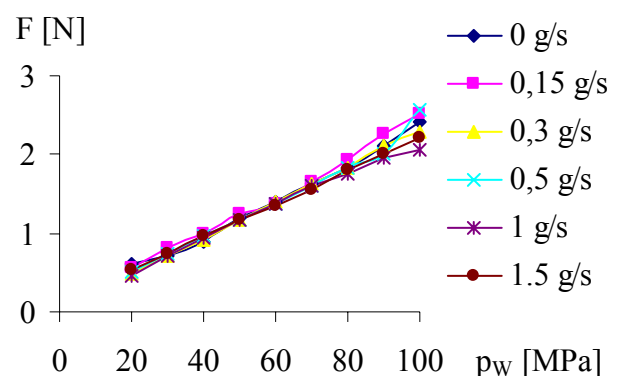


Abbildung 11-1: Gemessene Strahlkraft in Abhängigkeit von Druck und Massenstrom.

Für die Modellierung der Kerbtiefe beim ADWS musste daher ein anderer Weg gegangen werden:

Die hydraulische Leistung des Wasserstrahls nach Düsenaustritt berechnet sich nach Gleichung 5-5, S.30 und ist die in das ADWS-System pro Zeiteinheit eingebrachte Energie. Sie wird in der Mischkammer zu einem gewissen Anteil auf die Partikel übertragen. Der Anteil bestimmt sich einerseits aus dem Wirkungsgrad der Abrasivdüse (η_A), andererseits aus den Abrasivparametern und dem Abrasivmassenstrom, also der Beladung.

Der so erzeugte Mischstrahl teilt sich energetisch in die Summe der Partikelenergien und die Restenergie des Wassers auf. Durch beide kann Materialabtrag bewirkt werden, wenn auch der überwiegende Anteil auf die beschleunigten Partikel zurückzuführen ist¹¹⁸. Die in einer definierten Zeit in den Trennprozess eingebrachte Energie lässt sich danach als Summe der Partikelleistung P_P beschreiben.

Die in den Trennprozess in einem definierten Zeitraum eingebrachte schnitteinflußeffektive Strahlenergie pro Zeiteinheit entspricht der Abtragsleistung P_{ES} . Die schnitteinflußeffektive Abrasivstrahlleistung P_{ES} lässt sich aus der Summe der Partikelleistung, der durch Reibung verbrauchten Leistung und der Leistung des Reststrahls berechnen. (Gleichung 11-2).

$$\text{Gleichung 11-2: } P_{ES} = P_P - P_{RB} - P_{RS}$$

- P_{ES} schnitteinflußeffektive Abrasivstrahlleistung
- P_P Summe der Partikelleistung
- P_{RB} durch Reibung verbrauchte Leistung
- P_{RS} Leistung des Reststrahls

Die Leistung des Abrasivstrahls ist durch den Partikelmassenstrom und die Partikelgeschwindigkeit bestimmt (Gleichung 11-3).

Gleichung 11-3:

$$P_P = \frac{\dot{m} \cdot v_P^2}{2}$$

P_P Summe der Partikelleistung

\dot{m} Abrasivmassenstrom

v_P Partikelgeschwindigkeit

Die Geschwindigkeit der Abrasivpartikel lässt sich mit Hilfe der Gleichung 5-3 (S.29), der Gleichung 5-9 (S.43) und der Gleichung 5-10 (S.44) berechnen und ergibt, eingesetzt in die Gleichung 11-3 die Gleichung 11-4.

$$\text{Gleichung 11-4: } P_P = \frac{\dot{m} \cdot \eta_A^2 \cdot \varepsilon^2 \cdot p_W \cdot \dot{m}_W}{\rho_W \cdot (\dot{m} + \dot{m}_W)}$$

P_P Summe der Partikelleistung

\dot{m} Abrasivmassenstrom

η_A Wirkungsgrad des Abrasivstrahlkopfes

ε Geschwindigkeitszahl

\dot{m}_W .. Wasserdurchsatz

ρ_W Dichte des Wassers

Der Wasserdurchsatz (\dot{m}_W) berechnet sich nach Gleichung 5-4 (S.30) und kann in die Gleichung 11-4 eingesetzt werden.

Ausgehend von einer bekannten Breite der Schnittfuge (b_K) lässt sich die Abtragsleistung aus dem abgetragenen Materialvolumen nach Gleichung 11-5 berechnen.

Gleichung 11-5: $P_{ES} = E_{ASP} \cdot b_K \cdot k \cdot v_V$

P.....Abtragsleistung
 E_{ASP} ...Material- und abrasivtypische
 Abtragsenergie
 b_KKerbbreite
 kKerbtiefe
 v_VVorschubgeschwindigkeit

In Analogie zum reinen DWS muss für den Abrasivstrahl eine material- und abrasivstofftypische Abtragsenergie E_{ASP} Berücksichtigung finden (Gleichung 11-5).

Die material- und abrasivstofftypische Abtragsenergie ist in diesem Fall nicht nur abhängig von den Materialparametern des Werkstücks, sondern auch von den Abrasivparametern. Sie ist eine für ein Material und einen Abrasivstoff typischer Wert, der sich empirisch mit wenigen Kerbversuchen ermitteln lässt.

Mit Hilfe von Gleichung 11-5, Gleichung 11-4 und Gleichung 11-2 lässt sich nun das in

Gleichung 11-6 dargestellte Kerbtiefenmodell aufstellen.

In dieser Gleichung findet auch die Minderung der Kerbtiefe durch die Reststrahlleistung (P_{RS}) und die Reibungsleistung (P_{RB}) Berücksichtigung.

Legt man für eine erste Validierung des Modells die vorangegangenen Kerbversuche zu Grunde, so ergeben sich für beide Materialien relativ gute Übereinstimmungen zwischen den gemessenen Kerbtiefen (Tabelle 10-2, S.101) und mit diesem Modell errechneten Kerbtiefen (Abbildung 11-2) obwohl die Reibungsleistung und die Reststrahlleistung vernachlässigt wurden. Allerdings errechnen sich durch dieses Modell zu hohe Kerbtiefen bei höheren Abrasivmassenströmen.

Die material- und abrasivtypische Abtragsenergien, ermittelt über eine Kleinste-Quadrate-Anpassung von Gleichung 11-6 an experimentell ermittelte Kerbtiefen, waren für PMMA $E_{ASP}=4,05 \cdot 10^9 \text{ J/m}^3$ und für Knochen $E_{ASP}=3,27 \cdot 10^{10} \text{ J/m}^3$ (bei $d_D=0,3 \text{ mm}$, $\alpha=0,8$, $\varepsilon=0,8$, $\eta_A=0,4$, $b_K=0,5 \text{ mm}$, $v_V=10 \text{ mm/min}$).

Gleichung 11-6:

$$k = \frac{\dot{m} \cdot \eta_A^2 \cdot \varepsilon^4 \cdot \alpha^2 \cdot \pi^2 \cdot p_W^2 \cdot d_D^4}{8 \cdot \left(\frac{\pi}{4} \cdot d_D^2 \cdot \alpha \cdot \varepsilon \cdot \sqrt{2 \cdot p_W \cdot \rho_W} + \dot{m} \right)^2 \cdot b_K \cdot v_V \cdot E_{ASP}} - \frac{P_{RB}}{b_K \cdot v_V \cdot E_{ASP}} - \frac{P_{RS}}{b_K \cdot v_V \cdot E_{ASP}}$$

kKerbtiefe
 \dot{m}Abrasive massenstrom
 η_AWirkungsgrad des Abrasivstrahlkopfes
 εGeschwindigkeitszahl
 αKontraktionszahl
 p_WWasserdruck
 d_DDüsendurchmesser

ρ_WDichte des Wassers
 b_KKerbbreite
 v_VVorschubgeschwindigkeit
 E_{ASP} ...Material- und abrasivtypische Abtragsenergie
 P_{RB} Durch Reibung verbrauchte Leistung
 P_{RS} Leistung des Reststrahls

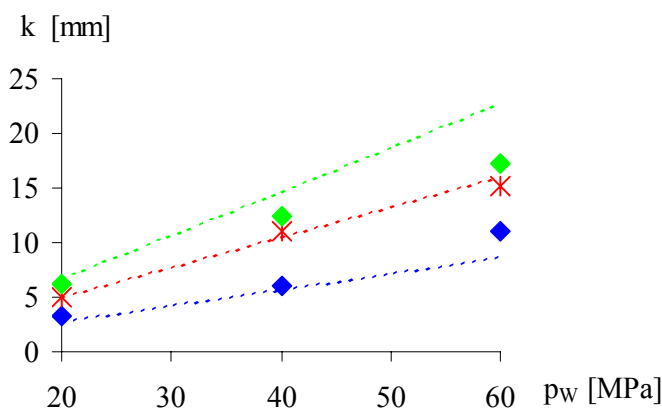
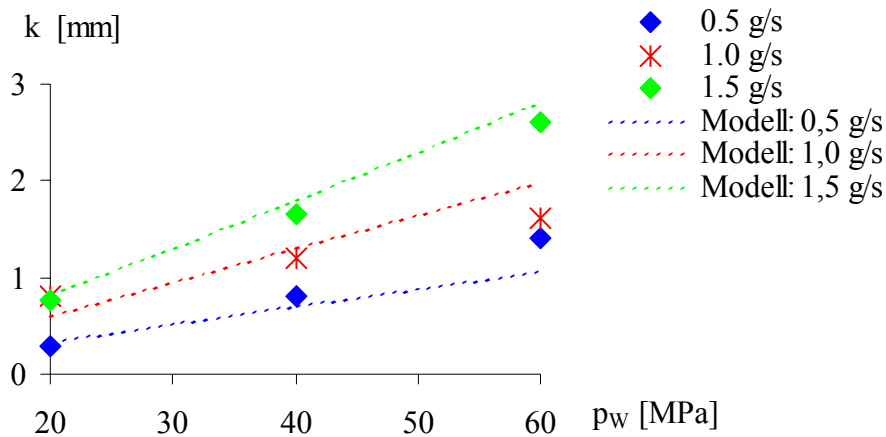


Abbildung 11-2: Die gemessenen im Vergleich zu den errechneten Kerbtiefen in Abhängigkeit von Druck und Massenstrom.

Oben: Rinderknochen, unten: PMMA. Zu Grunde gelegt wurde das in der Gleichung 11-6 dargestellte Kerbtiefenmodell.

11.3 Validierung durch weitere Kerbversuche

Offen war nun die Frage, ob das gefundene Modell auch für ein größeres Parameterfeld gültig ist.

Es wurden weitere Kerbversuche an PMMA mit dem in Abbildung 6-9 (S.61) dargestellten Abrasivkopf, mit einem Düsendurchmesser von $d_D=0,2\text{mm}$ wiederum mit $s=5\text{mm}$ gefahren. Der Druck wurde zwischen $p_w=20\text{MPa}$ und $p_w=100\text{MPa}$, der Laktose-Abrasivmassenstrom zwischen $\dot{m}=0,15\text{g/s}$ und $\dot{m}=1,5\text{g/s}$ variiert. Es wurden Kerben von 40mm Länge erzeugt, die Messung der Kerbtiefe und der Kerbbreite erfolgte in jeder Kerbe an zehn Punkten.

Die gemessenen Kerbtiefen zeigten wiederum die bekannte Abhängigkeit vom Druck und Massenstrom (Abbildung 11-3).

Die Anwendung des Kerbtiefenmodells nach Gleichung 11-6 zeigte jedoch eine relative schlechte Übereinstimmung zwischen den gemessenen und den gerechneten Kerbtiefen. Lediglich bei einem Abrasivmassenstrom von $\dot{m}=1,0\text{g/s}$ kann man von einer dem Experiment äquivalenten Kerbtiefe reden. Bei geringeren und besonders bei höheren Massenströmen sind die nach Gleichung 11-6 errechneten Kerbtiefen unbrauchbar.

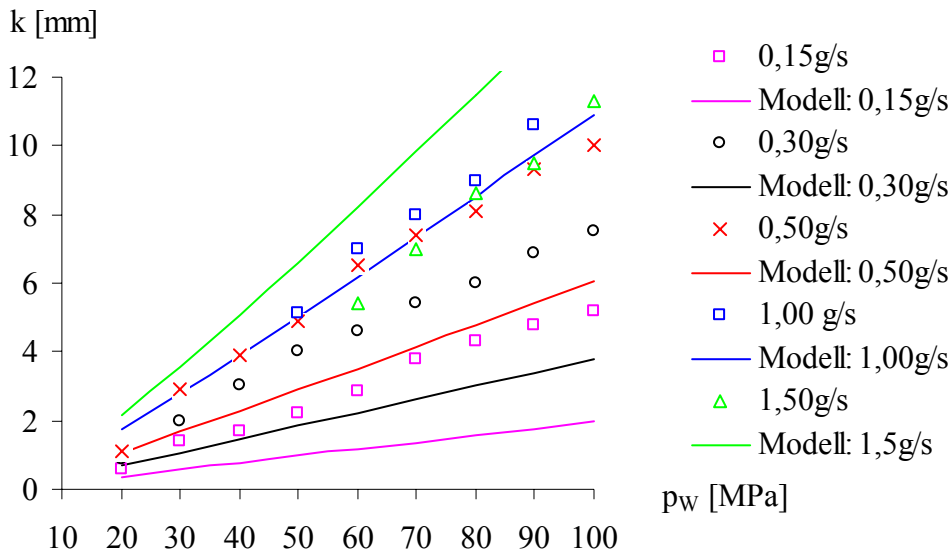


Abbildung 11-3: Gemessenen im Vergleich zu mit Gleichung 11-6 errechneten Kerbtiefen in Abhängigkeit vom Druck.

Dies begründet sich aus der Tatsache, dass die Modellgleichung eine mit dem Abrasivmassenstrom zunehmende Kerbtiefe zugrunde legt. Im Experiment nimmt die Kerbtiefe jedoch bei steigendem Abrasivmassenstrom wieder ab, wenn ein Abrasivmassenstromoptimum überschritten wurde. Dies erklärt sich aus der Tatsache, dass sich die Abrasivpartikel in Mischkammer und Fokus gegenseitig stören. Folglich nimmt die Geschwindigkeit der Abrasivpartikel ab einem bestimmten Abrasivmassenstrom wieder ab. Bei der Berechnung der Partikelgeschwindigkeit nach Gleichung 5-9 (S.43) findet dieser Umstand jedoch keine Berücksichtigung.

11.4 Erweiterung des Modells

Hoogstrate beschreibt den Energietransfer von den Wassertropfen auf die Partikel als ein Impulsgleichgewicht¹⁴⁰. Er berücksichtigt neben der Beschleunigung der Partikel einen Partikel-Wand-Reibungseffekt, der mit zunehmender Abrasivbeladung größer wird. Dieser Effekt lässt sich zu einer Konstanten zusammenfassen, die bei der Berechnung der Partikelgeschwindigkeit und damit der Partikelleistung insbesondere bei hohen Massenströmen einbezogen werden sollte.

In einer Weiterentwicklung des Modells (Gleichung 11-6) wurde daher ein Koeffizient für den Verlust der Abrasivkorngeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Beladung in die Formel eingebracht, so dass sich die Geschwindigkeit der Abrasivpartikel nach Gleichung 11-7 berechnen lässt.

Gleichung 11-7:

$$v_p = \eta_A \cdot \varepsilon \cdot \frac{v_w}{1+R} \cdot \left(1 - \tau \cdot \frac{\dot{m}}{\dot{m}_w} \right)$$

- v_pPartikelgeschwindigkeit
 η_AWirkungsgrad des Abrasivstrahlkopfes
 εGeschwindigkeitszahl
 v_wStrahlgeschwindigkeit
 RBeladung
 τKoeffizient des Geschwindigkeitsverlusts in Mischkammer und Fokusrohr
 \dot{m} Abrasive massenstrom
 \dot{m}_w ..Wasserdurchsatz

Der Koeffizient τ ist ein vom Abrasivkopf und vom Abrasivmittel abhängiger, dimensionsloser Wert.

Legt man für die Partikelgeschwindigkeit nun die Gleichung 11-7 zu Grunde so lässt sich -

unter Vernachlässigung der Reibungs- und Reststrahlleistung- die Gleichung 11-8 aufstellen. Sie beinhaltet neben anderen Konstanten den Koeffizienten des Geschwindigkeitsverlustes τ .

Sowohl der Koeffizient des Geschwindigkeitsverlustes τ als auch die material- und abrasivtypische Abtragsenergie E_{ASP} lassen sich durch eine Kleinste Quadrate Anpassung der Gleichung 11-8 an experimentell bestimmte Kerbtiefen bestimmen.

Für das Parameterfeld bei Abrasivmassenströmen von $\dot{m}=0,15$ bis $1,5$ g/s ergaben sich: $\tau=2,46$ und $E_{ASP}= 3,94 \cdot 10^9$ J/m³ (bei $d_D=0,2$ mm, $\alpha=0,8$, $\varepsilon=0,8$, $\eta_A=0,4$, $b_K=0,5$ mm, $v_V=10$ mm/min).

Die Berücksichtigung des Geschwindigkeitsverlustes der Abrasivpartikel führt zu einer ziemlich genauen Vorhersage der experimentell ermittelten Kerbtiefen (Abbildung 11-4).

Gleichung 11-8:

$$k = \frac{\frac{1}{2} \dot{m} \cdot \left[\eta_A \cdot \varepsilon \cdot \frac{\sqrt{2 \cdot \frac{p_w}{\rho_w}}}{1 + \frac{\pi}{4} \cdot d_D^2 \cdot \alpha \cdot \varepsilon \cdot \sqrt{2 p_w \cdot \rho_w}} \cdot \left(1 - \frac{\tau \cdot \dot{m}}{\frac{\pi}{4} \cdot d_D^2 \cdot \alpha \cdot \varepsilon \cdot \sqrt{2 p_w \cdot \rho_w}} \right) \right]^2}{b_K \cdot v_V \cdot E_{ASP}}$$

- | | |
|---|--|
| k Kerbtiefe | \dot{m} Abrasive massenstrom |
| η_A Wirkungsgrad des Abrasivstrahlkopfes | b_K Kerbbreite |
| ε Geschwindigkeitszahl | v_V Vorschubgeschwindigkeit |
| α Kontraktionszahl | E_{ASP} .. Material- und abrasivtypische Abtragsenergie |
| p_w Wasserdruck | τ Koeffizient des Geschwindigkeitsverlusts in Mischkammer und Fokusrohr |
| d_D Düsendurchmesser | |
| ρ_w Dichte des Wassers | |

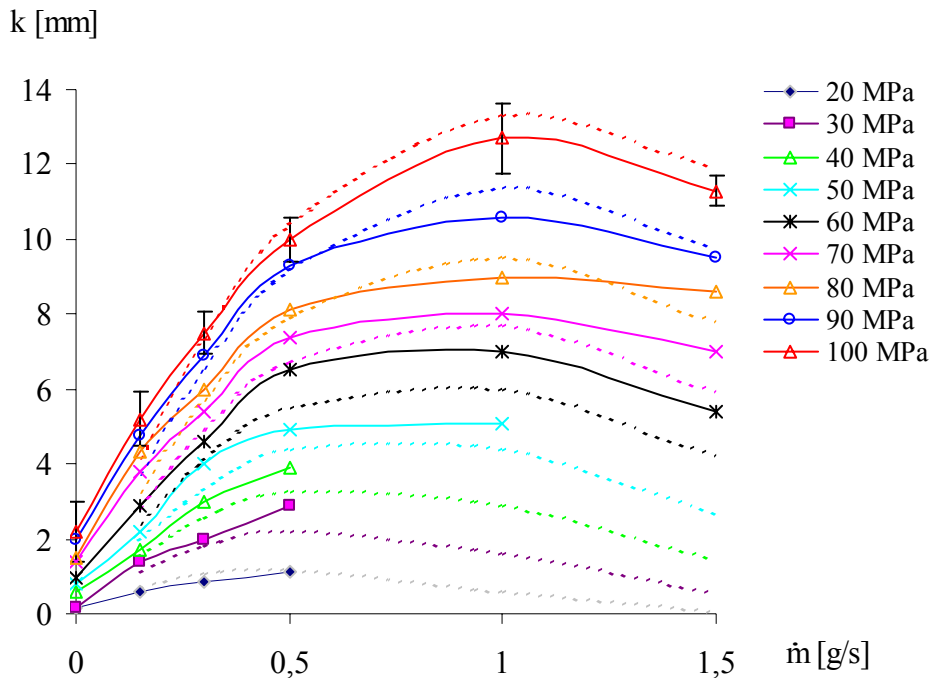


Abbildung 11-4: Die gemessenen im Vergleich zu den mit dem Modell errechneten Kerbtiefen in Abhängigkeit von Massenstrom und Druck.

Zu Grunde gelegt wurde die Gleichung 11-8. Die errechneten Kerbtiefen sind jeweils in der gleichen Farbe als gestrichelte Linie dargestellt. Bei $p_w=100\text{MPa}$ sind die Standardabweichungen der Kerbtiefenmessung beispielhaft abgebildet.

Das modifizierte Kerbtiefenmodell für den ADWS erlaubt es, nach exemplarischen Kerbversuchen die Kerbtiefe beim Wasserabrasivstrahlschneiden über einen großen Abrasivmassenstrombereich mit hinreichender Genauigkeit vorherzusagen.

Mit einigen Kerbversuchen lassen sich die in diesem Modell bisher nicht analytisch herleitbare Größen „Koeffizient des Geschwindigkeitsverlustes τ^c “ und „material- und

abrasivtypische Abtragsenergie E_{ASP} “ bestimmen.

Offen bleibt die Frage ob mit dieser Modellbildung eine für die Anwendung in der Endprothesenrevision hinreichende Kerbtiefenvorhersage möglich ist. Es soll daher eine Überprüfung der bisherigen Ergebnisse der Projektphase 1 zur Endprothesenrevision an humanen Biomaterialien folgen.

12 Validierung an humanen Biomaterialien

Das Ziel der folgenden Experimente war eine Validierung der bisherigen Ergebnisse der Kerbversuche an humanen Materialien. Gleichzeitig sollte in dieser Phase eine Reduktion des Wasservolumenstroms durch einen geringeren Düsendurchmesser erzielt werden, um die sterile Bereitstellung des Schneidmediums zu vereinfachen. Eine weitere Reduktion des Fokusrohrdurchmessers sollte es in der späteren Anwendung ermöglichen, den Strahl im Interface zwischen Knochen und Prothese zu applizieren. Außerdem sollte die Frage beantwortet werden, ob durch die Anwendung des neuen Kerbtiefenmodells für den ADWS und des modifizierten Kerbtiefenmodells für den DWS die Ergebnisse vorherzusagen sind.

12.1 Material und Methode

Neun humane Femora wurden in 36 Diaphysensegmente geteilt und 36 Knochenzementproben wurden aus CMW-3^a angefertigt.

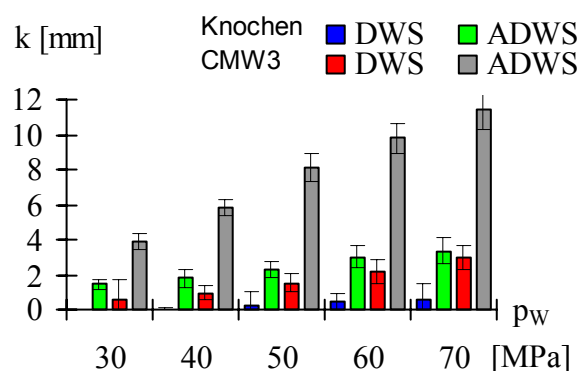
Es wurden Versuche mit dem DWS und dem ADWS unter Verwendung der gleichen Düse ($d_D=0,2\text{mm}$) durchgeführt. Das Fokusrohr der ADWS-Gruppe hatte einen Durchmesser von $d_f=0,9\text{mm}$ und eine Länge von $l_f=60\text{mm}$ (Abbildung 6-9, S.61). Die Vorschubgeschwindigkeit betrug $v_v=10\text{mm/min}$ und der Arbeitsabstand wurde auf $s=5\text{mm}$ eingestellt. Der Abrasivmassenstrom betrug $\dot{m}=1\text{g/s}$ (Laktose, Mesh#45). Aus hygienischen Gründen konnten humane Gewebe nicht mit der industriellen DWS-Anlage bearbeitet werden. Zum Druckaufbau diente die bereits beschriebene pneumatische Differenzialkolbenpumpe (Abbildung 6-5, S.59).

Jeweils ein Diaphysensegment wurde mit fünf unterschiedlichen Druckstufen ($p_w=30; 40; 50; 60; 70\text{MPa}$) bei einem Strahl-Werkstückwinkel von $\gamma=90^\circ$ parallel zur Diaphysenachse gekerbt. Ein weiteres Diaphysensegment desselben Femurs wurde mit gleichem Druck unter einem Strahl-Werkstückwinkel von $\gamma=30^\circ$ gekerbt. Auch jede Knochenzementcharge wurde mit fünf Druckstufen unter den gleichen Winkeln beaufschlagt. Die Kerbtiefen wurden in 1mm Abständen an insgesamt 20 Messpunkten je Probe bestimmt.

12.2 Ergebnis

Humane Kortikalis wurde mit einem senkrecht auf die Knochenoberfläche auftreffenden DWS ($\gamma=90^\circ$) an allen Proben erst bei $p_w=50\text{MPa}$ gekerbt, bei $p_w=30\text{MPa}$ und $p_w=40\text{MPa}$ wurde die natürliche Knochenoberfläche in keinem Fall makroskopisch sichtbar geschädigt (Abbildung 12-1).

Die Knochenzementblöcke wurden alle bereits ab $p_w=30\text{MPa}$ gekerbt.



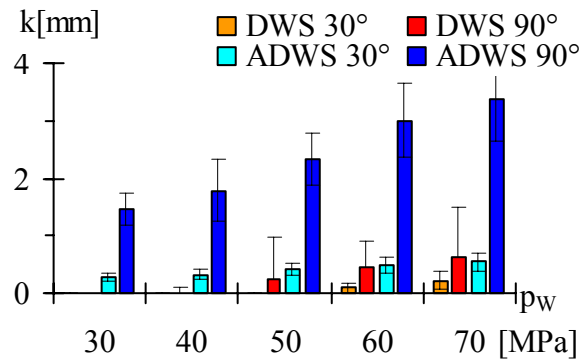
Kerbtiefe (k); Druck (p_w).

Abbildung 12-1: Kerbtiefen des senkrecht auftreffenden Strahls in Abhängigkeit vom Druck.

^aDePuy, Leeds, UK, <http://www.depuy.com>.

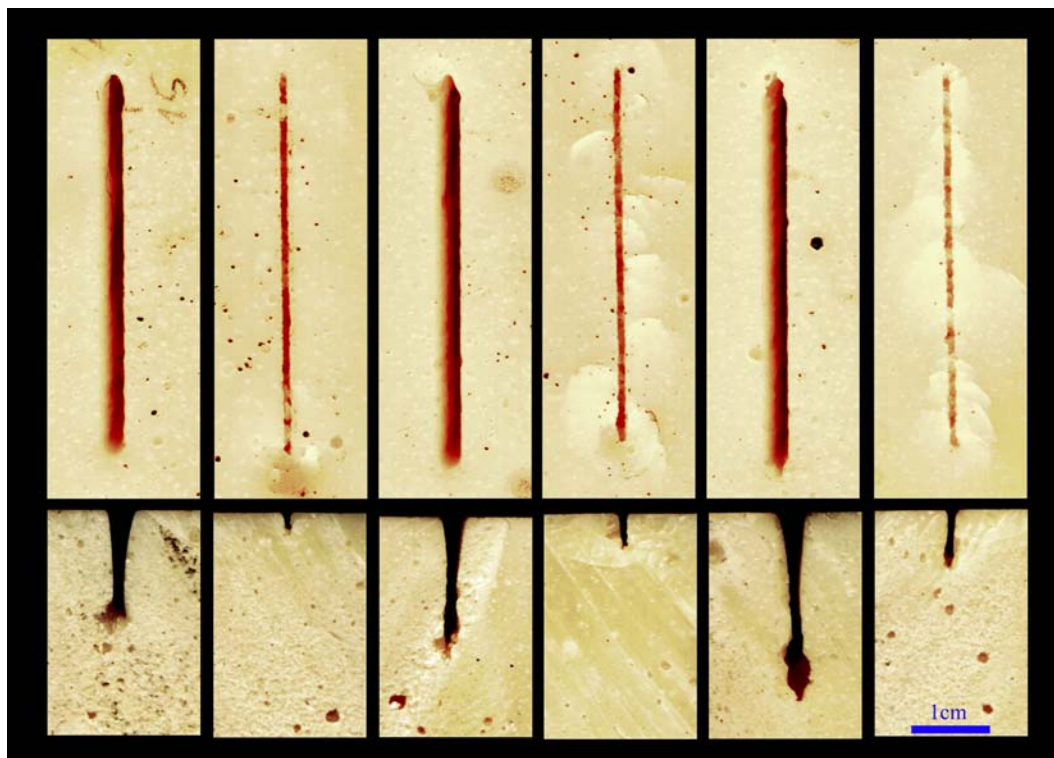
Bei einem Strahl-Werkstückwinkel von $\gamma=30^\circ$ wurde ein sichtbarer Materialabtrag an humaner Kortikalis erst ab $p_w=60\text{MPa}$ erzielt und die resultierenden Kerbtiefen waren in jeder Druckklasse signifikant kleiner als bei senkrecht auftreffendem Strahl ($p<0,001$, Abbildung 12-2).

In Knochenzement war die Kerbfuge, wie in PMMA, unregelmäßig und rau. Es ließen sich immer bereits bekannte, von der Kerbfuge in das Material hineinreichende Risse erkennen (Abbildung 12-3).



Kerbtiefe (k); Druck (p_w).

Abbildung 12-2: Kerbtiefen des senkrecht im Vergleich zum mit 30° auftreffenden Strahls in Abhängigkeit vom Druck in Knochen.



ADWS DWS
 $p_w=20\text{MPa}$

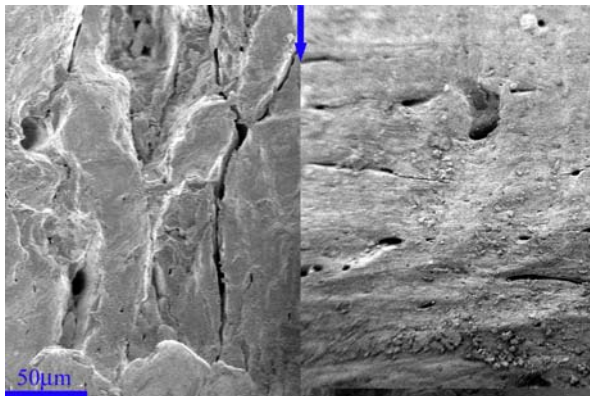
ADWS DWS
 $p_w=40\text{MPa}$

ADWS DWS
 $p_w=60\text{MPa}$

Abbildung 12-3: Typische Kerben in Knochenzement mit dem ADWS im Vergleich zum DWS.

Oben: Aufsicht, unten: Querschnitt.

Die Kerbschnitte in Humanknochen waren wesentlich gleichmäßiger als die in Knochenzement. Makroskopisch ließen sich auch bei humaner Kortikalis keinerlei Risse um die Kerbfuge herum erkennen, mikroskopisch stellte sich der Kerbrand in Knochen jedoch ebenfalls unregelmäßig dar (vgl. Abbildung 12-4). Beim DWS sieht man elektronenmikroskopisch eine zerklüftete Oberfläche mit einer vom Havers-System ausgehenden Rissbildung.



$p_w=60\text{MPa}$, \Downarrow = Strahlrichtung.

Abbildung 12-4: Elektronenmikroskopie einer Kerbflanke in Knochen.

Links: DWS-gekerbt, mit deutlicher Rissbildung.

Rechts: ADWS-gekerbt, ohne sichtbare Risse.

Bei einem Wasserstrahl-Werkstückwinkel von $\gamma=30^\circ$ entstand keine schmale Kerbfuge wie bei einem senkrecht auftreffenden DWS. Die Kerbe war breit und hatte eine angedeutete Muldenform. Bei diesem Auftreffwinkel wurden kleine Fragmente ausgebrochen, jedoch entstanden auch hierbei keine sichtbaren Risse im verbliebenen Knochenmaterial.

Mit dem ADWS wurden sowohl humane Kortikalis als auch Knochenzement bei jedem Druck gekerbt. In Knochenzement waren die Kerbtiefen in allen Druckklassen signifikant größer als in Kortikalis ($p<0,001$ für jeden Druck, Abbildung 12-1, S.133). Beim

ADWS und senkrecht auftreffendem Strahl waren jeweils die in Knochen und Knochenzement erzielten Kerbtiefen im Vergleich zum DWS auf jeder Druckstufe signifikant größer ($p<0,001$; Abbildung 12-1 S.133). Bei einem Strahl-Werkstückwinkel von $\gamma=30^\circ$ wurde an humaner Kortikalis bei jedem Druck ein sichtbarer Materialabtrag erzielt. Die resultierenden Kerbtiefen waren auf jedem Druckniveau signifikant kleiner als beim senkrecht auftreffenden Strahl ($p<0,001$ für alle Druckklassen; Abbildung 12-2).

12.3 Anwendung der Kerbtiefenmodelle

Für den DWS wurde das modifizierte Kerbtiefenmodell nach Decker, bei dem sich die Strahlkraft für Materialabtrag nach Gleichung 10-1 (S.103) berechnet, und für den ADWS das Kerbtiefenmodell nach Gleichung 11-8 angewendet. Hierbei zeigten sich sehr gute Übereinstimmungen zwischen experimentellen und errechneten Kerbtiefen für beide Modelle sowohl bei Knochenzement als auch bei Knochen (Abbildung 12-5).

Beim ADWS betrug die material- und abrasivtypische Abtragsenergie bei CMW $E_{ASP}=3,95 \cdot 10^9 \text{J/m}^3$ und bei Humanknochen $E_{ASP}=1,16 \cdot 10^{10} \text{J/m}^3$ (bei $\tau=1,32$, $d_D=0,2\text{mm}$, $\alpha=0,8$, $\varepsilon=0,8$, $\eta_A=0,4$, $b_K=0,5\text{mm}$, $v_V=10\text{mm/min}$).

Auffallend ist, dass trotz Verwendung des gleichen Strahlkopfes der Wert für den Koeffizient des Geschwindigkeitsverlustes τ im Vergleich zu den oben beschriebenen Versuchen stark unterschiedlich ist. Dies kann durch den verkleinerten Innendurchmesser des Fokusrohres zurückzuführen sein und verdeutlicht die große Anzahl der Einflussfaktoren.

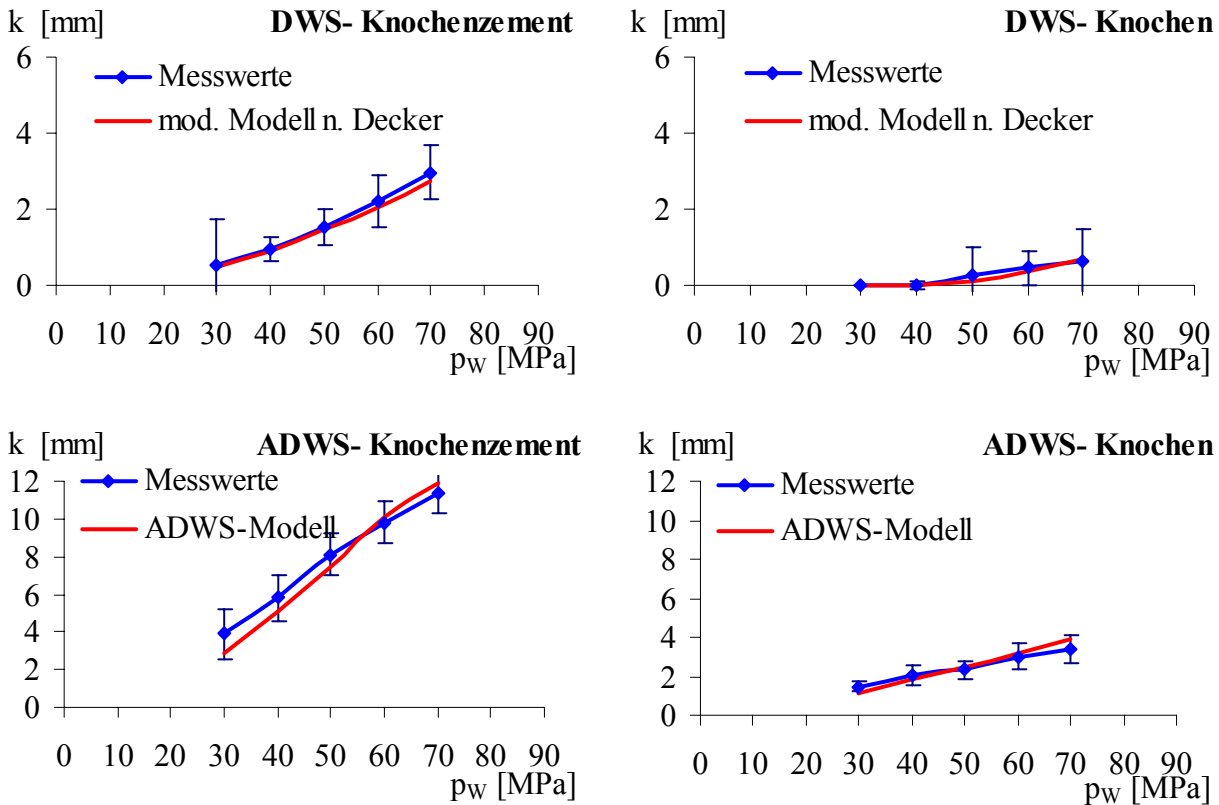


Abbildung 12-5: Im Kerbversuch gemessene und mit Modellen errechnete und Kerbtiefen in Abhängigkeit vom Druck.

Oben links: DWS an CMW3-Knochenzement.

Oben rechts: DWS an Humanknochen.

Unten links: ADWS an CMW3-Knochenzement.

Unten rechts: ADWS an Humanknochen.

12.4 Diskussion

In diesen Versuchen wurde Knochenzement mit dem DWS selektiv auf den Druckstufen $p_w=30$ MPa und $p_w=40$ MPa gekerbt, während in Humanknochen erst ab $p_w=50$ MPa Kerbschnitte erzeugt wurden. Es fällt auf, dass die humane Kortikalis erst auf einer um 20MPa höheren Druckstufe als Knochenzement gekerbt wurde. Rinderkortikalis und PMMA wurden jedoch annähernd auf gleichem Druckniveau gekerbt, wenn auch die Kerbtiefen in Rinderknochen geringer waren (siehe Kapitel 10.1, S.99). Dies steht im Widerspruch zu den mechanischen Eigenschaften der Biomaterialien: Humanknochen hat eine

insgesamt geringere Festigkeit als Rinderknochen (Anhang S.208).

Als Erklärung könnte die These herangezogen werden, dass der primäre Zugang zum Mikroporensystem für den Abtrag mit dem DWS eine wichtige Rolle spielt.

Im Knochen findet sich das Havers- und Volkmann-Kapillarsystem. Darüber hinaus ist auch das lakunäre System, welches die Zelleiber der Osteozyten (Knochenzellen) enthält, von Bedeutung.

In den vorgestellten Experimenten an humaner Kortikalis wurde die unbearbeitete subperiostale Knochenoberfläche verwendet. Bei

dieser Fläche muss davon ausgegangen werden, dass sowohl die lakunären Mikroporen als auch das Kapillarsystem geschlossen sind. Im Gegensatz dazu wurden in den Versuchen an Rinderknochen die Generallamellen entfernt, um eine plane Fläche zu erhalten. Die Havers- und Volkmann-Kanäle, aber auch das lakunäre Mikroporensystem sind durch diese Vorbehandlung eröffnet worden. So konnte das Wasser leichter in das Mikroporensystem des Werkstoffs eindringen und erosive Kräfte entfalten.

Evers vertritt die Theorie, dass über Kapillaren hinwegstreichende Druckwasserstrahlen erhebliche Druckspannungen im Material erzeugen^{79;80}. Von verschiedenen Autoren werden Druckverstärkungen um den Faktor 3,0 bis 3,5 berichtet. So beschreibt z.B. Yong, dass der so verstärkte DWS wie ein in das Material getriebener Keil wirkt³⁰³.

Auch in PMMA sind Poren anzutreffen. Hinter den Poren fand sich in allen Fällen mikroskopisch eine mehr oder weniger starke Verbreiterung der Abtragszone, die jedoch in diesen Versuchen sicher nicht mit einer dreifachen Verstärkung des Materialabtrags einherging (Abbildung 12-6).



$p_w=50\text{MPa}$, \Downarrow = Strahlrichtung.

Abbildung 12-6: Lichtmikroskopie des Abtragsbildes an Poren in Knochenzement.

Es schien hier lediglich zu einer Auffächerung des Strahls beim Hinwegstreichen über eine Pore gekommen zu sein. Mit dem ADWS war die Qualität der Kerbe auch in diesen beiden Materialien wesentlich besser als beim DWS (Abbildung 12-4). Die Kerbfuge war aber durch den im Vergleich zum Wasserdüsendurchmesser ($d_D=0,2\text{mm}$) größeren Fokusrohrdurchmesser (0,9mm) breiter. Bei einem Strahl-Werkstückwinkel von $\gamma=30^\circ$ erfolgte Materialabtrag über eine größere Fläche in Form von Mulden (Abbildung 12-7).

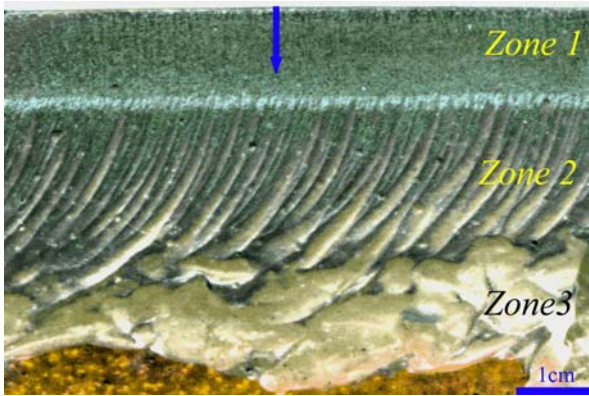


oben: $p_w=40; 30\text{MPa}$; unten: $p_w=30; 40; 50; 60\text{MPa}$.

Abbildung 12-7: Knochen nach ADWS-Bearbeitung mit verschiedenen Winkeln.

In der Zone 1 waren die Oberflächen sehr glatt. Es fanden sich in der Zone 2 die bereits bekannten Rillen, die für den zyklischen Abtragsprozess typisch sind.

Auffallend war, dass diese bogenförmigen Rillen nicht, wie aus industriellen Prozessen bekannt, parallel von oben nach unten verlaufen (Abbildung 12-8). Die Rillen wurden vielmehr in Strahlrichtung breiter, so dass sie ein kometenschweifartiges Aussehen hatten.



$p_n=70\text{MPa}$, Ψ = Strahlrichtung.

Abbildung 12-8: Farbliche Markierung einer Kerbflanke in Knochenzement.

Bei der mikroskopischen Betrachtung der Zone 1 zeigt sich, dass die Rillen der Zone 2 hier bereits mikroskopisch als kleine bogenförmige Kratzer beginnen (Abbildung 12-9). In vielen Fällen hatten die Rillen ihren Ursprung in Poren des Knochenzements. Ebenso häufig fanden sich jedoch Poren im Verlauf, aber auch Poren ohne Verbindung zu den bogenförmigen Rillen.

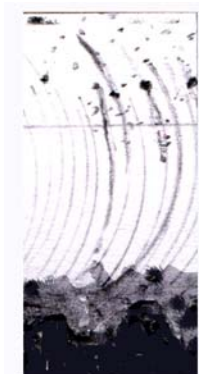


Abbildung 12-9: Bezug der Rillen zu den Poren in Knochenzement (schematisch).

Ein Nachteil des ADWS ist der in Strahlrichtung zeitlich versetzt ablaufende Materialabtrag, wenn von einer planen Fläche abweichende Geometrien zu fertigen sind. Es

kommt durch das Nachlaufen der Schnittfront zu einem dreidimensionalen Abtrag.

Dies kann durch Reduktion der Vorschubgeschwindigkeit im Bereich enger Kurven vermindert werden, weil das Nachlaufen der Kerbfront proportional zur Vorschubgeschwindigkeit (v_v) ist^{15;110}.

Der Strahl-Werkstückwinkel von $\gamma=30^\circ$ ist dem Winkel am nächsten, mit dem Knochen intraoperativ vom Strahl getroffen wird. Knochenzement wird hingegen bei der Endoprothesenrevision mit $\gamma=90^\circ$ bearbeitet. Die Kerbtiefen des DWS sind bei diesem Winkel signifikant kleiner als bei einem senkrecht auftreffenden DWS.

Vorteil des ADWS gegenüber einem DWS ist der effektivere Materialabtrag auf einem niedrigeren Druckniveau, wodurch das Verletzungsrisiko für Anwender und Patient geringer ist. Vorteil des DWS gegenüber dem ADWS ist die Möglichkeit des selektiven Schneidens von Knochenzement innerhalb eines bestimmten Druckbereichs.

Die Rissbildung, die in Knochenzement mit dem DWS gesehen wurde ist für die Entfernung von Knochenzement aus dem Knochen sicher positiv zu bewerten.

12.5 Schädigung bei der Endoprothesenrevision

Im Rahmen der Schadensklasse I ist für alle untersuchten Strahltechniken, besonders aber beim DWS und DDWS die Rissbildung in der Nachbarschaft zur Kerbfuge zu nennen. Während die Rissbildung in PMMA für den Abtrag positiv zu werten ist, ist diese in Knochen grundsätzlich nachteilig, wobei die sehr kleinen Fragmente, die in den vorgestellten Versuchen ausgesprengt wurden, klinisch nicht von Bedeutung sein dürften. Der ADWS zeigte diesbezüglich deutliche Vor-

teile, obwohl der von der Kerbfuge abweichende Materialabtrag der Zone 3 zu bedenken ist.

Schäden der Klasse II sind sowohl in Knochen als auch in Knochenzement aus den vorgestellten Versuchen nicht herleitbar.

Die Schadensklasse III ist beim Trennen von Kortikalis oder Knochenzement von übergeordneter Bedeutung, weil mit allen verwendeten Strahltechniken eine Schädigung der dem Knochen benachbarten Weichteile unvermeidlich ist.

Es kommen somit zwei Möglichkeiten in Frage, dies zu verhindern.

1. Der Druckwasserstrahl wird so positioniert, dass eine Weichgewebeschädigung nicht möglich ist.
2. Es werden entsprechende Strahlcatcher zwischen zu trennendem Material und Weichgewebe installiert.

Bisher ist nicht bekannt, ob die Bioabrasive Schäden der Klassen I-III hervorrufen. Zwar ist z.B. für Laktoselösung die parenterale Verträglichkeit nachgewiesen worden, aber über die Gewebsverträglichkeit von Kristallen liegen bisher wenig Erkenntnisse vor. Eine außerhalb dieses Projekts durchgeführte Untersuchung an Zellkulturen zeigte hier recht viel versprechende Ergebnisse.

Schäden der Klasse IV ergeben sich aus der bereits erwähnten Luftemboliegefahr und der Wirkung des Bioabrasivstoffs, wenn er entweder kristallin oder gelöst in das Gefäßsystem gelangt und sich im Körper verteilt. Die Luftbeimengung könnte durch die Anwendung eines Suspensionsstrahls gesenkt werden.

12.6 Schlussfolgerung

Mit dem Bio-ADWS sind humane Kortikalis und Knochenzement effektiver und qualitativ besser zu bearbeiten als mit DWS oder DDWS. Der zum Schneiden von Knochenzement nötige Druck kann in einen Bereich von $p_w=30\text{MPa}$ gesenkt werden, wobei ein Düsendurchmesser von $d_D=0,2\text{mm}$ ausreichend ist, um Zementabtrag im Interface zu erzielen. Durch den großen Kerbtiefenunterschied zwischen Kortikalis und Knochenzement kann materialadaptiertes Schneiden in gewissen Druckbereichen mit dem ADWS umgesetzt werden¹³⁵.

Das modifizierte Kerbtiefenmodell nach Decker kann für den DWS verwendet werden, um die Kerbtiefe sowohl an Knochenzement als auch an Knochen sehr genau vorherzusagen.

Die Bildung eines analytischen Modells zum ADWS-Trennen macht es darüber hinaus möglich, die Kerbtiefe eines ADWS vorherzusagen.

Diese Berechnungen bleiben aber nur dann sinnvoll, wenn das zu trennende Material gleich bleibt. In der industriellen Technik oder auch beim Knochenzement mag das in gewissen Grenzen möglich sein, bei den Geweben hingegen sind die Unterschiede in den Materialeigenschaften inter- und intraindividuell sehr variabel. Man muss sich hier nur die Beschaffenheit eines periprothetischen Knochens vor Augen führen, der über Jahrzehnte aufgrund des stress-shieldings durch die Prothese zurückgebildet worden ist⁷⁰. Intraoperativ stellt sich solch ein Femur meist sehr weich und „papierdünn“ dar.

In Wertung des empirischen Modells des DWS-Trennens bei einer Operation ist die Gefahr, einen Schaden der Klasse III hervorzurufen, nicht zu verantworten. Also scheint es für die Endoprothesenrevision zum gegenwärtigen Wissensstand nicht sinnvoll, weitere Projektschritte anzugehen.

Die bisherigen Ergebnisse zum ADWS haben jedoch gezeigt, dass Knochen mit dem ADWS und einem biokompatiblen Abra-

sivmittel mit einer guten Qualität zu bearbeiten ist, so dass die bisherigen Ergebnisse eher dazu motivieren, Untersuchungen für Osteotomie und Primärendoprothetik anzuschließen, weil hier der Reststrahl nach dem Materialdurchtritt, im Gegensatz zur Hüftendoprothesenrevision, abgefangen werden kann.

13 Endoprothesenimplantation und Osteotomie – Projektphase 1

In diesem Kapitel werden Schnittversuche mit dem ADWS an spongiösen Knochen vorgestellt. Diese Trennschnitte in Spongiosa sind notwendig, um die Zielparame-ter Schnittflächengeometrie und -rauigkeit, die für die Trennschnittanwendung zur Knieen-doprothesenimplantation oder Osteotomie wichtig sind, untersuchen zu können.

13.1 Problem

Die Ergebnisse der bisher vorgestellten Pa-rameterstudien haben gezeigt, dass der ADWS zum Trennen von Hartgewebe im Vergleich zum DWS und DDWS die güns-tigsten Vorraussetzungen zeigt. Die Ergeb-nisse lassen sich jedoch nur ansatzweise auf die Spongiosa übertragen.

Für eine ADWS-Anwendung am Biomaterial Spongiosa ergeben sich eine Fülle zusätzli-cher Variablen, die unbekannte Einflussgrö-ßen für die Zielparame-ter des Prozesses dar-stellen. Hier sind neben der erwähnten Poro-sität die unbekanntes inter- und intraindivi-duellen Unterschiede in der Trabekeldimen-sionierung und in den Materialeigenschaften der Trabekel zu nennen. Eine Kerbschnittan-wendung an spongiösem Knochen ist im klinischen Einsatz darüber hinaus eher un-wahrscheinlich, da im operativen Prozess an Spongiosa Trennschnitte gefordert sind.

Es stellt sich die Frage, inwieweit der ADWS mit Bioabrasiven zum Trennen von Spongi-osa geeignet ist und ob sich die erforderli-chen Genauigkeiten für die Osteotomie oder Prothesenimplantation erzielen lassen. Ziel der nachfolgenden Studie war es, die ADWS-Technik im Hinblick auf die erreichte Trenn-schnittqualität mit der oszillierenden Säge-maschine zu vergleichen.

13.2 Material und Methode

Es wurden 60 Spongiosaproben auf der in Abbildung 6-12 (S.62) dargestellten Vor-schubeinrichtung montiert.

Der bereits in vorhergehenden Kapiteln vor-gestellte WAIS-Kopf ($d_D=0,2\text{mm}$) mit einem Hartmetallfokusrohr ($d_F=0,9\text{mm}$, $l_F=60\text{mm}$) wurde unter Verwendung eines Vibrations-förderers mit Laktose (Mesh#45) beauf-schlagt. In der ADWS-Gruppe wurden die Parameter Druck ($p_W=35\text{MPa}$; 70MPa) und Abrasivmassenstrom ($\dot{m}=0,5\text{g/s}$; $1,0\text{g/s}$ und $2,0\text{g/s}$) gewählt.

In der Sägemaschinen-Gruppe wurde eine Maschine zum oszillierenden Sägen (Säge-blattdicke= 1mm)^a vor die ortsfest mit der Spongiosaprobe verbundene tibiale Schnitt-schablone eines Knieendoprothesensystems^b positioniert. Die Vorschubgeschwindigkeit für beide Gruppen war $v_V=10\text{mm/min}$. In der ADWS-Gruppe wurden für jeden Druck und Massenstrom ebenso wie in der Sägemaschi-nen-Gruppe je acht Proben geschnitten.

Sowohl in Vorschubrichtung als auch in Strahlrichtung wurden jeweils drei Linien mit einem Abstand von 6mm und acht Mess-punkten je mm abgetastet (Abbildung 6-14, S.63).

Die Raumkoordinaten der abgetasteten Punkte bezogen sich auf ein Koordinaten-system, dessen Ausrichtung bei jeder Probe über zwei zugehörige Probenflächen definiert wurde.

Da es sich um Trennschnitte handelte, konnte die Schnittfugendicke (Abstand zwischen den

^aTyp5071-174, Linvatec GmbH, Trebur, DE, <http://www.linvatec.de>.

^bTyp PFC, Depuy, Leeds, GB, <http://www.depuy.com>.

Scans von Werkstück und Abfallstück) mit dieser Methode nicht bestimmt werden.

Für alle Proben wurde jeweils für Strahl- und Vorschubrichtung der mittlere Schnittfugenwinkel (DIN 2310⁵) als Maß für die Parallelität des Schnitts bestimmt (Abbildung 13-1). Weiterhin wurde für alle Linien mit Hilfe der abgetasteten Punkte der arithmetische Mittenrauwert (R_a) ermittelt.

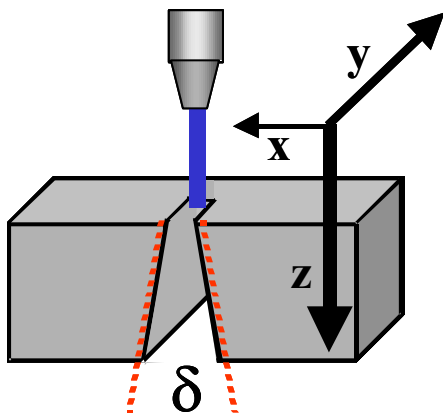


Abbildung 13-1: Schema des Koordinatensystems der Spongiosproben.

Bei einem Druck von $p_w=35\text{MPa}$ und einem Abrasivmassenstrom von $\dot{m}=2\text{g/s}$ kam es wiederholt zur Verstopfung der Mischkammer, so dass nur wenige Proben ausgewertet werden konnten.

13.3 Ergebnis

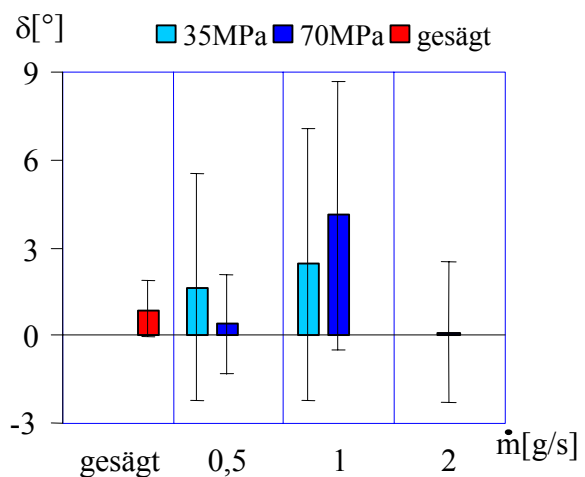
Schnittfugenwinkel

Der mittlere Schnittfugenwinkel in Strahlrichtung (z) war für jeden Druck und Abrasivmassenstrom in der ADWS-Gruppe positiv (Abbildung 13-2).

Der Mittelwert des Schnittfugenwinkels war bei einem Massenstrom von $\dot{m}=2\text{g/s}$ in der ADWS-Gruppe am niedrigsten ($0,14^\circ$; Abbil-

dung 13-2). Trotzdem war die Standardabweichung des Schnittfugenwinkels bei ADWS-Schnitten größer als bei gesägten Proben. ($\dot{m}=2\text{g/s}$ konnte nur mit $p_w=70\text{MPa}$ gefahren werden.)

Bei den jeweiligen Massenströmen zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Druckstufen ($p=0,739$). Der Abrasivmassenstrom hatte dagegen einen signifikanten Einfluss auf den Schnittfugenwinkel ($p<0,001$). Der größte Schnittfugenwinkel wurde beim Massenstrom $\dot{m}=1\text{g/s}$ sowohl bei 35MPa als auch bei 70MPa gemessen, der Unterschied zu $\dot{m}=2\text{g/s}$ war signifikant ($p<0,001$).



Schnittfugenwinkel (δ); Abrasivmassenstrom (\dot{m}).

Abbildung 13-2: Schnittfugenwinkel in Abhängigkeit von Trennmethode, Druck und Abrasivmassenstrom.

Das oszillierende Sägen zeigte bezüglich des Schnittfugenwinkels in Strahlrichtung keinen signifikanten Unterschied zu den ADWS-Gruppen mit den Massenströmen $\dot{m}=0,5\text{g/s}$

und $\dot{m}=2\text{g/s}$. Im Vergleich zu $\dot{m}=1\text{g/s}$ war der Schnittfugenwinkel der oszillierend ge-

sägten Proben signifikant kleiner (Abbildung 13-2).

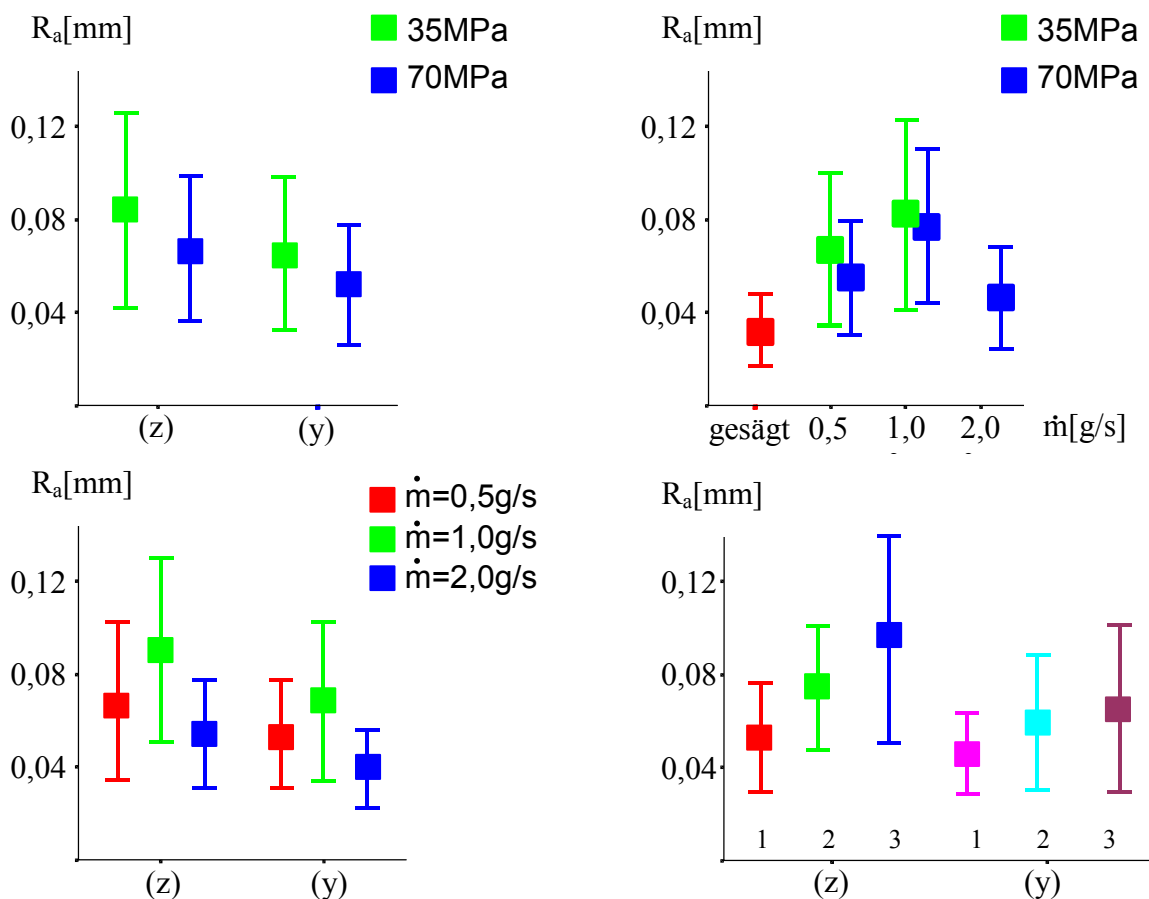
Rauigkeit

Die Rauwerte (R_a) waren, gemittelt über die drei Scans in Vorschubrichtung, für alle Druck- und Abrasivmassenstromklassen signifikant niedriger als in Strahlrichtung ($p < 0,001$, Abbildung 13-3).

Mit einem Massenstrom von $\dot{m} = 0,5 \text{ g/s}$ war R_a , gemittelt über alle Scanstrecken, bei $p_w = 35 \text{ MPa}$ signifikant größer als bei $p_w = 70 \text{ MPa}$ ($p = 0,002$). Bei $\dot{m} = 1 \text{ g/s}$ war hingegen kein signifikanter Unterschied vorhan-

den ($p = 0,264$; Abbildung 13-3). Bei einem Druck von $p_w = 70 \text{ MPa}$ war R_a für $\dot{m} = 1 \text{ g/s}$ signifikant größer als für $\dot{m} = 0,5 \text{ g/s}$ und für $\dot{m} = 2 \text{ g/s}$ ($p = 0,005$; Abbildung 13-3). Bei $p_w = 35 \text{ MPa}$ war R_a für $\dot{m} = 1 \text{ g/s}$ signifikant größer als beim Abrasivmassenstrom $\dot{m} = 0,5 \text{ g/s}$ ($p < 0,001$).

Sowohl in Strahlrichtung (z) als auch in Vorschubrichtung (y) war R_a beim ersten Scan (z_1, y_1) signifikant kleiner als beim letzten Scan (z_3, y_3 ; $p < 0,001$ für alle, Abbildung 13-3).



Arithmetischer Mittenrauwert (R_a), Abrasivmassenstrom (\dot{m}).

Abbildung 13-3: Rauigkeit der Kerbflächen in Spongiosa.

Oben links: Rauigkeit (R_a) in Abhängigkeit von Scanrichtung und Druck (p_w).

Oben rechts: R_a in Abhängigkeit vom Druck (p_w) und Massenstrom (\dot{m}).

Unten links: R_a in Abhängigkeit von Scanrichtung und Massenstrom (\dot{m}).

Unten rechts: R_a in Abhängigkeit von der Scanlinie.

Die besten Werte für R_a wurden bei $p_w=70\text{MPa}$ und $\dot{m}=2\text{g/s}$ erzielt. Der Vergleich dieser mit den Werten der Sägemaschinen-Gruppe zeigte, dass der mit dem Sägen erzielte Rauwert signifikant kleiner war ($p<0,001$, Abbildung 13-3. In diesen Versuchen waren die besten erzeugungsorientierten Parameter hinsichtlich Schnittfugenwinkel und Rauigkeit identisch.

Auch beim Trennen von Spongiosa wurde die bekannte Zone des Qualitätsschnitts (Zone 1) einer ADWS-Bearbeitung gefunden. Während die Rauigkeit nahe der Oberfläche gering war, konnte an der Unterseite der Proben das typische Wellenprofil des Trennschnittbereichs nachgewiesen werden (Abbildung 13-4).

13.4 Diskussion

Rauigkeit

Eine Zone 3, wie bei den zuvor beschriebenen Kerbversuchen, konnte für diese Trennschnitte nicht nachgewiesen werden. Möglicherweise waren die Proben so dünn, dass die Zone 3 gar nicht abgebildet werden konnte.

Die Rauigkeit wurde vom erzeugungsorientierten Parameter Abrasivmassenstrom beeinflusst. Bei einem Massenstrom von $\dot{m}=2\text{g/s}$ und $p_w=70\text{MPa}$ war die Oberflächenrauigkeit am niedrigsten. Mit diesen Parametern scheint die gesamte Werkstückdicke in der Zone des Qualitätsschnitts zu liegen.

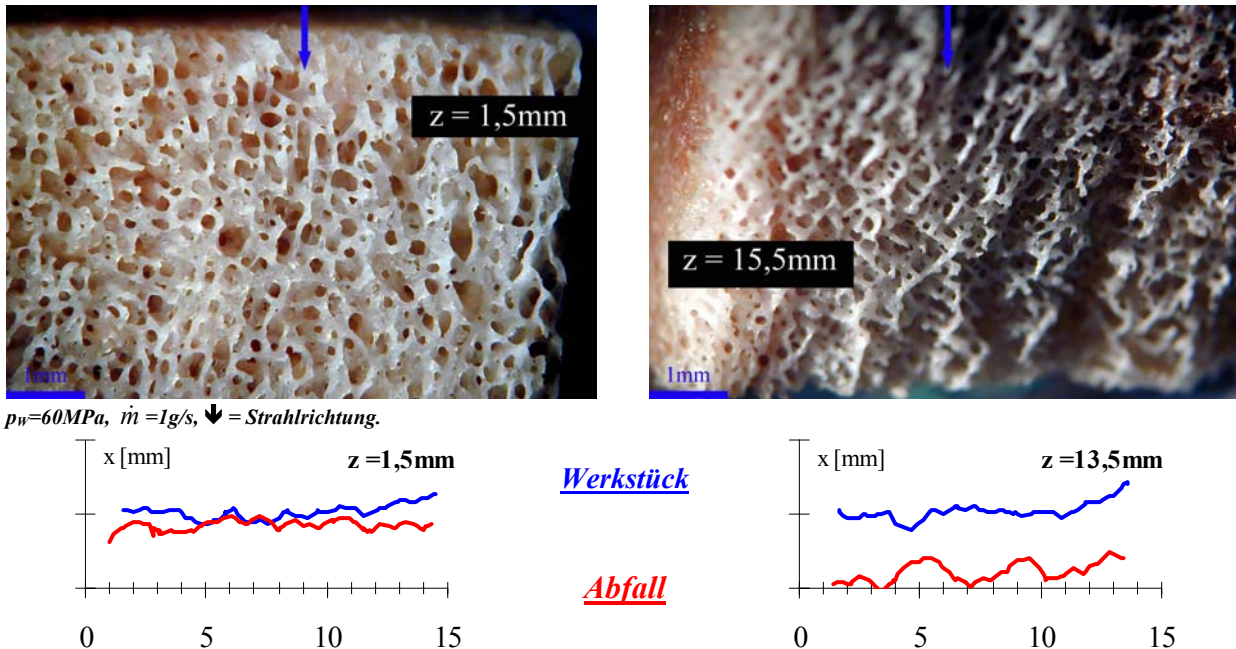


Abbildung 13-4: Lichtmikroskopien einer ADWS getrennten Spongiosaprobe und das zugehörige Oberflächenprofil.

Links: Werkstückoberkantennahes Bild (oben), und Profil der Scanlinien (unten) bei $z_1=1,5\text{mm}$

Rechts: Werkstückunterkantennahes Bild (oben), und Profil der Scanlinien (unten) bei $z_3=13,5\text{mm}$.

Die Oberflächenrauigkeit zu Beginn des Schnitts (Scanlinie z1) war geringer als zum Ende des Schnitts (Scanlinie z3). Eine mögliche Ursache ist, dass das Wasser am Beginn des Schnitts abfließen kann. Das Gleichgewicht der Schnittfront stellt sich erst in weiterer Folge ein.

Abrasivmassenstrom

Es hat sich in diesen Experimenten gezeigt, dass der Laktose-Massenstrom $\dot{m}=1\text{g/s}$ für beide Zielparameter signifikant schlechtere Ergebnisse erbringt als die Massenströme $\dot{m}=0,5\text{g/s}$ und $\dot{m}=2\text{g/s}$.

Dies ist ungewöhnlich, weil z.B. für den Zielparameter Kerbtiefe ein Massenstromoptimum besteht (S.120). Beim optimalen Massenstrom wird die maximale Kerbtiefe erzielt. Oberhalb und unterhalb dieses Werts ist die Kerbtiefe geringer.

Für die Zielparameter Rauigkeit und Schnittfugenwinkel wird eine vergleichbare Abhängigkeit vom Massenstrom in der Literatur nicht beschrieben. Axmann zeigte an Aluminium (AlMg_3) unter Verwendung des Abrasivstoffs GMA, dass sich die Kerbflächenrauigkeit mit steigendem Abrasivmassenstrom an ein Minimum annähert¹⁵. Seine Untersuchungen erfassen jedoch lediglich einen minimalen Abrasivmassenstrom von $\dot{m}=0,83\text{g/s}$, so dass die Kurve u.U. nur oberhalb des Maximums abgebildet wurde. Auch Guo berichtet über diesen Kurvenverlauf¹⁰. Die Erklärung für die besseren Rauwerte bei geringem oder sehr hohem Laktosemassenstrom könnte darin liegen, dass die Länge des Qualitätsschnittbereichs mit zunehmendem Massenstrom zunächst ein Minimum durchschreitet, um dann ebenso wie die Kerbtiefe ein Maximum anzunehmen. Dies würde die Ergebnisse der Studie erklären, wenn die Rauigkeit der Schnittflächen mit einem DWS geringer wären. Diese Hypothese sollte in weiteren Projektschritten überprüft werden.

Im vorgestellten Versuch konnte Spongiosa mit allen erzeugungsorientierten Parametern getrennt werden. Die Sägemaschinen-Gruppe war bezüglich des Rauwerts der ADWS-Gruppe geringfügig überlegen. Man muss sich hier jedoch vor Augen halten, dass dieser Unterschied im Bereich von $10\mu\text{m}$ liegt. Darüber hinaus ist nicht bekannt, ob eine glatte Fläche biologische Vorteile gegenüber einer rauen Fläche aufweist.

Die besten ADWS-Parameter konnten den Mittelwert des Schnittfugenwinkels der Sägemaschine übertreffen. Leider war die Streuung der Werte sehr hoch. Der Strahl-Werkstückwinkel kann deshalb nicht um einen festen Wert korrigiert werden.

Es muss darüber hinaus davon ausgegangen werden, dass bei einer Knieendoprothesenimplantation die Materialeigenschaften des zu trennenden Knochens inter- und intraindividuell unterschiedlich sind. So bildet sich durch eine geänderte Lasteinleitung aufgrund des Verschleißes des Gelenkknorpels eine subchondrale Sklerose (erhöhte Knochendichte) aus. In vorausgegangen Studien wurde bewiesen, dass die Materialeigenschaften einen Einfluss auf den Schnitt haben. Während sich diese Einflussgröße beim selektiven Trennen als Vorteil erweist, ist dieser für die geometrische Genauigkeit ein Nachteil.

Diese Studie zeigt aber, dass durch die Variation der erzeugungsorientierten Parameter sowohl die Oberflächenrauigkeit als auch der Schnittfugenwinkel optimiert werden können.

Beim Schneidprozess mit dem Bio-ADWS wird die Wärme kontinuierlich abgeführt, so dass davon auszugehen ist, dass eine thermische Schädigung an den Schnittflächen nicht stattfindet²⁵¹.

Schnittfugenwinkel

In der ADWS-Gruppe wurde zwischen Werkstück und Abfallstück in der Regel ein positiver mittlerer Schnittfugenwinkel in Strahlrichtung (z) gemessen. In Kortikalis und PMMA zeigte sich dagegen immer ein negativer Schnittfugenwinkel des Qualitätsschnittbereichs. Auch in technischen Publikationen wird in der Regel über einen negativen Schnittfugenwinkel berichtet^{15,248}. Lediglich für den Trennschnittbereich findet man in manchen Fällen eine Hinterschneidung im Sinne eines positiven Schnittfugenwinkels in Strahlrichtung. Doch die Hinterschneidung in diesen Experimenten hatte ihren Ursprung oberflächennah (Scanlinie z_1) und erstreckte sich linear bis zum Strahlaustritt des Werkstücks (Scanlinie z_3). Der positive Schnittfugenwinkel muss von den Materialeigenschaften oder der Struktur des Werkstoffs abhängen.

Zur Beantwortung dieser Frage wurden zwölf Proben aus einem Polyurethanschaum^a, der sich in der biomechanischen Forschung als Modellmaterial für spongiösen Knochen bewährt hat, weil er ähnliche Materialeigenschaften besitzt, mit dem ADWS geschnitten. Bei einem Drittel der Proben handelte es sich um solide Körper. Bei jeweils vier Proben wurde das Material parallel zur Oberfläche mit sechs bzw. drei Nuten versehen (Abbildung 13-5). So wurde erreicht, dass in Strahlrichtung jeweils eine 3mm bzw. 9mm dicke Materialschicht von einem 3mm-Zwischenraum gefolgt wurde.

Beim Vollmaterial zeigte sich ein leicht positiver Schnittfugenwinkel in Strahlrichtung. Beim unterbrochenen Materialdurchtritt ergab sich in Abhängigkeit vom Abrasivmassenstrom nach jedem Hohlraumdurchtritt in

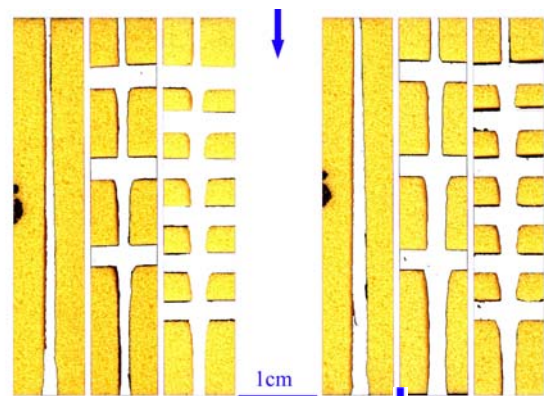
der nächsten Materialschicht eine Verbreiterung der Schnittfuge.



Abbildung 13-5: Schaumprobe zur Simulation der intertrabekulären Hohlräume.

In der Mitte wurde das Vollmaterial und jeweils an den Seiten das Material mit einer verschiedenen Anzahl von Hohlräumen geschnitten.

Bei diesen Proben zeigte der Strahl durch die Grenzfläche Material – Luft eine Beugung. Dadurch wurde die Kerbbreite nach jeder zusätzlichen Materialschicht größer (Abbildung 13-6).



$p_0=40\text{MPa}$, links: $\dot{m}=1\text{g/s}$, rechts: $\dot{m}=2\text{g/s}$, ↓ = Strahlrichtung.

Abbildung 13-6: Typischer Kerbquerschnitt mit negativem Schnittfugenwinkel für zwei Abrasivmassenströme.

Die Kerben bei den unterbrochenen Werkstücken sind breiter und es fällt ein positiver Schnittfugenwinkel nach jedem Materialaustritt auf.

^aDichte $0,16\text{g/cm}^3$, Porengröße $0,5 - 2,0\text{mm}$, Druckfestigkeit $2,3\text{MPa}$;

Sawbones, Pacific Research Laboratories, Washington, US, <http://www.pacific-research.com>.

Jede Materialschicht wirkte sich als eine neue Düse mit größerem Durchmesser aus. Im nachfolgenden Materialstück wurde so eine Kerbe mit negativem Schnittfugenwinkel geschaffen. In der Summe wurde die Kerbe jedoch breiter.

In der echten Spongiosa ist die Grenzfläche Material – Luft um ein Vielfaches häufiger als in diesem Modell, so dass sich dieser Effekt noch stärker summieren kann.

Axmann führte Untersuchungen zur Sekundärkerbgeometrie beim ADWS-Schneiden durch¹⁵. Als Sekundärkerbe definiert er die Kerbe, die nach Austritt des Strahls aus dem eigentlichen Werkstück an anderen Materialien entsteht. Er konnte zeigen, dass die Sekundärkerbtiefe proportional zur Dicke des primären Werkstücks zunimmt. Die Sekundärkerbbreite hingegen war umgekehrt proportional zur Dicke des primären Werkstücks. Bei geringer Werkstückdicke wirkt der Werkstückdurchtritt wie eine Blende, durch die der Strahl gestreut wird. Dickere Werkstücke bewirken hingegen eine Fokussierung des Strahls, was eine höhere Sekundärkerbtiefe und geringere Sekundärkerbbreite bedingt.

Schädigung

Durch das Wasser wird jedoch das Spongiosanetzwerk weiträumig freigespült, so dass Knochenmark und Blutgefäße bis zu 1cm neben dem Schnitt histologisch nicht mehr nachweisbar waren (Schadensklasse II; Abbildung 13-7). Die Folge für die biologische Potenz der Kerbflächen in vivo ist nicht bekannt. Das Auswaschen der Trabekelzwischenräume führt zwar sicher zu einem besseren Formschluss, falls das Implantat mit Knochenzement fixiert wird. Für zementfreie Prothesen kann aber die Vermutung geäußert werden, dass das Auswaschen eher von Nachteil für die biologische Integration der Prothese ist.

Inwieweit die Strahldeflektion an den einzelnen Spongiosabälkchen auch zum Einbringen von Luft in das Kreislaufsystem führt (Schadensklasse IV, Luftembolie), kann letztendlich nur durch In-vivo-Studien beantwortet werden.

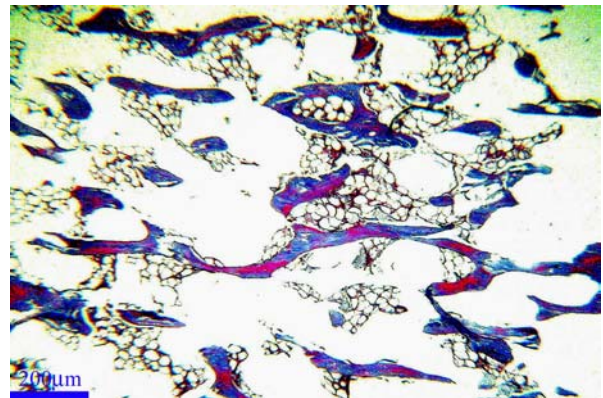
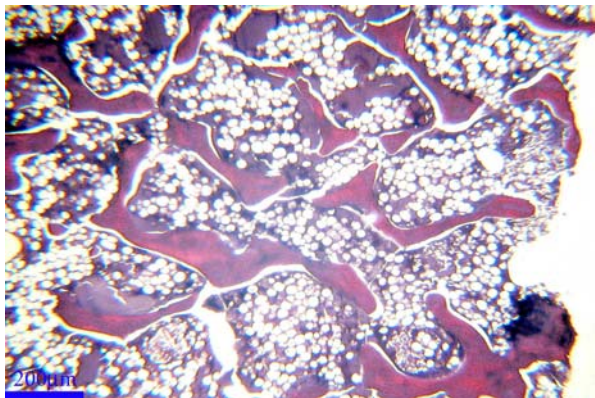


Abbildung 13-7: Histologische Schnitte von Spongiosaprobe im Bereich der Trennfläche.

Links: Spongiosa nach einem Sägeschnitt mit knochenmarkgefüllten Zwischenräumen.

Rechts: Spongiosa nach einem ADWS-Schnitt mit ausgespültem Knochenmark.

13.5 Modellierung

Nicht nur für die Schnitteffektivität sondern auch für die Schnittqualität finden sich Abhängigkeiten von den erzeugungsorientierten, prozessorientierten Parametern, aber auch zwischen den Abrasiv- und den Materialparametern.

Guo konnte die Abhängigkeit der Schnittflächenrauigkeit, des Schnittfugenwinkels und der Länge des Qualitätsschnitts von den o.g. Parametern durch entsprechende Versuche nachweisen. Er hat seine Ergebnisse lediglich in Diagrammen dargestellt. Auf die Zusammenfassung seiner Ergebnisse in empirischen Kerbtiefen- und Kerbqualitätsgleichungen verzichtet er.

Bei den hier durchgeführten Versuchen wurde zwar eine entsprechende Anzahl von Proben untersucht, aber die Variationsbreite für die Parameter Massenstrom und Druck ist für eine sinnvolle empirische Modellbildung nicht ausreichend. Diese bleibt weiteren Projektschritten vorbehalten.

Analytische Modelle zur Beschreibung der Qualität eines ADWS-Schnitts sind ebenfalls bereits aufgestellt worden. Diese Modellierung ist aber noch wesentlich komplexer als die Modellierung der Kerbtiefe.

Hoogstrate begnügt sich in seinem Modell damit, die Kerbqualität über das dimensionslose Verhältnis zwischen aktueller Schnitttiefe und der maximalen Kerbtiefe auszudrücken (Gleichung 13-1)¹⁴⁰.

Gleichung 13-1:
$$h = \frac{h_{\text{akt}}}{k_{\text{max}}}$$

mit $0 \leq h \leq 1$

hRelative Schnitttiefe

h_{akt}Aktuelle Schnitttiefe

k_{max}Maximale Kerbtiefe

Die Schnittqualität beschreibt er als den Kehrwert der relativen Schnitttiefe (Gleichung 13-2).

Gleichung 13-2:
$$Q = \frac{1}{h} = \frac{k_{\text{max}}}{h_{\text{akt}}}$$

mit $0 < Q \leq 1$

QSchnittqualität

hRelative Schnitttiefe

h_{akt}Aktuelle Schnitttiefe

k_{max}Maximale Kerbtiefe

Dieser Ansatz mag zwar analytisch richtig sein, kann aber Kerbversuche zur Bestimmung der Oberflächenqualität nicht ersetzen.

Es kann zusammenfassend gesagt werden, dass es zum jetzigen Zeitpunkt weder möglich noch sinnvoll ist, für die Zielparameter Schnittfugenwinkel und Schnittflächenrauigkeit eine Modellbildung oder –Anwendung für den ADWS an Knochen anzustreben.

13.6 Schlussfolgerungen

Die Zielparameter Effektivität, Genauigkeit und Schnittflächenrauigkeit des ADWS-Trennschneidens von Spongiosa sind ausreichend, um weitere Projektphasen²⁵⁰ zur Endprothesenimplantation und Osteotomie anzuschließen.

Die Spongiosablöcke der Versuchsreihe waren kleiner als die Flächen, die zur Implantation einer Knieendprothese bearbeitet werden müssen. Wenn sich z.B. ein 8cm breites Schienbeinplateau im Qualitätschnittbereich der ADWS-Bearbeitung befinden soll, muss die Strahlenergie entsprechend erhöht werden. Es kann der Schluss gezogen werden, dass eine Minimierung des von diesem Verfahren ausgehenden Gefahrenpotenzials nicht

mit den Parametern für optimale Schnittergebnisse in Einklang zu bringen ist.

Die materialtypische Abtragsenergie für Knochen liegt mindestens um den Faktor 20 über der von Weichgeweben. Daraus kann geschlossen werden, dass Weichgewebe immer geschädigt werden (und zwar unabhängig von der Strahltechnik), wenn es mit den erzeugungsorientierten Parametern zum Trennen von Knochen und Knochenzement (oder auch für andere Hartgewebe) beaufschlagt wird¹⁶⁵.

Deshalb sind geeignete Schutzvorrichtungen, wie z.B. Strahlcatcher und gekapselte Bearbeitungsräume zu fordern.

Der nächste Schritt muss die Entwicklung entsprechender Protektoren und Strahlcatcher sein, die den Strahl nach dem Materialdurchtritt neutralisieren.

Ein weiteres Problemfeld ist in der im Strahl enthaltenen Luft zu sehen. Diese sollte weitestgehend minimiert werden.

Lösungsansätze sind neben der Suspensionstechnik, die Luftreduktion des Injektorstrahls durch Ersetzen der Luft durch ein ungefährliches Gas (CO₂), (Anhang S.219) oder die Anwendung einer Förderschnecke (Anhang S. 220).

Schäden der Klasse III durch den Abrasivstoff sind nicht ausgeschlossen, obwohl für Laktoselösungen bereits eine klinische Zulassung vorhanden ist. Die Reaktion des Gewebes auf hohe lokale Konzentrationen oder Laktosekristalle bleibt Gegenstand weiterer Untersuchungen.

14 Schlüsse der Modellbildung

14.1 Empirische Kerbtiefenmodelle

Die in den vorausgehenden Kapiteln aufgestellten empirischen Kerbtiefenmodelle können bei Weichgeweben, Kortikalis und Knochenzement dazu verwendet werden, die Kerbtiefe vorherzusagen. Die Anwendung der Gleichungen ist jedoch nur für die in den Versuchen verwendeten Parameter möglich. Sie helfen daher eigentlich nur, Rückschlüsse auf nicht untersuchte Druckbereiche innerhalb einer Kerbversuchsreihe zu ziehen.

Die Streuung der gemessenen Kerbtiefen ist sowohl bei Weich- auch als bei Hartgeweben zu einem gewissen Anteil auf inter- und intraindividuelle Materialunterschiede zurückzuführen. Aber auch beim Knochenzement, einem isotropen Werkstoff, streute die Kerbtiefe je nach Strahltechnik um bis zu 30%. Dies muss als Hinweis darauf gewertet werden, dass unabhängig von der Strahltechnik die geometrische Bestimmtheit in Strahlrichtung (z) das größte Problem der DWS-Technik darstellt. Eine Vorhersage der Kerbtiefe war im empirischen Modell mit einer für medizintechnische Belange hinreichenden Genauigkeit daher nicht möglich.

Somit können empirische Modelle nur als intraoperative Orientierung für den erzeugungsorientierten Parameter Pumpendruck (p_w) herangezogen werden.

14.2 Analytische Kerbtiefenmodelle

Die Anwendung der analytischen Kerbtiefenmodelle zeigte in der Regel eine gute Übereinstimmung mit den durch Kerbversuchen ermittelten Werten. Vorteil des analytischen Ansatzes ist, dass eine Übertragbarkeit

auf andere erzeugungsorientierte Parameter möglich bleibt.

Eine aus medizinischer Sicht hinreichende Voraussage der Kerbtiefe ist aber auch mit dieser Modellierung letztendlich kaum möglich.

Ein für einen analytischen Ansatz nicht lösbares Problem stellt ebenso wie bei der empirischen Modellierung die intra- und interindividuellen Unterschiede in den Materialeigenschaften der Gewebe dar. Die Zugfestigkeit des Anulus fibrosus wird z.B. mit $3,2 \pm 2,7 \text{ MPa}$ angegeben⁷⁶. Daraus würde bei Anwendung der signifikanten Korrelation zwischen Zugfestigkeit und materialtypischer Abtragsenergie (Abbildung 7-19, S.82) eine materialtypische Abtragsenergie von $E_{SP} = 7,38 \cdot 10^9 \pm 1,35 \cdot 10^9 \text{ J/m}^3$ und eine entsprechend ungenaue Vorhersage der Kerbtiefe resultieren.

Das im Rahmen dieses Projekts erarbeitet analytische Modell zum ADWS hat überaus gute Übereinstimmungen mit den Mittelwerten der Kerbversuche gezeigt. Das Modell sollte in anderen Projekten auf seine Eignung für andere ADWS-Trennaufgaben und insbesondere andere Materialien überprüft werden.

Das in diesem Projekt erarbeitete Modell fasst sämtliche, im analytischen Ansatz zum heutigen Kenntnisstand nicht abbildbaren Parameter des Werkstoffs und des Abrasivmittels in der material- und abrasivtypischen Abtragsenergie zusammen. Diese ist mit Hilfe weniger Kerbversuche zu bestimmen. Die Abhängigkeit dieses Werts von bekannten Material- und Abrasivparametern ist bisher offen und sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

Bei homogenen Materialien werden empirische, aber auch analytische Modelle bereits in der Programmierung von Robotern zum

DWS-Trennen berücksichtigt^a. Über die ständige Anpassung der erzeugungsorientierten und der prozessorientierten Parameter an die zu fertigende Geometrie können die Fertigungsgenauigkeiten erheblich verbessert werden¹⁶⁴. Darüber hinaus wird berichtet, dass auch eine Steigerung der Effektivität möglich sei¹⁶⁴.

In der medizinischen Anwendung kann jedoch auf Kerbversuche nicht verzichtet werden. Man muss sogar soweit gehen, dass eine ständige Online-Kontrolle der Kerbtiefe entweder über das Auge des Operators oder über entsprechende Messsysteme gefordert werden muss, es sei denn die Anatomie beinhaltet eine sichere Barriere gegen unbeabsichtigte Strahlwirkungen, wie z.B. in der geschlossenen Bandscheibe.

14.3 Empirisches Modell zu Trennprozessen bei einer Operation

Die materialspezifische Abtragsenergie für den Nucleus pulposus ist ungefähr doppelt so hoch wie für Rückenmark (Tabelle 7-6, S.80). Hieraus ist zu schließen, dass für eine intraoperative Anwendung gewährleistet sein muss, dass Rückenmark ebenso wie die Spinalnerven nicht vom Strahl beaufschlagt werden. Nucleusgewebe kann deshalb gefahrlos nur in der geschlossenen Bandscheibe abgetragen werden.

Die Gefahr, dass klinisch relevante Schäden der Klassen II und III entstehen, kann unter der o.g. Voraussetzung als relativ gering angesehen werden. Auf Schäden der Klasse IV kann anhand der bisherigen Versuche nicht geschlossen werden.

Die Abwägung zwischen Vor- und Nachteilen einer DWS-Nucleotomie anhand der bisherigen Ergebnisse rechtfertigt weitere Projektphasen für diese Anwendung.

Die materialspezifische Abtragsenergie für Knochenzement liegt mindestens um den Faktor 20 über der der Weichgewebe. Daraus kann geschlossen werden, dass Weichgewebe immer geschädigt wird (und zwar unabhängig von der Strahltechnik), wenn es mit den erzeugungsorientierten Parametern zum Trennen von Knochen und Knochenzement beaufschlagt wird. Bei einer Prothesenrevision mit einem Druckwasserstrahls muss deshalb gewährleistet sein, dass ein Kontakt des Strahls mit umgebendem Weichgewebe nicht möglich ist. Aus diesem Grund ist auch eine Freihandführung des Strahlkopfes nicht möglich.

Sowohl für die Anwendung der DWS-Technik zu einer Prothesenimplantation als auch -revision könnten Führungsschablonen verwendet werden, die den Strahlkopf ausschließlich in Vorschubrichtung für die Handführung freigeben. Da diese Schablonen für die Endprothesenrevision patientenindividuell gefertigt werden müssten, scheint die Integration des Strahlkopfes in einen Operationsroboter die praktikablere Lösung zu sein (Abbildung 15-1, S.156).

Andere Probleme ergeben sich, wenn die Prothesen in Längsrichtung gekrümmt sind. Denkbar wäre bei der Anwendung eines ADWS ein biegsames oder gebogenes Fokusröhr mit entsprechend geringer Wandstärke. Nicht unproblematisch ist auch das Nachlaufen der Schnittfront. Zum Erzielen einer entsprechenden geometrischen Genauigkeit an engen Radien könnte es nötig sein, die Vorschubgeschwindigkeit stark zu reduzieren. Dies wirkt sich wiederum negativ Effektivität und Effizienz aus und führt zu einer Verlängerung der Operationszeit.

In den vorgestellten Kerbversuchen an kortikalem Knochen und Knochenzement konnte zwar für alle Arten der DWS-Technik eine Selektivität nachgewiesen werden, aber die Gültigkeit des verwendeten In-vitro-Modells

^a <http://www.flowcorp.com/newsite/Products/dwj.htm>

für alle Revisionsfälle muss angezweifelt werden. In den Kerbversuchen wurde gesunder kortikaler Knochen verwendet. Bei einer Revision ist der periprothetische Knochen aufgrund von Osteolysen papierdünn (Abbildung 3-10, S.18). Seine Materialmenge und – Festigkeit nimmt darüber hinaus im Laufe der Zeit aufgrund des stress-shieldings durch den Prothesenstiel ab (Abbildung 3-7, S.17). Es kann für die intraoperative Anwendung nie ausgeschlossen werden, dass der Strahl deflektiert wird, die dünne Kortikalis durchbricht und umliegendes Weichgewebe, Nerven oder Blutgefäße trifft. Die Gefahr, einen erheblichen Schaden der Klasse III zu verursachen, ist deshalb extrem groß. Da das Femur während der Operation von außen nicht zugänglich ist, sind Protektoren gegen das Austreten des Strahls, die von außen an das Femur angelegt werden, undenkbar.

Somit ist auch eine entsprechende Arbeitssicherheit für das Personal nicht zu gewährleisten¹⁶⁶.

In Bezug auf den Zielparameter Effektivität hat ADWS gegenüber den anderen Strahltechniken Vorzüge. Bisher ist zwar ungeklärt, ob der Luftanteil des WAIS zu einem Schaden der Klasse IV im Sinne einer Lungenembolie führen kann, aber die Wahrscheinlichkeit sollte hier ebenfalls als hoch angesehen werden.

In Abwägung aller genannten Vor- und Nachteile sind die Risiken für den Patienten, die mit einer DWS-Anwendung verbunden sind, gemessen an der voraussichtlichen Bedeutung für die Heilkunde zu diesem Stand des Wissens nur schwer vertretbar (vgl. Medizinproduktegesetz S.25).

Bei der Endoprothesenimplantation hingegen lässt sich hinter dem Knochen ein Protektionsmechanismus für die Weichteile installieren, weil der Knochen während der Operation zugänglich ist¹⁶⁶. Aus diesem Grund fällt eine Abwägung der Vor- und Nachteile sicher positiver aus.

Gerade bei der Bearbeitung des spongösen Knochens ist aber der Eintritt von Luft in das Gefäßsystem eine große Gefahr. So war z.B. in den Anfangszeiten der arthroskopischen Gelenkchirurgie, in der man noch Kohlendioxid statt einer Flüssigkeit zum Auffüllen des Gelenks verwendete, die Luftembolie eine gefürchtete Komplikation. Diese trat besonders häufig auf, wenn bei der Arthroskopie der spongöse Knochen eröffnet wurde.

Smith et al. berichten im Rahmen einer Fall-darstellung über eine Luftembolie bei der Leberresektion mit einem DWS²⁶⁷. Unklar ist jedoch, ob die Ursache in der Trenntechnik zu suchen ist oder ob nicht vielmehr die Eröffnung einer großen Vene dafür verantwortlich war.

Der Luftanteil des ADWS muss daher verfahrenstechnisch minimiert werden, um der Gefahr eines Schadens der Klasse IV vorzubeugen. Diese Fragestellung wird im Rahmen Forschungsprojekts außerhalb der vorgestellten Arbeit untersucht (Abbildung 19-24, Abbildung 19-25, Anhang S.219).

Erst wenn diese Erfolg versprechend sind und entsprechende Strahlcatcher für die Protektion der Weichteile zur Verfügung stehen, kann an weitere Projektphasen für die Osteotomie und Prothesenimplantation gedacht werden. Diese sind daher nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit.

15 Schlussbemerkung und Ausblick

Das empirische Modell zu Trennprozessen bei einer Operation hat sich in diesem Projekt als gute Systematik zur Evaluierung der DWS-Technik erwiesen. Die Definition der Schadensklassen und die Anwendung auf die durchgeführten Kerbversuche erlaubte es, eine frühzeitige Abwägung zwischen Risiken und Nutzen der DWS-Technik für orthopädische Operationen vorzunehmen. Der experimentelle Aufwand dieser Arbeit blieb so in einem begrenzten Rahmen und In-vivo-Versuche an Tier und Mensch konnten verhindert werden.

Das empirische Modell des DWS-Trennens bei einer Operation konnte nur in rudimentärer Weise mit mathematischen Abhängigkeiten (empirisch oder analytisch) zwischen den erzeugungsorientierten Parametern und den Zielparametern ausgefüllt werden. Es wurden für DWS, DDWS und ADWS empirische Modelle für die Abhängigkeit der Kerbtiefe vom Wasserdruck aufgestellt. Für den DWS wurde mit Hilfe des analytischen Kerbtiefenmodells eine materialspezifische Abtragsenergie für die untersuchten Gewebe und Biomaterialien errechnet. Diese Größen sind für die Zielparameter zwar wichtig, aber die Schädigung des Patienten kann nur zu ganz geringen Teilen abgebildet werden.

Das DWS-Trennen ist schon in der Anwendung an isotropen Werkstoffen eine äußerst komplexe und vielschichtige Weise, Material abzutragen. Entsprechend aufwändig sind die Modelle, die in einem analytischen Ansatz herangezogen werden müssen, um diesen Abtrag zu beschreiben.

Es sind komplexe Modelle mit vielen Unbekannten. Das Problem liegt insbesondere in der fehlenden Linearität und der fehlenden Definiertheit vieler Einflussgrößen, insbesondere im Bereich des zu trennenden Materials. In diesem Projekt konnte kein Beweis

der Existenz und Eindeutigkeit einer Lösung wie auch der stetigen Abhängigkeit der Lösung von den Rand- und Anfangsbedingungen des operativen DWS-Trennprozesses erbracht werden.

Das empirische Modell zu Trennprozessen bei einer Operation kann aber allgemeingültig auf alle Fertigungsverfahren im menschlichen Körper angewendet werden.

Es kann dazu dienen, sowohl bekannte Fertigungsverfahren in einer Operation zu bewerten als auch die Erforschung neuer Methoden sinnvoll zu strukturieren.

Das im Rahmen dieser Arbeit aufgestellte Kerbtiefenmodell für den ADWS soll an weiteren Materialien und Abrasivstoffen überprüft werden. Außerdem kann es durch eine entsprechende Modifikation auch auf den WASS übertragen werden. In weiteren Schritten sollen zunächst Abhängigkeiten der material- und abrasivtypische Abtragsenergie E_{ASP} zu Abrasivparametern, wie Härte oder Korngröße aber auch von Materialparametern, wie Zug- oder Druckfestigkeit untersucht werden.

Sowohl die material- und abrasivtypische Abtragsenergie E_{ASP} und der Koeffizient des Geschwindigkeitsverlusts in Mischkammer und Fokusrohr τ sollten in der Zukunft analytischen Ansätzen nicht verschlossen bleiben. Zunächst offen bleibt, ob eine material- und abrasivtypische Abtragsenergie (E_{ASP}) für den ADWS und materialspezifische Abtragsenergie (E_{SP}) für DWS von den erzeugungsorientierten Parametern unabhängig sind. Dies ist durch weitere Parameterstudien zu untersuchen.

Die DWS-Nukleotomie wird im Jahr 2006 in einer klinischen Multi-Center-Studie untersucht, um so den Weg zu einer Standardtherapiemethode zu ebnen. Aus den vorgestellten In-vitro-Studien an Geweben

des Bewegungsapparats haben sich außerdem andere Anwendungen abgeleitet. In erster Linie ist die DWS-Synovektomie (Entfernung der Gelenkinnenhaut z.B. bei Rheuma) zu nennen, die ebenfalls schon klinisch angewandt wird¹³⁸. Zur Zeit wird untersucht, ob dieses Verfahren auch auf kleine Gelenke, wie z.B. Fingergelenke übertragbar ist. Auch die Anwendung der DWS-Technologie in der Knorpelchirurgie und beim Tissue-Engineering sind Gegenstand weiterer Untersuchungen der Arbeitsgruppe.

Die Bearbeitung von Hartgeweben und Biomaterialien mit dem ADWS wurde nicht aufgegeben.

Es werden Schutzmechanismen (Strahlcatcher) entwickelt, um sicherzustellen, dass der Strahl nicht unbeabsichtigt auf Weichgewebe trifft. Weitere Arbeiten betreffen die Luftreduktion im Wasser-Abrasiv-Injektor-Strahl (WAIS), wie sie z.B. durch eine Schneckenförderung bis in die Mischkammer zu verwirklichen ist.

Aber auch der Wasser-Abrasiv-Suspensions-Strahl (WASS) wird in diesem Zusammenhang weiter untersucht. An Zellkulturen wird darüber hinaus untersucht welche Auswirkungen biokompatible Kristalle auf die Zellen hat. Die DWS-Technik repräsentiert eine Gruppe spanender Trennverfahren mit geometrisch unbestimmter Schneide. Die Zielparameter stehen in direkter Verbindung mit den Materialparametern des Werkstücks. Bei der DWS-Nukleotomie und der Endoprothesenrevision sind die unterschiedlichen Materialparameter hilfreich, um einen selektiven

Abtrag zu erzielen, während sie für die Osteotomie und Prothesenimplantation von Nachteil sind, weil sie die geometrische Genauigkeit verschlechtern.

Die Reaktionskräfte des Strahlkopfes sind gering und zudem unabhängig vom Werkstück. Die DWS-Technik eignet sich daher besonders für die robotischen Systeme, wie sie heute schon im orthopädischen Operationssaal alltäglich sind (Abbildung 15-1).

Ob das orthopädische Druckwasserstrahl-trennen die Trenntechnik der Zukunft darstellt, kann nach dieser Arbeit für ausgewählte Indikationen als nahe liegend angesehen, für andere aber angezweifelt werden...



Abbildung 15-1: Operationsroboter mit einem ADWS-Strahlkopf.

16 Zusammenfassung

Bei verschiedenen orthopädischen Operationen finden sich Probleme, die den Trennprozess betreffen: Bei der mikroinvasiven Nukleotomie wird der Nukleus pulposus durch einen kleinen Arbeitskanal abgetragen. Mechanische Werkzeuge oder ein LASER erlauben keinen gewebe selektiven Materialabtrag, und bergen die Gefahr andere Gewebe, wie z.B. den Anulus fibrosus zu schädigen. Bei der Endoprothesenrevision muss gesunder Knochen geopfert werden, weil bisher bekannte Trennverfahren für den Materialabtrag im Spalt zwischen Knochen und Prothese ungeeignet sind. Bei der Endoprothesenimplantation oder der Osteotomie fehlt bisher ein athermisches Trennverfahren mit hoher geometrischer Genauigkeit.

Das Trennen mit Hochdruckflüssigkeitsstrahlen hat sich u.a. beim Bearbeiten von thermosensiblen Verbundwerkstoffen bewährt. Der entscheidende Vorteil einer medizinischen DWS-Anwendung liegt in der Möglichkeit des selektiven Materialabtrags und im athermischen Trennprozess.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Eignung der DWS-Technik für operative Trennprozesse in der Orthopädie zu hinterfragen und den Materialabtragsprozess im Gewebe zu untersuchen. Durch eine empirische und analytische Modellbildung sollten Abhängigkeiten zwischen erzeugungsorientierten Parametern des DWS und Zielparametern der Operation aufgezeigt werden.

Zunächst wurde ein empirisches Modell zu Trennprozessen bei einer Operation formuliert, das zur Wertung sämtlicher Versuchsergebnisse in Hinblick auf die geplante Anwendung am Menschen dienen sollte.

Für eine DWS-Nukleotomie mussten zunächst geeignete Parameter zur Bearbeitung

des Nukleus pulposus gefunden werden. Gleichzeitig stellte sich die Frage nach dem Schädigungspotenzial für angrenzende Strukturen, wie z.B. das Rückenmark oder die Spinalnerven. Es wurden In-vitro-Kerbversuche mit dem DWS an allen wirbelsäulennahen Weichgeweben durchgeführt.

Der Nukleus pulposus konnte mit einer Düse mit $d_D=0,1\text{mm}$ Durchmesser schon bei einem Druck von $p_W=1\text{MPa}$ bearbeitet werden, wohingegen der Anulus fibrosus (Faserring der Bandscheibe) erst ab $p_W=4\text{MPa}$ gekerbt wurde. Es wurden zwei Typen der DWS-Bearbeitung von Weichgeweben gesehen: Gewebe wie Rückenmark, Muskel oder Nukleus pulposus wiesen glatt begrenzte Kerben ohne Veränderung angrenzender Gewebeareale auf. Weichgewebe wie Anulus fibrosus (Faserring der Bandscheibe), Hirnhaut oder Sehnen zeigten dagegen eine ausgeprägte Expansion durch Wassereinlagerung in den interstitiellen Raum (Zwischenzellraum). Die Expansion, eine grundsätzlich reversible Gewebsschädigung, kann als Folge davon gedeutet werden, dass der DWS im Gewebe deflektiert wird, weil die Energie zum Trennen der Fasermatrix nicht ausreicht. Anhand eines empirischen Modells zu Trennprozessen bei einer Operation konnte für die mikroinvasive Nukleotomie mit einem DWS eine Risiko-Nutzen-Abwägung getroffen werden, die weitere Projektphasen rechtfertigte.

Das nachgewiesene Druckfenster für die selektive Nukleusbearbeitung (1-4MPa) war Grundlage für weitere präklinische In-vitro-Tests zur DWS-Nukleotomie. Die Materialabtragsrate und der biomechanische Effekt der DWS-Nukleotomie wurde im Vergleich mit den bereits klinisch angewendeten Methoden LASER-Nukleotomie und der automatisierten Perkutanen Lumbalen Diskotomie (APLD) untersucht.

Die Materialabtragsrate des DWS für Gewebe des Nukleus pulposus zeigte keinen signifikanten Unterschied zu diesen Verfahren. Im biomechanischen In-vitro-Vergleich wurde eine Reduktion des Drucks innerhalb der Bandscheibe durch die DWS-Nukleotomie und durch die APLD nachgewiesen. Der LASER hatte keinen Effekt auf den Bandscheibendruck.

Die Frage, ob das Operationsziel „Schmerzreduktion“ erzielbar ist, wurde in einer klinischen Pilotstudie, in die 43 Patienten eingeschlossen und über 36 Monate nachuntersucht wurden, geklärt. Die DWS-Nukleotomie wurde in Lokalanästhesie (örtlicher Betäubung) bei einem Druck von $p_w=4\text{MPa}$ und einem Düsendurchmesser von $d_D=0,1\text{mm}$ unter Verwendung eines speziellen Instrumentariums, welches das Absaugen von Wasser und Nukleuspartikeln ermöglichte, durchgeführt. Es traten keine intra- und postoperativen Komplikationen auf. In 72% der operierten Fälle zeigten sich auch drei Jahre postoperativ sehr gute Ergebnisse. Die DWS-Nukleotomie erzielte bei den Patienten eine signifikante Schmerzreduktion, die über den gesamten Untersuchungszeitraum anhielt, so dass der Erfolg dieser Operation als verifiziert gilt.

Für die Endoprothesenrevision war zunächst die Frage zu klären, ob und mit welchen Parametern die Materialien Knochen und Knochenzement mit einem DWS bearbeitet werden können. Dazu wurden vergleichende Parameterstudien an Rinderkortikalis und Polymethylmethacrylat (PMMA), dem Hauptbestandteil von Knochenzement, mit einem Düsendurchmesser von $d_D=0,3\text{mm}$ durchgeführt.

Unterhalb von $p_w=40\text{MPa}$ wurde selektiv PMMA gekerbt. Beide Materialien konnten mit dem DWS nur oberhalb von $p_w=100\text{MPa}$ mit einer auch in einer Operation akzeptablen Leistung gekerbt werden.

Wegen der Gefahr einer Schädigung musste nach Wegen gesucht werden, den Druck zu reduzieren.

Beim diskontinuierlichen Druckwasserstrahl (DDWS) wird durch eine gezielte Strahlunterbrechung die dynamische Beanspruchung des Materials erhöht. Der DDWS wurde mit einer vor der Düse rotierenden Lochscheibe erzeugt. Bei gleicher hydraulischer Energie des Strahls nahm die erzielte Kerbtiefe in PMMA durch die Strahldynamisierung zu, während in Knochen die Kerbtiefen fast gleich blieben. Trotzdem musste das Druckniveau für die Anwendung im Operationssaal als gefährlich hoch eingeschätzt werden.

Eine weitere Alternative, um die Materialabtragsrate zu erhöhen, ist der Abrasiv-Druckwasserstrahl (ADWS). Hier werden dem Strahl Feststoffpartikel wie z.B. Korund beigemischt. Da eine Anwendung des ADWS bei Operationen bisher nicht beschrieben wurde, mussten zunächst biokompatible Abrasivstoffe gefunden werden. Geeignete Stoffklassen sind z.B. Aminosäuren, verschiedene Zucker oder Zuckeralkohole.

In den folgenden Studien wurde der ADWS mit der Wasser-Abrasiv-Injektor-Technik erzeugt. Als Abrasivmittel kam Laktose (Milchzucker) zum Einsatz. Es wurden auch hier Kerbversuche an Rinderkortikalis und PMMA durchgeführt. Die erzielten Kerbtiefen sowohl in Knochen als auch in PMMA waren signifikant größer als jene mit dem DWS. Ein selektiver Druckbereich konnte zwar nicht ermittelt werden, aber die Kerbtiefendifferenz zwischen PMMA und Rinderknochen war mehr als doppelt so hoch wie beim DWS.

Eine Kerbflankenzone in der Nähe des Kerbgrunds war durch weit über die eigentliche Fuge hinausgehenden Materialabtrag gekennzeichnet. Als Ursache wird eine kerbgrundnahe Strahldesintegration diskutiert.

Um die Anwendbarkeit des ADWS zur Prothesenimplantation und Osteotomie untersuchen zu können, wurden Spongiosaproben mit unterschiedlichem Druck und Abrasivmassenstrom getrennt. Die Schnittflächen wurden vermessen, um Rauigkeit und Schnittfugenwinkel bestimmen zu können. Die Qualität der Trennschnitte wurde mit jener einer oszillierenden Sägemaschine verglichen. Mit dem ADWS erzielte Schnittfugen hatten einen positiven Schnittfugenwinkel. Die Schnittfuge wurde in Strahlrichtung breiter, was auf eine Beugung des Strahls an den einzelnen Schichten des trabekulären Fachwerks zurückzuführen war. Beim Abrasivmassenstrom von $\dot{m}=2\text{g/s}$ zeigten sich im Vergleich zum Sägen keine signifikanten Unterschiede bezüglich Schnittfugenwinkel und Rauigkeit. Dies belegt die prinzipielle Eignung der Technik für Trennschnitte in Spongiosa.

Wesentliche Parameter des empirischen Modells zu Trennprozessen bei einer Operation konnten nicht durch empirische oder analytische Kerbtiefenmodelle ersetzt werden.

Für alle getrennten Gewebe und Materialien konnten zwar empirische Kerbtiefenmodelle aufgestellt werden, die aber auf andere erzeugungsorientierte Parameter nicht übertragbar sind und die Schädigung des Patienten nur marginär abbilden können.

Das analytische Kerbtiefenmodell nach Decker konnte auf die Versuche mit einem DWS an Weichgeweben angewandt werden und es zeigten sich gute Übereinstimmungen zwischen errechneten und gemessenen Kerbtiefen. Eine für die medizinische Anwendung hinreichend genaue Kerbtiefenvorhersage war mit diesem Modell nicht möglich, weil bei diesen Geweben Materialparameter intra- und interindividuell sehr stark unterschiedlich sein können.

Für Knochen und Knochenzement musste das Kerbtiefenmodell nach Decker modifiziert

werden: Wenn ein Grenzdruck für den Materialabtrag berücksichtigt wurde, zeigten sich auch hier gute Übereinstimmungen zwischen errechneten und gemessenen Kerbtiefen.

Für den ADWS wurde eine eigene Kerbtiefengleichung aufgestellt, bei der eine material- und abrasivtypische Abtragsenergie als bekannt vorausgesetzt wurde. Diese war empirisch mit wenigen Kerbversuchen zu bestimmen. Das Modell wurde an weiteren Kerbversuchen validiert. Dabei zeigte sich eine gute Übereinstimmung mit den Messwerten in einem niedrigen Abrasivmassenstrombereich, aber mit zunehmender Abrasivbeladung lagen die errechneten Kerbtiefen über den gemessenen. Erst die Berücksichtigung eines Koeffizienten für den Geschwindigkeitsverlust in Mischkammer und Fokusröhre erzielte eine überaus gute Übereinstimmung der errechneten Kerbtiefen mit den experimentell ermittelten Werten. In der praktischen Anwendung bleibt die Einschränkung bestehen, dass unbekannte intra- und interindividuelle Unterschiede in den Materialeigenschaften der Gewebe die Genauigkeit einer errechneten Kerbtiefe limitieren.

In Abwägung der möglichen Vorteilen mit dem Schädigungspotenzial einer DWS-Anwendung zur Bearbeitung von Knochen und Knochenzement wurde auf weitere Untersuchungen zur Prothesenrevision, -implantation und Osteotomie im Rahmen des vorgestellten Projekts verzichtet.

Die Luftreduktion im Abrasivstrahl, die Integration in robotische Systeme und die Entwicklung geeigneter Weichgewebe-Schutzmechanismen sind Ziele für zukünftige Projekte. Die Anwendung des analytischen ADWS-Kerbtiefenmodells im Bereich technischer Materialien ist geplant.

17 Literatur

1. DIN 8580: Fertigungsverfahren; Begriffe, Einteilungen.
Beuth Verlag, Berlin, 1974.
2. DIN 8200: Strahlverfahrenstechnik; Begriffe, Einordnung der Strahlverfahren.
Beuth Verlag, Berlin, 1982.
3. DIN 69100-1: Schleifkörper aus gebundenem Schleifmittel; Bezeichnung, Formen,
Maßbuchstaben, Werkstoffe.
Beuth Verlag, Berlin, 1985.
4. DIN 8201: Feste Strahlmittel.
Beuth Verlag, Berlin, 1985.
5. DIN 2310-2: Thermisches Schneiden; Ermitteln der Güte von Schnittflächen.
Beuth Verlag, Berlin, 1987.
6. DIN 15201: Stetigförderer; Benennungen.
Beuth Verlag, Berlin, 1994.
7. Rote Liste.
Edition Cantor Verlag für Medizin und Naturwissenschaften, Frankfurt, 2002.
8. Acaroglu ER, Iatridis JC, Setton LA, Foster RJ, Mow VC, Weidenbaum M:
Degeneration and aging affect the tensile behavior of human lumbar annulus fibrosus.
Spine 20(24): 2690-2701, 1995.
9. Ahmed DH, Siores E, Naser J:
Numerical Simulation of Abrasive Water Jet.
Proc. 11th US Water Jet Conference: 219-234, Hashish M (Ed.), St. Louis, 2001.
10. 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.
11. Al-Rubaie KSF:
Verschleißverhalten von Eisenbasis-Legierungen bei abrasiver und erosiver
Beanspruchung.
Shaker Verlag, Aachen, 1996.
12. 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.
13. Angevine PD, McCormick PC:
Outcomes research and lumbar discectomy.
Neurosurg. Focus. 13(2): E8, 2002.

14. Atanov G, Geskin E:
Peculiarities of Interaction of Unsteady Water Jets with Targets.
Proc. 12th US Water Jet Conference: 441-448, Hashish M (Ed.), St. Louis, 2002.
15. Axmann B:
Analyse der Kerbschnittgeometrie sowie des Strahls beim
Abrasive-Wasserstrahlschneiden.
Dissertation Technische Universität Berlin, 1998.
16. Babu NR, Vikram G:
Modeling and Simulation of Abrasive Water Jet Cut Surface Topography.
Proc. 11th US Water Jet Conference: 13-28, Hashish M (Ed.), St. Louis, 2001.
17. Baer HU, Gilg M, Maddern GJ, Blumgart LH:
Der Hochgeschwindigkeits-Wasserstrahl-Dissektor in der Leberchirurgie.
Helv. Chir. Acta 59(2): 437-442, 1992.
18. Baer HU, Maddern GJ, Blumgart LH:
Hepatic surgery facilitated by a new jet dissector.
HPB. Surg. 4(2): 137-144, 1991.
19. Baer HU, Maddern GJ, Blumgart LH:
New water-jet dissector: initial experience in hepatic surgery.
Br. J. Surg. 78(4): 502-503, 1991.
20. 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.
21. Bagshaw MA:
A water-jet device for supportive care in oral cancer.
Am. J. Roentgenol. Radium. Ther. Nucl. Med. 99(4): 842, 1967.
22. Bardin C, Cholet H:
Jet assisted oil drilling.
Proc. 3rd Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 33-50, Stephens HS, Coles NG und
Stapleton CA (Eds.), Chicago, 1984.
23. Bast P, Engelhardt M, Lauer W, Schmieder K, Rohde V, Radermacher K:
Identification of milling parameters for manual cutting of bicortical bone structures.
Comput. Aided Surg. 8(5): 257-263, 2003.
24. 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.
25. Basting RF, Djakovic N, Widmann P:
Use of water jet resection in organ-sparing kidney surgery.
J. Endourol. 14(6): 501-505, 2000.

26. Bauer TW, Schils J:
The pathology of total joint arthroplasty. II. Mechanisms of implant failure.
Skeletal. Radiol. 28(9): 483-497, 1999.
27. Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK, Keaveny TM:
Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical
bone tissue.
J. Biomech. 37(1): 27-35, 2004.
28. Beutin EF, Erdmann-Jesnitzer F, Louis H:
Grundlagen der Anwendung von diskontinuierlichen Flüssigkeitsstrahlen hoher
Geschwindigkeit.
Werkstatt und Betrieb 6: 369-373, 1977.
29. 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.
30. Bhaskar SN, Cutright DE, Runsuck EE, Gross A:
Pulsating water jet devices in debridement of combat wounds.
Mil. Med. 136(3): 264-266, 1971.
31. Biyikli S, Modest MF:
Energy requirements for osteotomy of femora and tibiae with a moving CW CO₂ laser .
Lasers Surg. Med. 7(6): 512-519, 1987.
32. Blickwedel H:
Erzeugung und Wirkung von Hochdruck-Abrasivstrahlen.
Dissertation Technische Universität Hannover, 1990.
33. Blickwedel H, Guo NS, Haferkamp H, Louis H:
Prediction of abrasive jet cutting performance and quality.
Proc. 10th Int. Symp. on Jet Cutting Technology: Saunders D (Ed.), New York, 1991.
34. Bodecker V, Rudolph M, Groteluschen B:
Messung der Intensitätsverteilung von YAG-Laserstrahlung im Gewebe.
Biomed. Tech. Berl. 19(4): 160-162, 1974.
35. 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.
36. Bowden FP, Brunton JH:
The deformation of solids by liquid impacts at supersonic speed.
Proc. R. Soc. Lond.: 433-450, London, 1961.
37. Brandt C, Louis H, Ohlsen J, Tebbing G et al.:
Bearbeitung mit Wasserabrasivstrahlen.
Jahrbuch Schweißtechnik: 96-104, Deutscher Verlag für Schweißtechnik, Düsseldorf,
1997.

-
38. Brattberg G, Thorslund M, Wikman A:
The use of common pain experiences in designing a pain intensity scale for epidemiological purposes.
J. Psychosom. Res. 32(4-5): 505-512, 1988.
 39. Brinckmann P, Grootenboer H:
Change of disc height, radial disc bulge, and intradiscal pressure from discectomy. An in vitro investigation on human lumbar discs.
Spine 16(6): 641-646, 1991.
 40. Bromm B:
Vergleichende Evaluation von Analgeticawirkungen.
Der Schmerz 6: 32-45, 1992.
 41. Bromm B:
Brain images of pain.
News Physiol Sci. 16: 244-249, 2001.
 42. Bromm B, Lorenz J:
Neurophysiological evaluation of pain.
Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 107(4): 227-253, 1998.
 43. Brown MD:
Update on chemonucleolysis.
Spine 21(24 Suppl): 62S-68S, 1996.
 44. Brunton JH, Camus JJ:
The flow of a liquid drop during impact.
Proc. 3rd International Conference on Rain Erosion and Associated Phenomena: 327-352, Fyall AA (Ed.), 1970.
 45. Buchelt M, Kutschera HP, Katterschafka T, Kiss H, Schneider B, Ullrich R:
Erb:YAG and Hol:YAG laser ablation of meniscus and intervertebral discs.
Lasers Surg. Med. 12(4): 375-381, 1992.
 46. Bucher O, Wartenberg H:
Zytologie, Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen.
Verlag Hans Huber, Bern, 12. Auflage, 1997.
 47. Burr DB, Schaffler MB, Frederickson RG:
Composition of the cement line and its possible mechanical role as a local interface in human compact bone.
J. Biomech. 21(11): 939-945, 1988.
 48. Caillouette JT, Gorab RS, Klapper RC, Anzel SH:
Revision arthroplasty facilitated by ultrasonic tool cement removal. Part I: In vitro evaluation.
Orthop. Rev. 20(4): 353-357, 1991.

49. Callaghan JJ, Elder SH, Stranne SK, Fulghum CF, Seaber AV, Myers BS:
Revision arthroplasty facilitated by ultrasonic tool cement removal. An evaluation of whole bone strength in a canine model.
J. Arthroplasty 7(4): 495-500, 1992.
50. Capello E, Monno M, Semeraro Q:
Delamination in water jet cutting of multi-layered composite materials. A predictive model.
Proc. 12th Int. Conf. on Jetting Techn.: 463-476, Louis H (Ed.), Rouen, 1994.
51. 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.
52. 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.
53. 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.
54. 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.
55. Castro WH, Halm H, Rondhuis J:
The influence of automated percutaneous lumbar discectomy (APLD) on the biomechanics of the lumbar intervertebral disc. An experimental study.
Acta Orthop. Belg. 58(4): 400-405, 1992.
56. 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.
57. Cavanaugh JM:
Neural mechanisms of lumbar pain.
Spine 20(16): 1804-1809, 1995.
58. Chahine GL, Conn AF, Johnson VE, Frederick GS:
Passively interrupted impulsive water jets.
Proc. 6th Int. Conf. on Erosion by Solid and Liquid Impact: 1-9, Cambridge, 1983.

-
59. Chen WL, Geskin ES:
Measurements of the velocity of abrasive waterjet by the use of LASER transit anemometer.
Jet Cutting Technology: 23-36, Elsevier Science Publications, London, 1991.
 60. Chester WJ, Frank JN:
Fragmentation of concrete with hydraulic jets.
US Bureau of Mines 7572(Report of Investigation), 2002.
 61. Choi JY, Tanenbaum BS, Milner TE, Dao XV, Nelson JS, Sobol EN, Wong BJ:
Thermal, mechanical, optical, and morphologic changes in bovine nucleus pulposus induced by Nd:YAG ($\lambda = 1.32$ microm) laser irradiation.
Lasers Surg. Med. 28(3): 248-254, 2001.
 62. Choy DS:
Percutaneous laser disc decompression: a 17-year experience.
Photomed. Laser Surg. 22(5): 407-410, 2004.
 63. Choy DS, Ascher PW, Ranu HS, Saddekni S, Alkatis D, Liebler W, Hughes J et al.:
Percutaneous laser disc decompression. A new therapeutic modality.
Spine 17(8): 949-956, 1992.
 64. 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.
 65. Claude X, Merlen A, Thery B, Gatti O:
Abrasive waterjet velocity measurements.
BHR Group conference series: 235-252, Professional Engineering Publishing, Bury St. Edmunds, 32. Auflage 1998.
 66. Cooley WC:
Correlation of data on jet cutting by water jets using dimensionless parameters.
2nd Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 39-48, Coles NG und Barrall SJ (Eds.), Cambridge, 1974.
 67. Covacevich R, Hashish M, Mohan R, Ramulu M, Kim T, Geskin ES:
State of the art of research in abrasive waterjet machining.
Journal of Manufacturing Science and Engineering 119: 776-785, 1997.
 68. Cowin SC:
Bone Mechanics Handbook.
CRC Press, New York, 2. Auflage, 2000.
 69. Crow SC, Lade PV, Hurlburt GH:
The mechanics of hydraulic rock cutting.
: B1, BHRA, Fluid Engineering, Cranfield, 1974.
 70. Crowninshield RD, Maloney WJ, Wentz DH, Levine DL:
The role of proximal femoral support in stress development within hip prostheses.
Clin. Orthop.(420): 176-180, 2004.

71. Daskalov M:
Resection of the liver.
Khirurgiia (Mosk) 5: 91-92, 1987.
72. Decker B, Haferkamp H, Louis H:
Schneiden mit Hochdruckwasserstrahlen.
Kunststoffe 78(1): 34-41, 1988.
73. 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.
74. Domke W:
Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung.
Cornelson Verlag, Berlin, 10. Auflage, 1994.
75. Ebara S, Iatridis JC, Setton LA, Foster RJ, Mow VC, Weidenbaum M:
Tensile properties of nondegenerate human lumbar anulus fibrosus.
Spine 21(4): 452-461, 1996.
76. Ebara S, Iatridis JC, Setton LA, Foster RJ, Mow VC, Weidenbaum M:
Tensile properties of nondegenerate human lumbar anulus fibrosus.
Spine 21(4): 452-461, 1996.
77. Ebeling U, Kalbarcyk H, Reulen HJ:
Microsurgical reoperation following lumbar disc surgery. Timing, surgical findings, and outcome in 92 patients.
J. Neurosurg. 70(3): 397-404, 1989.
78. Erdmann-Jesnitzer F, Louis H, Schikorr W:
Cleaning, drilling and cutting by interrupted jets.
Proc. 5th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 45-55, Stephens HS und Jarvis B (Eds.), Hannover, 1980.
79. Evers JL, Eddingfield DL:
Liquid phase compressibility in the hydraulic intrusion model.
Proc. 7th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 237-248, Walls IA und Stanbury JE (Eds.), Ottawa, 1984.
80. Evers JL, Eddingfield DL, Man WS:
Hydraulic intrusion by a traversing jet.
Proc. 6th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 199-216, Stephens HS und Davies EB (Eds.), Surrey, 1982.
81. Fairbank J:
Use of Oswestry Disability Index (ODI).
Spine 20(13): 1535-1537, 1995.

-
82. Fairbank JC:
Revised Oswestry Disability questionnaire.
Spine 25(19): 2552, 2000.
 83. Fairbank JC:
The use of revised Oswestry Disability questionnaire.
Spine 25(21): 2846-2847, 2000.
 84. Fairbank JC, Couper J, Davies JB, O'Brien JP:
The Oswestry low back pain disability questionnaire.
Physiotherapy. 66(8): 271-273, 1980.
 85. Fairbank JC, Pynsent PB:
The Oswestry Disability Index.
Spine 25(22): 2940-2952, 2000.
 86. Farmer IW, Attewell PB:
Rock penetration by high velocity water jets.
Int. J. Rock Mech. Min. Sci 2: 135-153, 1964.
 87. Federspil PA, Plinkert PK:
Robotic surgery in otorhinolaryngology.
Otolaryngol. Pol. 58(1): 237-242, 2004.
 88. Ferrendier S, Cornier A, Cagnet G:
Influence of an abrasive's characteristic on cutting capability in abrasive water jet cutting.
Proc. 16th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 299-314, Lake P (Ed.), Cranfield, 2002.
 89. Flügel R:
Schüttgutdosierung mit Vertikalschnecken.
Dissertation Technische Universität Erlangen-Nürnberg, 1995.
 90. Foldyna J, Vijay MM:
Potential of ultrasonically modulated pulsed water jets for cutting metals.
Manufacturing Science & Engineering, ASME 1: 397-404, 1994.
 91. 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.
 92. Galecki G, Mazurkiewicz M:
Hydroabrasive Cutting Head - Energy Transfer Efficiency.
Proc. 4th US Water Jet Symposium: 109-112, New York, 1987.
 93. Galecki G, Mazurkiewicz M, Jordan R:
Abrasive grains disintegration effect during jet ejection.
Proc. Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 71-77, Wang FD (Ed.), Beijing, 1987.
 94. Gardiner R, Hozack WJ, Nelson C, Keating EM:
Revision total hip arthroplasty using ultrasonically driven tools. A clinical evaluation.
J. Arthroplasty 8(5): 517-521, 1993.

95. Gericke W, Wirth K:
Pneumatische Schüttgutförderer.
Gericke AG, 1984.
96. Geskin ES:
In situ reactors cleaning by ultra high pressure water jets.
Waterjets Applications in Civil Engineering: 339-351, Rotterdam, 1988.
97. Geskin ES, Tismenetskiy F:
Investigation of icejet machining.
Proc. 9th US. Waterjet Conference: 281-290, Houston, 1997.
98. Giraud JY, Villemain S, Darmana R, Cahuzac JP, Autefage A, Morucci JP:
Bone cutting.
Clin. Phys. Physiol. Meas. 12(1): 1-19, 1991.
99. Godlewski G, Miro L, Chevalier JM, Bureau JP:
Experimental comparative study on morphological effects of different lasers on the liver.
Res. Exp. Med. (Berl) 180(1): 51-57, 1982.
100. Goldin J:
Gesteinsbearbeitung mit Hochdruckwasserstrahlen.
Verlag Nedra, Moskau, 1986.
101. Gower WE, Pedrini V:
Age-related variations in proteinpolysaccharides from human nucleus pulposus, anulus fibrosus, and costal cartilage.
J. Bone Joint Surg. Am. 51(6): 1154-1162, 1969.
102. 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.
103. Greenstein JP, Winitz M:
Chemistry of Aminoacids.
John Wiley, New York, 1961.
104. Greinwald K:
Untersuchung der Förderung leicht fließender Schüttgüter im senkrechten Schneckenförderer unter Berücksichtigung der Zwischenlager.
Dissertation Technische Universität München, 1994.
105. Gronauer RW:
High pressure plunger pumps.
BHRA Fluid Engineering: 13-20, The British Hydromechanics Research Association - BHRA, Bedford, 2. Auflage 1972.

106. 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.
107. Groppetti R, Armani A, Cattaneo A, Franceschini G:
Contribution to the study of the delamination of Carbon Fibre Reinforced Plastic (CFRP) laminated composites during piercing and cutting by Hydro Jet Machining (HJM) and Hydro Abrasive Jet Machining (HAJM).
Computer Aided Design in Composite Material Technology: 189-209, Computational Mechanics Publications, London, 1992.
108. 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.
109. 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.
110. Guo NS:
Schneidprozeß und Schnittqualität beim Wasserabrasivstrahlschneiden.
Dissertation Technische Universität Hannover, 1990.
111. Haffner C, Folwaczny M, Hickel R, Horch HH:
Ablation of temporomandibular joint structures of a pig with a fibre-guided 308 nm excimer laser light--an in vitro investigation.
J. Craniomaxillofac. Surg. 32(6): 360-364, 2004.
112. Hall RR, Beach AD, Baker E, Morison PC:
Incision of tissue by carbon dioxide laser.
Nature 232(5306): 131-132, 1971.
113. Hans Diller:
Hippokrates- Ausgewählte Schriften.
Reclam, Ditzingen, 2003.
114. Hashish M:
Abrasive-fluidjet machining systems: entrainment versus direct pumping.
Proc. 4th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 99-113, Clarke J und Stephens HS (Eds.), Canterbury, 1978.
115. Hashish M:
Experimental studies of cutting with abrasive water jets.
Proc. 2nd US Water Jet Symp.: 379-389, Summers DA und Haston FF (Eds.), Rolla, 1983.

116. Hashish M:
On the modelling of abrasive-waterjet cutting.
Proc. 7th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 249-265, Walls IA und Stanbury JE (Eds.),
Ottawa, 1984.
117. Hashish M:
Aspects of abrasive-waterjet performance optimization.
Proc. 8th int. Symp on Jet cutting Techn.: 297-306, Saunders D (Ed.), Cranfield, 1986.
118. Hashish M:
An improved model of erosion by solid particle impact.
Proc. 7th Int. Conf. on Erosion by Liquid and Solid Impact: 1-9, Walls IA und Stanbury
JE (Eds.), Cambridge, 1987.
119. Hashish M:
Abrasive-waterjet (AWJ) studies.
Proc. 16th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 13-50, Lake P (Ed.), Cranfield,
Bedfordshire, 2002.
120. Hashish M, duPlessis MP:
The application of a generalized jet cutting equation.
Proc. 4th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 1-17, Clarke J und Stephens HS (Eds.),
Canterbury, 1978.
121. Hassan AI, Kosmol J:
On a New Dynamic Material Removal Mechanism for Abrasive Waterjet Machining
(AWJM).
Proc. 6th Pacific Rim Int. Conf. on Water Jetting Techn.: 88-94, Dunn PG, Meyer TGH
und Hood M (Eds.), Springwood, Australia, 2000.
122. Hassan AM:
Beitrag zur technischen Anwendung von Hochgeschwindigkeitsflüssigkeitsstrahlen
unter Wasser.
Dissertation Technische Universität Hannover, 1978.
123. Henning A, Goce R, Westkämper E:
Analysis and control of striation structures as the cutting edge of abrasive waterjet
cutting.
Proc. 16th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 173-192, Lake P (Ed.), Cranfield, 2002.
124. Herberts P, Ahnfelt L, Malchau H, Stromberg C, Andersson GB:
Multicenter clinical trials and their value in assessing total joint arthroplasty.
Clin. Orthop. 249: 48-55, 1989.
125. Heßling M:
Grundlagenuntersuchungen über das Schneiden von Gesteinen mit abrasiven
Höchstdruckwasserstrahlen.
Dissertation Rheinisch Westfälische Technische Hochschule Aachen, 1988.

-
126. Heymann FJ:
Toward quantitative prediction of liquid impact erosion.
ASTM Int. 474: 212-248, 1970.
 127. Hijikata S:
Percutaneous nucleotomy. A new concept technique and 12 years' experience.
Clin. Orthop. 238: 9-23, 1989.
 128. Hijikata S, Yamiagishi M, Nakayama T:
Percutaneous discectomy: A new treatment method for lumbar disc herniation.
Toden Hosp 5: 5-13, 1975.
 129. Himmelreich U, Rieß W:
Laser-velocimetry investigations of the flow in abrasive water jets with varying cutting head geometry.
Proc. 6th Am. Water Jet Conf.: 26-35, Stephens HS und Davies EB (Eds.), St. Louis, 1991.
 130. Hlavac L:
Physical description of high energy liquid jet interaction with material.
Geomechanics 91: 341-346, Rakowski Z (Ed.), Rotterdam, 1992.
 131. Holroyd KA, Talbot F, Holm JE, Pingel JD, Lake AE, Saper JR:
Assessing the dimensions of pain: a multitrait-multimethod evaluation of seven measures.
Pain 67(2-3): 259-265, 1996.
 132. Honl M, Dierk O, Gauck C, Carrero V, Lampe F, Dries S, Quante M et al.:
Comparison of robotic-assisted and manual implantation of a primary total hip replacement. A prospective study.
J. Bone Joint Surg. Am. 85-A(8): 1470-1478, 2003.
 133. 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.
 134. Honl M und Rentzsch R:
Flüssigkeitsabstrahlstrahlverfahren für biologische Gewebe, Stoffe und Organe wie z. B. Knochen, Knorpel, Zähne und Häute, für Biomaterialen wie z. B. Knochenzement (PMMA oder andere Polymere), Verbundwerkstoffe und Metalle sowie für technische Materialien. Patent DE 19804065 A1, Deutschland 2004.
 135. Honl M, Rentzsch R, Hille E, Brandt C et al.:
Waterjetting technology in orthopaedic surgery: cutting experiments on bone and bone cement.
BHR Group conference series 32: 581-586, Professional Engineering Publishing, Bury St. Edmunds, 39. Auflage 1998.

136. Honl M, Rentzsch R, Müller G, Brandt C, Bluhm A, Hille E, Louis H et al.:
The use of water-jetting technology in prostheses revision surgery-first results of parameter studies on bone and bone cement.
J. Biomed. Mater. Res. 53(6): 781-790, 2000.
137. Honl M, Rentzsch R, Uebeyli H, Hille E et al.:
Water-jet cutting in medical use - an overview.
BHR Group conference series 41: 183-198, Professional Engineering Publications, Bury St. Edmunds, 2000.
138. Honl M, Uebeyli H, Dierk O, Schwieger K, Rentzsch R, Carrero V, Dries S et al.:
Der Druckwasserstrahl zum selektiven Abtrag der Synovialis- In-vitro-Studie zur Machbarkeit eines neuen Synovektomieverfahrens.
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 141(3): 322-327, 2003.
139. Honnart F:
Use of ultrasound for the removal of cement in hip prosthesis reoperations.
Rev. Chir. Orthop. Reparatrice. Appar. Mot. 82(2): 171-174, 1996.
140. Hoogstrate AM, Karpuschewski HB:
Modelling of the abrasive waterjet cutting process in a modular way.
Proc. 16th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 139-150, Lake P (Ed.), Cranfield, Bedfordshire, 2002.
141. Horie T:
Liver resection by water jet.
Nippon Geka 90(1): 82-92, 1989.
142. 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.
143. Hubert J, Mourey E, Suty JM, Coissard A, Floquet J, Mangin P:
Water-jet dissection in renal surgery: experimental study of a new device in the pig.
Urol. Res. 24(6): 355-359, 1996.
144. Ibuki S:
Study on the shearing strength of human and animal compact bones.
J. Kyoto Pref. Med. Univ. 73: 495-512, 1964.
145. 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.
146. Jahn R, Dressel M, Neu W, Jungbluth KH:
Abtrag von harten biologischen Strukturen mit dem Excimer-Laser.
Unfallchirurg 18(5): 261-265, 1992.

-
147. 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.
 148. 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.
 149. Jensen MP, Karoly P, Harris P:
Assessing the affective component of chronic pain: development of the Pain Discomfort Scale.
J. Psychosom. Res. 35(2-3): 149-154, 1991.
 150. Jiang S, Fang M:
Study on the Flow Characteristics of Free Water Jet Based on Hyperbola Flow Line Structure.
Proc. 11th US Water Jet Conference: 235-248, Hashish M (Ed.), St. Louis, 2001.
 151. Johnson VE, Chahine GL, Lindenmuth WT, Conn AF, Frederick GS, Giaccino GJ:
Cavitating and structured jets for mechanical bits to increase drilling rate.
J. Energy Resources Tech. 106: 282-294, 1984.
 152. Johnson VE, Conn AF, Lindenmuth WT, Chahine GL, Frederick GS:
Self resonating cavitating jets.
Proc. 6th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 1-25, Stephens HS und Davies EB (Eds.), Surrey, 1982.
 153. Junqueira LC, Carneiro J, Kelly RO:
Histologie.
Springer Verlag, Berlin, 5. Auflage, 2000.
 154. 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.
 155. Karpínski A, Wantuch E:
Quality of Composite Materials after High Pressure Water Jet Machining.
Proc. 1st Water Jet Conf.: 67-74, Wantuch E (Ed.), Kraków, 1999.
 156. Karpman RR, Magee FP, Gruen TW, Mobley T:
The lithotripter and its potential use in the revision of total hip arthroplasty.
Orthop. Rev. 16(1): 38-42, 1987.
 157. Katake K:
Studies on the strength of human skeletal muscles.
J. Kyoto Pref. Med. Univ. 69: 463-483, 1961.

158. Katz J, Melzack R:
Measurement of pain.
Surg. Clin. North Am. 79(2): 231-252, 1999.
159. Keller TS, Spengler DM, Hansson TH:
Mechanical behavior of the human lumbar spine. I. Creep analysis during static compressive loading.
J. Orthop. Res. 5(4): 467-478, 1987.
160. Kendall K:
Control of cracks by interfaces in composites.
Proc. R. Soc. Lond.: 409-428, 1975.
161. Kindt-Larsen T, Smith DB, Jensen JS:
Innovations in acrylic bone cement and application equipment.
J. Appl. Biomater. 6(1): 75-83, 1995.
162. Kinoshita T, Hoshino K, Tagaki K:
Rock breaking with continuous high-speed water jet cutting.
1st Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 13-28, Brook TE und Richardson RCA (Eds.), Coventry, 1972.
163. Klapper RC, Caillouette JT, Callaghan JJ, Hozack WJ:
Ultrasonic technology in revision joint arthroplasty.
Clin. Orthop.(285): 147-154, 1992.
164. Knaupp M, Meyer A, Erichsen G, Sahney M, Burnham C:
Dynamic compensation of abrasive water jet properties through 3-dimensional jet control.
Proc. 16th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 75-90, Lake P (Ed.), Cranfield, 2002.
165. Kobayashi R:
Damage of Animal System Caused by High Speed Water Jet.
: 457-460, 2002.
166. Kobayashi R, Adachi T, Matsuura K:
Protection of a Living Body against Water Jet.
Proc. 4th Pacific Rim Conference on Water Jet Techn.: 231-232, Dunn PG, Meyer TGH und Hood M (Eds.), Springwood, Australia, 2000.
167. Kollé JJ:
Water and abrasive jetting, and mechanical techniques expedite hard rock drilling.
Oil and Gas Journal 96(16): 90-94, 1998.
168. Kollé JJ, Hashish M:
Recent developments in high-pressure technology for mining and drilling.
Proc. Conf. Mining Geomech. 89: Ostrava, 1989.
169. Kootstra G, van der Wijk J, Rijkmans BG:
A new device towards intermediate term kidney preservation - an experimental study.
Scand. J. Urol. Nephrol. Suppl. 54: 86-89, 1980.

-
170. Kopec JA, Esdaile JM:
Functional disability scales for back pain.
Spine 20(17): 1943-1949, 1995.
 171. König W:
Fertigungsverfahren. Band 3: Abtragen.
VDI-Verlag, Düsseldorf, 1990.
 172. König W:
Fertigungsverfahren, Band 2: Schleifen, Honen, Läppen.
VDI-Verlag GmbH, Düsseldorf, 2. Auflage, 1989.
 173. Krause R:
Enzyklopädie der mikroskopischen Technik.
Urban&Schwarzenberg, Berlin,Wien, 3. Auflage, 1926.
 174. Kunaport S, Ramulu M, Hashish M:
Finite element analysis of residual stress induced by ultra high pressure waterjet.
Proc. 16th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 345-358, Lake P (Ed.), Cranfield, 2002.
 175. Kuzmich YA:
Some relationships in the coal penetration by high-pressure thin water jets.
Proc. 1st Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 1-8, Brook TE und Richardson C.A. (Eds.),
Coventry, 1972.
 176. Labus TJ, Hilaris JA:
Highway maintenance application of water jet cutting technology.
4th Int. Symp. on Jetting Cutting Techn.: 1-8, Clarke J und Stephens HS (Eds.),
Canterbury, 1978.
 177. Lafferty JF:
Analytical model of the fatigue characteristics of bone.
Aviat. Space Environ. Med. 49(1): 170-174, 1978.
 178. Learmonth ID, Grobler GP, Dall DM, Jandera V:
Loss of bone stock with cementless hip arthroplasty.
J. Arthroplasty 10(3): 257-263, 1995.
 179. Lebar A, Junkar M:
Approaches to simulation of AWJ cutting process.
Proc. 1st Water Jet Conf.: 11-20, Wantuch E (Ed.), Kraków, 2001.
 180. 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.

181. 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.
182. Lewis G:
Properties of acrylic bone cement: state of the art review.
J. Biomed. Mater. Res. 38(2): 155-182, 1997.
183. Lewis G, Nyman JS, Trieu HH:
Effect of mixing method on selected properties of acrylic bone cement.
J. Biomed. Mater. Res. 38(3): 221-228, 1997.
184. Li F, Geskin ES:
Development of icejet machining technology.
Proc. 8th Am. Water Jet Conf.: 725-734, Saunders D (Ed.), Houston, 1996.
185. Lichtarovic A, Nwachukuwu G:
Erosion by an interrupted jet.
Proc. 4th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 13-18, Clarke J und Stephens HS (Eds.), Canterbury, 1978.
186. 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.
187. Lobenstein A, Kougioumtzi E, Honl M, Otterbach A, Moecke H:
Massive akute hypotone Hyperhydratation nach arthroskopischer Synovektomie.
Anaesthesist 50(1): 37-42, 2001.
188. Louis H:
Beanspruchbarkeit fester Körper durch Flüssigkeitsstrahlen.
Dissertation Technische Universität Hannover, 1978.
189. 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.
190. Luna LG:
Manual of histologic staining methods of the Armed Forces Institute of Pathology.
McGraw-Hill Book Company, New York, 3. Auflage, 1968.
191. 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.
192. Maroon JC, Onik G:
Percutaneous automated discectomy: a new method for lumbar disc removal.
J. Neurosurg. 66(1): 143-146, 1987.

-
193. Maroon JC, Onik G, Vidovich DV:
Percutaneous discectomy for lumbar disc herniation.
Neurosurg. Clin. N. Am. 4(1): 125-134, 1993.
 194. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA:
Skeletal tissue mechanics.
Springer-Verlag, New York, 1998.
 195. Martinec P, Foldyna J, Sitek L, Bilková L, Barcová K:
Olivine as industrial abrasive for high speed water jet technology.
Proc. 16th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 287-298, Lake P (Ed.), Cranfield, 2002.
 196. May TC, Krause WR, Preslar AJ, Smith MJ, Beaudoin AJ, Cardea JA:
Use of high-energy shock waves for bone cement removal.
J. Arthroplasty 5(1): 19-27, 1990.
 197. Mazurkiewicz M:
An analysis of one possibility for pulsating a high-pressure water jet.
Proc. 2nd US Water Jet Symp.: 15-23, Summers DA und Haston FF (Eds.), Rolla, 1983.
 198. Mazurkiewicz M:
The analysis of high pressure water jet interruption through ultrasonic nozzle vibration.
Proc. 7th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 531-536, Walls IA und Stanbury JE (Eds.),
Ottawa, 1984.
 199. 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.
 200. 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.
 201. Meng P, Geskin ES, Leu MC, Tismenetskiy L:
An analytical and experimental study of cleaning with moving waterjets.
Journal of Manufacturing Science and Engineering 120: 578-589, 1998.
 202. Mohan R, Kovacevic R:
Finite Element Modeling of Crack Propagation in PCC Slabs Slotted with Abrasive
Water Jet.
Proc. 8th US Water Jet Conference: 71-86, Hashish M (Ed.), St. Louis, 1999.
 203. Momber A:
Hochdruckwasserstrahl - Forschung und Entwicklung.
Schweizer Fachverband für Hydrodynamik am Bau, Sursee, 1992.

204. Momber A:
Untersuchungen zum Verhalten von Beton unter der Belastung durch Druckwasserstrahlen.
VDI-Verlag Düsseldorf, VDI-Fortschrittsberichte. Auflage, 1992.
205. Momber A:
Handbuch Druckwasserstrahl-Technik.
Beton-Verlag GmbH, Düsseldorf, 1. Auflage, 1993.
206. Momber AW:
A Generalized Abrasive Water Jet Cutting Model.
Proc. 8th US Water Jet Conference: 359-376, Labus T (Ed.), St. Louis, 1995.
207. Morlock MM:
Der Zusammenhang zwischen der Belastung am Arbeitsplatz und Rückenschmerzen - ein multifaktorieller Ansatz für den Pflegeberuf.
Shaker Verlag, Aachen, 1999.
208. Mutschler E, Geisslinger G, Kroemer HK, Schäfer-Korting M:
Arzneimittelwirkungen. Lehrbuch der Pharmakologie und Toxikologie.
Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft, Stuttgart, 2001.
209. Müller K:
Mechanische Eigenschaften von unmodifiziertem Knochenzement auf PMMA-Basis.
Aktuelle Probl. Chir. Orthop. 31: 31-44, 1987.
210. Natali AN, Meroi EA:
A review of the biomechanical properties of bone as a material.
J. Biomed. Eng. 11(4): 266-276, 1989.
211. Neill RW, George B:
Penetrating intra-abdominal injury caused by high-pressure water jet.
Br. Med. J. 2(653): 357-358, 1969.
212. Nelson, Cox:
Lehninger Biochemie.
Springer Verlag, Heidelberg, 2001.
213. Neumann P, Keller TS, Ekstrom L, Perry L, Hansson TH, Spengler DM:
Mechanical properties of the human lumbar anterior longitudinal ligament.
J Biomech 25(10): 1185-1194, 1992.
214. Ohman JL:
Abrasives. Their Characteristics and Effect on Waterjet Cutting.
Proc. 7th US Water Jet Conference: 363-374, Hashish M (Ed.), St.Louis, USA, 1993.
215. Ohnesorge W:
Die Bildung von Tropfen an Düsen und die Auflösung flüssiger Strahlen.
Z. für angewandte Mathematik und Mechanik 16(6): 355-358, 1936.

-
216. Okamoto T:
Study on strength of peripheral nerve tissue of human beings and various animals.
J. Kyoto Pref. Med. Univ. 58: 1007-1029, 1955.
 217. Osman A, Buisine D, They B, Houssaye G:
Visual Information of the Mixing Process Inside the AWJ Cutting Head.
Proc. 7th US Water Jet Conference: 189-210, Hashish M (Ed.), St. Louis, 1997.
 218. Oweinah H:
Leistungssteigerung des Hochdruckwasserstrahlschneidens durch Zugabe von
Zusatzstoffen.
Dissertation Technische Universität Darmstadt, 1989.
 219. Papachristou DN, Barters R:
Resection of the liver with a water jet.
Br. J. Surg. 69(2): 93-94, 1982.
 220. Pearce RH, Grimmer BJ, Adams ME:
Degeneration and the chemical composition of the human lumbar intervertebral disc.
J. Orthop. Res. 5(2): 198-205, 1987.
 221. Perka C, Arnold U, Buttgerit F:
Influencing factors on perioperative morbidity in knee arthroplasty.
Clin. Orthop.(378): 183-191, 2000.
 222. Persson BG, Jeppsson B, Tranberg KG, Roslund K, Bengmark S:
Transection of the liver with a water jet.
Surg. Gynecol. Obstet. 168(3): 267-268, 1989.
 223. Petrenko O, Geskin ES, Goldenberg B, Atanov GA, Semko AN:
Investigation of the material fracturing by high speed water slugs.
Proc. 16th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 533-546, Lake P (Ed.), Cranfield, 2002.
 224. 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.
 225. 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.
 226. 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.
 227. Raftopoulos D, Katsamanis E, Saul F, Liu W, Saddemi S:
An intermediate loading rate technique for the determination of mechanical properties
of human femoral cortical bone.
J. Biomed. Eng. 15(1): 60-66, 1993.

228. Ramberg N, Sahlstrand T:
Early course and long-term follow-up after automated percutaneous lumbar discectomy.
J. Spinal Disord. 14(6): 511-516, 2001.
229. Rau HG, Arnold H, Schildberg FW:
Schneiden mit dem Wasserstrahl (Jet-Cutting) - eine Alternative zum
Ultraschallaspirator.
Chirurg 61(10): 735-738, 1990.
230. Rau HG, Schauer R, Pickelmann S, Beyer BC, Angele MK, Zimmermann A,
Meimarakis G et al.:
Dissektionstechniken in der Leberchirurgie.
Chirurg 72(2): 105-112, 2001.
231. Rehbinder G:
Some aspects of the mechanism of erosion of rock with a high speed water jet.
Proc. 3rd Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 3-15, Stephens HS, Coles NG und Stapleton
CA (Eds.), Chicago, 1976.
232. Rehbinder G:
Some Aspects on the Mechanism of Erosion of Rock with a High Speed Water Jet.
: E1, BHRA, Fluid Engineering, Cranfield [u.a.], 1976.
233. Reilly DT, Burstein AH:
The mechanical properties of cortical bone.
J. Bone Joint Surg. Am. 56(5): 1001-1022, 1974.
234. Reilly DT, Burstein AH:
The elastic and ultimate properties of compact bone tissue.
J. Biomech. 8(6): 393-405, 1975.
235. Reuss F:
Infusionen von Saccharose und Laktose.
persönliche Mitteilung von Pharmacia & Upjohn GmbH, 1997.
236. 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.
237. Reynolds EF:
Pharmacopoeia Martindale, The complete Drug Reference.
Deutscher Apothekerverlag, Stuttgart, 33. Auflage, 2002.
238. Rho JY, Zioupos P, Currey JD, Pharr GM:
Microstructural elasticity and regional heterogeneity in human femoral bone of various
ages examined by nano-indentation.
J. Biomech. 35(2): 189-198, 2002.

-
239. Richardson CA:
The wear of metals by relatively soft abrasives.
Wear 11: 245-275, 1968.
240. Rochester MC, Brunton JH:
High speed liquid impact of jets on solids.
Proc. 1st Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: Brook TE und Richardson CA (Eds.),
Coventry, 1972.
241. Romeis B:
Mikroskopische Technik.
Oldenbourg Verlag, München, Wien, 16. Auflage, 1968.
242. Rydevik B, Hasue M, Wehling P:
Etiology of sciatic pain and mechanisms of nerve root compression.
The Lumbar Spine Volume 1(2nd Edition): 123-141, 1996.
243. Sami S, Anderson C:
Helmholtz oscillator for the self-modulation of a jet.
Proc. 7th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 91-98, Watts GA und Stanbury JEA (Eds.),
Cranfield, 1984.
244. 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.
245. Schal W:
Fertigungstechnik 2.
Verlag Handwerk und Technik, Hamburg, 7. Auflage, 1995.
246. Schikorr W:
Beitrag zum Werkstoffabtrag durch Flüssigkeitsstrahlen hoher
Relativgeschwindigkeiten.
Dissertation Universität Hannover, 1986.
247. Schlatter M:
Entgraten durch Hochdruckwasserstrahlen.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, 1986.
248. Schmelzer MP:
Mechanismen der Strahlerzeugung beim Wasser-Abrasivstrahlschneiden.
Dissertation Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 1994.
249. Schmidt RF, Thews G:
Physiologie des Menschen.
Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 26. Auflage, 2001.

250. Schmolke S, Kirsch K, Wirth CJ, Louis H, Pude F, Honl M:
Investigation on surface quality of human bones cut with high pressure abrasive water jets.
Proc. 16th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 397-402, Lake P (Ed.), Bedfordshire, 2002.
251. Schmolke S, Pude F, Kirsch L, Honl M, Schwieger K, Kromer S:
Temperaturmessung während einer Abrasiv- Waterjet- Osteotomie.
Biomed. Tech. (Berl) 49(1-2): 18-21, 2004.
252. Scholz C, Matthes M, Kar H, Boenick U:
Die Knochenzemententfernung mit dem Laser.
Biomed. Tech. Berl. 36(5): 120-128, 1991.
253. Schöfski O, Schulenburg JM:
Gesundheitsökonomische Evaluationen.
Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2000.
254. Schutze K, Posl H, Lahr G:
Laser micromanipulation systems as universal tools in cellular and molecular biology and in medicine.
Cell Mol. Biol. (Noisy. -le-grand) 44(5): 735-746, 1998.
255. Seisakusho K:
Guide device for abrasive in superhigh-pressure hydal cutting machine using such one.
Patent 58139387, Japan 1985.
256. 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.
257. 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.
258. Shishkin DV, Geskin ES, Goldenberg B:
Development of a Technology for Fabrication of Ice Abrasives.
Proc. 11th US Water Jet Conference: 371-386, Hashish M (Ed.), St. Louis, 2001.
259. Siebert WE:
Osteotomien mit einem experimentellen Laser-System.
Fortschr. Kiefer Gesichtschir. 38: 149-151, 1993.
260. Siebert WE, Berendsen BT, Tollgaard J:
Die perkutane Laserdiskusdekompression (PLDD). Erfahrungen seit 1989.
Orthopäde 25(1): 42-48, 1996.
261. Siegenthaler W:
Klinische Pathophysiologie.
Thieme Verlag, Stuttgart, 8. Auflage, 2000.

-
262. 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.
263. Siegert R, Magritz R, Jurk V:
Water-jet dissection in parotid surgery - initial clinical results.
Laryngorhinootologie 79(12): 780-784, 2000.
264. Simpson M:
Abrasive particle study in high pressure water jet cutting.
Int. J. of Water Jet Technology 1(1): 17-28, 1990.
265. Siores E, Chen LF, Momber A:
Introduction of a new precision cryogenic icejet system for processing materials.
Proc. 6th Pacific Rim Int. Conf. on Water Jetting Techn.: 136-139, Springwood, Australia, 2000.
266. Skaggs DL, Weidenbaum M, Iatridis JC, Ratcliffe A, Mow VC:
Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar annulus fibrosus.
Spine 19(12): 1310-1319, 1994.
267. Smith JA:
Possible venous air embolism with a new water jet dissector.
Br. J. Anaesth. 70(4): 466-467, 1993.
268. 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.
269. Sonoda T:
Studies on the strength for compression, tension and torsion of the human vertebral column.
J. Kyoto Pref. Med. Univ. 71: 659-702, 1962.
270. Sonoda T, Yoshikawa K, Ibuki S:
Examination on the shearing and punching strength of human cerebral and spinal dura mater.
J. Kyoto Pref. Med. Univ. 71: 703-709, 1962.
271. Sortland O, Kleppe H, Aandahl M, Blikra G:
Percutaneous lumbar discectomy. Technique and clinical result.
Acta Radiol. 37(1): 85-90, 1996.
272. Soyer J, Avedikian J, Pries P, Clarac JP:
Long-term outcome of Charnley's femoral implant. A review of 309 cases with follow-up of minimum 20 years.
Rev. Chir. Orthop. Reparatrice. Appar. Mot. 84(5): 416-422, 1997.

273. Spangfort EV:
The lumbar disc herniation. A computer-aided analysis of 2,504 operations.
Acta Orthop. Scand. Suppl. 142: 1-95, 1972.
274. Speckmann EJ, Kohling R, Lucke A, Straub H, Wittkowski W, Elger CE, Wiemann M et al.:
Microcutting of living brain slices by a pulsed ultrafine water jet which allows simultaneous electrophysiological recordings (micromingotome).
J. Neurosci. Methods 82(1): 53-58, 1998.
275. Spencer DL, Irwin GS, Miller JA:
Anatomy and significance of fixation of the lumbosacral nerve roots in sciatica.
Spine 8(6): 672-679, 1983.
276. 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.
277. Strebel F:
Eine neue Behandlungsweise für Lupus und bösartige Neubildungen mittels molekularer Zerstörung durch kontinuierliche, hochfrequente Funkenströme.
Dtsch. Med. Wochenschr. 2: 63-71, 1904.
278. Summers DA:
Water jet cutting of rock, concrete and steel - Trends for the future.
Proc. Int. Conf. on Geomech. 91: 223-231, Rakowski Z (Ed.), Rotterdam, 1992.
279. Summers DA:
Waterjetting technology.
Chapman & Hall, London, 1. Auflage, 1995.
280. Swadener JG, Rho JY, Pharr GM:
Effects of anisotropy on elastic moduli measured by nanoindentation in human tibial cortical bone.
J. Biomed. Mater. Res. 57(1): 108-112, 2001.
281. 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.
282. Toth S, Vajda J, Pasztor E, Toth Z:
Separation of the tumor and brain surface by "water jet" in cases of meningiomas.
J. Neurooncol. 5(2): 117-124, 1987.
283. Uetz H:
Abrasion und Erosion.
Carl Hanser Verlag, Wien, 1986.

-
284. Van Ham G, Denis K, Van der Sloten J, Van Audekercke R, Van der Perre G, De Schutter J, Aertbelien E et al.:
Machining and accuracy studies for a tibial knee implant using a force-controlled robot.
Comput. Aided Surg. 3(3): 123-133, 1998.
285. Venn R, Steele A, Richardson P, Poloniecki J, Grounds M, Newman P:
Randomized controlled trial to investigate influence of the fluid challenge on duration
of hospital stay and perioperative morbidity in patients with hip fractures.
Br. J. Anaesth. 88(1): 65-71, 2002.
286. Vijay MM:
Study of novel nozzle device for generating cavitating and pulsed water jets.
Proc. 13th Int. Symp. on Jetting Techn.: 3-12, Cranfield, 1996.
287. Wahl H:
Verschleißprobleme im Braunkohlebergbau.
Braunkohle, Wärme und Energie 3: 75-87, 1951.
288. Weinstein JN, Oster DM, Park JB, Park SH, Loening S:
The effect of the extracorporeal shock wave lithotripter on the bone-cement interface in
dogs.
Clin. Orthop. 235: 261-267, 1988.
289. Welch AJ, Pearce JA, Diller KR, Yoon G, Cheong WF:
Heat generation in laser irradiated tissue.
J. Biomech. Eng 111(1): 62-68, 1989.
290. Werner M:
Einflussparameter und Wirkmechanismen beim Abtrag von homogenen und
heterogenen merphasischen mineralischen Baustoffen mit dem Hochdruckwasserstrahl.
Dissertation Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 1991.
291. 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.
292. 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.
293. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE:
New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life.
Spine 24(8): 755-762, 1999.
294. 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.

295. Wixson RL, Lautenschläger EP, Novak MA:
Vacuum mixing of acrylic bone cement.
J. Arthroplasty 2(2): 141-149, 1987.
296. Wong DTY, Wright P, Aulton ME:
The deformation of alpha-lactose monohydrate and anhydrous alpha-lactose monocrystals.
Drug Dev. Ind. Pharm. 14: 2109-2126, 1988.
297. Wulf C:
Geometrie und zeitliche Entwicklung des Schnittspaltes beim Wasserstrahlschneiden.
Dissertation Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2002.
298. Yamamoto Y, Ikai I, Kume M, Sakai Y, Yamauchi A, Shinohara H, Morimoto T et al.:
New simple technique for hepatic parenchymal resection using a Cavitron Ultrasonic Surgical Aspirator and bipolar cautery equipped with a channel for water dripping.
World J. Surg. 23(10): 1032-1037, 1999.
299. Yanagiuchi S, Yamagata H:
Cutting and drilling of glass by abrasive jet.
Proc. 8th Int. Symp. on Jet Cutting Techn: 323-329, Saunders D (Ed.), Cranfield, 1986.
300. 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.
301. Yie G:
Cutting hard materials with abrasive entrained water jet.
Proc. 7th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 481-491, Walls IA und Stanbury JE (Eds.),
Ottawa, 1984.
302. Yie GG, Burns DJ, Mohaupt UH:
Performance of a high pressure pulsed water-jet device for fracturing concrete pavement.
Proc. 4th Int. Symp. on Jet Cutting Techn.: 67-86, Clarke J und Stephens HS (Eds.),
Cranfield, 1978.
303. 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.
304. Yoshida H, Nishi K, Isobe T:
Concrete cutting using rotary water jets.
Proc. 5th Am. Water Jet Conf.: 121-132, Vijay MM und Savanick GA (Eds.), Toronto,
1989.
305. Zeng J, Kim TJ:
Development of an abrasive waterjet kerf cutting model for brittle materials.
Fluid mechanics and its applications ; 13: 483-501, Kluwer, Dordrecht, 1992.

-
306. Zeng J, Kim TJ:
Parameter Prediction and Cost Analysis in Abrasive Waterjet Cutting Operations.
Proc. 7th US Water Jet Conference: 175-190, Hashish M (Ed.), St.Louis, USA, 1993.
307. Zimmer M, Klobl R, De TG, Jansson V, Refior HJ, Heimkes B, Kuhne JH:
Bone-cement removal with the excimer laser in revision arthroplasty.
Arch. Orthop. Trauma Surg. 112(1): 15-17, 1992.
308. Zioupos P, Currey JD, Casinos A:
Tensile fatigue in bone: are cycles, or time to failure, or both, important?
J. Theor. Biol. 210(3): 389-399, 2001.
309. Zollner J, Sancaktaroglu T, Meurer A, Grimm W, Andreas J, Eysel P:
Bestimmung des Hyaluronsäuregehaltes des Nukleus pulposus bei akuten und chronisch
degenerativen Bandscheibenveränderungen.
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 137(3): 211-213, 1999.

18 Glossar

Abrasion: Materialabtrag durch Partikel.

Abrasivmassenstrom: Abrasivmittelmasse, die dem Strahl in einer Sekunde beigemischt wird.

afferent: hinleitend, bezeichnet Nerven die Signale zum zentralen Nervensystem hin leiten (im Gegensatz zu efferent).

Aldose: Zucker sind polyhydroxylierte Aldehyde (Aldosen) und Ketone (Ketosen). Der häufigste natürlich vorkommende Zucker ist die Aldose Glukose.

Aldose-Reduktase: Enzym, das Zucker in den entsprechenden Zuckeralkohol umwandelt.

Almandit: Almandit ist eines der härtesten Mineralien. Westaustralien hat das größte Almandit-Vorkommen der Welt mit Reserven von über sechs Millionen Tonnen.

Aminosäure: Baustein der Eiweißmoleküle.

Ampholyte: Stoffe, die sowohl Säure als auch Base sein können (z.B. Wasser oder Aminosäuren).

Anisotropie: Nicht gleichmäßige Verteilung von Materialeigenschaften.

Antibiotikaprophylaxe: Gabe eines Antibiotikums vor der Operation, um eventuell in den Körper eingebrachte Bakterien zu bekämpfen, bevor diese zur Infektion führen.

Anulus: Ring.

Apophyse: Wachstumszone des Wirbelkörpers.

Arachnoidea: „Spinnwebhaut“. Zarte, gefäßarme, bindegewebige, beidseits endothelbedeckte mittlere Gehirn- und Rückenmarkshaut. Liegt der sie bedeckenden Dura mater eng an.

Arthroskopie: Gelenkspiegelung durch kleine Hautschnitte mit Faseroptik und Videokamera.

Asparagin: Aminosäure.

athermisch: Ohne Temperaturerhöhung, welche die Werkstoffeigenschaften verändert.

ätiologisch: Die Entstehung betreffend.

Atrophie: Vollständige Rückbildung eines Organs oder Gewebes.

Autopsiepräparat: Bei der Leichenöffnung gewonnenes Präparat.

Axon: Zellfortsatz einer Nervenzelle, der bis zu 1,5m lang sein kann.

Azidität: Verhalten einer Säure.

Bandscheibendistensionstest: Die Bandscheibe wird mit einer Nadel punktiert und unter Druck gebracht, um die den Schmerz verursachende Bandscheibe zu finden.

Basizität: Verhalten einer Lauge.

Benzoylperoxid: Dient zur radikalischen Polymerisation von Methacrylsäuremethylester. Das den Monomeren zugesetzte Benzoylperoxid dient als Initiator der Reaktion. Es zerfällt bei höherer Temperatur unter Bildung von Primärradikalen.

Bingham-Medium: Modellbezeichnung eines Körpers, der nicht einer Newtonschen Flüssigkeit entspricht, aber rheologische Eigenschaften aufweist. An Stelle einer konstanten Viskosität Newtonscher Flüssigkeiten wird bei Bingham Festkörpern oft mit einer scheinbaren (apparenten) Viskosität gerechnet

Bioabrasiv: Abrasivstoff, der im lebenden Organismus eingesetzt werden kann (Wortprägung des Autors).

bovin: Vom Rind.

cerebrospinalis: Gehirn und Rückenmark zugehörig.

Chemonukleolyse: Auflösen des Nucleus pulposus durch Injektion eines Enzyms.

Chymopapain: Enzym der Papaya-Frucht.

Compliance: Bereitschaft des Patienten, bei diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen mitzuwirken.

Composite-Layer: Lagen eines Faserverbundwerkstoffes.

Copolymer: Ein Copolymer setzt sich aus unterschiedlichen Molekülen zusammen, die zufällig an verschiedenen Stellen der Kette eingefügt sind. Homopolymer bedeutet hingegen, dass die molekulare Kette des Polymeren sich aus vielen identischen Molekülen zusammensetzt.

Creeping: Kriechen von Geweben bei Belastung.

Deckplatte: Obere Abschlussplatte eines Wirbelkörpers.

Deflexion: Strahlumlenkung durch Oberflächenkontakt.

Dehydrogenase: Zur Gruppe der Oxidoreduktasen gehöriges, im Allgemeinen substratspezifisches Enzym (z.B. Alkohol-Dehydrogenase).

Delamination: Schichttrennung bei Verbundmaterialien.

Diaphyse: Mittelteil des Röhrenknochens, der eigentliche Anteil in dem der Knochen als Kortikalisrohr ausgebildet ist.

Disaccharid: Zucker, der aus zwei Molekülen eines Monosaccharides aufgebaut ist.

diskogen: Bandscheibenbedingt.

Diskografie: Kontrastmitteldarstellung der Bandscheibe.

Diskotomie: = Nukleotomie = Operation zur Entfernung eines Bandscheibenvorfalles.

Dissektion: Zertrennung durch Schneiden.

distal: Zur Körperperipherie hin gelegen.

Diszitis: Entzündung der Bandscheibe.

dorsal: Zum Rücken hin gelegen.

dorsolateral: Seitlich und zum Rücken hin gelegen.

Dura mater: Harte Hirn- oder Rückenmarkshaut.

Elastizität: Gültigkeit des Hooke-Gesetzes (Proportionalität zwischen Spannung und Verformung, Deformation vollständig reversibel).

Embolie: Ein im Gefäßsystem abgelöstes Blutgerinnsel oder eine Luft- oder Fettblase wandert mit dem Blutstrom in eine Endstrombahn und verhindert hier den Blutfluß. Bei der meist tödlichen Lungenembolie wird die Endstrombahn der Lunge verstopft und es findet kein Gasaustausch mehr statt.

E-Modul: Der Elastizitätsmodul gibt das Verhältnis der Spannung zur zugehörigen elastischen Verformung an, die nach einer Entlastung vollständig zurückgeht.

Endoprothese: In das Körperinnere eingebrachter künstlicher Ersatz, z.B. eines Gelenkes.

Endoprothesenrevision: Erneute Operation am Kunstgelenk, z.B. wegen Lockerung oder Infektion.

Endoskopie: Diagnostisches Verfahren zur Untersuchung von Körperhöhlen und Hohlorganen wie z.B. Luftröhre, Bronchien, Magen oder Dickdarm durch die direkte Betrachtung mit Hilfe eines Endoskops. Man verwendet hier auch den Begriff „Spiegelung“ (z.B. Magen- oder Darmspiegelung).

Enzyme: Für den Stoffwechsel aller Organismen unentbehrliche Eiweiße, die als Biokatalysatoren biochemische Vorgänge durch Senkung der notwendigen Aktivierungsenergie ermöglichen.

Epithel: Deckzellschicht.

Epiphyse: Gelenktragendes Ende eines Röhrenknochens. Bei jungen Organismen findet in der Epiphyse das Längenwachstum statt.

Erosion: Schädigungsmechanismus, der durch in das Material eindringendes Wasser hervorgerufen wird.

Excimer-LASER: Excimer oder "excited dimer" steht dafür, dass zweiatomige Moleküle angeregt werden. Es handelt sich hierbei um einen Gasentladungslaser und nicht um einen Festkörperlaser.

exotherm: Es wird Wärme abgegeben.

Extrakorporale Stoßwellenlithotripsie: Verfahren, das über spezielle Ankoppelung Schallwellen, die piezoelektrisch erzeugt werden, in den Körper einbringt. Bekannt ist diese Methode als Nierensteinertrümmerer.

Femur: Oberschenkelknochen.

Femurkondylen: Zwei spiralig gekrümmte Verbreiterungen am rumpffernen Ende des Oberschenkelknochens (Femur), die einen Gelenkpartner des Kniegelenks bilden.

Fettembolie: In das venöse System eingebrachtes Fett verstopft die Lungenstrombahn.

Fibrozyt: Bindegewebszelle.

Fluidmechanik: Verhalten von Flüssigkeiten oder Gasen unter Einfluss von Kräften.

Glomerulum: Filtrationseinheit der Niere als knäuelbildende Kapillarschleife des arteriellen Wundernetzes.

Granulozyt: Vor allem der Infektionsabwehr dienende weiße Blutzelle (Leukozyt).

Havers-System: Osteon, Baueinheit des Knochens: bestehend aus Speziallamellen + Havers-Kanal + Havers-Gefäß.

Hirnventrikelsystem: Das Liquor führende Hohlraumssystem des Gehirns.

Homopolymer: Siehe Copolymer.

Hyaluronsäure: Saures, hochviskoses, stark wasserbindendes Glykosaminoglykan aus 1,4-verknüpften Hyalobiuronsäure-Einheiten.

Hydroabrasivverschleiß: Abrasiver Verschleiß in einer Flüssigkeit.

Hydroxylapatit: Schwer lösliches komplexes Salz, das Bestandteil der Mineralsubstanz des Knochens und der Zahnhartsubstanz ist ($3 \text{ Ca}_3[\text{PO}_4]_2 \cdot \text{Ca}[\text{OH}]_2$).

hyperosmolar: Überschreiten der physiologischen Osmolarität.

Icejetting: Materialabtrag mit beschleunigten Eiskristallen.

Indikation: Grund für die Durchführung einer medizinischen Untersuchung oder Therapie, der diese rechtfertigen sollte.

Interstitium: Zwischenraum zwischen Körperorganen oder -geweben.

interzellulär: Zwischen einzelnen Zellen.

interindividuell: Zwischen verschiedenen Individuen.

intraindividuell: Innerhalb eines Individuums.

intrazellulär: In einer Zelle.

in vitro: Am nicht lebenden Objekt.

in vivo: Am lebenden Individuum.

isoelektrischer Punkt: Der pH-Wert, bei dem amphotere Stoffe (z.B. Eiweiße) infolge gleich starker Dissoziation ihrer sauren und basischen Gruppen elektrisch neutral erscheinen.

Isomer: Eine Ausprägungsform von Verbindungen bei gleicher elementarer Zusammensetzung (Summenformel) vorhandene, durch Struktur (= Struktur- oder Konstitutions-Isomer) oder räumliche Anordnung (= Raum- oder Stereo-Isomer) bedingte stoffliche Verschiedenheiten.

intraoperativ: Während der Operation.

Katarakt: (Grauer Star) Linsentrübung des Auges.

Kernspintomografie: Bildgebendes, als topografische MR-Spektroskopie funktionierendes Diagnoseverfahren (Schnittbildverfahren) unter Nutzung eines Magnetfelds hoher Feldstärke sowie von in gepulster Form eingestrahlten Radiowellen im Megahertz-Band.

Kirschnerdraht: Spitzer steifer nicht-rostender Draht, meist zur Fixation von Frakturen an kleineren Knochen verwendet.

Koagulation: Übergang eines kolloidalen Systems aus dem Solzustand in ein Gel, das sich anschließend unter Austritt von Flüssigkeit verdichtet (z.B. bei Blutgerinnung). Die Koagulation kann durch ein Enzym oder durch chemisch-physikalische Faktoren (Elektrolyte, Wärme) verursacht werden.

Koagulationsnekrose: Nekrose infolge Eiweißgerinnung, z.B. nach Temperaturerhöhung.

Kondylen: Siehe Femurkondylen.

Konfidenzintervall: Ant einer Zufallsstichprobe können Aussagen über eine unbekannte Grundgesamtheit getroffen werden. Der Wertebereich, in dem der interessierende Parameter der Grundgesamtheit mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit zu erwarten ist, bezeichnet man als Konfidenzintervall.

Kortikalis: Synonym für Kompakta. Härtere, äußere Knochenschicht. Die Substantia compacta erscheint als verdichtetes, kompaktes Gewebe (kompakter Knochen), die Substantia spongiosa ist in Form von schwammartigen Knochenbälkchen organisiert (spongiöser Knochen).

Laktatazidose: Übersäuerung des Körpers aufgrund erhöhter Milchsäurekonzentration.

Lakune: Vertiefung, Grube, Lücke.

laparoskopisch: Über eine Bauchspiegelung.

lateral: Seitlich.

Ligament: Band.

ligieren: Unterbinden eines Gefäßstumpfes zur Verhinderung der Blutung.

Liquor: Der Liquor cerebrospinalis = Gehirnflüssigkeit dient dem Schutz des zentralen Nervensystems vor mechanischer Verformung und der Ernährung des Hirngewebes.

Luftembolie: In das venöse System eingebrachte Luft, die physikalisch nicht im Blut gelöst ist und daher in Form von Luftblasen die Lungenstrombahn verlegt.

lumbal: Zur Lendenwirbelsäule gehörig.

Medizinproduktegesetz (MPG): Es regelt die Anwendung von technischen Geräten am Patienten.

metabolisieren: Verstoffwechseln.

Metaphyse: Ein Abschnitt eines Röhrenknochens zwischen Diaphyse und Epiphyse.

Methionin: Aminosäure.

Mikroembolisation: Verschließen von Kapillaren durch kleine Festkörper.

mikroinvasiv: Operation durch ein „Schlüsselloch“.

Mohs-Härte: Mohs führte 1811 ein Ritz-Verfahren zur Prüfung der Härte von Mineralien ein. Er ordnete zehn Mineralien derart in eine Härteskala ein, dass jedes Mineral vom folgenden geritzt wird, das vorhergehende dagegen selbst zu ritzen vermag.

mononukleäre Riesenzellen: Große partikel aufnehmende Zellen.

Monosaccharid: Zucker, der aus einem Zuckermolekül bestehen (z.B. Glukose).

Morbidität: Wahrscheinlichkeit einer Neuerkrankung.

Mucopolysaccharid: Auch als Glykosaminoglykan bezeichnet, besteht aus Disaccharideinheiten, welche 1-4-glykosidisch zu linearen Polysacchariden verbunden sind. Sie sind in der Lage Wasser zu binden und Bestandteil verschiedenster Gewebe wie z.B. Nukleus pulposus oder Knorpel.

Myelin: Komplexes Gemisch aus Lipoiden (Phospholipide, Cholesterin und Cerebroside), das zusammen mit Neurokeratin wesentlicher Bestandteil der Markscheide der Nervenzellen ist. Es dient als elektrischer Isolator.

Nekrose: Gewebstod in einem lebenden Organismus.

Nephrotomie: Schnitt in die Niere zur Entfernung von Steinen (Nephrolithotomie), zur transrenalen Fistelung (Nephrostomie) oder Biopsie.

Nervus facialis: Der VII. Hirnnerv versorgt die mimische Muskulatur des Gesichts.

Neurotransmitter: Überträgerstoffe, die an Nervenendigungen freigesetzt werden.

Nukleotomie: Operatives Entfernen eines Bandscheibenvorfalles.

Nukleus pulposus: Gallertkern der Bandscheibe.

Ödem: Ein Ödem (Gewebswassersucht) ist eine meist schmerzlose Ansammlung aus dem Gefäßsystem ausgetretener Flüssigkeit in den Gewebsspalten.

onkotischer Druck: Er bildet sich entlang einer nur für Wasser durchlässigen Membran, wenn sich dies- und jenseits dieser Grenze unterschiedlich stark konzentrierte Lösungen befinden.

Osmodiuretikum: Stoff, der über osmotische Effekte die Urinausscheidung erhöht.

Osteolyse: Auflösung und Abbau von Knochensubstanz, vor allem bei Entzündungen und Tumoren.

Osteon: Aus Knochenlamellen bestehendes Knochensäulchen; entspricht als morphologische Baueinheit einem Havers-Lamellensystem.

Osteotom: Instrument zur Knochendurchtrennung, einem Meißel vergleichbar.

Osteotomie: Knochendurchtrennung.

paravertebral: Neben der Wirbelsäule.

Parenchym: Das spezifische Gewebe eines Organs.

parenteral: Unter Umgehung des Verdauungstrakts.

pathologisch: Krankhaft.

Pathomechanismus: Der naturwissenschaftlich erklärbare Ablauf einer Erkrankung.

Perineurium: Kollagenhaltiges faseriges Bindegewebe, das die einzelnen Faserbündel im Nerv umkleidet.

Periost: Knochenhaut.

perkutan: Durch die Haut.

Pharmakodynamik: Wirkung eines Arzneimittels auf den Organismus bzw. Reaktionen des Arzneimittels mit entsprechenden Rezeptoren.

Pharmakokinetik: Wirkung des Organismus auf das Arzneimittel; beinhaltet Vorgänge wie Resorption, Verteilung, Proteinbindung und Ausscheidung, die den zeitlichen Ablauf der Arzneimittelkonzentration im Körper bestimmen.

Plastizität: Proportionalität zwischen Spannung und Verformung bei irreversibler Deformation.

Polymethylmethacrylat (PMMA): Amorphes, transparentes und farbloses Thermoplast, das zwar fest und starr, aber gleichzeitig spröde und kerbempfindlich ist.

Polysaccharidketten: Aus Zuckermolekülen aufgebaute Moleküle, wie z.B. Stärke.

Polyurethan: Thermoplastischer Kunststoff, der in einer Polyadditionsreaktion aus Dialkoholen oder Polyether und Diisocyanaten hergestellt wird.

Post-Hoc-Test: Statistischer Test in Ergänzung zur Varianzanalyse. Wird auf Grund dieser die Nullhypothese abgelehnt, muss zum Zwei-Gruppenvergleich eine Post-Hoc-Testung (z.B. Tukey Test) durchgeführt werden.

Prolaps: Vorfall.

Prostata: Vorsteherdrüse.

Proteindenaturierung: Irreversible Strukturveränderung von Eiweißkörpern.

proteinogen: Eiweiß bildend.

Proteoglykan: Makromolekulare Glykoproteine, bei denen viele Glykosaminoglykane an ein Kernprotein gebunden sind; Hauptkomponente der Bindegewebe neben Kollagen.

Prothesenrevision: Zweiteingriff bei einem Kunstgelenk, meist Wechseloperation.

Protrusion: Bandscheibenvorwölbung, die in Verbindung mit der eigentlichen Bandscheibe steht.

proximal: Zum Körperstamm hin gelegen.

randomisieren: Zufällig verteilen.

Rautiefe: Maß für die Unebenheit einer Festkörperoberfläche. Gebräuchlich ist die Angabe des arithmetischen Mittenrauwerts R_a (ISO 5436-1) oder der gemittelten Rautiefe R_z (ISO 5436-1).

renal: Über die Niere.

Reposition: Einrenkung eines Gelenks, z.B. einer Knieendoprothese.

Revisionsoperation: Erneute Operation.

Reynolds-Zahl: Eine nach dem Physiker Osborne Reynolds benannte dimensionslose Kennzahl, die in der Strömungslehre verwendet wird und das Verhältnis von Trägheits- zu Zähigkeitskräften darstellt.

Sagittalschnitt: Schnitt durch die Körpermitte senkrecht zum Frontal- und Transversalschnitt.

Schädeltrepanation: Chirurgische Öffnung der Schädeldecke.

Sedierung: Beruhigung bzw. In-Schlaf-Ver-setzung.

Sequester: Bandscheibenvorfall ohne Verbindung zur Bandscheibe.

Sorbitol: Zuckeralkohol.

Spinalkanal: Kanal innerhalb der Wirbelsäule, in dem sich das Rückenmark und die Spinalnerven befinden.

Spongiosa: Schwammknochen, siehe auch Kortikalis.

Stichinzision: ca. 6mm langer Hautschnitt.

Stoßwellenlithotripsie: Infrashalleinkopplung in den Körper, führt zur hohen mechanischen Energiedichte im Körper, was z.B. zum Zertrümmern von Nierensteinen genutzt werden kann.

Strahldeflexion: Ablenkung des Strahls.

Strahloszillation: Hin- und Herschwingen des Strahls.

Stress-Shielding: Begriff für das Phänomen, dass Implantate den Knochen vor Beanspruchung abschirmen.

Stress-Relaxation: Langsames Wiedereinnehmen der ursprünglichen Dehnung eines Materials nach einer Belastung.

Subarachnoidalraum: Raum zwischen den Hirnhäuten Arachnoidea und Pia mater, gefüllt mit Liquor.

subperiostal: Unter der Knochenhaut gelegen.

Synovektomie: Entfernung der Gelenkinnenhaut (Synovialis).

Tenozyt: Sehnenzelle.

Thermokoagulation: Eiweißdenaturierung durch Hitze führt zum Verkleben z.B. von Gefäßwänden, also zur Blutstillung.

Thrombose: Durch Blutgerinnung entstandener Pfropf (Thrombus) innerhalb des Gefäßsystems (meist Venen).

Tibia: Schienbein.

toxisch: Giftig.

Trabekel: Knochenbälkchen.

Transmitter: Botenstoffe, die zur Informationsübertragung im Körper dienen.

Trepan: Werkzeug zur Eröffnung einer Körperhöhle.

Tribologie: Kunde von Reibung und Verschleiß.

Troikar: Werkzeug zur Perforation von Gewebe, insbesondere bei mikroinvasiven Operationen.

Tryptophan: Aminosäure.

Tyrosin: Aminosäure

univariate Varianzanalyse: Einfaktorielle Varianzanalyse, bei der lediglich eine abhängige Variable betrachtet wird.

Urinfistel: Verbindung des harnableitenden Systems zu anderen Organen oder Körperhöhlen oder zur Außenseite des Körpers.

Utilisation: Gebrauch oder Ausnutzung eines Substrates im Zwischenstoffwechsel.

Vakuole: Rundliches Bläschen im histologischen Schnitt ohne sichtbaren Inhalt.

Validierung: Gültigkeitsprüfung.

Validität: Gültigkeit.

vaporisieren: Übergang vom festen direkt in den gasförmigen Aggregatzustand.

vertebral: Zur Wirbelsäule gehörig.

Vickers-Härte: Härteprüfverfahren, bei dem eine Diamantpyramide in den Prüfkörper eindringt.

Vigilanz: Aufmerksamkeit.

Viskosität: Gültigkeit des Newton-Fließens (Proportionalität zwischen Spannung und Verformungs-/ Flussrate bei Flüssigkeiten).

viskoelastisch: Viskoses Verhalten mit elastischem Anteil.

Xylitol: Zuckeralkohol.

Zuckeralkohole: Polyalkohole, entstanden durch Reduktion der Aldehyd- oder Ketogruppe von Monosacchariden.

Zytoplasma: Zellinhalt mit Ausnahme des Zellkerns. Das Plasma der Zelle ist durchsetzt von Zellorganellen und ist der Ort vieler Stoffwechselprozesse.

19 Anhang

19.1 Gleichungen

Laplace-Gesetz

Gleichung 19-1: $\sigma = \frac{pr}{2d}$

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

Kerbtiefenmodell nach Hlavac

Gleichung 19-2:
$$k = \frac{\sqrt{2 \cdot p_0} \cdot x^{3/2} \cdot \pi \cdot d_D \cdot y^{-5} \cdot (1 - \lambda^2) \cdot z}{4 \cdot \rho_m \cdot v \cdot (v_v + v' \cdot d_D \cdot y)^c \cdot (\lambda^2 \cdot y^{-4} \cdot x + c \cdot \sigma_g)}$$

p_0 Druck der Flüssigkeit im unkomprimierten Zustand	ρ_m Dichte des Materials mit Einschlüssen
x Gleichung 19-3	v Gleichung 19-7
d_D Düsendurchmesser	c Gleichung 19-5
y Gleichung 19-4	k Kerbtiefe
λ Koeffizient des Geschwindigkeitsverlustes durch die Interaktion mit dem Material (Gleichung 19-10)	v_v Vorschubgeschwindigkeit
z Gleichung 19-6	v' Gleichung 19-8
	σ_g Gleichung 19-9

Gleichung 19-3: $x = \mu \cdot p_0 \cdot (1 - \zeta \cdot p_0)$

x Variable für die Gleichung 19-2
 μ Ausflusszahl
 p_0 Druck der Flüssigkeit im unkomprimierten Zustand
 ζ Kompressibilität der Flüssigkeit

Gleichung 19-4: $y = \gamma^{\sqrt{2} \cdot \xi \cdot s}$

y Variable für die Gleichung 19-2
 γ Strahl-Werkstückwinkel
 s Arbeitsabstand
 ξ Abschwächungskoeffizient des Strahls zwischen Düse und Material

Gleichung 19-5:	$c = \rho_0 \cdot \rho_m^{-1}$	c..... Variable für die Gleichung 19-2 ρ_0 Dichte der Flüssigkeit ρ_m Dichte des Materials mit Einschlüssen
Gleichung 19-6:	$z = \cos \beta + \sin c - \cos \beta \cdot \sin \gamma$	z..... Variable für die Gleichung 19-2 c..... Gleichung 19-5 β Strahlanstellwinkel γ Strahl-Werkstückwinkel
Gleichung 19-7:	$v = 1 + \chi \cdot a^{-\sqrt{2}}$	v..... Variable für die Gleichung 19-2 a..... Größe der zu Grunde liegenden Materialstruktureinheit χ Koeffizient der Expansion des reflektierten Strahls durch Vermischung mit abgetragenem Material
Gleichung 19-8:	$v' = 1 + a^{-\sqrt{2}}$	v'..... Variable für die Gleichung 19-2 a..... Größe der zu Grunde liegenden Materialstruktureinheit
Gleichung 19-9:	$\sigma_g = \sigma_d \cdot \cos \beta + \sigma_s \cdot \sin \beta$	β Strahlanstellwinkel σ_s Scherfestigkeit des Materials σ_d Druckfestigkeit des Materials

Gleichung 19-10:

$$\lambda = 1 - \frac{\sqrt{2} \cdot C_k^2 \cdot \mu^{\frac{3}{2}} \cdot p_w^{\frac{3}{2}} \cdot (1 - \zeta \cdot p_w)^{\frac{3}{2}} \cdot \rho_m^* \cdot g}{8 \cdot \sqrt{\rho_w} \cdot \eta_F \cdot \sigma_s \cdot a \cdot \gamma^{3 \cdot \xi \cdot s}}$$

λ Koeffizient des Geschwindigkeitsverlustes durch die Interaktion mit dem Material (Variable für die Gleichung 19-2) C_k Widerstandskoeffizient der Materialstruktur gegen den Strahl μ Ausflusszahl p_w Wasserdruck ζ Kompressibilität der Flüssigkeit ρ_m^* Dichte des Materials ohne Einschlüsse g Dynamische Materialpermeabilität ρ_w Dichte der Flüssigkeit	η_F Dynamische Zähigkeit der Flüssigkeit σ_s Scherfestigkeit des Materials a..... Größe der zu Grunde liegenden Materialstruktureinheit s..... Arbeitsabstand γ Strahl-Werkstückwinkel ξ Abschwächungskoeffizient des Strahls zwischen Düse und Material
--	--

Kerbtiefenmodell nach Hashish

$$\text{Gleichung 19-11: } k = 1,128 \cdot \frac{d_D}{C_f} \cdot \left(1 - 0,5 \cdot \frac{\sigma_{pd}}{p_{\text{Stau}}}\right) \cdot \left(1 - e^{-2,256 \cdot \frac{C_f \cdot p_{\text{Stau}}}{\eta_D \cdot v_V}}\right)$$

k..... Kerbtiefe

d_D..... Düsendurchmesser

C_f..... Hydrodynamischer Reibungs-
koeffizient

p_{Stau}..... Staudruck

σ_{pd}..... Elastizitätsgrenze (Druck)

η_D..... Dämpfungsfaktor

v_V..... Vorschubgeschwindigkeit

Kerbtiefenmodell nach Blickwedel

$$\text{Gleichung 19-12: } k = C \cdot \frac{p_W - p_G}{v_V^{(0,86 + \frac{2,09}{v_V})}}$$

k Kerbtiefe

C..... Prozess- und Materialkennwert

p_W..... Wasserdruck

p_G..... Grenzdruck für Materialabtrag

v_V..... Vorschubgeschwindigkeit

Kerbtiefenmodell nach Zeng und Kim

$$\text{Gleichung 19-13: } k = \frac{N_m^{n_1} \cdot p_W^{n_2} \cdot \dot{m}_w^{n_3}}{C \cdot d_{\text{Str}}^{n_4} \cdot v_V^{n_5}}$$

k Kerbtiefe

N_m..... Partikelzahl

p_W..... Wasserdruck

ḡ_w..... Wasserdurchsatz

ḡ Abrasivmassenstrom

n₁₋₅..... empirisch zu ermittelnde Exponenten

C..... Prozess- und Materialkennwert

19.2 Vorversuche

19.2.1 Vergleich potenzieller Bioabrasivstoffe

Problem

Die Materialhärte der nach physiologischen Gesichtspunkten ausgesuchten Bioabrasive war nur teilweise bekannt. Die abrasive Wirkung bei Kunststoffen wie PMMA wurde in der zur Verfügung stehenden Literatur nicht beschrieben.

Das Ziel dieser Vorstudie war der Vergleich verschiedener potenzieller Bioabrasive, die in der Abwägung aller Vor- und Nachteile den Weg in die klinische Anwendung finden könnten.

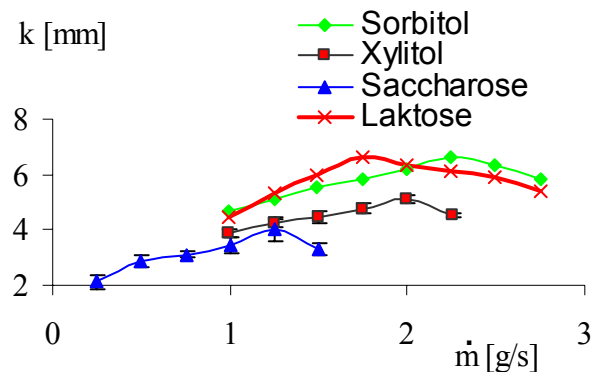
Methode

Es wurden die Zuckeralkohole Sorbitol und Xylitol sowie die Disaccharide Saccharose und Laktose in einer Korngröße von Mesh#45 verwendet. Es wurde der bekannte WAIS-Kopf ($d_D=0,3\text{mm}$) mit Hartmetallfokusrohr ($d_F=1\text{mm}$, $l_F=60\text{mm}$, Abbildung 6-9, S.61) eingesetzt und unter Verwendung eines Vibrationsförderers^a (S.217) mit verschiedenen Abrasivmassenströmen von $\dot{m}=0,25\text{--}2,75\text{g/s}$ beaufschlagt. Die Versuche wurden an Plexiglasproben mit einem Druck von $p_w=100\text{MPa}$ durchgeführt. Mit jedem Abrasivstoff und mit jeder Beladung wurden zehn 20 mm lange Kerben erzeugt. Diese wurden an 10 Punkten im Abstand von 2mm vermessen.

Ergebnis

Für alle Abrasivmittel konnte eine Kerbwirkung nachgewiesen werden, wobei mit Laktose die höchste Kerbtiefe erzielt wurde (Abbildung 19-1). Die Abrasivmittel zeigten

darüber hinaus verschiedene Massenstromoptima (Abbildung 19-1).



Kerbtiefe (k); Abrasivmassenstrom (\dot{m}).

Abbildung 19-1: Die Kerbtiefe in Abhängigkeit vom Abrasivmassenstrom für verschiedene Bioabrasivstoffe.

Die unterschiedlichen Massenstromoptima lassen sich auch hier zum Teil durch die unterschiedliche Masse der Abrasivstoffe erklären.

Schlussfolgerung

Die pharmakologische Sicherheit von Laktose im Sinne der Gefahr eines Gewebsschadens, z.B. durch direkte Zelltoxizität oder osmotische Wirkung (Klasse III) oder eines Fernschadens (Klasse IV), kann aufgrund der vorliegenden pharmakologischen Studien als relativ gering angesehen werden²⁴⁹. Laktose ist preiswert in unterschiedlichen Korngrößen erhältlich und stellt so den Abrasivstoff der Wahl für weitere Untersuchungen dar.

^a Laborette, Laval Lab, Laval, CA, <http://www.lavallab.com>.

19.2.2 In-vitro-Prüfung des Instrumentariums für die DWS-Nukleotomie

Problem

Bei einem Druck von $p_w=4\text{MPa}$ und einem Düsendurchmesser $d_D=0,1\text{mm}$ ist das in die Bandscheibe eingebrachte Wasservolumen sehr gering ($30\text{cm}^3/\text{min}$, S.214). Trotzdem führt eine rein rechnerische Ermittlung des resultierenden Drucks in der Bandscheibe nicht zu der vom Medizinproduktegesetz geforderten Sicherheit. Auch nach den beschriebenen Parameterstudien ist nicht bekannt, wie sich das Nukleusgewebe bei der DWS-Bearbeitung in einem geschlossenen Raum verhält. Möglicherweise entstehen beim Abtrag so große Partikel, dass diese den Saugkanal verstopfen. Offen ist die Frage, ob die vorgestellten Instrumente eine gefährliche Druckerhöhung in der Bandscheibe verhindern.

Ziel der folgenden Studie war die Messung des Bandscheibendrucks (p_B) während der DWS-Bearbeitung des Nukleus mit einem In-vitro-Modell.

Material und Methode

In die Deckplatten 48 schlachtfrischer, lumbaler Bewegungssegmente (Hausschwein, $\sim 100\text{kg}$) wurde ein Druckaufnehmer^a eingeschraubt (Abbildung 19-2).

Dieser stand über eine Bohrung in direkter Verbindung mit dem darunter liegenden Nukleus. Mit Hilfe des beschriebenen Instrumentariums wurde die DWS-Nukleotomie bei gleichzeitiger Aufzeichnung des Drucks in der Bandscheibe durchgeführt.

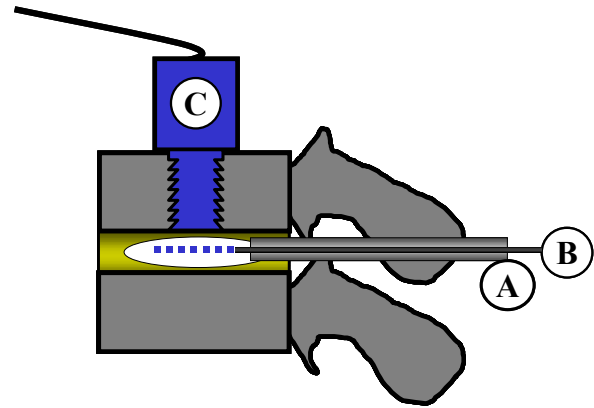


Abbildung 19-2: Schema des Versuchsaufbaus zur Druckmessung während der DWS-Nukleotomie. Der Druck in der Bandscheibe wurde über ein Bohrloch im oberen Wirbelkörper gemessen. – Düse (A), Troikar (B), Drucksensor (C).

Der Wasserdruck wurde in 1MPa-Schritten bis zum Höchstdruck des Wasserstrahlskalpell (12MPa) gesteigert. Die untersuchten Arbeitstroikare hatten Außendurchmesser von 2,5mm und 3,0mm und Wandstärken von 0,15mm. Der Druck wurde für zwei Positionen der Düsenkapillare relativ zum Troikar gemessen: In der Position „TR“ befand sich die Düse 5mm innerhalb des Troikarrohres. In der Position „BS“ wurde die Düse 5mm in Relation zur Troikarspitze in den Bandscheibenraum vorgeschoben (Abbildung 19-3).

Der Unterdruck für die Absaugung wurde zwischen -10kPa und -90kPa variiert. Für jede Kombination der Parameter Druck, Troikardurchmesser und Unterdruck des Saugers wurden vier Segmente operiert: Zunächst wurde die Düse in der Stellung „TR“ mit dem jeweiligen Druck beaufschlagt und dann in die Bandscheibe vorgeschoben und vor Ort belassen („BS“).

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

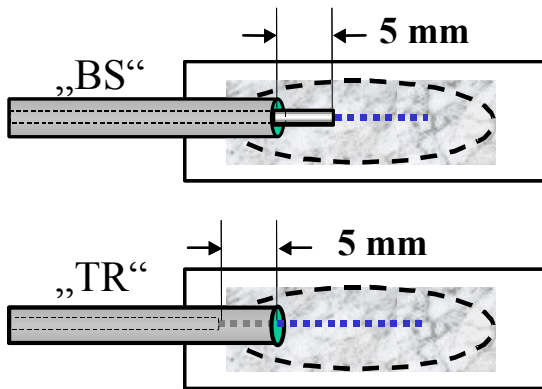
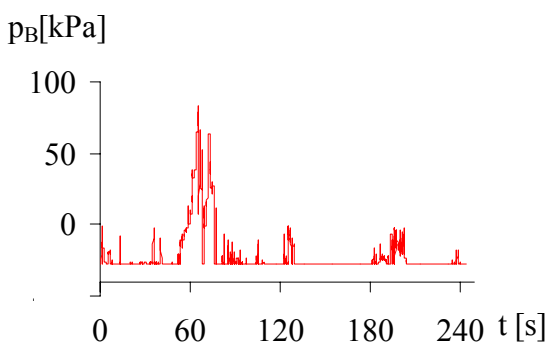


Abbildung 19-3: Schema zur Definition der Düsenpositionen.

Ergebnis

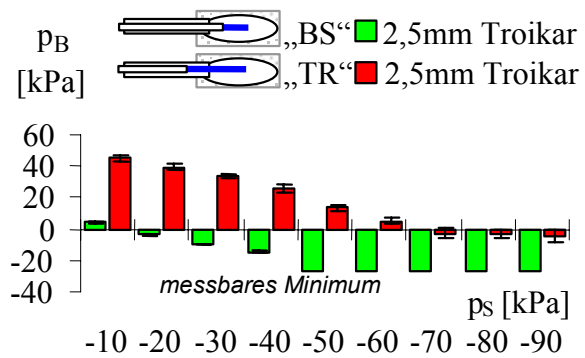
In der Düsenposition „TR“ fand sich bei jedem applizierten Druck (p_w), Unterdruck (p_s) und Troikardurchmesser zu Beginn der Operation ein Druckanstieg bis maximal 80kPa (42 ± 24 kPa, Abbildung 19-4).

Ein positiver Bandscheibendruck wurde gemessen, wenn sich die Düsenöffnung innerhalb des Troikars befand und der $p_s < -60$ kPa war (Position „TR“, Abbildung 19-5).



Bandscheibendruck (p_B) vs. Zeit (t) bei $p_w = 4$ MPa.

Abbildung 19-4 Typischer Verlauf des Bandscheibendrucks in Abhängigkeit von der Zeit.



Bandscheibendruck (p_B ; Saugunterdruck (p_s).

Abbildung 19-5: Der Bandscheibendruck in Abhängigkeit von der Düsenposition und der Saugstärke.

(Der Messbereich des Drucksensors war nach unten auf -25 kPa beschränkt.)

Der 3mm-Troikar zeigte einen geringeren Druckanstieg innerhalb der Bandscheibe in jeder Düsenposition ($p < 0,001$). In beiden Positionen, mit beiden Instrumentendurchmessern sowie bei jedem Absaugunterdruck wurde ein maximaler intradiskaler Druckanstieg um 90kPa registriert. Einzelne Druckspitzen während der Messungen waren immer kleiner als 20kPa. Diese Druckanstiege waren signifikant höher, wenn sich die Düse im Troikar („TR“) befand ($p = 0,012$).

Diskussion

Andersson hat bei In-vivo-Messungen an gesunden Probanden einen maximalen intradiskalen Druck von $p_B = 0,2$ MPa gemessen¹². Die Gültigkeit dieser Daten wird auch durch neueste Publikationen bestätigt²⁴⁴.

Da beim Patienten das Bandscheibengefüge bereits in unbekanntem Ausmaß vorgeschädigt ist, muss die Zielvorgabe sein, dass der intradiskale Druck während der Wasserstrahlapplikation deutlich unterhalb dieses Niveaus gehalten wird. Beim Einsatz des vorgestellten Instrumentariums mit einer integrierten Absaugung ist ein Maximaldruck von weniger als 0,1MPa gemessen worden. Dieser Wert liegt deutlich niedriger als die

beim normalen Gehen und Stehen gemessenen Werte.

In der Düsenposition „BS“ herrschte immer ein vom Sauger aufgebauter Unterdruck in der Bandscheibe. Ein höherer Druck wurde gemessen, als sich die Düse im Troikar befand. Die durch den DWS erzeugte Strömung stört dann den Rückfluss von Wasser und Bandscheibenmaterial in den Troikar.

Der Materialabtrag in der Bandscheibe erzeugt feinkörnige Partikel (\varnothing ca. 0,1mm), so dass ein Verstopfen des Zwischenlumens nicht möglich ist. Es wäre allerdings möglich, dass Teile des bearbeiteten Nukleus pulposus in das Troikarlumen eingesaugt werden und dieses für kurze Zeit verstopfen. Die in dieser Studie gemessenen Druckerhöhungen waren mit $<0,1\text{MPa}$ so gering, dass von Folgen für den Patienten nicht auszugehen ist.

Schlussfolgerung

Bei der DWS-Nukleotomie mit dem beschriebenen Operationsinstrumentarium ist mit einem Maximaldruck in der Bandscheibe von $p_B=0,1\text{MPa}$ zu rechnen. Dieser Druck kann in Wertung der Literatur als ungefährlich eingestuft werden, so dass mit einem Schaden der Klasse II und III von dieser Seite her nicht zu rechnen ist.

Der hohe Druck kann vermieden werden, wenn die Düsenöffnung über das Troikarende vorgeschoben wird, so dass der Rückstrom im Troikar nicht durch den DWS behindert wird.

19.2.3 Volumenbestimmung

Problem

Das durch eine mikroinvasive Nukleotomie entfernte Nukleusvolumen zu messen, ist auch in vitro nicht einfach. Trennt man die Bandscheibe nach der Operation auf, so kann eine Veränderung an diesem gallertartigen Weichgewebe nicht verhindert werden. Das Volumen muss in der geschlossenen Bandscheibe bestimmt werden. Aufgrund von Wasser, was im Präparat verbleiben kann, kann durch die Bestimmung der Präparatmasse vor und nach der Operation nicht auf das entfernte Volumen rückgeschlossen werden.

Es galt daher, diesen geschaffenen Hohlraum so zu fixieren, dass er durch ein Auftrennen der Bandscheibe nicht verändert wurde.

Hierzu wurde ein hochflexibles Abformmaterial aus der Zahnmedizin^a verwendet.

Die Reproduzierbarkeit dieses Verfahrens war zunächst zu überprüfen.

Material und Methode

Es wurden 3 Bewegungssegmente mit einer Anulusperforation versehen. Dann wurden die Bandscheiben quer aufgetrennt und mit dem scharfen Löffel wurden unterschiedliche Mengen des Nukleusgewebes entfernt. Die Bandscheiben wurden mit Hilfe einer Schraubzwinde dicht aufeinander gepresst. Zur Volumenbestimmung wurde der Dentalkunststoff mit einem Injektionsdruck von $0,2\text{MPa}$ in die Bandscheibe eingespritzt. Nach dem Aushärten wurde die Bandscheibe geöffnet und der Kunststoff entfernt. Jedes Bewegungssegment wurde zehn Mal hintereinander ausgegossen. Die Gusskörper wurden gewogen und mit Hilfe der Dichte des Kunststoffs wurde das Volumen bestimmt.

^aTyp PROVIL[®] novo Medium CD, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, DE, <http://www.kulzer.com>.

Ergebnis

Das entfernte Nukleusvolumen konnte mit einer maximalen Standardabweichung von $\pm 0,05 \text{ cm}^3$ bestimmt werden (Abbildung 19-6).

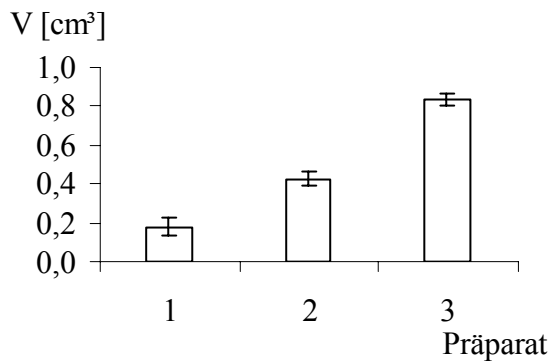


Abbildung 19-6: Das Nukleusvolumen in Abhängigkeit vom Präparat.

Schlussfolgerung

Die Reproduzierbarkeit der Volumenbestimmung kann als hinreichend angesehen werden.

19.3 Paravertebrale Weichgewebe im histologischen Bild

Fett

Fettgewebe besteht aus großen polyedrischen Zellen mit wandständigem abgeplattetem Kern (Siegelringform der Zellen, Abbildung 19-7). 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.

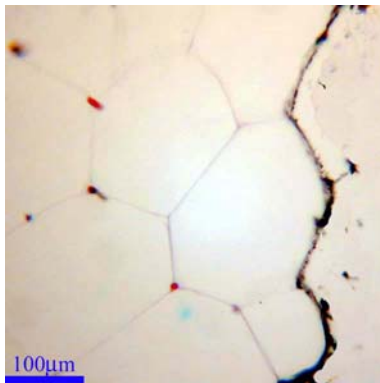


Abbildung 19-7: Histologie von Fett.

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 19-8). Die Dicke der Fasern schwankt zwischen 10µm und 100µm. Jede Muskelfaser enthält meist hunderte an der Oberfläche der Muskelfaser gelegene Zellkerne. Die Längsstreifung der Fasern entspricht der regelmäßigen Anordnung der Myofibrillen, deren Durchmesser 0,5–2µm beträgt. Die charakteristische Querstreifung beruht auf der Mikrostruktur dieses Gewebes.

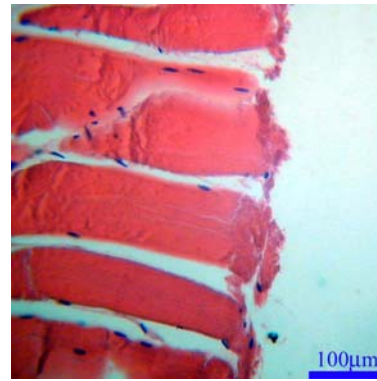


Abbildung 19-8: Histologie eines Muskels.

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 19-9).

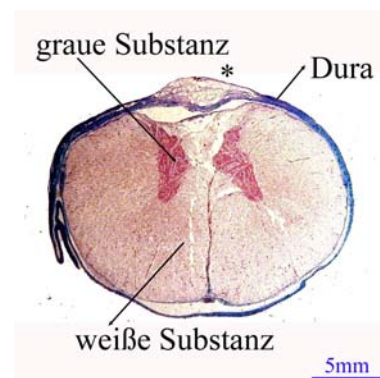


Abbildung 19-9: Histologischer Querschnitt eines Rückenmarks

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 19-10).

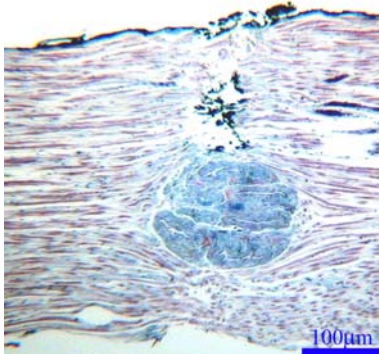


Abbildung 19-10: Histologie eines Spinalnervs. Unter der DWS-Kerbe sieht man ein Spinalganglion.

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 = Spinnwebshaut), der den Liquor cerebrospinalis enthält. Die aus straffem, faserigem Bindegewebe aufgebaute Dura mater spinalis (harte Hirnhaut) stellt die äußere Umhüllung dar (Abbildung 19-9). Sie hat eine mechanische Schutzfunktion. Dieser Anteil der Hirnhaut wurde in der Studie untersucht.

Nukleus pulposus

Der nicht kompressible unregelmäßig begrenzte Nukleus pulposus ist histologisch eine wenig faserige, gallertige Masse, die über 90% Flüssigkeit enthält (Abbildung 19-11).

Vereinzelt sind in diesem Gewebe Zellkerne sichtbar.

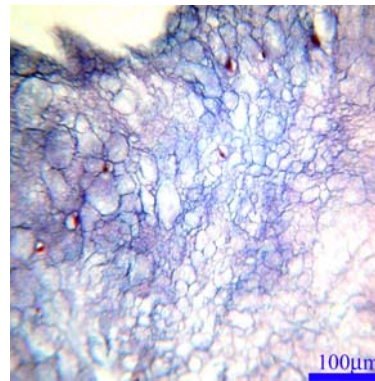


Abbildung 19-11: Histologie eines Nukleus pulposus. Von Septen gekammerte, große, mit Flüssigkeit gefüllte Zellen beherrschen das Bild (Zellkerne rot).

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 19-12).

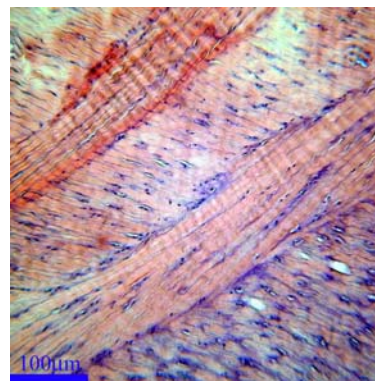


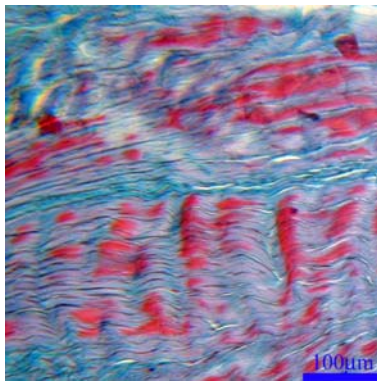
Abbildung 19-12: Histologie eines Anulus fibrosus. Lamellärer Aufbau mit sich kreuzenden Schichten. (Zellkerne blau).

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 19-13). 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 19-13:
Histologie eines
Ligaments.**

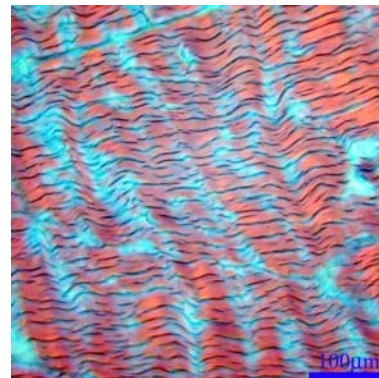
Die Fibrozyten sind in Verlaufsrichtung in langen Reihen angeordnet.

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 19-14). Zwischen den Faserbündeln liegen in Reihen angeordnet die Kerne der als Tenozyten (Sehnenzellen) bezeichneten Fibrozyten.



**Abbildung 19-14:
Histologie einer
Sehne.**

Typischer gewellter Verlauf der Fasern im ungedehnten Zustand.

19.4 Eigenschaften der Materialien und Abrasivstoffe

19.4.1 Hartgewebe Kortikalis

Richtung	Orientierung	E-Modul [GPa] Humane Kortikalis	E-Modul [GPa] Bovine Kortikalis
Zug	longitudinal	17,9±0,9	23,1±3,2
Zug	transversal	10,1±2,4	10,4±1,6
Druck	longitudinal	18,2±0,9	22,3±4,6
Druck	transversal	11,7±1,0	10,1±1,8

Tabelle 19-1: E-Modul von humaner Kortikalis in Zug- und Druckrichtung im Vergleich zu Rinderkortikalis^{233;234}.

Richtung	Orientierung	Festigkeit [MPa] Humane Kortikalis	Festigkeit [MPa] Bovine Kortikalis
Zug	longitudinal	135±16	150±11
Zug	transversal	53±11	49± 7
Druck	longitudinal	105±17	172± 3
Druck	transversal	131±21	146±32

Tabelle 19-2: Zug- und Druckfestigkeit von humaner Kortikalis im Vergleich zu Rinderkortikalis^{233;234}.

19.4.2 Knochenzement

Material	E-Modul [N/mm ²]	Druckfestigkeit [MPa]	Schlagzähigkeit [kJ/m ²]	Biegefestigkeit [kJ/m ²]	Vickers-Härte [MPa]
Refobacin-Palacos [®]	2226±117	95,11±2,57	3,88±0,45	72,3±3,29	195
Technovit 4004 [®]	2000-2300	100-120	6,41	95,00	137
CMW-3 TM	1950	81,42	2,90	70,30	148

Tabelle 19-3: Mechanische Eigenschaften im Vergleich zwischen Technovit^a und Refobacin-Palacos^b und CMW-3^c.

Mischtechnik	Zugfestigkeit [MPa]	Druckfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Handmischung	25,0	87,0	2340
Vakuummischung	47,0	96,0	2710

Tabelle 19-4: Vergleich der mechanischen Eigenschaften von CMW-3-Knochenzement bei verschiedenen Anmischtechniken^{161;182}.

^aHeraeus Kulzer GmbH, Hanau, DE, <http://www.kulzer.com>.

^bBiomet Merck, Sjöbo, SE, <http://www.bonecement.com>.

^cDepuy, Leeds, GB, <http://www.depuy.com>.

19.4.3 Technische Abrasivstoffe

Normbezeichnung	Handelsbezeichnung	Korngröße d_p [μm]
grob	sehr grob	775-4550
mittel	grob	274-650
fein	mittel	81-230
sehr fein	fein	6,5-68
	mikrofein	<4,5-6,5

Tabelle 19-5: Klassifizierung der Korngröße nach König^{125;171}.

	Mineral	Masse
	Garnet (Almandin)	97-98%
	Ilmenit	1-2%
	Zirkon	<0,20%
	Quartz	<0,50%
	Andere	<0,25%

Tabelle 19-6: Lichtmikroskopie des Abrasivstoffs Garnet* (GMA) und seine Zusammensetzung.

*GMA Garnet PTY, Sydney, AU, <http://www.gmagarnet.com>

19.4.4 Eigenschaften der Bioabrasive

In diesem Kapitel werden die Überlegungen, die zur Auswahl der Abrasivmittel zum Schneiden von Knochen und Knochenzement geführt haben, dargelegt.

Disaccharide

In der großen Stoffklasse der Kohlenhydrate erfüllen einige Disaccharide die geforderten Eigenschaften an einen biokompatiblen Abrasivstoff besonders gut. Pharmakologische Daten^a liegen für Saccharose (Glukose - Fruktose), Laktose (Glukose - Galaktose) und Maltose (Glukose - Glukose) vor.

Bei alleiniger Betrachtung der resultierenden osmotischen Belastung kann z.B. Laktose mit einer Molmasse von 360g theoretisch mit ca. 100g pro Liter Infusionslösung zugesetzt werden, ohne dass die physiologische Osmolarität von 290mosmol/L überschritten wird²⁴⁹. Die Untersuchungen ergaben, dass die Enzyme Saccharase und Laktase im Blut bzw. an den Blutangrenzenden Membranen nur in unbedeutender Menge vorkommen, die Disaccharide also bei parenteraler Zufuhr enzymatisch nicht in die für den Organismus verwertbaren Monosaccharide spaltbar oder auf andere Weise metabolisierbar sind, sondern unverändert renal eliminiert werden²⁰⁸. Bei parenteraler Zufuhr von Maltose wurde eine Umsatzkapazität von 100g/d beobachtet, wobei jedoch diese Utilisationsrate für die

^aPharmacia & Upjohn GmbH, Erlangen, DE, <http://www.pharmacia.de>.

Praxis zu niedrig ist und eine ununterbrochene Zufuhr erforderlich machen würde²³⁷.

Diesen Untersuchungen zufolge sind toxische Effekte bei Zufuhr einer hyperosmolaren Lösung allein aufgrund von Flüssigkeitsverschiebungen aus dem intra- in den extrazellulären Raum zu erwarten. Die hohen Molmassen sind für eine Anwendung als Abrasivstoff interessant, da sich Massenströme von ca. 10% (s.o.) realisieren lassen. Selbst wenn größere Mengen in den Blutkreislauf gelangen sollten, würden diese Substanzen mit Ausnahme der Maltose unverändert renal eliminiert werden²⁰⁸.

Das Disaccharid α -Laktose-Monohydrat ist in verschiedenen Korngrößen erhältlich, gut rieselfähig, d.h. mäßig hygroskopisch und relativ preiswert. Es hat eine Molmasse von 360,32g/Mol, eine Dichte von 1,52g/cm³ und ist bei 25°C langsam in Wasser löslich, bis zu einem Volumenanteil von ca. 16% bzw. einem Massenanteil von ca. 25%.

Zuckeralkohole

Der sechswertige Zuckeralkohol Mannitol ist ebenfalls aus der parenteralen Anwendung bekannt. Zwar weist Mannitol nur eine Molmasse von 182,17g/Mol auf und ist daher hinsichtlich des maximal möglichen Abrasivmassenstroms begrenzt (max. 5,3%). Jedoch wird es als pharmakodynamisch inertes Osmodiuretikum in Dosen von bis zu 2g/kg Körpergewicht verwendet und als hyperosmolare Lösung innerhalb von 30–60 Minuten appliziert. Dadurch sind selbst bei ungünstigsten Umständen mit großen Mengen von in den Blutkreislauf eingeschwemmtem Mannitol keine schädlichen Effekte für den Organismus zu befürchten, da es bei einer Eliminationshalbwertszeit von ca. 100 Minuten rasch und unverändert renal ausgeschieden wird. Die Löslichkeit ist der von Laktose ähnlich, der Auflösungsprozess erfolgt aber schneller²⁰⁸.

Aus technischer Sicht ist Mannitol als Abrasivstoff gut geeignet, da es gering hygroskopisch und somit gut rieselfähig und zudosierbar ist (Abbildung 6-2, S.57). Ein Problem im Vergleich zur Laktose ist die Beschaffung einer geeigneten Körnung, weshalb der Laktose für die Durchführung dieser Arbeit der Vorzug gegeben wurde. Nach entsprechender Siebung zeigten einige Kerbversuche mit Mannitol jedoch ähnlich gute Ergebnisse wie ADWS-Kerben mit Laktose.

Ebenso geeignet ist das zu Mannitol isomere Sorbitol, mit dem sich auch gute Kerbergebnisse erzielen ließen. Obwohl es hygroskopischer als Mannitol ist und ein schnelleres Verstopfen der Düse und des zuführenden Systems zu erwarten gewesen wäre, ließ sich das Probekerben ohne Probleme durchführen. Sorbitol hat nahezu die gleiche Molmasse wie Mannitol und weist eine sehr gute Löslichkeit in Wasser auf. Es wird im Gegensatz zu Mannitol in der Leber durch das Enzym Sorbitol-Dehydrogenase in Fructose und in kleinen Mengen durch das Enzym Aldose-Reduktase in Glukose umgewandelt. Intravenös wurde Sorbitol zur parenteralen Ernährung sowie als Osmodiuretikum verwendet, was jedoch wegen des Risikos einer Laktatazidose nicht mehr üblich ist.

Salze

NaCl ist nur bedingt geeignet, da es höchstens mit einem Massenstrom von 0,9% zudosiert werden kann. Da jedoch die anorganischen Kochsalzkristalle einen höheren Härtegrad als die organischen Zucker-, Zuckeralkohol- oder Aminosäurekristalle aufweisen und dadurch wahrscheinlich auch der Materialabtrag erhöht wird, wären vergleichende Kerbversuche hinsichtlich der Effektivität interessant.

Aminosäuren

Aminosäuren (AS) sind kristalline, erst oberhalb von 230°C unter Zersetzung schmel-

zende Substanzen von meist süßlichem Geschmack, die sowohl basische als auch saure Eigenschaften aufweisen und daher mit Mineralsäuren und Laugen Salze bilden. Solche Verbindungen, die in saurer Lösung Kationen und in alkalischer Lösung Anionen bilden können, werden auch als Ampholyte bezeichnet. AS lösen sich gut in Wasser, weniger gut in Ethanol und sind in Ether und anderen organischen Lösungsmitteln praktisch unlöslich¹⁰³.

Unter Berücksichtigung technischer und biologischer Parameter sind von den 20 proteinogenen AS uneingeschränkt nur fünf neutrale AS (Alanin, Glycin, Isoleucin, Threonin und Valin) als Abrasivmittel geeignet (Tabelle 19-7). Die heterozyklischen AS Histidin und Prolin sind ebenfalls verwendbar. Diese AS sind hinsichtlich Molmasse, Wasserlöslichkeit und isoelektrischem Punkt bzw. pH-Wert einer wässrigen Lösung gut für einen Einsatz als Abrasivmittel geeignet. Eine letzte Entscheidung könnte nur durch vergleichende Schnittversuche sowie umfangreiche Gewebeverträglichkeitsstudien getroffen werden.

Leucin hat einen durch die Wasserlöslichkeit begrenzten maximalen Abrasivstoffmassenstrom, der aber trotzdem noch im Bereich der Massenströme anderer AS liegt. Eine Lösung der AS Serin könnte nach Dissoziation schon zu sauer sein. Limitiert durch die maximale Wasserlöslichkeit und nicht durch Erreichen der Grenzsmolarität von 290mosmol/l sind eindeutig die sauren AS Asparaginsäure und Glutaminsäure, die aromatische AS Tyrosin sowie die heterozyklische AS Tryptophan (Tabelle 19-7). Im Grenzbereich der Wasserlöslichkeit, d.h., 290mosmol/l können nicht ganz erreicht werden, befinden die Amide der sauren AS Asparagin und Glutamin, die schwefelhaltige AS Methionin sowie die aromatische AS Phenylalanin (Tabelle 19-7).

Die basischen Aminosäuren Arginin und Lysin sind aufgrund ihrer Basizität theoretisch ungeeigneter²¹². Werden diese Substanzen während des dem Materialabtrag folgenden Auflösungsprozesses nicht schnell genug verdünnt und abgesaugt, besteht das Risiko lokaler irreversibler Kolliquationsnekrosen durch alkalische Hydrolyse der Proteine des betroffenen Gewebebereichs.

Ähnliches gilt theoretisch für die sauren AS Asparaginsäure und Glutaminsäure und eingeschränkt auch für ihre weniger sauren Amide Asparagin und Glutamin. Im Gegensatz zu basischen Substanzen könnte durch Ansäuerung des Gewebes eine lokale Koagulationsnekrose durch Denaturierung der Gewebeproteine entstehen.

Azidität bzw. Basizität könnten jedoch durch eine geeignete Pufferlösung als Beschleunigungsmedium für die Abrasivpartikel vermindert werden. Die pH-geeigneten AS sollten zunächst bevorzugt untersucht werden.

Problem bei der Verwendung von AS als Abrasivstoffe ist, dass es sich nicht um pharmakologisch inerte Substanzen handelt, sondern dass diese in verschiedenen Stoffwechselwegen metabolisiert und in andere Stoffe, wie z.B. Hormone (Tyrosin, Tryptophan, Histidin) oder Neurotransmitter (Glutaminsäure) umgewandelt werden²⁰⁸. Wie jedoch aus der vorausgegangenen Betrachtung ersichtlich, kommen bei Nutzung von reinem Wasser als Beschleunigungsmedium uneingeschränkt nur die AS Alanin, Glycin, Isoleucin, Threonin und Valin sowie die heterozyklischen AS Histidin und Prolin als Abrasivstoffe in Frage.

Die Belastung bei einer späteren intraoperativen Anwendung ist zwar nur kurz, aber im ungünstigsten Fall kommt es innerhalb weniger Minuten zu einer massiven Einschwemmung einer oder mehrerer AS in den Blutkreislauf mit daraus resultierenden Plasmakonzentrationen, die erheblich über denen der

gebräuchlichen Infusionslösungen liegen könnten. Langzeitschäden, wie sie infolge permanent erhöhter AS-Konzentrationen bei Stoffwechselstörungen auftreten, sind wegen des äußerst kurzen Applikationszeitraums nicht zu erwarten. Die Auswirkungen einer kurzzeitigen Überdosierung müssen aber vor einer Anwendung geprüft werden.

Aus technischer Sicht sollten diese ausgewählten AS noch auf die für die Zudosierung wichtigen Eigenschaften, wie die erhältlichen Korngrößen, die Kristallform sowie die Hygroskopie untersucht werden. Probeversuche mit Glycin als Abrasivstoff verliefen jedoch hinsichtlich der Schnittergebnisse sowie der Förderungseigenschaften unproblematisch.

Aminosäure	Molmasse [g/Mol]	Plasma-Konzentration postabsorptiv[μ Mol/L]	Massenstrom bei 290 mosm/L [g/min]	Wasserlöslichkeit bei 25°C [g/100g]	Isoelektrischer Punkt
Alanin	89,10	344 \pm 29	2,60	16,50	6,01
Glycin	75,07	215 \pm 8	2,20	25,00	5,97
Leucin	131,18	112	2,30 (3,80)	2,30	5,98
Isoleucin	131,18	59 \pm 2	3,80	4,10	6,02
Serin	105,10	109	3,00	5,00	5,68
Threonin	119,12	134	3,50	20,50	6,16
Valin	117,15	212 \pm 8	3,40	8,80	5,96
Arginin	174,21	69 \pm 8	5,10	15,00	10,76
Lysin	146,19	164 \pm 9	4,20	100,00	9,82
Asparaginsäure	133,11	<20	0,50 (3,80)	0,50	2,77
Asparagin	132,12	–	3,10 (3,80)	3,10	5,41
Glutaminsäure	147,14	600	0,84 (4,27)	0,80	3,24
Glutamin	146,15	70	3,60 (4,24)	3,60	5,65
Cystein	121,16	92 \pm 5	3,50	100,00	5,02
Methionin	149,22	24	3,50 (4,30)	3,50	5,74
Phenylalanin	165,20	49	3,00 (4,80)	2,90	5,48
Tyrosin	181,20	54 \pm 4	0,05 (5,30)	0,05	5,66
Histidin	155,16	73 \pm 4	4,50	7,50	7,59
Prolin	115,14	175 \pm 3	3,30	162,30	6,30
Tryptophan	204,23	39	1,10 (5,90)	1,10	5,89

Tabelle 19-7: Aminosäuren und ihre wichtigsten Eigenschaften.

Die Massenströme sind einerseits für die physiologische Osmolarität unter Berücksichtigung der Löslichkeit dargestellt, andererseits sind die allein aufgrund der Molmasse theoretisch möglichen Abrasivmassenströme bei Vernachlässigung der Wasserlöslichkeit bei 25° aufgeführt (Werte in Klammern).

19.5 Verfahren zur Härtebestimmung

Als Härte wird der Widerstand bezeichnet, den ein Körper dem Eindringen eines anderen entgesetzt.

Mohs führte 1811 ein Ritz-Verfahren zur Prüfung der Härte von Mineralien ein. Er ordnete zehn Mineralien derart in eine Härteskala ein, dass jedes Mineral vom folgenden geritzt wird, das vorhergehende dagegen selbst zu ritzen vermag. Die Härteskala von Mohs konnte sich nur in der Mineralogie behaupten. Für die Härteprüfung von Metallen ist sie zu grob.

Dementsprechend wird bei den gebräuchlichsten Härteprüfverfahren nach Brinell (Abbildung 19-15), Vickers (Abbildung 19-16), oder Rockwell ein unterschiedlich gestalteter, harter Prüfkörper senkrecht zur Oberfläche der Probe in diese eingedrückt. Der mit einer definierten Prüfkraft hervorgerufene Eindruck wird vermessen.

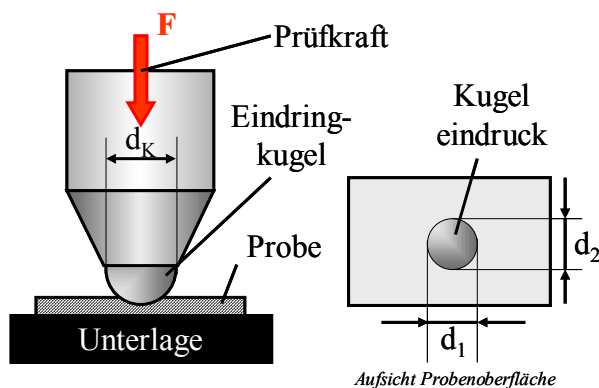


Abbildung 19-15: Schema zur Härteprüfung nach Brinell.

Der ermittelte Wert ist abhängig von Prüfkraft, Prüfdauer und Geometrie der Prüfspitze. Es können daher nur Werte, die mit der gleichen Methode unter gleichen Para-

metern gemessen werden, miteinander verglichen werden.

Verschiedene Arbeitsgruppen verwenden Mikroprüfspitzen, um die Härte von kleinen Kristallen²⁹⁶ oder von einzelnen Osteonlamellen im Knochen²³⁸ bestimmen zu können (Nanoindentation).

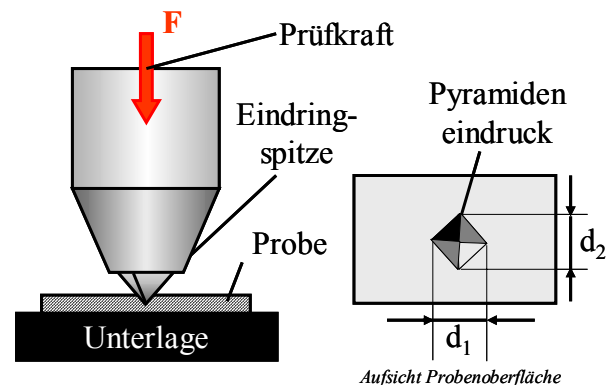


Abbildung 19-16: Schema zur Härteprüfung nach Vickers.

Leider fand sich in der Literatur kein Tabellenwerk, in dem alle für das Projekt wichtigen Härten, gemessen mit einem Verfahren, dargestellt waren. Lediglich die Vickers-Härte von GMA konnte der Herstellerinformation entnommen werden. Um die Vickers-Härten der Abrasivstoffe bestimmen zu können, wurden in einer übersättigten Lösung große Kristalle gezüchtet. Im Gegensatz zu Saccharose und Kochsalz, bei denen sich das Züchten von Kristallen als unproblematisch erwies, gelang es nicht, eine entsprechende Kristallgröße bei Laktose zu erlangen.

Für dieses Projekt sind die Härten lediglich zur Abschätzung der Abrasivität gefragt, so dass eine Härteprüfung der beteiligten Materialien durch Nanoindentation in weiteren Projektschritten erfolgt.

In Abbildung 19-17 sind die gebräuchlichsten Härteskalen gegenübergestellt.

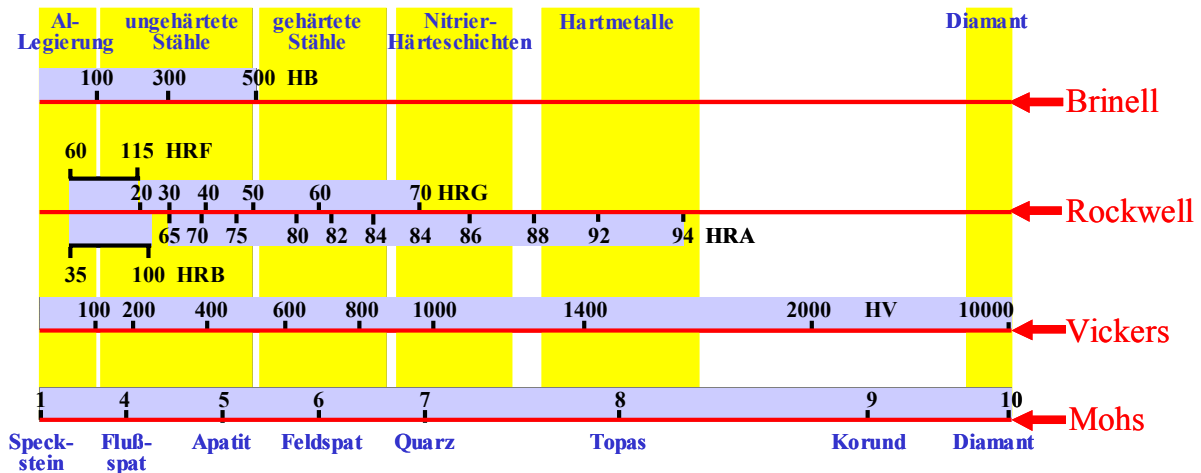


Abbildung 19-17: Die gebräuchlichen Härteskalen in einer vergleichenden Gegenüberstellung ^a.

^a nach: Höhere Technische Bundeslehranstalt, Steyr, AT, <http://www.htl-steyr.ac.at>.

19.6 Details zu Methoden zur Druckerzeugung

Wasserstrahlskalpell

p_w [MPa]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
0,10mm	13,4	19,5	24,6	29,8	31,7	36,1	38,9	41,6	43,8	47,2	49,6	50,8	53,6	56,1	57,1	58,8
0,12mm	20,9	27,0	32,9	37,9	44,4	48,7	52,6	56,1	59,4	62,5	65,9	68,9	72,3	75,9	77,9	80,0
0,15mm	40,5	72,3	88,2	98,4	111,1	125,0	139,5	146,3	153,8	162,2	171,4	176,5	187,5	193,5	200,0	206,9

[ml/min].

Tabelle 19-8: Der Volumenstrom des Wasserstrahlskalpells in Abhängigkeit von Druck und Düsendurchmesser.

Industrieanlage

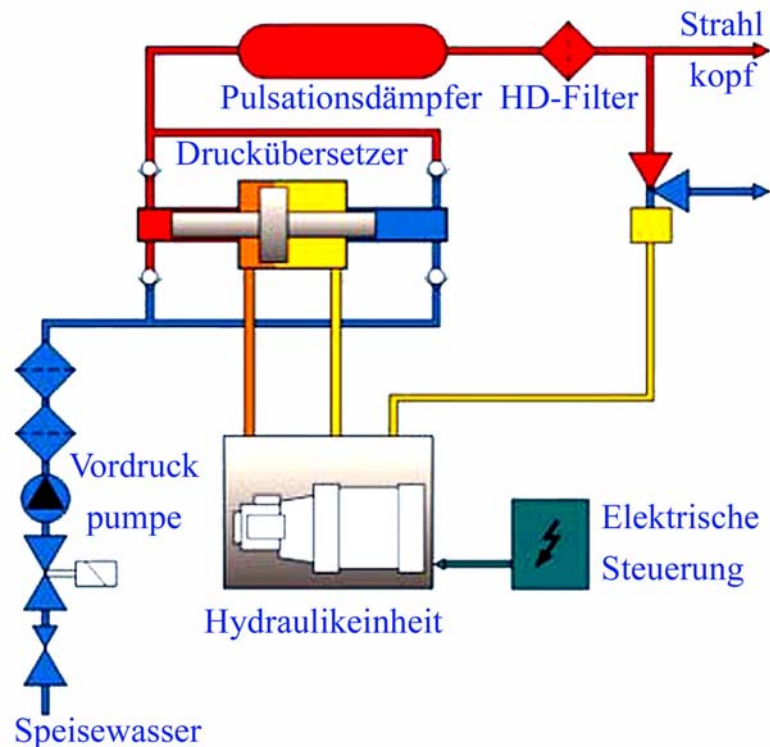


Bild: Böhler Hochdrucktechnik.

Abbildung 19-18: Blockscheema der Hochdruckpumpe der Industrieanlage.

Laboranlage

Zentrales Element der Pumpeneinheit (Abbildung 19-19 und Abbildung 6-5, S.59) bildete eine Differenzialkolbenpumpe, die im Primärkreislauf mit Druckluft angetrieben wird. Das Flächenverhältnis zum Sekundärkolben ist 1:122. Der Sekundärdruck kann also über den Pressluftdruck geregelt werden.

Die Eigenpulsation der Kolbenpumpe wurde durch einen Blasen Speicher als Pulsations-

dämpfer ausgeglichen. Dieser Pulsationsdämpfer ist bis zu einem Druck von 70MPa zugelassen. Er besteht aus zwei durch eine Membran getrennte Kammern. Eine Seite der Membran ist mit Stickstoff (28MPa) gefüllt. Die zweite Kammer ist mit dem Hochdruckkreislauf verbunden. Bei Rückführen des Pumpenkolbens wird der Druck durch das sich ausdehnende Gas auf der anderen Membranseite nahezu konstant gehalten.

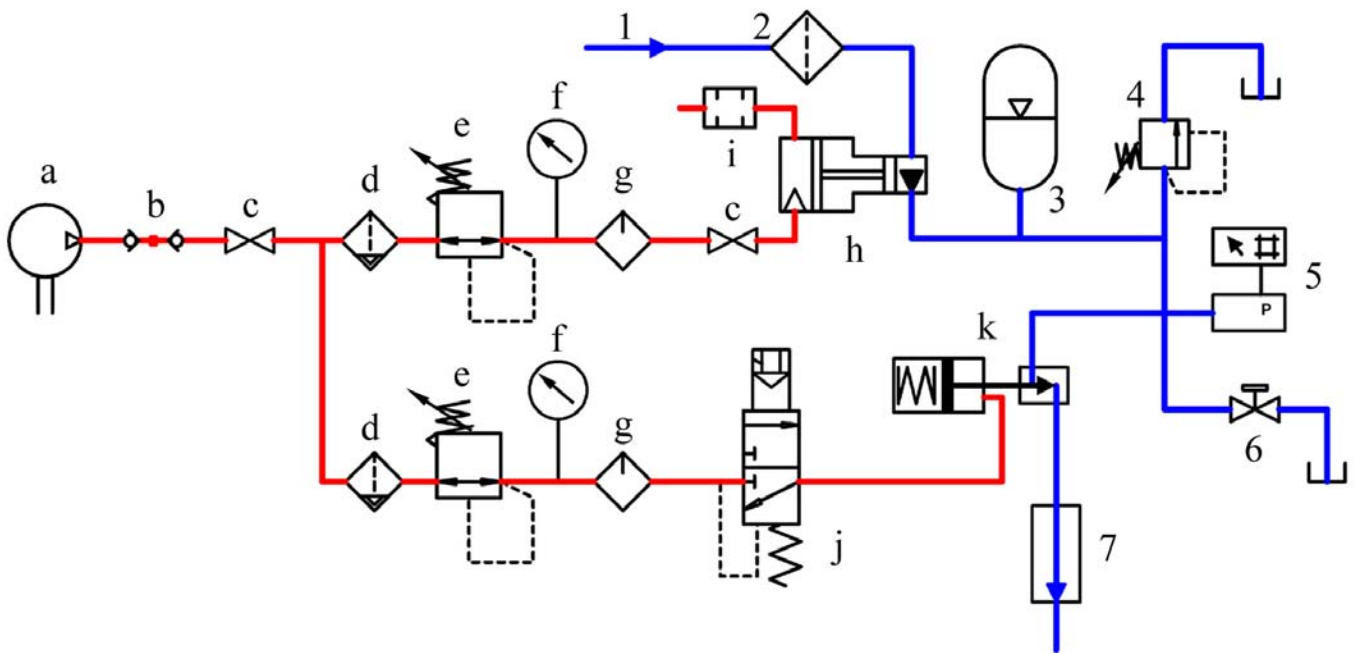


Abbildung 19-19: Blockschema der DWS-Laboranlage.

Druckluft (rot): a– Kompressor, b– Schnellkupplung, c– Kugelhahn, d– Filter mit Wasserabscheider, e– Druckregelventil, f– Druckmessgerät, g– Druckluft-Öler, h– Pneumatisch betriebene Kolbenpumpe^a (Übersetzung 1:122), i– Abluft-Schalldämpfer, j– 3/2 Wegeventil, k– Pneumatisches Absperrventil.

Wasser (blau): 1– Wasserzulauf, 2– Filter, 3– Blasenspeicher^b, 4– Druckbegrenzungsventil, 5– Drucksensor mit Digitalanzeige, 6– Handbetätigtes Hochdruckventil, 7– Strahlkopf.

^aTyp 122, Haskel, Burbank, US, <http://www.haskel.com>.

^bOlaer GmbH, Düdingen, CH, <http://www.olaer.ch>.

19.7 Schüttgutförderung

Dieses Kapitel gibt einen Einblick in Möglichkeiten und Grenzen der Abrasivmitteldosierung und -förderung bei Verwendung eines WAIS.

19.7.1 Schüttgüter

Lose lager- oder transportfähige Materialien bezeichnet man als Schüttgüter. Eine wichtige Eigenschaft aller Schüttgüter ist eine nur geringe oder keine Kohäsion zwischen den Einzelpartikeln. Diesbezüglich unterscheidet man kohäsionsloses, freifließendes und gering kohäsives Schüttgut¹⁰⁴. Die Kohäsion war ein wichtiger Faktor bei der Auswahl der Abrasivmittel für dieses Projekt. Ist diese zu hoch, so kommt es leicht zum Verstopfen der Fördereinrichtung und der Mischkammer. Dies war insbesondere bei den als Bioabrasive grundsätzlich geeigneten Zuckeralkoholen der Fall (vgl. S.210).

Zum Transport von Schüttgütern werden pneumatische oder mechanische Fördersysteme je nach Eigenschaft des Gutes und Beschaffenheit der Transportstrecke eingesetzt. Aufgrund der großen Schwankungen der Fördermenge sind sie nur teilweise als Dosiersysteme geeignet. Daher müssen beim ADWS-Schneiden Fördereinrichtungen in Kombination mit Dosiersystemen angewendet werden.

19.7.2 Förderung abrasiver Feststoffe

Pneumatische Fördereinrichtungen

Pneumatische Transportsysteme sind Schüttgutförderer mit geschlossenem Rohrsystem, in dem das Gut durch Druck- oder Saugluft gefördert wird. Zur Überbrückung von langen Transportstrecken ist die pneumatische

Förderung besonders gut geeignet. Für den ADWS bietet die pneumatische Abrasivmittelförderung den Vorteil, die Förderleitung als flexiblen Schlauch gestalten zu können. Unterschieden werden zwei Prinzipien der pneumatischen Förderung:

Flugförderung

Die Flugförderung ist durch hohe, konstante Luftgeschwindigkeiten gekennzeichnet, bei denen die Einzelkörner annähernd gleichmäßig über den Leitungsquerschnitt verteilt im Luftstrom schweben (Abbildung 19-20). Der typische Betriebsdruck liegt bei 0,02MPa, womit Beladungen bis 5kg Schüttgut pro kg Luft erreicht werden.

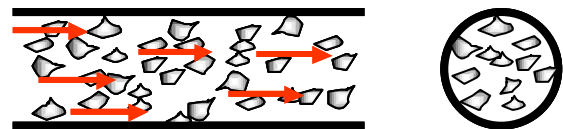


Abbildung 19-20: Schematische Darstellung der Flugförderung.

Damit das Schüttgut im Luftstrom mit der Schwerkraft in der Senkrechten nicht zurückfällt oder zum Stehen kommt, muss die Luftgeschwindigkeit größer als die Schwebegeschwindigkeit des Schüttguts sein⁹⁵.

Strähnenförderung

Die Strähnenförderung ist ein Förderzustand, der sich bei zu geringer Luftgeschwindigkeit einstellt. Dabei wird das Einzelkorn zunehmend in der unteren Rohrleitung bewegt. Je nach Korngröße und Korndichte fällt das Gut im Luftstrom aus und bewegt sich als Strähne durch die Förderleitung (Abbildung 19-21). Mit einem Förderdruck von ca. 0,1MPa kann die Beladung bis zu 20kg Schüttgut pro kg Luft betragen.



Abbildung 19-21: Schematische Darstellung der Strähnenförderung

Dünenförderung

Bei noch geringerer Fördergeschwindigkeit bildet das Schüttgut Ballen und Pfropfen. Die Luftgeschwindigkeit ist nun stellenweise so gering, dass Körner nicht mitgerissen werden. Durch die Ablagerung verengt sich der Querschnitt, was eine Erhöhung der Luftgeschwindigkeit an den Verengungen zur Folge hat, so dass die Körner wieder losgerissen und stufenweise weiter transportiert werden (Abbildung 19-22)⁹⁵.

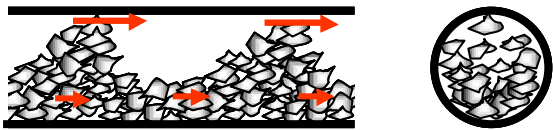


Abbildung 19-22: Schematische Darstellung der Strähnen-Dünenförderung.

Pneumatische Fördereinrichtungen sind aufgrund größerer Schwankungen ungeeignet, um Abrasivmittel zu dosieren.

Mechanische Stetigförderer

Vibrationsrinnen

Eine klassische Vibrationsrinne für Laborzwecke besteht aus einem höhenverstellbaren Vorratstrichter, einer Förderrinne und dem Vibrationsantrieb. Mit 50Hz sind je nach eingestellter Schichthöhe (Trichterhöhenstellung) Dosier- und Fördermengen bis ca. 5 dm³/min zu erreichen.

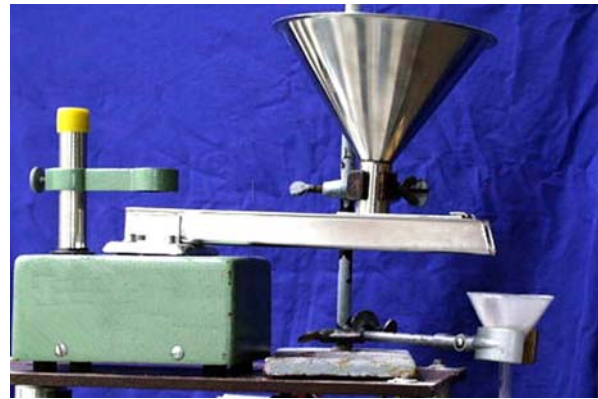


Abbildung 19-23: Der verwendete Vibrationsdosierer.

Vibrationsrinnen zeigen eine relativ konstante Fördermenge und sind daher zur Dosierung von Abrasivmitteln geeignet.

Bei der Anwendung des WAIS ist die Kombination einer Vibrationsrinne mit der pneumatischen Flugförderung die typische Anordnung. Die Dosierung des Abrasivmittels kann sehr genau ($\pm 5\%$) durch die Rinne vorgegeben und mit Hilfe einer elektrischen Regulierung dem Fördervolumen angepasst werden. Die Abrasivmittelzuführung zum Strahlkopf geschieht über eine flexible Schlauchzuführung, in der der Sog für den nötigen Luftstrom zum Guttransport dient.

Der Unterdruck in der Mischkammer des Strahlkopfes war bei fast allen Versuchen ausreichend, um das Abrasivmittel in den Wasserstrom einzusaugen (Ausnahme im Kapitel 10.2, S.105). Eine Zwangsförderung des Abrasivmittels war somit in horizontaler Lage nicht notwendig. Bei senkrechter Förderung, die bei Handgeführten Geräten auftreten kann, könnte diese jedoch erforderlich sein.

Vorteil der Vibrationsrinne ist, dass das Abrasivmittel steril verpackt in einem Behälter an den Vibrationsarm angehängt werden könnte.

Allerdings ist mit Luftbeimengungen in größerem Maße zu rechnen, weil die Luft das

Fördermedium im Abrasivmittelschlauchs ist. Aus diesem Grund wurde die Überlegung angestellt, die Luft durch ein Gas mit guter physikalischer Löslichkeit, wie CO_2 , zu ersetzen (Abbildung 19-24).

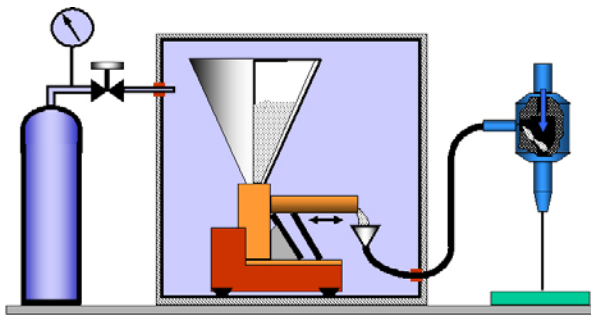


Abbildung 19-24: Schematische Darstellung eines WAIS mit CO_2 als alternatives Fördermedium.

Der verfahrenstechnische Aufwand ist jedoch sehr hoch, so dass die Kombination aus pneumatischer Förderung und Vibrationsrinnen-Dosierung für die klinische Anwendung im Operationssaal eher ungeeignet ist. Zur Verhinderung von Luftembolien sollte die geförderte Luftmenge für die Anwendung am lebenden Menschen möglichst klein gehalten werden.

Schneckenförderer

Nach DIN 15201⁶ sind Schnecken Schüttgut-Förderer, bei denen ein rotierender, schraubenförmiger, durchgehender oder unterbrochener Körper (Schnecke) das Fördergut in einem ruhenden Trog oder Rohr als Tragorgan vorwärts schiebt (Abbildung 19-25).

Schneckenförderer arbeiten nach dem Schraube-Mutter-Prinzip. Die Förderschnecke stellt dabei die Schraube dar; das im Förderrohr liegende Fördergut fungiert als Mutter. Eine zwischen dem Fördergut und dem Rohr wirkende Reibkraft hindert die Mutter am Mitdrehen mit der Schraube. Bei waage-

rechten Förderern reicht die aus der Eigenlast resultierende Reibkraft aus, damit die umlaufende Schneckenwendel das Fördergut axial verschieben kann⁸⁹.

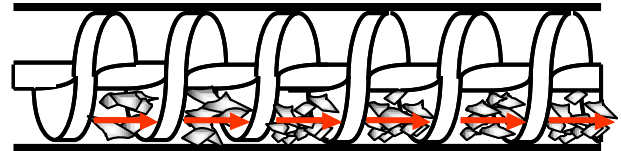


Abbildung 19-25: Schema eines Schneckenförderers.

Zum Einsatz kommen Schneckenwellen meistens dort, wo große Mengen von Fördergut eine Ladedistanz überwinden müssen. Die Schneckenwelle kann dabei sowohl in der Horizontalallage als auch in der Vertikalallage eingesetzt werden. Möglich sind auch Fördersysteme mit biegsamen Schneckenwellen.

Die Zuführung des Abrasivmittels über einen Schneckenförderer direkt in den Strahlkopf hinein wurde bereits 1985 beschrieben²⁵⁵. Die Schnecke war hier zur Reduzierung der Verstopfungsanfälligkeit von Vorteil.

Die über einen stufenlos regelbaren Elektromotor angetriebene Förderschnecke zeigte im Rahmen der Weiterführung des vorgestellten Projekts die besten Eigenschaften. Die Schneckenwelle wurde hier aus Teflon gefertigt, um eine flexible Zuführung zum Strahlkopf zu gewährleisten (Abbildung 19-26). Die Arbeitsweise des Fördersystems ist schwerkraftunabhängig. Das Abrasivmittel wird über die in einem Schlauch rotierende Schnecke in die Mischkammer eines speziell konstruierten Strahlkopfes gefördert.

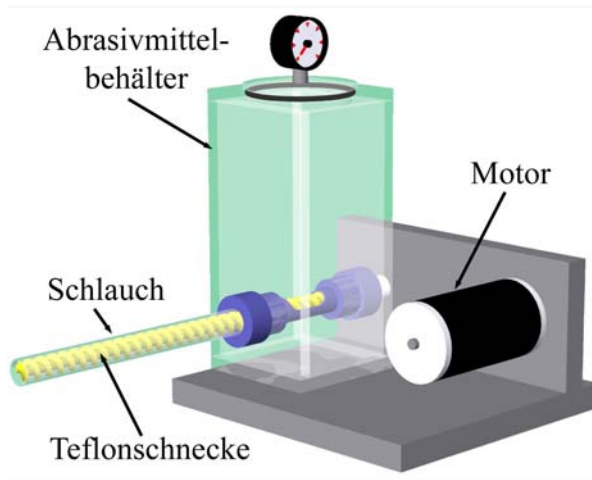


Abbildung 19-26: Modell eines Bioabrasiv-Schneckenförderers.

Die Förderschnecke wird in einem Schlauch bis in den Strahlkopf geführt. Der Vorratsbehälter ist geschlossen, damit keine zusätzliche Luft in das System gelangen kann.

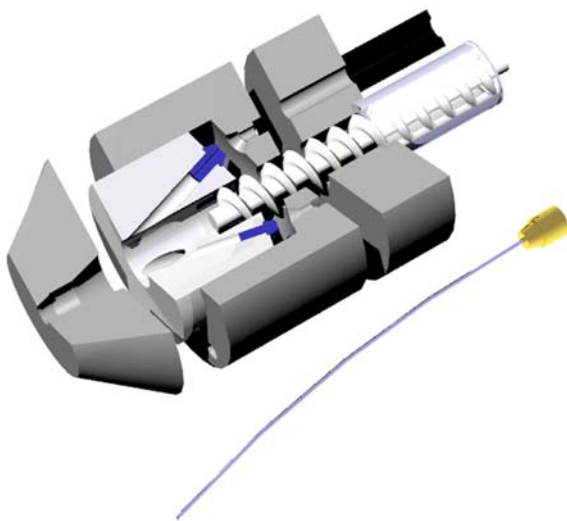
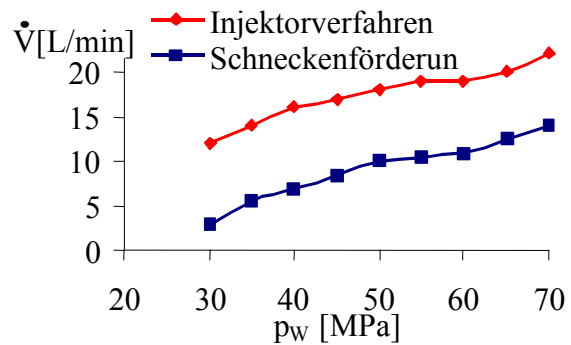


Abbildung 19-27: Modell eines ADWS-Strahlkopfes.

Die Zufuhr des Abrasivmittels erfolgt über eine Schnecke direkt bis in die Mischkammer. Als Fokusrrohr wurde eine Injektionskanüle mit einem Durchmesser von $D_f=1,5\text{mm}$ und einer Wandstärke von $0,3\text{mm}$ genutzt. Dieses kann in die gewünschte Form gebogen werden.

Außerdem konnte mit dieser Technik der Luftvolumenstrom signifikant reduziert werden (Abbildung 19-28).



Luftvolumenstrom (\dot{V}); Druck (p_w).

Abbildung 19-28: Die vom Strahl beförderte Luft in Abhängigkeit vom Druck und vom Förderverfahren.

19.7.3 Zusammenfassung

Ein zusammenfassender Systemvergleich mit dem Bioabrasivstoff Laktose zeigte, dass der Vibrationsdosierer und Schneckenförderer über den größten Stellbereich für den Massenstrom verfügen.

Die in dieser Arbeit vorgestellten Versuche wurden mit dem Vibrationsdosierer durchgeführt.

19.8 Histologische Techniken

Dieses Kapitel gibt dem Leser einen Einblick in die angewandten Techniken.

19.8.1 Allgemeine Übersicht

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, musste 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 DWS-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 19-29).

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 19-29). Es folgte eine Entwässerungsreihe mit Alkohol, die mit einem Paraffinbad (flüssig) abgeschlossen wird.

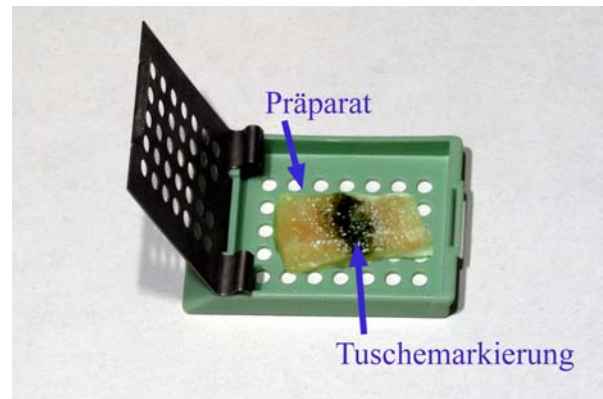


Abbildung 19-29: Gewebspräparat im Träger für die Paraffineinbettung.

Eingebettet in Paraffin wurden nun die histologischen Schnitte gewonnen, bevor das Paraffin im Wärmeofen entfernt wurde (Abbildung 19-30).

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 19-30: Paraffinblöcke mit einer Gewebsprobe und der gefärbte Schnitt auch einem Objektträger.

^aTyp Magnifying Luna, No.1208, Chung Luen Optik, Hongkong, CN, <http://www.luna-imaging.com>.

19.8.2 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 oder physikalischen Wechselwirkungen zwischen Farbstoff und Gewebe. Kennt man die Gewebeeigenschaften und die Eigenschaften der Farblösungen, ist das gewünschte Ergebnis planbar.

Unterschieden werden basische und saure Farbstoffe. 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 Säurefuchsin^{46;142;153}. 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 Untersucher die meisten diagnostischen Fragestellungen beantworten²⁴¹. 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 (Tabelle 19-9). Das Zytoplasma wird anschließend mit Eosin, das zu den Fluorescein-Farbstoffen gehört, gegengefärbt. Das Zytoplasma der Zellen, Kollagen und proteinhaltige Lösungen werden damit abgestuft rot angefärbt. Somit gelingt eine gute Gesamtdarstellung des Gewebes^{173;241}.

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. Phosphor-

molybdänsäure oder Phosphorwolframsäure). Die nachfolgende Färbung des jetzt entfärbten Bindegewebes erfolgt mit den grobdispersen Farbstoffen Anilinblau oder Lichtgrün (Tabelle 19-9).

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^{190;241}.

Zusätzlich ist eine Differenzierung zwischen unversehrten 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 braunschwarz, das kollagene Bindegewebe leuchtend rot, Muskulatur und Epithelien intensiv gelb und Nervengewebe gelblich gefärbt, während u.a. Amyloid, Kolloid und Hyalin verschiedene Farbabstufungen 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 (Tabelle 19-9)^{142;241}

	H.E. • Hämatoxylin • Eosin	Masson-Goldner • Eisenhämatoxylin • Säurefuchsin • Orange-G • Lichtgrün	van Gieson • Eisenhämatoxylin • Pikrinsäure • Säurefuchsin
Zellkerne	blau	bräunlich-schwarz	schwarz-braun
Zytoplasma	azidophil = blassrot basophil = bläulich	ziegelrot	gelb-braun
Retikulinfasern und Basalmembranen	ungefärbt bis blassrot	blassgrün	ungefärbt – blassrot
Kollagenfasern	rot	grün	braunschwarz
Elastische Fasern und Membranen	blassrosa	blassgrün bis blassrot	blassgelb
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 19-9: Farbliche Darstellung verschiedener Gewebekomponenten in Abhängigkeit von der Färbemethode.

19.9 Unabhängige und abhängige Variablen

Die abhängigen sowie die unabhängigen Variablen der in dieser Arbeit vorgestellten Versuche wurden in der Tabelle 19-10 zusammengefasst.

Versuchsreihe	Unabhängige Variablen	Abhängige Variablen
DWS – Weichgewebe Kapitel 7.2, S.64 und 7.3, S.67	<ul style="list-style-type: none"> • Gewebetyp • Druck (p_w) 	<ul style="list-style-type: none"> • Kerbtiefe (k) • Dickenzunahme (d/d_0)
Volumetrischer Vergleich Kapitel 8.2, S.84,	<ul style="list-style-type: none"> • Operationsmethode 	<ul style="list-style-type: none"> • Volumen des entfernten Nucleusgewebes
Biomechanischer Vergleich Kapitel 8.3 S.87	<ul style="list-style-type: none"> • Operationsmethode 	<ul style="list-style-type: none"> • Bandscheibendruck (p_B) • Bandscheibenhöhe (h)
Klinische Studie, Kapitel 9.2, S.93	<ul style="list-style-type: none"> • Zeit 	<ul style="list-style-type: none"> • Wirbelsäulenscore Oswestry • Schmerz (VAS) • Beweglichkeit
DWS – Kortikalis und PMMA, Kapitel 10.1, S.99	<ul style="list-style-type: none"> • Material • Druck (p_w) • Strahl-Werkstückwinkel (γ) • Osteonausrichtung 	<ul style="list-style-type: none"> • Kerbtiefe (k)
DDWS – Kortikalis und PMMA, Kapitel 10.1.1, S.99	<ul style="list-style-type: none"> • Material • Druck (p_w) • Pulsfrequenz (f) 	<ul style="list-style-type: none"> • Kerbtiefe (k) • Massendifferenz (ΔG) • Kerbtiefe je kW • Rauigkeit (R_a)
ADWS – Kortikalis und PMMA, Kapitel 10.3, S.110	<ul style="list-style-type: none"> • Material • Druck (p_w) • Strahl-Werkstückwinkel (γ) • Osteonausrichtung 	<ul style="list-style-type: none"> • Kerbtiefe (k)
DWS und ADWS – Human-kortikalis und Knochenzement, Kapitel 12.1, S. 133	<ul style="list-style-type: none"> • Material • Druck (p_w) • Strahltechnik 	<ul style="list-style-type: none"> • Kerbtiefe (k) • Rauigkeit (R_a)
ADWS – Spongiosa Kapitel 13.2, S.141	<ul style="list-style-type: none"> • Trennverfahren • Druck (p_w) • Abrasivmassenstrom (\dot{m}) 	<ul style="list-style-type: none"> • Schnittfugenwinkel (δ) • Rauigkeit (R_a)

Tabelle 19-10: Unabhängige und abhängige Variablen.

19.10 Details zum biomechanischen Vergleich

Die Präparate wurden nach Entfernen der hinteren Säule in speziellen Präparatträgern unter Zuhilfenahme von PMMA befestigt (Abbildung 19-31).

Die Materialprüfmaschine wurde für den biomechanischen Vergleich der mikroinvasiven Methoden zur Nucleotomie über die Kraft geregelt. Die Belastung wurde in verschiedenen Phasen aufgebracht:

Zur Erzielung des Kraftschlusses zwischen Probe und Testmaschine wurde eine Vorlast von 5N eingeleitet, bevor mit der Datenaufnahme begonnen wurde. Anschließend wurde kraftgesteuert die Vorlast auf 20N erhöht, die für eine Minute gehalten wurde (Vorlastphase). Danach wurde kraftgesteuert mit 2N/s die Maximalkraft von 150N angefahren (Belastungsphase) und für eine Minute gehalten (Hauptlastphase). Es folgte eine Entlastung mit der gleichen Geschwindigkeit (Entlastungsphase) auf 20N, welche fünf Minuten gehalten wurden (Nachlastphase). Die Vorlastphase diente dazu, vergleichbare Grundvoraussetzungen (Gleichgewicht zwischen onkotischem Druck innerhalb der Bandscheibe und extern eingeleiteter Kraft) in den verschiedenen Präparaten zu erreichen. Die Haltephase nach Erreichen der Maximallast diente dem Ausgleich des Creeping unter Last. Als Creeping wird die zeitabhängige Verformung unter einer konstan-

ten Kraft, welche bei Bandscheiben asymptotisch verläuft, bezeichnet¹⁵⁹.

Bei der Auswertung der Messdaten zeigte sich, dass das Creeping in allen Haltephasen nicht durch die Operation beeinflusst wurde. Es wurde daher auf die Darstellung dieser Ergebnisse verzichtet.

Da bei dem vorliegenden Versuchsaufbau jedes Segment zweimal getestet werden musste (prä- und postoperativ), war es notwendig, sicherzustellen, dass durch den ersten Belastungszyklus die Eigenschaften des Segments nicht verändert wurden. Deshalb erfolgte nach der Kraftgeregelten Entlastungsphase eine weitere Nachlastphase, wiederum zum Ausgleich des Creeping. Die Druckwerte der Bandscheibe zeigten vor und nach den Tests keine signifikanten Unterschiede ($p=0,77$), so dass davon ausgegangen werden kann, dass der Test selbst keinen Einfluss auf das Präparat hatte.

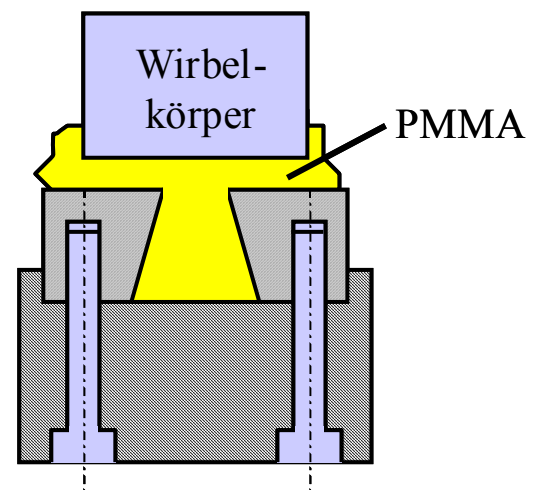
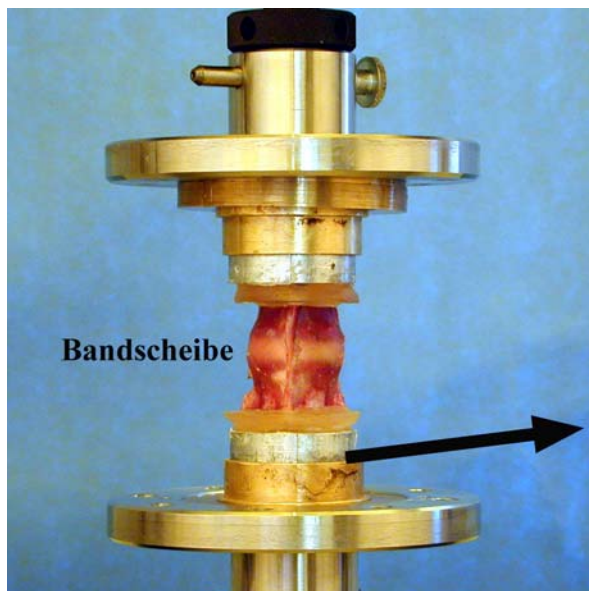


Abbildung 19-31: Befestigung der Wirbelsäulenpräparate in der Materialprüfmaschine.

Man erkennt sowohl auf dem Foto als auch in der Prinzipskizze die kraft- und formschlüssige Verbindung zwischen dem Wirbelkörper und der Materialprüfmaschine durch PMMA.

19.11 Methoden zur Erfolgsbeurteilung

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 Befund³⁵.

Dies gilt ebenso für objektivierbare Untersuchungsbefunde, wie z.B. die Wirbelsäulenbeweglichkeit.

Das subjektive Befinden des Patienten kann durchaus Ursache oder Folge von somatisch objektivierbaren Befunden sein. Gerade im

Bereich der Wirbelsäule stehen diese nicht im Vordergrund bei einer Erfolgsbewertung einer Operation. Man muss hier vielmehr die subjektive Empfindung des Patienten in den Vordergrund der Bewertung stellen. Die Messbarkeit ist nach den Kriterien der Ingenieurwissenschaften naturgemäß beschränkt, aber durchaus möglich.

Man bedient sich in der Regel eines Fragebogens, dem ein Score zugeordnet ist.

Der Oswestry-Score hat sich zu einem der spezifischsten Messinstrumente für das Management von Wirbelsäulenerkrankungen entwickelt^{106;170;180}. Der Fragebogen ist von Fairbank et al. in mehreren Studien validiert worden⁸¹⁻⁸⁵. Er findet sich in fast allen neueren Publikationen, die Therapiemethoden für den Rückenschmerz untersuchen. Der Oswestry-Score ist ein Schmerzfragebogen, der in einer validierten deutschen Übersetzung vorliegt:

Fragebogen für den Oswestry-Score

1. Schmerzintensität

- kein Schmerz 0
- deutlicher Schmerz, jedoch Bewältigung der Situation(en) ohne Schmerzmedikamente 1
- kein Schmerz bei der Einnahme von Schmerzmedikamenten 2
- gemäßigte oder erträgliche Schmerzen durch Einnahme von Schmerzmedikamenten 3
- starker Schmerz trotz der Einnahme von Schmerzmedikamenten 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 Getränkebox) 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 1/2 Stunde möglich 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- oder Schmerztabletten erholsamer Schlaf möglich, unbegrenzt 1
- mit Schlaf- oder Schmerztabletten erholsamer Schlaf möglich, bis zu 6 Stunden 2
- mit Schlaf- oder Schmerztabletten erholsamer Schlaf möglich, bis zu 4 Stunden 3
- mit Schlaf- 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 von 1 bis 2 Stunden 3
- Bewältigung von Ausflügen unter 30 min, maximal Arztbesuch. 4
- *keine* Ausflüge/Reisen/Mobilität möglich 5

erreichte Punktzahl · 2 = Oswestry-Score

Visuelle Analogskala

Die Visuelle Analogskala (VAS) ist Grundlage eines semiquantitiven Verfahrens für die subjektive Messung einer Empfindungsstärke (z.B. Schmerz oder Jucken, Wärme oder Kälte).

Der Patient muss dabei seine Empfindung auf einer Skala von 0 (= keine Empfindung) bis 100 (= stärkste vorstellbare Empfindung) einschätzen. Als Skala wird dabei meistens ein Balken oder eine Strecke vorgegeben, auf der der Patient die Empfindungsstärke als Abstand vom linken Rand einträgt. Bei wiederholter Dokumentation gibt diese Methode einen orientierenden Überblick über den zeitlichen Verlauf und den Erfolg einer Therapie.

Man unterscheidet bei der Schmerzmessung die visuelle Analogskala von der numerischen Analogskala. Bei dieser erfolgt die Schmerzquantifizierung durch eine entspre-

chende Zahlenangabe von null bis zehn (kein Schmerz = 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 =stärkst vorstellbare Schmerzen).

Bei der visuellen Analogskala ist die Strecke nur durch die Endpunkte markiert; in der Regel beträgt der Abstand zwischen den beiden Punkten 10cm. Der Patient gibt auf dieser Strecke durch einen Strich seine aktuellen Schmerzen an; man kann auch nach dem durchschnittlichen Schmerz innerhalb eines Zeitintervall, z.B. den letzten 4 Wochen, wie in der vorgestellten Studie geschehen, fragen. Bei der Auswertung wird vom Arzt die Strecke ausgemessen und in cm angegeben. Dies geschieht in der Regel unter Zuhilfenahme eines Lineals mit einem Schieber, den der Patient auf seine Empfindung einstellt, ohne die Skala zu sehen und der Arzt auf der Gegenseite abliest (Abbildung 19-32).

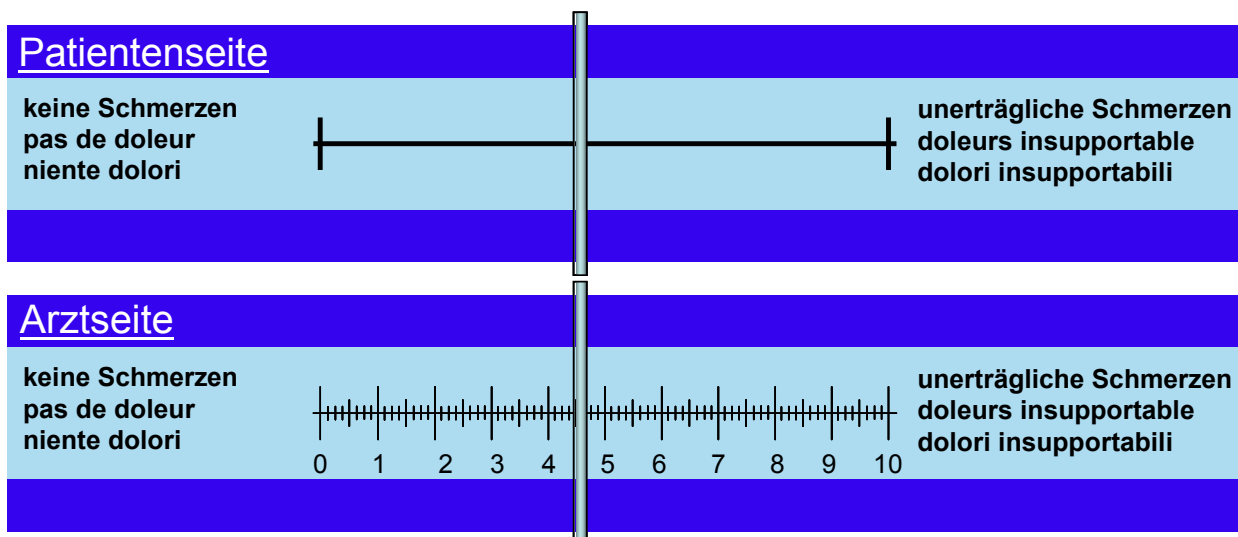


Abbildung 19-32: Visuelle Analogskala.

19.12 Statistische Sicherheit der empirischen Modelle der Weichgewebearbeitung

Die Korrelationskoeffizienten des empirischen Modells für die Gewebsexpansion sind in der Tabelle 19-11 dargestellt.

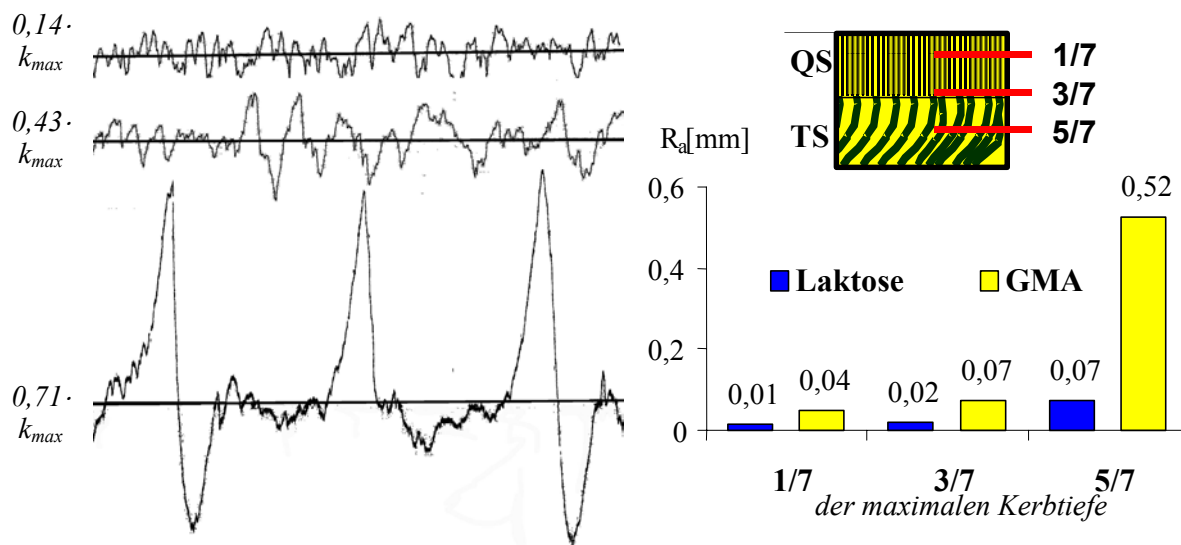
Gewebe	Spezies	n	r^2 der linearen Korrelation von Druck und Kerbtiefe	r^2 der quadratischen Korrelation von Druck und Expansion
Fett	Schwein	10	$0,79 (p<0,001)$	–
	Rind	10		
	Mensch	10		
Muskel	Schwein	10	$0,89 (p<0,001)$	–
	Rind	10		
	Mensch	10		
Rückenmark	Schwein	10	–	–
	Rind	10	–	
	Mensch	10	$0,69 (p<0,001)$	
Spinalnerv	Schwein	10	$0,70 (p<0,001)$	–
	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 19-11: Bestimmtheitsmaß r^2 für die linearen Korrelationen zwischen Druck und Kerbtiefe sowie für die quadratischen Korrelationen zwischen Druck und Expansion.

19.13 Kerbflankenrauigkeit bei GMA und Laktose

Die Rauigkeit der Plexiglas-Kerbflanken wurde für Kerbversuche GMA und Laktose relativ zur maximalen Kerbtiefe mit dem Perthometer bestimmt. Oberflächennah ($0,14k_{max}$) war die Kerbflanke relativ glatt (Qualitätsschnittbereich, QS), während im

Trennschnittbereich ($0,71k_{max}$) eine hohe Rauigkeit entsprechend dem Wellenprofil gemessen wurde (Abbildung 19-33). Das Oberflächenprofil der mit GMA geschnittenen Proben war immer rauer.



Perthometerkurve für Almandit (GMA).

R_a vs. relative Kerbtiefe.

Abbildung 19-33: Rauigkeit der Kerbflanken.

Links ist die vom Perthometer^a aufgezeichnete Kurve für eine mit GMA geschnittene Probe dargestellt.

Rechts sind die Rauwerte für GMA und Laktose im Vergleich dargestellt.

^aTyp Perthometer S6P, Mahr Maryland Metrics, Ovings Mills, US, <http://www.mdmetric.com>.

19.14 Sonstiges

19.14.1 Votum der Ethikkommission der Ärztekammer Hamburg



ETHIK-KOMMISSION der ÄRZTEKAMMER HAMBURG

Körperschaft des öffentlichen Rechts

Geschäftsstelle: Frau H. Hinzmann
Humboldtstraße 56 · 22083 Hamburg
Tel.: 040 / 228 02-517 · Fax: 040 / 22 80 2-597

Herrn
Dr. med. Matthias Honl
AK Barmbek
Abt. für Orthopädie

Rübenkamp 148

22291 Hamburg

22. 04. 99

Bearb.-Nr.: OB.99
Betr.: Ihre Anfrage vom 13.04.99
Versuche an humanem Oberschenkelknochenmaterial im Rahmen des
DFG-Forschungsprojektes „Wasserstrahlschneiden in der ortho-
pädischen Chirurgie“

Sehr geehrter Herr Dr. Honl,

wir bestätigen den Eingang Ihres o.g. Schreibens nebst Anlagen.
Den übersandten Unterlagen haben wir entnommen, daß Sie planen,
das o.g. Projekt an aus Amputationen zur Verfügung gestellten
humanen Oberschenkelknochen und Knochenzement durchzuführen.

Von seiten der Ethik-Kommission bestehen dagegen keine Bedenken.

Wir weisen darauf hin, daß die Verantwortung des Versuchsleiters
für das Vorhaben und seine Durchführung durch dieses Votum nicht
berührt wird.

Die Kommission geht davon aus, daß personenbezogene Daten der
Probanden/Patienten den datenschutzrechtlichen Vorschriften ent-
sprechend behandelt und die Daten vollständig anonymisiert ge-
speichert und ausgewertet werden.

Mit freundlichen Grüßen

Prof. Dr. med. K. H. I.
-Vorsitzender-

19.14.2 Projektförderung

Behörde Umwelt und Gesundheit der Freien und Hansestadt Hamburg
Hamburger Straße 47
22083 Hamburg
☎ 040 428630
<http://www.hamburg.de/Behoerden/BUG>.

Deutsche Forschungsgesellschaft (DFG)
Kennedyallee 40
53175 Bonn
☎ 0228 8851
✉ postmaster@dfg.de

Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF)
Heinemannstrasse 2
53175 Bonn-Bad Godesberg
☎ 01888 570
✉ bmbf@bmbf.bund.de

Arbeitsgemeinschaft Industrieller Forschungsvereinigungen „Otto von Guericke“ e.V. (AiF)
Tschaikowskistraße 49
13156 Berlin
☎ 030 481633
✉ gsb@aif.de

Richard und Annemarie Wolf-Stiftung
Postfach 1164
75438 Knittlingen
☎ 07043 35214

Andreas Pein Medizintechnik GmbH
Wilhelm-Hennemann-Straße 9
19061 Schwerin
☎ 0385 395700
✉ info@helix-hydro-jet.de

DePuy Medizintechnik GmbH
Mellinweg 16
66280 Sulzbach
☎ 06897 50060
✉ info@depuy.de

