

Aus der Orthopädischen und Unfallchirurgischen Klinik des
Allgemeinen Krankenhauses Eilbek in Hamburg

Ltd. Arzt: Prof. Dr. med. E. Hille

Der Druckwasserstrahl - eine neue
Technik zur Bearbeitung von Knochen
und Knochenzement

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der

Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

vorgelegt

von

Reemt-Ole Rentzsch

2004

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Wolfgang H.-M. Raab
Dekan

Referent: Prof. Dr. Hille

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Morgenstern

meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Stand des Wissens	3
2.1	Hüftendoprothesenrevision	3
2.2	Alternative Techniken	7
2.2.1	Extrakorporale Stoßwellen-Lithotripsie	7
2.2.2	Ultraschall	7
2.2.3	Laser	8
2.2.4	Druckwasserstrahltechnik	8
3	Problem und Ziel des Projektes	9
3.1	Problem	9
3.2	Ziel	9
4	Wasserstrahltechnik	10
4.1	Der reine Druckwasserstrahl (DWS)	10
4.1.1	Grundlagen der Druckwasserstrahltechnik	10
4.1.2	Druckwasserstrahlen in der Medizin	13
4.2	Der Abrasivdruckwasserstrahl (ADWS)	13
4.2.1	Abrasivstoffe	13
4.2.2	Zumischprinzipien	15
4.2.2.1	Wasserabrasivinjektorstrahlen (WAIS)	16
4.2.2.2	Wasserabrasivsusensionsstrahlen (WASS)	17
5	Vorversuche	19
5.1	Parameterstudie 1: Kerbschneiden mit dem Druckwasserstrahl	19
5.1.1	Material und Methode	19
5.1.2	Ergebnis	21
5.1.3	Schlussfolgerungen & offene Fragen	24
5.2	Biokompatible Abrasivstoffe	24
5.2.1	Disaccharide	26
5.2.2	Zuckeralkohole	27
5.2.3	Salze	28
5.2.4	Aminosäuren	28
5.3	Parameterstudie 2: Kerbschneiden mit dem Abrasivdruckwasserstrahl	32
5.3.1	Material und Methode	32
5.3.2	Ergebnis	33
5.3.3	Schlussfolgerungen und weitere Projektschritte	35

6	Material und Methode	37
6.1	Material	37
6.2	Versuchsanlage	38
6.3	Methode	39
6.3.1	Versuchsdurchführung	39
6.3.1.1	Druckwasserstrahl-Kerbschneiden	39
6.3.1.2	Abrasivdruckwasserstrahl-Kerbschneiden	40
6.3.2	Auswertung	40
7	Ergebnisse	41
7.1	Kerbtiefen	41
7.1.1	Druckwasserstrahl	41
7.1.2	Abrasivdruckwasserstrahl	43
7.2	Schnittqualität	45
8	Diskussion	51
8.1	Abtragsmechanismen, Materialeigenschaften & Schnittqualität	51
8.1.1	Druckwasserstrahl	51
8.1.2	Abrasivdruckwasserstrahl	59
8.2	Kerbtiefen	63
8.3	Biokompatible Abrasivstoffe	69
8.4	Material & Methode	71
8.4.1	Material	71
8.4.2	Methode	71
8.5	Problemlösung?	73
8.6	Ausblick	76
8.6.1	Revision zementfreier femoraler Prothesenkomponenten	76
8.6.2	Prothesenimplantation	77
9	Zusammenfassung	78
10	Danksagung	80
11	Anhang	81
11.1	Technovit® 4004 und CMW™-3 im Vergleich	81
11.2	Human- und Rinderknochen im Vergleich	82
12	Lebenslauf	83
13	Abkürzungsverzeichnis	85
14	Abbildungsverzeichnis	86
15	Tabellenverzeichnis	88
16	Literaturverzeichnis	89

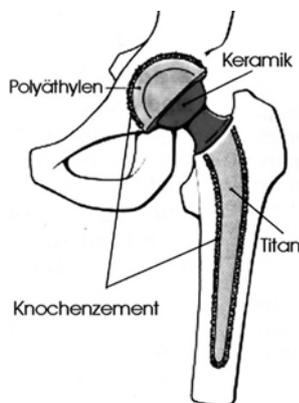
1 Einleitung

Die Implantation von Hüfttotalendoprothesen gehört heute zu den am häufigsten durchgeführten Operationen. Die Anfänge der zementfreien Hüftendoprothetik reichen bis in das letzte Jahrzehnt des 19. Jahrhunderts zurück, wobei zunächst von Implantaten aus Elfenbein in das proximale Femur berichtet wurde¹⁸⁻²⁰. In den 20er Jahren des letzten Jahrhunderts wurde erstmalig ein Hüftkopfersatz aus Elfenbein durchgeführt, und Ende der 30er Jahre folgte die erste Implantation einer Hüfttotalendoprothese aus rostfreiem Stahl¹⁰⁴.

Die Verankerung eines Hüftimplantates mit dem bereits aus der Zahnheilkunde bekannten Acrylzement erfolgte erstmals 1951. Charnley verhalf dieser bis heute am häufigsten eingesetzten Implantationstechnik Anfang der 60er Jahre zur weltweiten Anerkennung^{7;16} (Abbildung 1). In den letzten Jahren wird jedoch zunehmend der zementfreien Implantation von Hüfttotalendoprothesen, besonders bei jüngeren Patienten, wieder häufiger der Vorzug gegeben (Abbildung 2). Es wird angenommen, dass die Langzeitstabilität zementfrei implantierter besser als die einzementierter Hüfttotalendoprothesen ist, wobei jedoch ausreichende Langzeitresultate noch nicht vorliegen.

Zementiert:

Zwischen Knochen und Implantat wird über das Einbringen von Knochenzement ein Formschluss erreicht. Der Zement polymerisiert innerhalb weniger Minuten und sorgt so für die mechanische Verbindung zwischen Prothese und Knochen.



Zementfrei:

Zwischen Knochen und Implantat wird primär ein Formschluss geschaffen, und die Prothese wird unter Spannung fixiert. Die raue Oberflächentextur des Implantates bietet die Option für sekundäre Osseointegration.

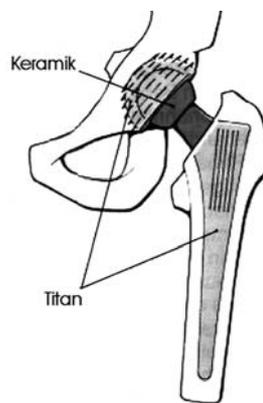


Abbildung 1 und Abbildung 2 (rechts): zementierte und zementfreie Verankerung von Hüfttotalendoprothesen (nach Niethard und Pfeil⁶³)

Die Prognose eines totalen Hüftgelenkersatzes ist anerkanntermaßen gut. Viele Zentren geben Überlebensraten von 90 % nach zehn Jahren und über 80 % nach 20 Jahren an^{36;91}. Die weltweit einmalige Auswertung eines Datensatzes der schwedischen Gesundheitsbehörde von über 130.000 operierten und regelmäßig nachuntersuchten Patienten zeigt, dass die Qualität der hüftendoprothetischen Versorgung bereits sehr hoch

ist ²⁸. In beiden Gruppen finden sich aber auch Therapieversager, die im Wesentlichen auf aseptische Spätlockerungen zurückzuführen sind. Der heute anerkannte ätiologische Faktor für aseptische Spätlockerungen der Implantate ist die immunologische Reaktion auf Verschleißpartikel, die innerhalb der Gelenkpaarung (meist Polyethylen - Metall) generiert werden ¹. Diese führen auf Dauer zu Osteolysen und infolge dessen zu einem Versagen des Implantates. Weil die Anzahl der Primärimplantationen von Hüfttotalendoprothesen kontinuierlich zunimmt und darüber hinaus die Patienten immer jünger werden, müssen oftmals mehrere Revisionen in einem Menschenleben durchgeführt werden.

Die herkömmlichen zur Revision von Hüfttotalendoprothesen eingesetzten Verfahren und Werkzeuge haben erhebliche Nachteile, so dass diese Operationen häufig zeitaufwendig sind und mit großen Knochenverlusten vergesellschaftet sein können. Eine Prothesenneuimplantation wird dadurch erschwert.

Neue Techniken wie die Extrakorporale Stoßwellen-Lithotripsie (ESWL), Ultraschallwerkzeuge oder der Laser haben bislang zu keiner entscheidenden Verbesserung der bei Revisionsoperationen bestehenden Problematik geführt.

In diesem Projekt wurde das Potential der Wasserstrahltechnik zur Revision der femoralen Komponente zementierter Hüfttotalendoprothesen sowohl in Form eines reinen Druckwasserstrahls als auch in Kombination mit einem biokompatiblen Abrasivstoff untersucht.

2 Stand des Wissens

2.1 Hüftendoprothesenrevision

Bei der Entfernung einer zementierten, femoralen Prothesenkomponente besteht die Notwendigkeit, die Prothese möglichst sicher und schnell zu entfernen und gleichzeitig das knöcherne Implantatlager für die nachfolgende Prothese maximal zu schonen. Hauptproblem ist der dünne Knochenzementmantel, der den Stiel der femoralen Prothesenkomponente umgibt und diese durch Formschluss im Femur fixiert.

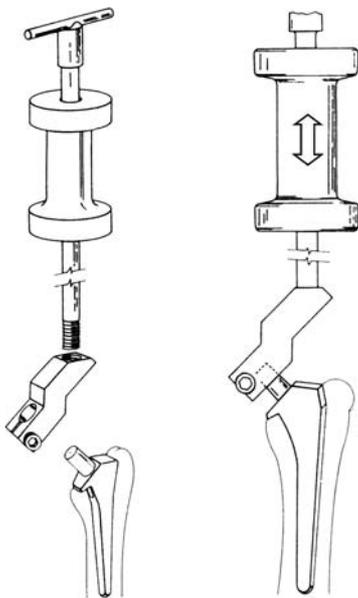


Abbildung 3: Extraktor zur Implantatentfernung (nach Pierson ⁷⁰)

Die aseptische Lockerung eines zementierten Implantates betrifft fast nie das Interface in seiner Gesamtheit, sondern meistens nur Teilbereiche, in denen Knochensubstanz abgebaut wurde. Somit ist eine „gelockerte“ Prothese weiterhin in vielen Bereichen mit dem knöchernen Implantatlager verbunden.

In einigen Fällen ist das direkte Herausschlagen der femoralen Prothesenkomponente durch Applikation retrograder Kräfte, z.B. mit Hilfe spezieller Extraktoren, möglich (Abbildung 3). Dieses Vorgehen gelingt nur, wenn das Implantat primär durch schlechte Zementierungstechnik oder sekundär durch Osteolyseprozesse bereits entsprechend gelockert ist. Ist der Implantatstiel angeraut oder beschichtet, erhöht sich die Scherfestigkeit des Knochenzement-Implantat-Interfaces erheblich.

Retrograde Krafteinwirkung führt dann eher zu einem Versagen des Knochen-Knochenzement-Interfaces und zu einem Heraustreiben der femoralen Prothesenkomponente im Verbund mit dem Knochenzementmantel. Das Risiko einer Spaltung des Femurschaftes ist jedoch bei diesem Vorgehen stark erhöht, weil der Durchmesser von Anteilen des distalen Knochenzementmantels oft größer als der des proximalen Markraums ist. Meistens ist die Hüftendoprothese trotz „Lockerung“ noch so gut fixiert, dass vor einer Extraktion proximale Anteile des Knochenzementes entfernt werden müssen. Dadurch verringern sich die zu unterbrechenden Flächen der Interfaces

zwischen Knochen, Knochenzement und Implantat. Zusätzlich verhindert dieses Vorgehen bei anatomisch geformten Prothesen eine Fraktur des Trochanter major oder sogar des ganzen Femurs. Harris et al. empfehlen sogar die prophylaktische Osteotomie des Trochanter major bei der Prothesenrevision, wodurch das Interface generell besser zugänglich ist und z.B. Bohrer parallel zur Markhöhlenachse anstatt am Oberschenkelhals entlang in das Interface eingeführt und nach distal vorgeschoben werden können²⁶. Dadurch sinkt das Risiko einer Perforation der lateralen Compacta des Femurs.

Zur Knochenzemententfernung dienen herkömmliche Werkzeuge wie Bohrer, Fräsen, spezielle Osteotome sowie oszillierende Sägen. Der Zugang zum Knochenzementmantel mit diesen Werkzeugen ist primär nur von proximal her möglich und daher äußerst eingeschränkt. Mit der weiteren Unterbrechung dieses Interfaces nach distal werden die Platzverhältnisse in der Diaphyse noch beengter, wodurch nicht viel Raum für eine das knöcherne Implantatlager schonende Arbeitsweise bleibt. Die Nachteile dieser herkömmlichen Werkzeuge sind der relativ langsame und nicht-selektive (d.h. nicht zwischen Knochenzement und Knochen unterscheidende) Materialabtrag sowie die geringe Reichweite im Interface (Abbildung 4, links). Außerdem ist die Schnitfführung prinzipbedingt gerade, wodurch eine Knochenzemententfernung an einer gekrümmten Implantatkontur in der Tiefe des Interfaces von proximal erschwert wird.

Gelingt die Extraktion einer femoralen Prothesenkomponente nicht, sind weitere Maßnahmen zur Lockerung der distalen Knochenzementfixation notwendig. So können proximal der Prothesenspitze Bohrungen gesetzt werden, durch die distaler Knochenzement in begrenztem Umfang entfernt werden kann. Zusätzlich kann die Sichtkontrolle für eine Abtragung des Knochenzementes von proximal durch über diese Bohrungen erfolgende Ausleuchtung des Markraumes erheblich verbessert werden⁹⁵. Biomechanische Untersuchungen zeigten, dass Bohrungen bis zu einem maximalen Durchmesser von 30% des Diaphysendurchmessers bei Positionierung in der anterioren Compacta proximal der Prothesenspitze die Belastbarkeit des Knochens nicht signifikant verringern⁹. Führen diese die Knochenzemententfernung ermöglichenden Bohrungen nicht zu einer erfolgreichen Extraktion, oder liegt eine entsprechend komplizierte Prothesen-Konfiguration vor, ist eine Fensterung des Femurs im distalen Prothesenstiel- und Prothesenspitzenbereich unvermeidlich (Abbildung 4, Mitte & rechts)^{39;61;62}. Durch eine Fensterung, die im schlechtesten Fall das Ausmaß des gesamten Prothesenstieles erreichen kann, wird zwar die Entfernung tief im diaphysären Markraum befindlichen Knochenzements erleichtert, jedoch verlängert sich die Ausheilungszeit bis zum Erreichen eines voll belastbaren Implantates deutlich^{84;88}.

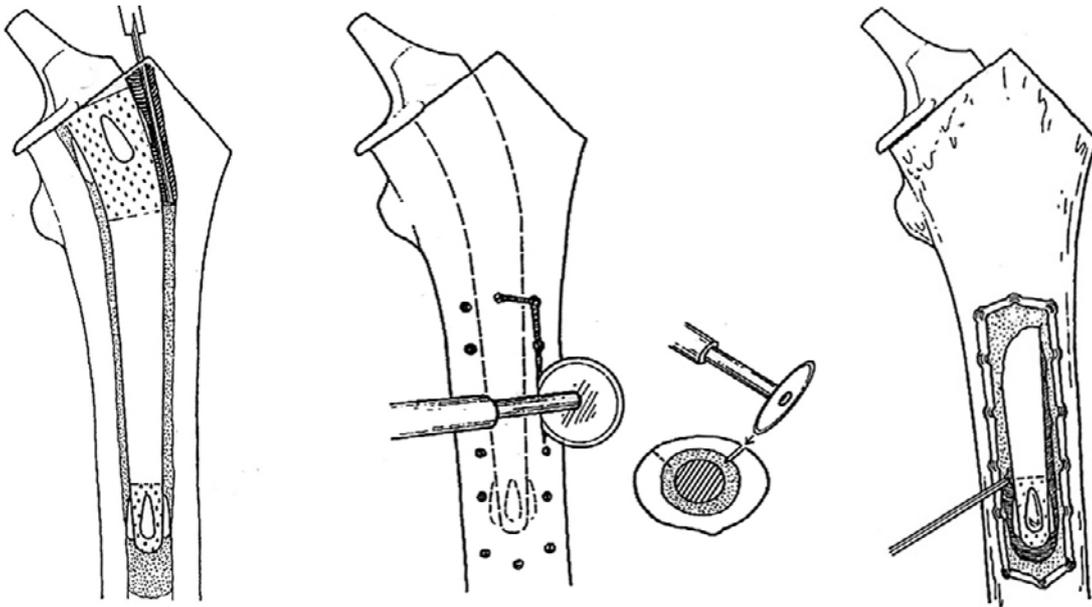


Abbildung 4: Knochenzemententfernung bei der Revision der femoralen Hüftprothesenkomponente (nach Pierson ⁷⁰)

links: limitierte Reichweite im Interface von proximal
Mitte und rechts: Fensterung des Femurs zur Zemententfernung

Verbleibt nach der Entfernung der Prothesenkomponente der Knochenzementmantel im Ganzen oder nur teilweise im Femurschaft, sollte dieser im Gegensatz zu den Empfehlungen von Greenwald et al. ²³ und Lieberman et al. ⁴⁸ vor Beginn einer Reimplantation entfernt werden. Einerseits wird dadurch verhindert, dass Keime und Abrieb am alten Knochenzement verbleiben, die zu einer endogenen Re-Infektion des neuen Implantates führen könnten. Andererseits wird die neue Prothese dann vollständig mit neuem, ungealtertem Knochenzement verankert. Bei der Einzementierung einer neuen Prothese in einen nur teilweise entfernten, alten Knochenzementmantel stellt die Grenzfläche von neuem zu altem Zement einen Ort verminderter Festigkeit dar, d.h. eventuell ist dieser Ursprung eines zukünftigen Materialversagens. Nur wenn die Kontaktfläche zum alten Knochenzement vollständig von Blut und Fett gereinigt werden könnte, wären ähnliche Zug- und Scherkraftbelastbarkeiten verglichen zu denen eines soliden Probeblockes erreichbar ⁴⁷.

Die Entfernung proximaler Knochenzementreste ist generell nicht schwierig, weil dieser Abschnitt gut zugänglich und einsehbar ist. Empfohlen wird dazu das Erstellen von Knochenzementsegmenten durch Erzeugung longitudinaler, radialer Brüche mit Hilfe scharfer, dünner Osteotome. Anschließend können die einzelnen Zementsegmente bei einem reduzierten Schädigungsrisiko für den angrenzenden Knochen entfernt werden ⁷⁰. Obwohl es sich um eine der sichereren Zemententfernungstechniken handelt, ist diese jedoch nicht immer anwendbar und kann in seltenen Fällen auch in Schaftbrüchen enden.

Die Knochenzemententfernung aus dem Diaphysenbereich ist schwieriger, weil die Platzverhältnisse beengter werden sowie die Sichtkontrolle schwieriger wird. Folgende Techniken werden in der Literatur zur Entfernung tief im diaphysären Markraum lokalisierter Knochenzementreste vorgeschlagen:

- ⇒ Heraustreiben eines lockeren, soliden Knochenzementrestes mit Extraktoren, wobei die zur Befestigung der Extraktoren nötigen Gewinde oder Spezialaufnahmen direkt in den alten Knochenzement geschnitten werden. Wenn dieses aufgrund von z.B. ausgeprägter Fragmentierung des Knochenzementrestes nicht möglich sein sollte, kann alternativ eine für einen Extraktor geeignete Aufnahme durch Miteingießen einer entsprechenden Form in neuen Knochenzement, der an den Knochenzementrest anbindet, erstellt werden^{13;83}. Die Gefahr der Femurschaftspaltung ist besonders dann erhöht, wenn der Durchmesser des Markraumkanals proximal des verbliebenen Knochenzementes nur unwesentlich größer oder sogar kleiner ist als der des herauszutreibenden Knochenzementrestes.
- ⇒ Ausbohren und Ausfräsen des Knochenzementes mit genannten herkömmlichen Werkzeugen, wobei das Risiko schwerer Knochenschäden oder Schaftperforationen aufgrund der mit der Tiefe im Markraumkanal zunehmend unsicheren Werkzeugführung drastisch ansteigt¹⁰⁹. Dieses Risiko kann durch Überprüfung der jeweiligen Werkzeugposition mit Hilfe der biplanaren Fluoroskopie²² vermindert werden, was jedoch teilweise zu einer erheblichen applizierten Röntgenstrahlendosis führt⁵⁷.
- ⇒ Ausbohren und Ausfräsen des Knochenzementes mit Bohren oder Fräsen unter Benutzung einer vorher erstellten Führungsbohrung im Knochenzementrest oder einer außen an der Diaphyse angebrachten Werkzeugführung: Das Risiko einer Knochenperforation wird mit Hilfe dieser Technik erheblich vermindert^{12;25}.

2.2 Alternative Techniken

2.2.1 Extrakorporale Stoßwellen-Lithotripsie

Seit 1980 wird die Extrakorporale Stoßwellen-Lithotripsie (ESWL) zur berührungsfreien Zertrümmerung von Nieren-, Blasen- oder Gallensteinen eingesetzt. Dabei werden elektromagnetisch, piezoelektrisch oder durch Funkentladung Stoßwellen generiert und unter sonographischer oder röntgenologischer Kontrolle auf den Stein fokussiert. Die durch die Stoßwelle im Stein entstehenden Druck-, Zug- und/oder Scherkräfte führen dann zu dessen Zerfall.

Der Effekt einer präoperativen, auf Knochenzement und das Knochen-Knochenzement-Interface fokussierten Stoßwellen-Lithotripsie wurde von verschiedenen Arbeitsgruppen untersucht. Es wurde nachgewiesen, dass im Knochenzement Mikrobrüche erzeugt wurden, die das Knochen-Knochenzement-Interface lockerten ^{35;54;81;101}.

Mechanische Versuche belegten eine Reduzierung der Interface-Scherkraftbelastbarkeit um 43% (100 Impulse) ⁵⁴ bzw. 63% (3200 Impulse) ¹⁰². Auch die Festigkeit des Knochenzementes nahm nach der Stoßwellenbehandlung signifikant ab. Problematisch ist, dass die Stoßwellen auch auf den angrenzenden Knochen mit daraus resultierenden elektronenmikroskopisch nachweisbaren Mikrobrüchen übertragen werden. In Torsionsversuchen an ganzen Hundefemora mit einzementierten Implantaten zeigten Stranne et al., dass trotz der nachweisbaren Mikrobrüche die Belastbarkeit des ganzen Femurs durch präoperative, Extrakorporale Stoßwellen-Lithotripsie nicht signifikant abnimmt, die Anwendung zur erleichterten Prothesenrevision also empfohlen werden kann ⁹².

2.2.2 Ultraschall

Ultraschallwerkzeuge wurden Mitte der fünfziger Jahre zunächst für das Schneiden von Weichgeweben entwickelt. Dabei werden durch einen elektrischen oder mechanischen Generator longitudinale Schwingungen im kHz-Bereich erzeugt, die konzentriert und auf eine Klinge übertragen werden.

Seit Mitte der achtziger Jahre wurden diese Ultraschallsonden von verschiedenen Arbeitsgruppen zur Entfernung von Knochenzement bei Revisionsoperationen weiterentwickelt und in vitro sowie in vivo erprobt ^{5;6;17;31;38}. Die hochfrequenten Schwingungen erzeugen Wärme, die ausreicht, Knochenzement an der Grenzschicht zu schmelzen und zu entfernen.

Problematisch bei der Anwendung von Ultraschallsonden zur Zemententfernung ist jedoch die irreversible thermische Schädigung des angrenzenden Knochengewebe bei Überschreitung von 60°C.

2.2.3 Laser

Der Laser ist inzwischen in vielen Bereichen der Medizin ein etabliertes Werkzeug, und es wurde auch versucht, Knochenzement damit zu entfernen. Dabei wird die auf eine kleine Fläche konzentrierte Lichtenergie zum großen Teil vom Knochenzement absorbiert und in Wärme umgewandelt. In Abhängigkeit von der eingebrachten Energiemenge wird das Material geschmolzen oder direkt vaporisiert.

Ein Excimer-Laser ist aufgrund der sehr geringen Abtragsraten zur Knochenzemententfernung nicht geeignet^{80;113}. Vorteil dieses Lasers ist die wegen der Wellenlänge geringe Reichweite in Knochenzement und das dadurch im Vergleich zu anderen Lasern verringerte Risiko thermischer Schäden am angrenzenden Knochengewebe. Bessere Abtragsraten wurden mit dem CO₂-Laser erzielt, wobei jedoch auch wellenlängenabhängig etwas höhere Temperaturen am Knochengewebe entstehen⁸⁹.

Weder präoperative Stoßwellen-Lithotripsie noch Ultraschallwerkzeuge und Laser haben sich im klinischen Alltag als Techniken zur Knochenzemententfernung etabliert.

2.2.4 Druckwasserstrahltechnik

Das Gebiet der Druckwasserstrahltechnik umfasst Trenn- und Abtragsverfahren, bei denen die potentielle Energie einer unter Druck stehenden Flüssigkeit in einer Düse in kinetische Strahlenergie umgewandelt wird. Einerseits kann die beschleunigte Flüssigkeit selbst einen Materialabtrag bewirken, andererseits kann die kinetische Energie der Flüssigkeit auf Festkörper, die dem Strahl in feinkörniger Form beigemischt werden, übertragen werden. Die vom Wasserstrahl beschleunigten Festkörper bewirken dann den Materialabtrag.

Eine Anwendung der Druckwasserstrahltechnik zur Bearbeitung von Knochenzement und bzw. oder Knochen wurde bislang noch nicht beschrieben.

3 Problem und Ziel des Projektes

3.1 Problem

Bis heute ist kein Werkzeug zur effektiven und knochenschonenden Knochenzemententfernung und damit zur erleichterten Extraktion zementierter femoraler Prothesenkomponenten bekannt. Eine Lösung dieses Problems könnte die Anwendung der in der Industrie etablierten Wasserstrahltechnik zur Prothesenrevision sein.

3.2 Ziel

Mögliche Vorteile eines Druckwasserstrahls (DWS) für den klinischen Fall der Revision zementierter femoraler Prothesenkomponenten könnten im Vergleich zu in Kapitel 2.1 (S. 3) beschriebenen Werkzeugen und Verfahren sein:

1. *Effektive Materialabtragsraten*: Verkürzung der OP-Zeit mit allen sich daraus ergebenden Vorteilen.
2. *Besserer Materialabtrag an Knochenzement als an Knochen, idealerweise selektiver Abtrag von Knochenzement* innerhalb eines bestimmten „Druckfensters“ bei weitgehender Schonung des angrenzenden, für eine gute Verankerung der neuen Prothese notwendigen Knochengewebes.
3. *Athermischer Materialabtragsprozess*: Grundeigenschaft dieses Verfahrens ohne das Risiko thermischer Schädigung vitalen Knochengewebes.
4. *Geringe Reaktionskräfte* machen eine präzise Führung des Werkzeuges möglich, eventuell auch robotisch.
5. *Die Möglichkeit, das Interface zwischen Prothese und Knochen auch weit distal über den schmalen Spalt von proximal erreichen zu können.*
6. *„Herausspülen“* des Knochenzement-Interfaces entlang der Implantatkontur: Die harten metallischen Prothesen-Werkstoffe werden bei den vergleichsweise niedrigen Drücken eines DWS nicht angegriffen, so dass dieser tangential an gekrümmten Implantatoberflächen entlang „gestrahlt“ werden könnte.

4 Wasserstrahltechnik

4.1 Der reine Druckwasserstrahl (DWS)

4.1.1 Grundlagen der Druckwasserstrahltechnik

Ein DWS wird mit einer Düse (Saphir- oder Hartmetalldüsen mit Durchmessern von üblicherweise 0,1 - 0,6 mm) erzeugt und ist das Resultat eines Energieumwandlungsprozesses, in dessen Verlauf potentielle Energie in kinetische Strahlenergie umgewandelt wird. Die resultierende Strahlgeschwindigkeit kann nach Bernoulli berechnet werden:

Gleichung 1:

$$v_w = \varepsilon \times \sqrt{\frac{2 \times p}{\rho_w}}$$

v_w = Strahlgeschwindigkeit
 ε = Geschwindigkeitszahl
 p = Druck
 ρ_w = Dichte des Wassers

Die Geschwindigkeitsziffer ε erfasst die infolge von Reibungsverlusten in der Düse verminderte Strahlgeschwindigkeit. Diese Energieverluste sind von der Düsenform abhängig, wobei die Werte für ε mit 0,9 bis 0,98 angegeben werden. Außerdem vermindert sich die erreichbare Strahlgeschwindigkeit mit zunehmendem Druck, da Wasser kompressibel ist und dessen Dichte demnach bei höheren Drücken zunimmt. Bei 4000 bar Wasserdruck beträgt die Kompressibilität etwa 12 - 13 %, und entsprechend verringert sich die Strahlgeschwindigkeit dadurch um etwa 3,5 %.

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

Gleichung 2:

$$\dot{m}_w = \alpha \times A_D \times \rho_w \times v_w$$

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

Mit der Kontraktionszahl α wird die Einschnürung des Strahls berücksichtigt, die abgesehen von der Strömungsgeschwindigkeit wesentlich von der Düsengeometrie abhängt. Die Strahleinschnürung entsteht infolge der durch die Düse fließenden Wandströmung, die beim Eintreten in die Ausflussöffnung umgelenkt wird. Der Strahl hat also nicht in der Düse selbst, sondern kurz danach seinen geringsten Durchmesser.

α und ε sind messtechnisch kaum bestimmbar und werden daher zur Durchflussziffer $\mu = \alpha \times \varepsilon$ zusammengefasst, die für moderne Düsen zwischen 0,6 und 0,75 liegt.

Die hydraulische Leistung P_h eines DWS wird als Produkt aus Druck und Volumenstrom berechnet, wobei die Eingangsgrößen Druck und Düsendurchmesser folgendermaßen berücksichtigt sind:

		$P_h =$ <i>hydraulische Leistung</i>
		$\mu =$ <i>Durchflussziffer</i>
Gleichung 3:	$P_h = \frac{\mu \times \pi}{\sqrt{8 \times \rho_w}} \times p^{3/2} \times d_D^2$	$\rho_w =$ <i>Dichte des Wassers</i>
		$p =$ <i>Wasserdruck</i>
		$d_D =$ <i>Düsendurchmesser</i>

Um einen geringen Reibungsverlust zu erzielen, wurden verschiedene Düsendesigns erprobt. Als günstige Lösung bezüglich des Reibungsverlustes hat sich ein Design von Leach und Walker erwiesen⁴⁴. Bei diesem Design nimmt der Düsendurchmesser um 13° bis zur endgültigen Düsengröße ab. Nach Erreichen des Düsendurchmessers wird der Strahl in einem Rohr mit Düsendurchmesser weiter gebündelt. Dieses Rohr sollte eine Länge des 2 bis 5-fachen des Düsendurchmessers haben.

Ein DWS zerfällt mit zunehmendem Abstand von der Düse aufgrund strahlinterner Kräfte und wegen der Wechselwirkungen mit dem jeweiligen Umgebungsmedium, so dass verschiedene Strahlzonen entstehen. Beim reinen DWS werden üblicherweise drei axiale Zonen unterschieden. Die Kernstrahlzone, die Kompaktstrahlzone und der Zerstäubungskegel (Abbildung 5).

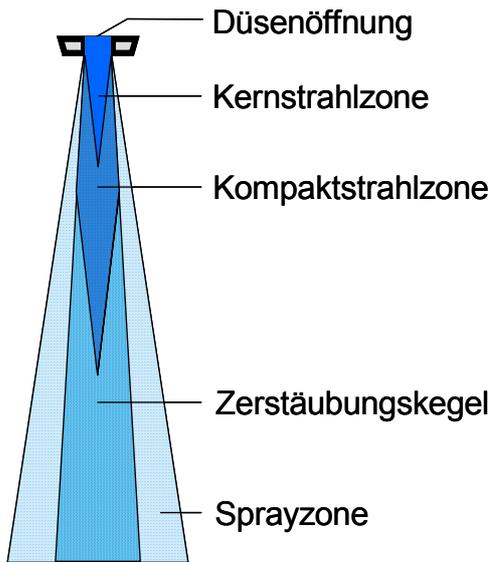


Abbildung 5: Strahlzonen eines DWS

Die Kernstrahlzone ist ein Bereich, der unmittelbar an die Düse anschließt und annähernd die Form eines Kegels hat. Druck und Geschwindigkeit sind in dieser Zone nahezu konstant. Der DWS hat in dieser Zone seine größte Energiedichte, und die auf einem Probestück resultierende Belastung ist statisch. Die Länge der Kernstrahlzone s_c ist proportional zum Düsendurchmesser d_0 ($s_c = 73-135 \times d_0^{110}$) und invers proportional zur Strahlgeschwindigkeit bzw. zum Wasserdruck, weil die strahlinternen Turbulenzen und Energieverluste bei höherer Strahlgeschwindigkeit zunehmen.

Die Kernstrahlzone umschließend und axial fortsetzend ist die Kompaktstrahlzone. In dieser Zone nimmt die Strahlgeschwindigkeit und der Druck zum Randbereich hin und mit zunehmendem Abstand zur Düsenöffnung aufgrund von Reibungsverlusten im Umgebungsmedium ab. Das Geschwindigkeitsprofil Rand-Kern-Rand gleicht einer Gaußschen Glockenkurve. Durch die Reibung, die den Strahl besonders im Randbereich bremst, kommt es mit wachsendem Abstand zur Düsenöffnung einerseits zu zunehmenden strahlinternen Diskontinuitäten mit anschließender Tropfenbildung und andererseits zur Divergenz, d.h. zur Zunahme des Strahldurchmessers. Die Energiedichte des Strahls nimmt daher ab, und die auf einem Probestück resultierende Belastung hat bedingt durch Einzeltropfenaufschläge dynamische Anteile. Im Kernbereich der Kompaktstrahlzone findet sich noch ein kontinuierlicher, d.h. nicht unterbrochener Strahl. Die Länge der Kompaktstrahlzone s_b wird mit $s_b = 5,33 \times s_c$ angegeben ¹¹⁰.

Die Kompaktstrahlzone geht in den Zerstäubungskegel über. Der Strahl besteht in dieser Zone nur noch aus Einzeltropfen. Da der Strahl auch im Randbereich zerstäubt und somit der Übergang zwischen Strahl und Umgebungsmedium fließend ist, ist an dieser Stelle der genaue Strahldurchmesser nicht mehr bestimmbar. Die Energiedichte nimmt in dieser Zone wegen des weiterhin divergierenden Strahles ab, und die auf einem Probestück resultierende Belastung ist wegen des ausschließlichen Einzeltropfenaufschlags rein dynamisch.

4.1.2 Druckwasserstrahlen in der Medizin

Anfang der achtziger Jahre wurde der reine DWS erstmals zum Schneiden von Lebergewebe eingesetzt⁶⁴. Der Hauptvorteil des DWS gegenüber konventionellen Techniken ist seine selektive Trennfähigkeit verschiedener Gewebe innerhalb eines bestimmten Druckbereiches. Bei Leberresektionen beispielsweise trennt der DWS bei geeigneten Drücken nur das Leberparenchym und lässt die elastischeren und gegenüber Scher- und Zugkräften resistenteren Blutgefäße und Gallengänge unbeschädigt, so dass diese dann ligiert und separat durchtrennt werden können. Diese inzwischen an vielen Zentren eingesetzte und etablierte Technik führt zu einer Reduktion der Operationszeit, geringeren Blutverlusten und somit einem dadurch insgesamt verminderten Operationsrisiko^{34;71;72}.

Dieses in der Leberchirurgie erprobte Verfahren wurde unter Nutzung des gleichen Prinzips auch auf andere Organe übertragen. So wird der DWS zunehmend in der Orthopädie³⁰, in der Urologie^{32;66;67;71}, in der Neurochirurgie^{33;59;69;96;98}, in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde⁹⁰ sowie experimentell in der Augenheilkunde^{21;65;105;106}, in der Visceral-⁸⁷, der Thorax-⁸⁶ und Gefäßchirurgie⁴⁰ sowie in der Plastischen Chirurgie¹⁰⁰ als selektives Schneidwerkzeug eingesetzt.

4.2 Der Abrasivdruckwasserstrahl (ADWS)

Die Effektivität des reinen DWS kann durch Zumischung feinkörniger, harter Feststoffpartikel, den sogenannten Abrasivstoffen, in den DWS deutlich gesteigert werden. Hierbei kommen hauptsächlich scharfkantige, mineralische Strahlmittel wie Quarzsand, Granat, Olivin oder Korund mit einem mittleren Korndurchmesser von 0,1 bis 0,8 mm zum Einsatz⁴².

4.2.1 Abrasivstoffe

In der Industrie werden eine große Anzahl verschiedenartig zusammengesetzter natürlicher (Metalle, Quarzsand, gebrochenes Gestein, Kunststoffe, Holz, Nussschalen) und synthetischer (Elektrokorund, Siliziumkarbid, Schlacken, Glasperlen, Glasbruch) Materialien als Abrasivstoffe verwendet.

Die Beurteilung eines industriellen Abrasivstoffes erfolgt anhand folgender Kriterien: *Struktur, Härte, Kornform und Korngröße*:

Die *Struktur* eines Abrasivstoffes wird durch Eigenschaften wie Gitterkonstante, kristallographische Gruppe und Symmetrie, chemische Zusammensetzung, kristallochemische Formel, Einschlüsse (Wasser-Gas-Einschlüsse, Mineraleinschlüsse) beschrieben.

Die *Härte* eines Abrasivstoffes wird nach verschiedenen Testmethoden bestimmt. Weit verbreitet ist das Ritzverfahren nach Mohs: Zehn Mineralien sind derart in einer Skala angeordnet, dass jedes Mineral vom folgenden geritzt wird, das vorhergehende Mineral selbst es dagegen nicht zu ritzen vermag. Talkum hat die Mohssche Härte 1, Diamant hat als härtester Stoff die Mohssche Härte 10. Die Härte technischer Abrasivstoffe variiert zwischen 5,5 (Glasbruch) und 9,15 (Siliziumkarbid).

Bei der *Kornform* der einzelnen Abrasivpartikel wird zwischen der relativen (Verhältnisse von Länge, Breite und Dicke zueinander) und der geometrischen (Annäherung an eine ideale geometrische Form wie Kugel, Würfel, Tetraeder) Form unterschieden.

Die *durchschnittliche Korngröße* als Maß für den Partikeldurchmesser wird durch die in Tabelle 1 auszugsweise aufgeführte DIN 69100 geregelt:

Normbezeichnung	Handelsbezeichnung	Korngröße d_p (μm)
grob	sehr grob	775-4550
mittel	grob	274-650
fein	mittel	81-230
	fein	6,5-68
sehr fein	mikrofein	<4,5

Tabelle 1: Klassifizierung der Korngröße nach König ⁵⁸

Die Partikelgröße wird neben dem Durchmesser d_p in μm oft auch in Mesh angegeben. Die Einheit Mesh beruht auf einer Siebanalyse des betreffenden Abrasivmittels. Die Siebanalyse ist von hohem praktischen Wert, da so die Partikel in Größenklassen eingeteilt werden, ohne eine große Anzahl einzeln vermessen zu müssen. Die Umrechnung von d_p in Mesh erfolgt mit Hilfe folgender Formel:

$$\text{Gleichung 4:} \quad d_p = 17,479 \times \text{Mesh}^{-1,0315} \quad d_p = \text{Partikeldurchmesser}$$

Am gebräuchlichsten sind die Mesh-Korngrößen #50, #60, #80, #100.

4.2.2 Zumischprinzipien

Für die Zumischung der abrasiven Feststoffpartikel in den DWS sind bisher zwei verschiedene Prinzipien entwickelt worden, die sich im Ort der Zumischung des Abrasivstoffes unterscheiden (Abbildung 6).

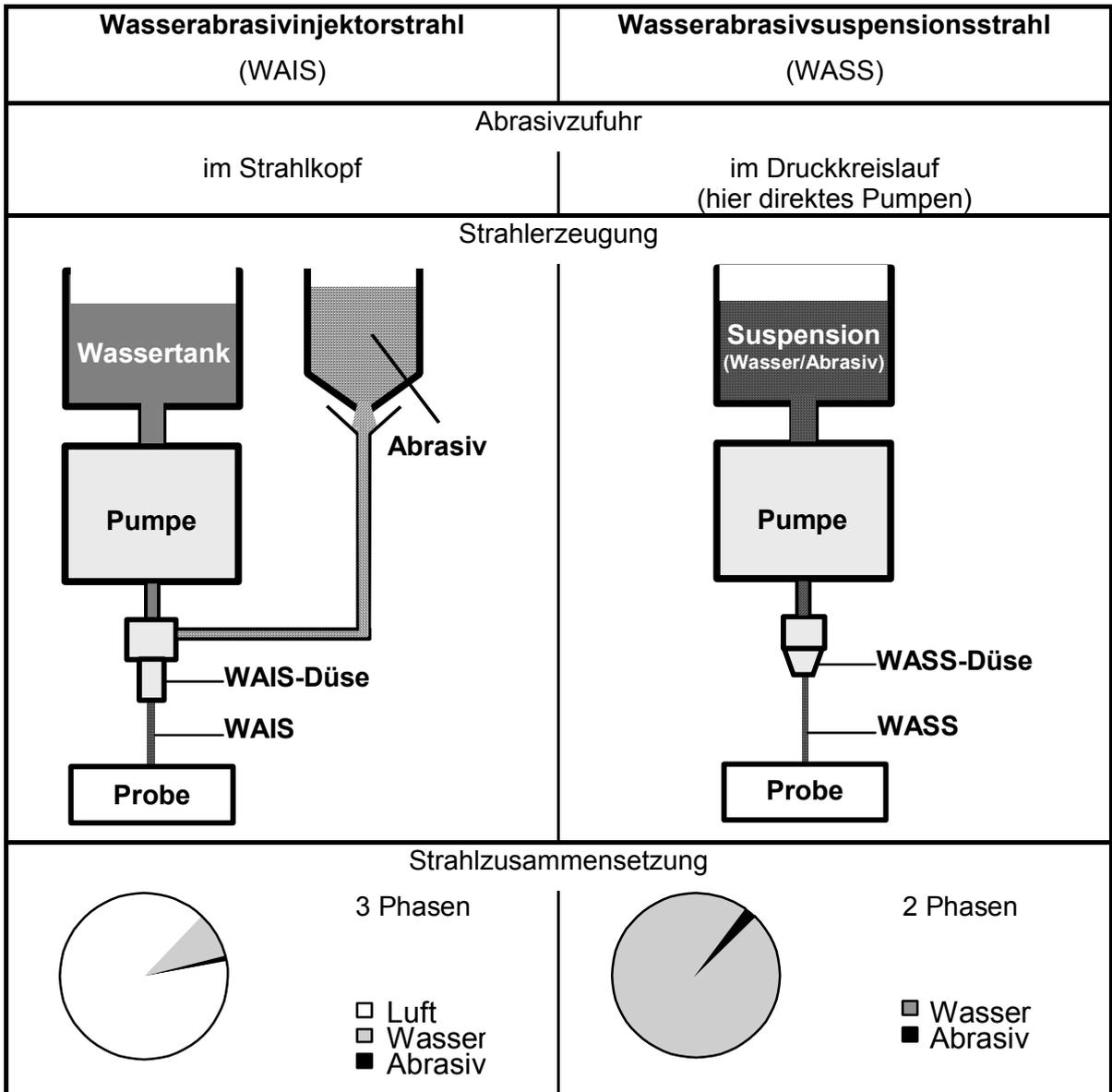


Abbildung 6: Prinzipien zur Erzeugung von Abrasivdruckwasserstrahlen (ADWS)

4.2.2.1 Wasserabrasivinjektorstrahlen (WAIS)

Bei der Wasserabrasivinjektorstrahl-Technik (WAIS-Technik) gelangt der durch eine primäre Düse generierte DWS im Inneren des WAIS-Kopfes in eine nachgeschaltete Mischkammer, in der sich ein Unterdruck ausbildet (Injektorpumpenprinzip). Dadurch wird über eine seitliche Öffnung Luft angesaugt. Die Luft dient als Transportmedium für die abrasiven Feststoffpartikel, die durch eine Dosiereinrichtung zugeführt werden. Luft und abrasive Feststoffpartikel werden vom DWS mitgerissen und in der nachgeschalteten, zweiten Hartmetallangdüse (Fokus) durchmischt und beschleunigt (Abbildung 7). Dabei erreichen die Partikel in Abhängigkeit von der Fokuslänge 50 bis 70 % der primären Wasserstrahlgeschwindigkeit²⁹.

Der entstehende Abrasivdruckwasserstrahl (ADWS) besteht nach Volumenanteilen aus 96,1 % Luft, 3,6 % Wasser und 0,3 % Feststoff². Dabei hat der hohe Luftanteil einen negativen Einfluss auf die Strahlstabilität, da er während der Beschleunigungsphase im Fokus eine Bewegung der Feststoffpartikeln senkrecht zur Strahlachse relativ leicht möglich macht und damit Turbulenzen im Strahl erzeugt, die letztendlich die Divergenz des ADWS hervorrufen⁹³.

Zur Dosierung der Feststoffe finden überwiegend Schwing- (Abbildung 8) und Schneckenförderer oder Trichter mit einstellbarer Blende Anwendung.

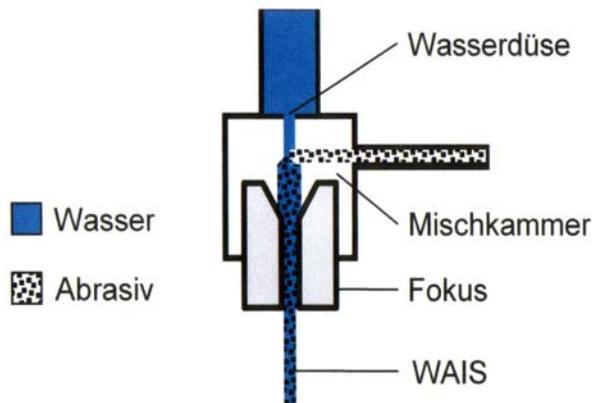


Abbildung 7: WAIS-Kopf



Abbildung 8: Vibrationsdosierer mit Abrasive

4.2.2.2 Wasserabrasivsusensionsstrahlen (WASS)

Die Wasserabrasivsusensionsstrahl-Technik (WASS-Technik) geht von einer primären Mischung des Abrasivstoffes mit dem Transportmedium Wasser im Hochdruckbereich aus. Die hier erreichte Suspension wird durch eine Düse gepumpt. Zur Zeit sind drei unterschiedliche Prinzipien der Suspensionsstrahlerzeugung gebräuchlich.

Das "Direkte Pumpen" beruht auf der Verdichtung einer vorgemischten Suspension durch geeignete Pumpen (Abbildung 9, links). Dieses Verfahren wurde bei geringen Drücken bisher nur zur Unterstützung von Bohrprozessen in Gestein eingesetzt. Nachteilig an diesem Erzeugungsprinzip ist die abrasive Belastung der Pumpe, die eine Weiterentwicklung hin zu höheren Drücken bisher verhindert hat.

Als "Indirektes Pumpen" wird ein Prinzip bezeichnet, bei dem ein Abrasivstoffvorratsbehälter verwendet wird, in dem sich eine fertig angemischte Suspension und ein verschieblicher Kolben ("Separator") befindet (Abbildung 9, Mitte). Dieser Kolben wird mit Hochdruckwasser beaufschlagt und drückt dabei die Suspension aus dem Vorratsbehälter heraus.

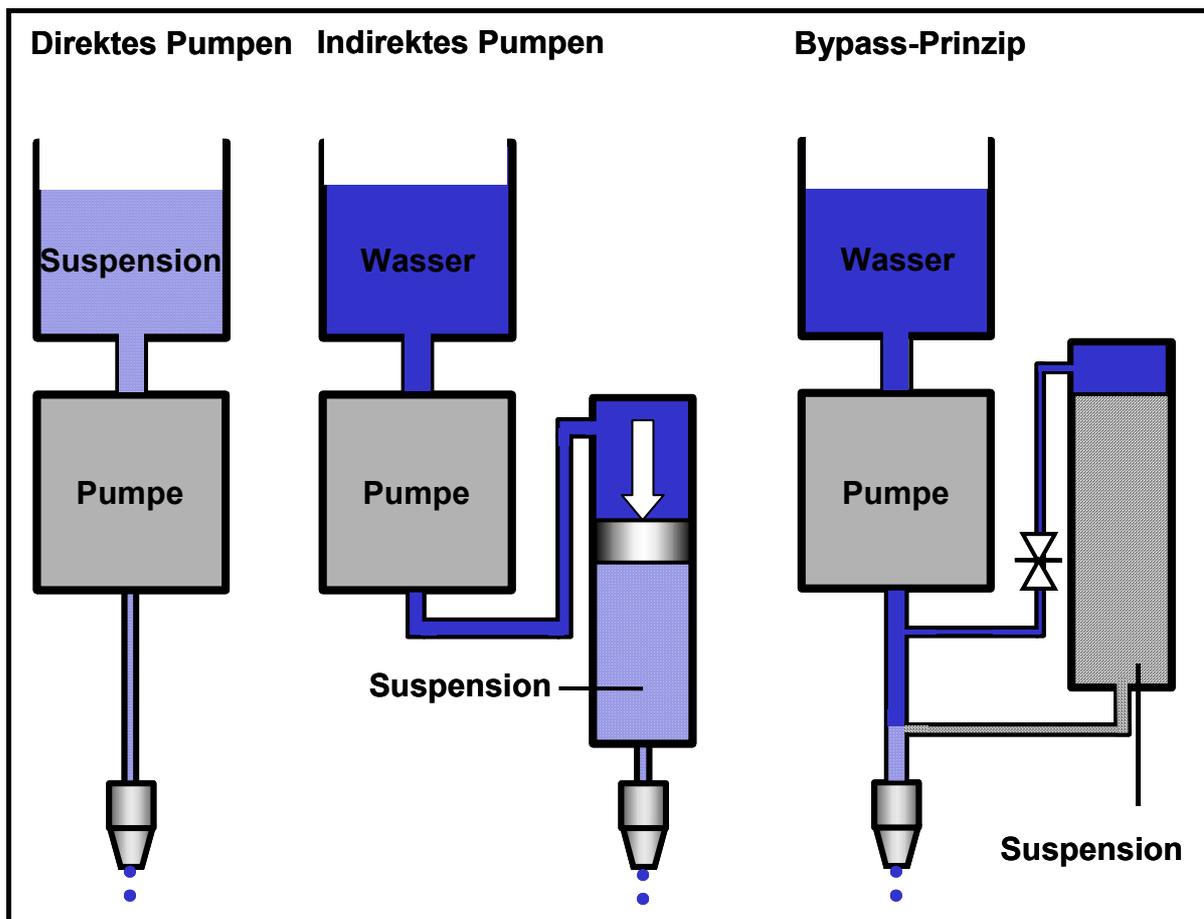


Abbildung 9: Prinzipien zur Erzeugung von Wasserabrasivsusensionsstrahlen (WASS)

Bei dem weitaus gängigsten Erzeugungsverfahren, dem "Bypass-Prinzip", wird über eine Bypassleitung der Abrasivstoffvorratsbehälter mit einem Teil des Hochdruckwassers beaufschlagt. Das durch den Vorratsbehälter strömende Wasser reißt kontinuierlich Abrasivstoffpartikel mit sich. Die aus dem Vorratsbehälter strömende Wasser-Feststoffpartikeln-Suspension wird dem Hauptstrom unterhalb des Behälters wieder zugemischt (Abbildung 9, rechts). Die Konzentration der Abrasivpartikel in der Suspension kann mit dem Wasservolumen reguliert werden, das durch den Vorratsbehälter strömt. Diese Regelung wird über ein Dosierventil in der Bypassleitung vorgenommen.

Vorteil der WASS-Technik gegenüber der WAIS-Technik ist, dass der WASS luftfrei ist, d.h. nur aus den zwei Phasen Wasser und Abrasivstoff besteht. Dadurch werden Abrasivstoff und Wasser besser durchmischt, die Abrasivpartikel erreichen durch die gemeinsame Beschleunigung mit dem Wasser in einer Düse höhere Endgeschwindigkeiten, und der generierte WASS ist insgesamt stabiler. Diese Faktoren bedingen eine um bis zu 20-fach höhere Energiedichte im Vergleich zu einem WAIS.

Nachteil der WASS-Technik gegenüber der WAIS-Technik ist, dass beide Phasen die Düse durchströmen müssen. Daher darf ein von der Partikelgröße abhängiger Minstdurchmesser nicht unterschritten werden, was jedoch den erzielbaren Maximaldruck wegen der im Vergleich zur WAIS-Technik erforderlichen größeren Wasservolumen- und Abrasivstoffmassenströme limitiert. Außerdem nehmen bei höheren Drücken die Standzeiten der abrasiv belasteten Düsen überproportional schnell ab.

5 Vorversuche

5.1 Parameterstudie 1: Kerbschneiden mit dem Druckwasserstrahl

5.1.1 Material und Methode

Es wurden 12 Knochenblöcke aus der Compacta bzw. Corticalis des mittleren Drittels der Diaphyse von 5 Rinderfemora sowie 5 Blöcke aus Technovit[®] 4004^a verwendet.

Die Femora wurden unmittelbar nach der Schlachtung entnommen und bis zur weiteren Bearbeitung bei -20°C eingefroren. Aus den weniger gekrümmten, anterioren und lateralen Bereichen jeder Diaphyse wurden in Abhängigkeit von der jeweiligen Größe 2 oder 3 Zylindersegmente herausgeschnitten. Mit Ausnahme der endostealen wurden alle Flächen der Zylindersegmente mit einer Fräse plan und rechtwinklig zueinander zu Knochenblöcken mit folgenden Abmessungen bearbeitet: $70 \times 15 \times 8\text{-}20 \text{ mm}^3$ (LxBxD; L = parallel zur Knochenlängsachse geschnittene Länge; B = Breite der Blöcke in Umfangsrichtung; D = jeweilige Dicke der Compacta). Die für die eigentlichen Versuche dienende Außenfläche der Blöcke erhielt nach der Bearbeitung mit der Fräse zwecks einer höheren Oberflächenqualität einen Nassfeinschliff mit 600er Schleifpapier. Das Knochenmaterial wurde während der gesamten Bearbeitung mit 4°C kalter isotonischer Kochsalzlösung feucht gehalten. Bis zur jeweiligen Versuchsdurchführung wurden die fertigen Proben wieder bei -20°C tiefgefroren und vorher mindestens 12 Stunden lang aufgetaut. Das Einfrieren und anschließende Wiederauftauen verändert gemäß Sedlin et al. die mechanischen Eigenschaften von Knochen nicht ⁸⁵.

Die Blöcke mit den Abmessungen $65 \times 50 \times 25 \text{ mm}^3$ (LxBxH) wurden aus Technovit[®] 4004 gegossen. Dazu wurden gemäß Anleitung flüssige Komponente und Pulver in einem Verhältnis von 1 : 2 angemischt und die entstehende visköse Masse in eine Polyethylen-Gussform gefüllt.

^a Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Germany

Technovit® 4004 ist ein schnellhärtender Zwei-Komponenten-Kunststoff, der eine den handelsüblichen Knochenzementen sehr ähnliche Zusammensetzung aufweist. Die Kerbschnitte wurden an einer industriellen DWS-Anlage^b in einem Druckbereich von 200 bis 1200 bar in Schritten von 200 bar ausgeführt. Der Wasserdüsendurchmesser betrug 0,3 mm, und eine CNC-Steuerung gewährleistete eine konstante Vorschubgeschwindigkeit von 10 mm/min bei einem Abstand zwischen Düse und Probestück von 5 mm (Abbildung 10).

In der Rinderknochengruppe wurden die Kerbschnitte auf jeder Druckstufe parallel und orthogonal zur Diaphysenlängsachse am jeweils gleichen Knochenblock

erstellt, da Compacta eine *richtungsabhängige*, transversal anisotrope Mikrostruktur aufweist. Die orthogonal zur Vorschubrichtung eingestellten Wasserstrahl-Werkstück-Winkel, im Folgenden als γ bezeichnet, betrugen an beiden Materialien 90° und zusätzlich 25° an Knochen. Die in Technovit® 4004 und in den Knochenblöcken parallel zur Diaphyse erstellten einzelnen Kerbschnitte hatten eine Länge von mindestens 20 mm. Orthogonal zur Diaphysenachse konnte wegen der jeweils limitierten Breite der Knochenproben nur auf einer Länge von 15 mm gekerbt werden. Jeder Kerbschnitt wurde bei gleichen Parametern in der Knochengruppe sechsmal und in der Technovit®-Gruppe wegen der größeren Konstanz der Materialeigenschaften nur fünfmal an jeweils anderen Probestücken wiederholt.

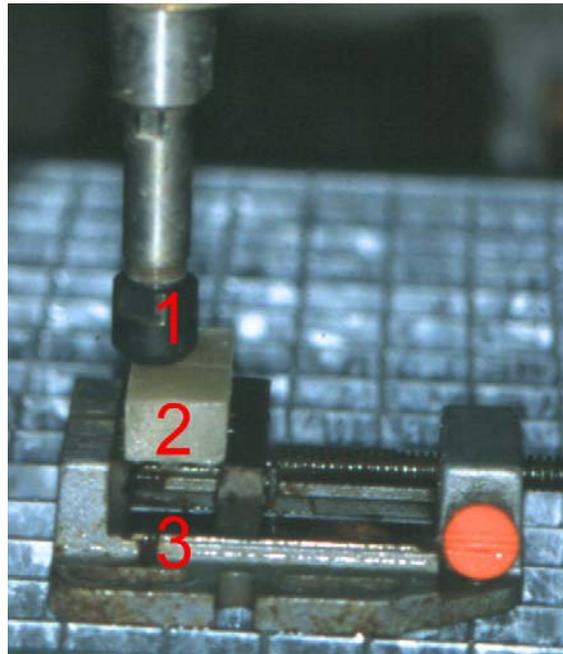


Abbildung 10: Arbeitsbereich einer industriellen DWS-Anlage:

- 1: DWS-Strahlkopf mit integrierter Düse
- 2: Probe, hier Technovit® 4004 (PMMA)
- 3: Probenhalterung

^b Böhler DU 400-4/PL, Böhler Hochdrucktechnik GmbH, Austria

Die Kerbtiefen wurden mit einer an eine Messuhr adaptierten Nadel im Vergleich zur jeweils angrenzenden, nicht gekerbten Probenoberfläche mit einer Abtastrate von 1 Messpunkt / mm bei einer Genauigkeit von $\pm 0,05$ mm erfasst (Abbildung 11). Die statistische Auswertung der Kerbtiefen als abhängige Variable erfolgte über Multivarianzanalyse (MANOVA) und Varianzanalyse (ANOVA) mit SPSS für Windows (Version 6.1.3). Untersuchte unabhängige Variablen waren Material (Rinderknochen, Technovit® 4004), Druck (200 - 1200 bar), Orientierung (parallel und orthogonal) und Wasserstrahl-Werkstück-Winkel γ (Knochen: 90° und 25°). Alle statistischen Tests wurden mit einem Vertrauensbereich von 95% ($\alpha = 0,05$) durchgeführt.

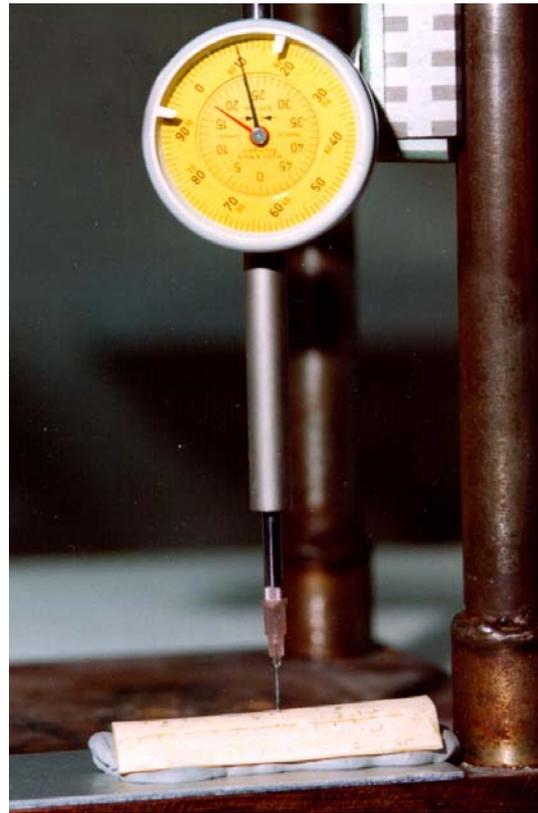


Abbildung 11: Messuhr mit Nadel und Knochenprobestück

5.1.2 Ergebnis

Rindercompacta wurde bei 400 bar durch einen senkrecht auftreffenden DWS an nur zwei Proben gekerbt, wobei die übrigen vier Proben keine makroskopische Schädigung zeigten. Erst bei 600 bar wurden alle Knochenproben gekerbt.

Kein signifikanter Unterschied bestand zwischen den Kerbtiefen, die bei sonst gleichen Parametern orthogonal gegenüber parallel zur Diaphysenlängsachse und damit zur Hauptorientierung der Osteone geführten Kerbschnitten erzielt wurden ($p = 0,9$; Tabelle 2, S. 23).

Wurde γ (orthogonal zur Vorschubrichtung) von 90° auf 25° reduziert, wurde ein signifikant höherer Druck zur initialen Kerbung von Knochen benötigt ($\gamma = 90^\circ$: Kerbung von 2 Proben bei 400 bar, alle ab 600 bar; $\gamma = 25^\circ$: Kerbung erst ab 600 bar), und die erzielten Kerbtiefen waren auf allen Druckstufen signifikant kleiner als bei 90° ($p < 0,05$ für 600 und 800 bar; Tabelle 2, S. 23).

Ähnlich wie bei den Knochenproben wurden bei 400 bar auch nur 3 von 5 Technovit®-Blöcken makroskopisch gekerbt, jedoch waren die Kerbtiefen signifikant größer als in Rinderknochen ($p < 0,05$ für 400, 600, 800 bar; Tabelle 2, S. 23): Bereits bei 400 bar bestand ein beträchtlicher Kerbtiefenunterschied ($1,20 \pm 1,22$ mm vs. $0,13 \pm 0,20$ mm in Technovit® 4004 vs. Knochen), der sich mit zunehmendem Druck noch vergrößerte (Abbildung 12). Bei 600 bar wurde jede Technovit®-Probe gekerbt.

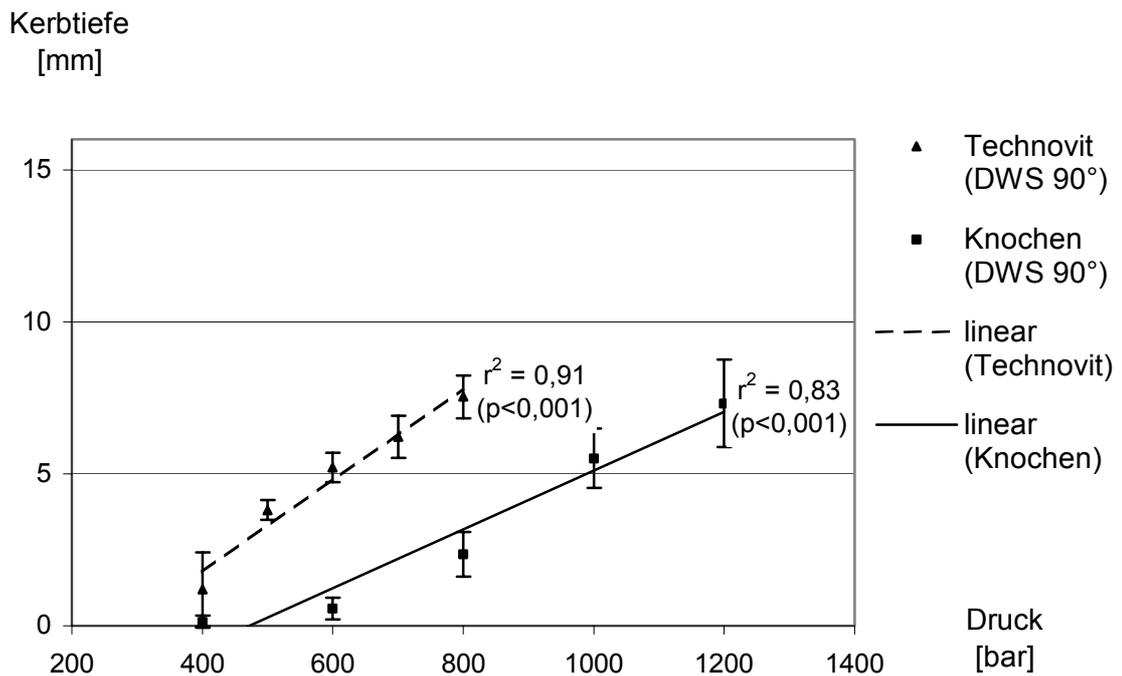


Abbildung 12: DWS-Kerbtiefen in Rindercompacta und Technovit® 4004 bei $\gamma = 90^\circ$

Vorversuche

Material	γ	Orient.	n	Druck [bar]					
				200	400	600	800	1000	1200
Knochen SD	90°	parallel	6	0	0,13 ^a	0,62	2,35	5,51	7,31
				0	0,20	0,34	0,74	0,98	1,44
Knochen SD	90°	orthogonal	6	0	0,12 ^a	0,78	2,59	5,10	7,42
				0	0,19	0,39	0,80	0,55	1,24
Knochen SD	25°	parallel	6	0	0	0,06	0,08		
				0	0	0,02	0,03		
Knochen SD	25°	orthogonal	6	0	0	0,02	0,07		
				0	0	0,03	0,03		
Technovit	90°	N/A	5	0	1,20 ^b	5,21	7,53		
				0	1,22	0,48	0,70		

Tabelle 2: DWS-Kerbtiefen in Rindercompacta und Technovit[®] 4004

γ	Wasserstrahl-Werkstück-Winkel
Orient.	Schnitt-/Kerbrichtung in Relation zur Diaphysenachse
n	Anzahl pro Druckstufe durchgeführter Versuche
SD	Standardabweichung
a	nur zwei von sechs Proben gekerbt
b	nur drei von fünf Proben gekerbt

Die Kerbfugen waren in beiden Materialien unregelmäßig und rau. Im halbtransparenten Technovit[®] 4004 ließen sich von den Kerbfugen in das Material hineinreichende, teils tellerförmige Brüche erkennen.

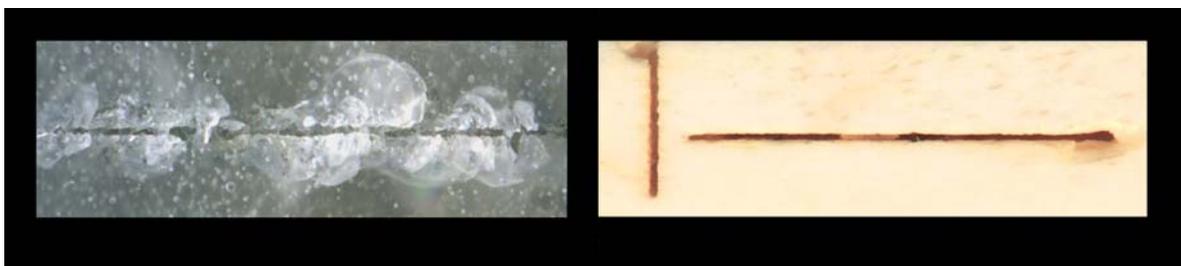


Abbildung 13: DWS-Kerbschnitte in Technovit[®] 4004 (links) und Rinderknochen bei 1000 bar und $\gamma = 90^\circ$

Die Kerbfugen in Compacta waren gleichmäßiger als die in Technovit® 4004, und die herausgesprengten Fragmente waren kleiner. Eine in das Material hineinreichende Bruchbildung war im Gegensatz zum Technovit® 4004 schlechter zu beurteilen, weil das Material nicht transparent ist.

Bei $\gamma = 25^\circ$ entstanden keine schmalen Kerbfugen wie bei einem senkrecht auftreffenden DWS. Die Kerbfugen waren breiter und hatten eine angedeutete Muldenform, da das Material vom Punkt des Auftreffens aus betrachtet fragmentartig vom DWS weg abgetragen wurde.

5.1.3 Schlussfolgerungen & offene Fragen

Die Parameterstudie 1 zeigt, dass durch einen reinen DWS sowohl Rinderknochen als auch Technovit® 4004 gekerbt werden kann, wobei die erzielten Kerbtiefen in Technovit® 4004 signifikant größer waren. Das für einen Materialabtrag erforderliche hohe Druckniveau von über 400 bar ist jedoch für eine spätere intraoperative Anwendung als hoch zu bezeichnen und stellt für Personal und Patient ein Verletzungsrisiko dar, das möglichst verringert werden sollte. Daher wurde in einer zweiten Parameterstudie untersucht, ob eine Reduzierung des Druckniveaus bei gleichzeitig erhöhtem Materialabtrag durch den Einsatz eines Abrasivdruckwasserstrahls (ADWS) in Kombination mit einem *biokompatiblen* Abrasivstoff erreicht wird.

5.2 Biokompatible Abrasivstoffe

In der Medizin wurde die Anwendung von ADWS (Abrasivdruckwasserstrahlen) in vivo bislang noch nicht beschrieben. Hauptproblem einer Abrasivdruckwasserstrahlanwendung ist der Abrasivstoff, da die technischen Abrasive nach einer Applikation nicht vollständig aus dem Gewebe entfernt werden könnten. Das Risiko des Verbleibens von unlöslichen Abrasivstoffpartikeln im Körpergewebe darf nicht eingegangen werden, weil diese lokal Fremdkörperreaktionen auslösen oder bei einem Eintritt in das Gefäßsystem zu Embolien führen könnten. Bei einer Applikation im Gelenkbereich und dem darauffolgenden Verbleiben von Partikeln innerhalb der Gelenkkapsel würden die Gelenkflächen sowohl mechanisch als auch inflammatorisch in kürzester Zeit auf das Schwerste geschädigt.

Hauptanforderung an einen in vivo einsetzbaren Abrasivstoff ist daher die Wasserlöslichkeit. Diese bedingt die Auflösung der Partikel im Transportmedium, in der Spülflüssigkeit und im Gewebswasser nach dem eigentlichen Materialabtragsprozess.

Außerdem muss der Abrasivstoff zusätzlich folgende Eigenschaften aufweisen, die nur teilweise mit denen technischer Abrasivmittel identisch sind:

Eine *hohe Molmasse* sollte er aufweisen, damit er in möglichst hohen Massenströmen zugesetzt werden kann, ohne die physiologische Osmolarität von 290 mosmol/l nach dem Auflösungsvorgang in Transport, Spül- und Gewebsflüssigkeit zu überschreiten. Die Massenströme von 33% entsprechen den für einen optimalen Materialabtrag in der Technik gebräuchlichen Abrasivstoffmassenströmen und wurden als Zielwert übernommen²⁴, weil für wasserlösliche Abrasivstoffe noch keine Erfahrungen vorliegen. Diese optimalen Massenströme können jedoch nicht erreicht werden, weil die physiologische Osmolarität als zulässige Obergrenze in Abhängigkeit von der jeweiligen Substanz teilweise schon bei wesentlich niedrigeren Massenströmen erreicht wird.

Gering hygroskopisch sollte die gesuchte Substanz als Voraussetzung für eine gute Förderung des Abrasivstoffes in eine WAIS-Düse (vgl. Kapitel 4.2.2.1, S. 16) sein, damit die Partikel bei höherer Luftfeuchte nicht Zuleitung und Düse verkleben oder durch Konglomeration mehrerer Partikel Unregelmäßigkeiten bei der Dosierung bewirken.

Pharmakologisch unbedenklich bzw. inert sollte die Substanz auch in höherer Dosierung sein, da davon ausgegangen werden muss, dass im Extremfall ein erheblicher Teil des Abrasivstoffes in den Organismus gelangt. Schlechter geeignet wären daher Stoffe, die metabolisiert werden und so den Organismus durch Abbauprodukte belasten bzw. beeinflussen. Gesucht sind Substanzen, die idealerweise unverändert ausgeschieden werden. Um äußerst zeitaufwendige pharmakologische Unbedenklichkeitstest zu vermeiden, wurde die Auswahl bei der Suche nach geeigneten Substanzen auf solche beschränkt, die entweder physiologischer Bestandteil des Körpers sind, die bereits als Pharmakon eingesetzt werden oder pharmakologisch inert sind.

Es wurden vier Substanzgruppen gefunden, die im folgenden theoretisch auf ihre Verwendbarkeit als biokompatibler Abrasivstoff hin diskutiert werden:

- Disaccharide
- Zuckeralkohole
- Salze
- Aminosäuren

5.2.1 Disaccharide

Einige Disaccharide erfüllen die zuvor geforderten Eigenschaften an einen biokompatiblen Abrasivstoff besonders gut: Pharmakologische Erfahrungen liegen bei parenteraler Zufuhr vor mit Laktose (Glukose-Galaktose), Maltose (Glukose-Glukose) und Saccharose (Glukose-Fruktose):

Disaccharid	Molmasse [g/Mol]	Dichte [g/cm ³]	theoretischer Massenstrom [%] bei Einhaltung von 290 mosmol/l	Wasserlöslichkeit [g/100g bei 25°C]
Laktose	360,32	1,53	10,5	200
Maltose	360,32	1,54	10,5	?
Saccharose	342,30	1,59	9,9	2000

Tabelle 3: Disaccharide

Diese Disaccharide wurden in den 70er Jahren des letzten Jahrhunderts von der Pharmacia & Upjohn GmbH auf ihre Verwendbarkeit in der parenteralen Ernährung hin überprüft⁶⁸. Fragestellung dieser Untersuchungen war, ob eine Disaccharidlösung, die im Vergleich zu einer herkömmlichen Monosaccharidlösung die doppelte Menge an Monosaccharideinheiten und damit die doppelte Energieträgermenge bei gleicher Osmolarität enthält, durch den Organismus verwertet werden kann. Bei alleiniger Betrachtung der resultierenden osmotischen Belastung kann z.B. Laktose mit einer Molmasse von 360 g theoretisch mit ca. 100 g pro Liter Infusionslösung zugesetzt werden, ohne dass die physiologische Osmolarität von 290 mosmol/l überschritten wird. Die Untersuchungen ergaben, dass die Enzyme Saccharase und Laktase im Blut bzw. an den blutangrenzenden Membranen nur in unbedeutender Menge vorkommen. Bei parenteraler Zufuhr werden die Disaccharide also enzymatisch nicht in die für den Organismus verwertbaren Monosaccharide gespalten oder auf andere Weise metabolisiert, sondern unverändert renal eliminiert. Bei parenteraler Zufuhr von Maltose wurde eine Umsatzkapazität von 100 g pro Tag beobachtet, wobei jedoch diese Utilisationsrate für die Praxis zu niedrig war und eine ununterbrochene Zufuhr erforderlich gemacht hätte.

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 Abrasivstoffmassenströme von ca. 10% realisieren lassen. Selbst wenn größere Mengen in den Blutkreislauf gelangen sollten, würden diese Substanzen mit Ausnahme der Maltose unverändert renal eliminiert werden.

5.2.2 Zuckeralkohole

Weitere als Abrasivstoff einsetzbare Substanzen sind einige Zuckeralkohole. Als Pharmakon wurden bislang Mannitol, Sorbitol und Xylitol eingesetzt, so dass die Auswahl wiederum auf diese Stoffe beschränkt wird:

Zuckeralkohol	Molmasse [g/mol]	Dichte [g/cm ³]	theoretischer Massenstrom [%] bei Einhaltung von 290 mosmol/l	Wasserlöslichkeit [g/100g bei 25°C]
Mannitol	182,17	1,49	5,3	213
Sorbitol	182,17	1,49	5,3	2350
Xylitol	152,15	1,52	4,4	1793

Tabelle 4: Zuckeralkohole

Mannitol weist zwar nur eine Molmasse von 182,17 g/Mol auf und ist daher hinsichtlich des maximal möglichen Abrasivstoffmassenstromes begrenzt (max. 5,3%), jedoch wird es als pharmakologisch inertes Osmodiuretikum in Dosen von bis zu 1-2 g pro kg Körpergewicht, als hyperosmolare Lösung innerhalb von 30-60 Minuten appliziert, eingesetzt⁷⁷. Dadurch sind bei einer Verwendung als Abrasivstoff 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 eliminiert wird. Das Auflösungsvermögen in Wasser ist dem der Laktose ähnlich, der Auflösungsprozess erfolgt aber schneller.

Ebenso geeignet ist das zu Mannitol isomere Sorbitol, das jedoch hygroskopischer als Mannitol ist und demzufolge ein schnelleres Verstopfen der Düse und des zuführenden Systems zu erwarten ist. Sorbitol hat nahezu die gleiche Molmasse wie Mannitol und weist ein sehr gutes Auflösungsvermögen in Wasser auf. Es wird im Gegensatz zu Mannitol in der Leber durch das Enzym Sorbitol-Dehydrogenase in Fruktose 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 Laktat-Azidose nicht mehr üblich ist.

Xylitol hat eine geringere Molmasse als Sorbitol und Mannitol und kann daher nur in geringeren Massenströmen als diese beiden Substanzen zugesetzt werden. Es wird zur parenteralen Ernährung verwendet und hat keine negativen Auswirkungen auf den Organismus.

5.2.3 Salze

Kochsalz (NaCl) ist nur bedingt als Abrasivmittel geeignet, da es höchstens mit einem Massenstrom von 0,9% (physiologische Kochsalzlösung) zudosiert werden kann. Durch den im Vergleich zu organischen Zucker-, Zuckeralkohol oder Aminosäurekristallen höheren Härtegrad der anorganischen Kochsalzkristalle würde der Nachteil der geringeren Zudosierbarkeit wahrscheinlich zumindest teilweise ausgeglichen.

5.2.4 Aminosäuren

Aminosäuren (AS) sind kristalline Substanzen, die sowohl basische als auch saure Eigenschaften aufweisen und sich gut in Wasser lösen.

Aminosäure	Abkürzung	Molmasse [g/Mol]	theoretischer Massenstrom [%] bei Einhaltung von 290 mosmol/l	Wasserlöslichkeit [g/100g bei 25°C]	Isoelektrischer Punkt
Alanin	Ala	89,10	2,6	16,5	6,01
Glycin	Gly	75,07	2,2	25	5,97
Leucin	Leu	131,18	2,3 (3,8)*	2,3	5,98
Isoleucin	Ile	131,18	3,8	4,12	6,02
Serin	Ser	105,10	3,0	5,0	5,68
Threonin	Thr	119,12	3,5	20,5	6,16
Valin	Val	117,15	3,4	8,85	5,96

Tabelle 5: Neutrale Aminosäuren

Vorversuche

Aminosäure	Abkürzung	Molmasse [g/Mol]	theoretischer Massenstrom [%] bei Einhaltung von 290mosmol/l	Wasserlöslichkeit [g/100g bei 25°C]	Isoelektrischer Punkt
Arginin	Arg	174,21	5,1	15,0	10,76
Lysin	Lys	146,19	4,2	v. sol	9,82

Tabelle 6: Basische Aminosäuren

Aminosäure	Abkürzung	Molmasse [g/Mol]	theoretischer Massenstrom [%] bei Einhaltung von 290mosmol/l	Wasserlöslichkeit [g/100g bei 25°C]	Isoelektrischer Punkt
Asparaginsäure	Asp	133,11	0,5 (3,8)*	0,5	2,77
Asparagin	Asn	132,12	3,1 (3,8)*	3,1	5,41
Glutaminsäure	Glu	147,14	0,84 (4,27)*	0,84	3,24
Glutamin	Gln	146,15	3,6 (4,24)*	3,6	5,65

Tabelle 7: Saure Aminosäuren

Aminosäure	Abkürzung	Molmasse [g/Mol]	theoretischer Massenstrom [%] bei Einhaltung von 290mosmol/l	Wasserlöslichkeit [g/100g bei 25°C]	Isoelektrischer Punkt
Cystein	Cys	121,16	3,5	v. sol	5,02
Methionin	Met	149,22	3,5(4,3)*	3,5	5,74

Tabelle 8: Schwefelhaltige Aminosäuren

Vorversuche

Aminosäure	Abkürzung	Molmasse [g/Mol]	theoretischer Massenstrom [%] bei Einhaltung von 290mosmol/l	Wasserlöslichkeit [g/100g bei 25°C]	Isoelektrischer Punkt
Phenylalanin	Phe	165,2	3 (4,8)*	2,97	5,48
Tyrosin	Tyr	181,2	0,05 (5,3)*	0,05	5,66

Tabelle 9: Aromatische Aminosäuren

Aminosäure	Abkürzung	Molmasse [g/Mol]	theoretischer Massenstrom [%] bei Einhaltung von 290mosmol/l	Wasserlöslichkeit [g/100g bei 25°C]	Isoelektrischer Punkt
Histidin	His	155,16	4,5	7,59	7,59
Prolin	Pro	115,14	3,3	162,3	6,3
Tryptophan	Trp	204,23	1,1 (5,9)*	1,14	5,89

Tabelle 10: Heterozyklische Aminosäuren

* Anmerkung zu Tabellen 5 & 7-10: Massenströme in Klammern sind die allein aufgrund der Molmasse theoretisch möglichen unter Vernachlässigung der Wasserlöslichkeit bei 25°C.

Unter Berücksichtigung des Kriteriums maximal möglicher Abrasivstoffmassenstrom, limitiert entweder durch Erreichen der Grenzosmolarität oder der maximalen Wasserlöslichkeit, sowie unter Abschätzung ausschließlich lokaler Effekte bei Gewebekontakt sind von den 20 proteinogenen AS nur fünf der sieben neutralen AS uneingeschränkt als Abrasivmittel verwendbar: Alanin (Ala), Glycin (Gly), Isoleucin (Ile), Threonin (Thr) und Valin (Val) sowie die heterozyklischen AS Histidin (His) und Prolin (Pro).

Diese Aminosäuren sind hinsichtlich Molmasse, Wasserlöslichkeit und isoelektrischem Punkt bzw. pH-Wert einer wässrigen Lösung besser als die übrigen AS für einen Einsatz als Abrasivmittel geeignet. Leucin (Leu) hat einen durch die Wasserlöslichkeit begrenzten maximalen Abrasivstoffmassenstrom, der aber trotzdem noch im Bereich der Massenströme anderer AS liegt. Eine Lösung der AS Serin (Ser) könnte nach Auflösung schon zu sauer für das umliegende Gewebemilieu sein.

Limitiert durch die maximale Wasserlöslichkeit und nicht durch Erreichen der Grenz-osmolarität von 290 mosmol/l sind eindeutig die sauren AS Asparaginsäure (Asp) und Glutaminsäure (Glu), die aromatische AS Tyrosin (Tyr) sowie die heterozyklische AS Tryptophan (Trp). Im Grenzbereich der erforderlichen Wasserlöslichkeit, d.h. 290 mosmol können nicht ganz erreicht werden, befinden sich die neutrale AS Leucin (Leu), die Amide der sauren Aminosäuren Asparagin (Asn) und Glutamin (Gln), die schwefelhaltige AS Methionin (Met) sowie die aromatische AS Phenylalanin (Phe).

Die basischen Aminosäuren Arginin (Arg) und Lysin (Lys) sind aufgrund ihrer Basizität theoretisch weniger geeignet. Werden diese Substanzen während des dem Materialabtrag folgenden Auflösungsprozesses nicht schnell genug verdünnt und abgesaugt, bestünde das Risiko lokaler irreversibler Kolliquationsnekrosen durch alkalische Hydrolyse der Proteine des betroffenen Gewebebereiches.

Ähnliches gilt theoretisch für die sauren Aminosäuren Asparaginsäure (Asp) und Glutaminsäure (Glu) und eingeschränkt auch für ihre weniger sauren Amide Asparagin (Asn) und Glutamin (Gln). Im Gegensatz zu basischen Substanzen könnte durch Ansäuerung des Gewebes eine lokale Koagulationsnekrose durch Denaturierung der Gewebsproteine entstehen.

Als Abrasivstoff für alle Versuche wurde das Disaccharid α -Laktose-Monohydrat ausgewählt, da es die zuvor gestellten Anforderungen gut erfüllt, gut rieselfähig, d.h. mäßig hygroskopisch und relativ preiswert ist. Es hat eine Molmasse von 360,32 g/Mol, eine Dichte von 1,525 g/cm³ und ist bei 25°C langsam in Wasser löslich (bis zu einem Volumenanteil von ca. 16% bzw. einem Massenanteil von ca. 25%).

Qualitative Versuche ohne Kerbtiefenauswertung zeigten, dass die Zuckeralkohole Mannitol und Sorbitol sowie die Aminosäure Glycin ebenfalls als biokompatible Abrasivstoffe verwendbar sind. Es bestanden keine technischen Probleme wie Düsenverstopfung oder schlechte Dosierbarkeit. Eine Auswertung der erzielten Kerbtiefen erfolgte nicht, da aufgrund des teilweise hohen Preises dieser Abrasivmittel bzw. wegen der aufwendigen Gewinnung geeigneter Körnungen nur eine geringe Anzahl an Kerbschnitten durchgeführt werden konnte.

5.3 Parameterstudie 2: Kerbschneiden mit dem Abrasive-Druckwasserstrahl

5.3.1 Material und Methode

Es wurden 8 Knochenblöcke aus der Compacta bzw. Corticalis des mittleren Drittels der Diaphyse von 4 Rinderfemora sowie 4 Blöcke aus Technovit® 4004 verwendet, die analog zu den in Parameterstudie 1 verwendeten Proben (Kapitel 5.1.1, S. 19) hergestellt wurden.

Als biokompatibler Abrasivstoff wurde das Disaccharid α -Laktose-Monohydrat verwendet. Die Versuchsdurchführung wurde dahingehend abgeändert, dass an Stelle der DWS-Düse eine industrielle WAIS-Düse (Funktionsweise einer WAIS-Düse, siehe Kapitel 4.2.2.1, S. 16) verwendet wurde. Diese WAIS-Düse hatte einen mit der DWS-Düse identischen Wasserdüsendurchmesser von 0,3 mm sowie einen Fokusbereich von 1 mm bei einer Fokusbereichslänge von 70 mm. Der Abrasivstoff wurde mittels eines stufenlos einstellbaren Vibrationsförderers mit 1 g/s zugeführt, wobei die Abweichung vom eingestellten Sollwert bei allen Kontrollmessungen unter $\pm 10\%$ betrug. Dieser absolute Massenstrom entsprach bei 500 bar Wasserdruck einem relativen Massenstrom von ca. 6%.

Außerdem wurde der untersuchte Druckbereich auf 200 – 600 bar begrenzt (Druckintervalle von 200 bar), weil teilweise bereits bei 800 bar Trenn- anstatt der erwünschten Kerbschnitte vorlagen.

Die Kerbtiefenbestimmung erfolgte - wie in der Parameterstudie 1 - mit einer an eine Messuhr adaptierten Nadel im Vergleich zur jeweils angrenzenden, nicht gekerbten Probenoberfläche mit einer Abtastgeschwindigkeit von 1 Messpunkt / mm bei einer Genauigkeit von $\pm 0,05$ mm. Die statistische Auswertung der Kerbtiefen als abhängige Variable erfolgte wiederum über Multivarianzanalyse (MANOVA) und Varianzanalyse (ANOVA) mit SPSS für Windows. Untersuchte unabhängige Variablen waren Material (Rinderknochen, Technovit® 4004), Druck (200 - 600 bar), Orientierung (parallel und orthogonal), Wasserstrahl-Werkstück-Winkel γ (Knochen: 90° und 25°) und Strahltechnik (DWS und ADWS). Alle statistischen Tests wurden mit einem Vertrauensbereich von 95% ($\alpha = 0,05$) durchgeführt.

5.3.2 Ergebnis

Makroskopisch und mikroskopisch wurden unter Verwendung des ADWS sowohl in Knochen als auch in Technovit® 4004 bei allen applizierten Drücken scharf begrenzte, glatte Kerbschnitte ohne Bruch- oder Fragmentbildung erstellt (Abbildung 14).



Abbildung 14: Makroskopischer Vergleich bei 600 bar und $\gamma = 90^\circ$: von links nach rechts Knochen (DWS/ADWS) und Technovit® 4004 (DWS/ADWS)

Die Kerbtiefen waren in Technovit® 4004 bei allen applizierten Drücken signifikant größer als in Knochen ($p < 0,05$ für 200, 400, 600 bar; Tabelle 11). Außerdem nahm die Kerbtiefendifferenz zwischen Technovit® 4004 und Knochen im Vergleich zu mit einem reinen DWS erstellten Kerbschnitten nochmals deutlich zu (Abbildung 15).

In Analogie zum Kerbschneiden mit einem reinen DWS bestand in Knochen kein signifikanter Unterschied zwischen orthogonal oder parallel zur Diaphysenlängsachse und damit zur Hauptorientierung der Osteone erzielten Kerbtiefen (z.B. $p = 0,74$ bei 400 bar; Tabelle 11).

Wurde γ (orthogonal zur Vorschubrichtung) an Knochen von 90° auf 25° reduziert, nahmen die erzielten Kerbtiefen signifikant ab ($p < 0,05$ für 200, 400, 600 bar; Tabelle 11).

Bei $\gamma = 25^\circ$ entstanden keine schmalen Kerbfugen wie bei einem senkrecht auftreffenden DWS. Die Kerbfugen waren breiter und hatten eine Muldenform, da das Material vom Punkt des Auftreffens aus betrachtet vom ADWS weg abgetragen wurde.

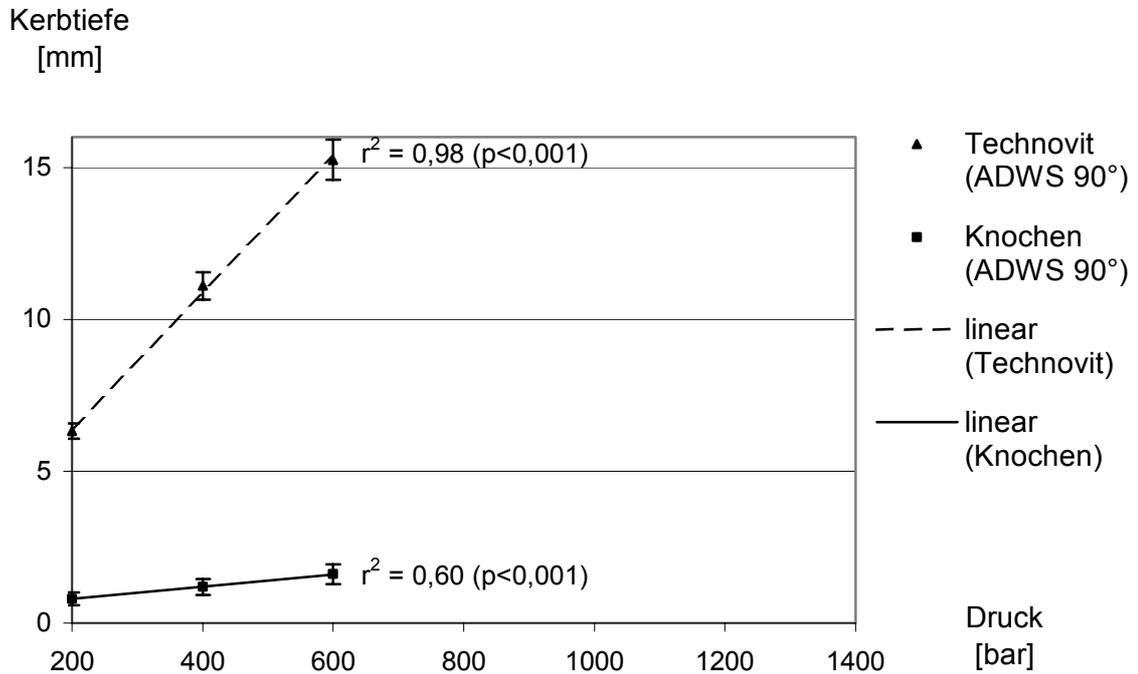


Abbildung 15: Kerbtiefen in Rindercompacta und Technovit® 4004 mit ADWS bei $\gamma = 90^\circ$

Material	γ	Orient.	n	Druck [bar]		
				200	400	600
Knochen SD	90°	parallel	4	0,80	1,19	1,61
				0,21	0,26	0,33
Knochen SD	90°	orthogonal	4	0,73	1,26	1,48
				0,08	0,09	0,22
Knochen SD	25°	parallel	4	0,34	0,46	0,60
				0,07	0,09	0,07
Technovit	90°	N/A	4	6,32	11,11	15,25
				0,25	0,45	0,66

Tabelle 11: Kerbtiefen in Rindercompacta und Technovit® 4004 mit einem ADWS

γ Wasserstrahl-Werkstück-Winkel
 Orient. Schnitt-/Kerbrichtung in Relation zur Diaphysenachse
 n Anzahl pro Druckstufe durchgeführter Versuche
 SD Standardabweichung

5.3.3 Schlussfolgerungen aus den Vorversuchen und weitere Projektschritte

Parameterstudie 2 zeigt, dass Rinderknochen und besonders Technovit® 4004 unter Verwendung der ADWS-Technik in Kombination mit einem biokompatiblen Abrasivstoff sehr effektiv gekerbt werden können. Gleichzeitig wird das für den Materialabtrag notwendige minimale Druckniveau gegenüber der DWS-Technik signifikant reduziert und die Schnittqualität deutlich verbessert. Die in den Vorversuchen verwendeten Parameter sind jedoch in folgenden Punkten hinsichtlich einer späteren Anwendung am lebenden Organismus ungeeignet:

- Der Druckbereich und der Volumenstrom (Wasser und Abrasivstoff) ist für eine intraoperative Anwendung zu hoch und damit unrealistisch.
- Die mit dem DWS bzw. ADWS bestrahlten, subperiostealen Oberflächen der Knochenprobestücke wurden vorher geplant und damit die natürliche Integrität zerstört. Daher ist die Gültigkeit als intraoperatives Modell anzuzweifeln.
- Die Standardabweichungen der Kerbtiefen in Knochen sind für die Bestimmung von Strahlparametern für die spätere klinische Anwendung relativ groß. Möglicherweise ist dieses dadurch bedingt, dass bei den Parameterstudien die interindividuellen Unterschiede in den Materialeigenschaften bei der Zuordnung der Proben zu den Strahlparametergruppen unberücksichtigt blieben.

Die Ergebnisse aus beiden Parameterstudien wurden im nächsten Projektschritt durch vergleichende Kerbversuche an den tatsächlich später am Menschen intraoperativ zu bearbeitenden Materialien, d.h. humanem Knochen und Knochenzement, verifiziert.

Das Studiendesign wurde gegenüber den Parameterstudien in folgenden Punkten verbessert:

- Auswahl eines für den Einsatz bei Revisionsoperationen realistischeren, niedrigeren Druckbereiches von 300 bis 700 bar mit kleineren Druckintervallen von 100 bar, dabei identische Druckbereiche für den DWS und den ADWS (Parameterstudien: 200 - 1200 bar mit DWS, 200 - 600 bar mit ADWS, Druckintervalle von 200 bar)

- Jede der insgesamt sechs Versuchsreihen an humanem Knochen wurde unter Variation der Parameter Druck (s.o.), Abrasiv (ohne/mit) sowie Wasserstrahl-Werkstück-Winkel (90° und 25°) an jeweils vier Diaphysensegmenten, erstellt aus jeweils einem Femur, durchgeführt. Dabei wurden die Kerbschnitte bei Variation des hauptsächlich zu vergleichenden Parameters Abrasiv (ohne/mit) möglichst nebeneinander an jeweils einem Diaphysensegment erstellt. Dadurch konnte die naturbedingt größere Streuung der mechanischen Eigenschaften des biologischen Materials Knochen innerhalb einer Versuchsreihe verringert werden.
- Kerbschnitte an der unbearbeiteten, intakten Knochenoberfläche.
- Reduktion des Wasserdüsendurchmessers von 0,3 mm auf 0,2 mm: Der Wasservolumenstrom wird beispielsweise bei 500 bar um mehr als die Hälfte von ca. 1 l/min auf unter 0,5 l/min reduziert, wodurch sich auch der erforderliche Abrasivstoffmassenstrom verringert. Diese Reduktion der Abrasivstoffmenge ist anzustreben, da dadurch einerseits weniger in den menschlichen Organismus eingeschwemmt werden kann, andererseits weniger Abrasivstoff und Wasser steril bereitgestellt werden muss.

6 Material und Methode

6.1 Material

Es wurden 24 Diaphysensegmente, erstellt aus 6 humanen Femora unterschiedlicher Individuen, sowie 16 Blöcke aus Knochenzement verwendet:

Die Femora wurden nach der Entnahme bei -20°C eingefroren. Aus jeder Diaphyse wurden durch Viertelung in zwei Schnittebenen durch die Diaphysenlängsachse vier Segmente gewonnen. Im Gegensatz zu den Parameterstudien an Rinderknochenblöcken wurde die Außenfläche der Diaphysensegmente nicht bearbeitet, um die physiologische, strukturell intakte Oberfläche bestrahlen zu können. Das Knochenmaterial wurde während der gesamten Bearbeitung ständig mit 4°C kalter isotonischer Kochsalzlösung feucht gehalten. Bis zur jeweiligen Versuchsdurchführung wurden die fertigen Proben wieder bei -20°C tiefgefroren und vorher mindestens 12 Stunden lang aufgetaut. Präparate, bei denen eine Änderung der Knochenbeschaffenheit aufgrund der Todesursache oder Begleiterkrankungen anzunehmen war, wurden von der Studie ausgeschlossen. Das Alter der Präparate betrug $71 \pm 11,5$ Jahre.

Es wurde der Knochenzement CMWTM-3^c (reduziert visköser Knochenzement mit Gentamicinzusatz) verwendet. CMWTM-3 wurde dem Beipackzettel gemäß bei Zimmertemperatur gelagert und angemischt. Als Gussform diente eine U-Profil-Aluminiumschiene mit einer Breite von 20 mm, deren beiden offenen Enden mit einer Kunststoffmasse verschlossen wurden. Nach Aushärten des CMWTM-3 erhielt man ein ca. 15 cm langes Probestück.

Als Abrasivstoff wurde wieder das bereits in den Parameterstudien bewährte und dort charakterisierte Disaccharid α -Laktose-Monohydrat verwendet.

^c DePuy International, United Kingdom

6.2 Versuchsanlage

Die eigens für diese Versuche gebaute Anlage bestand aus einer druckluftangetriebenen Hochdruckpumpeinheit^d, einem Vibrationsförderer als Abrasivstoffdosiergerät (Abbildung 8, S. 16) sowie der in einen gekapselten Behälter eingebauten Grundplatte, auf die die Düsenhalterung und der Vorschubschlitten mit einer integrierten Präparathalterung montiert waren (Abbildung 16).

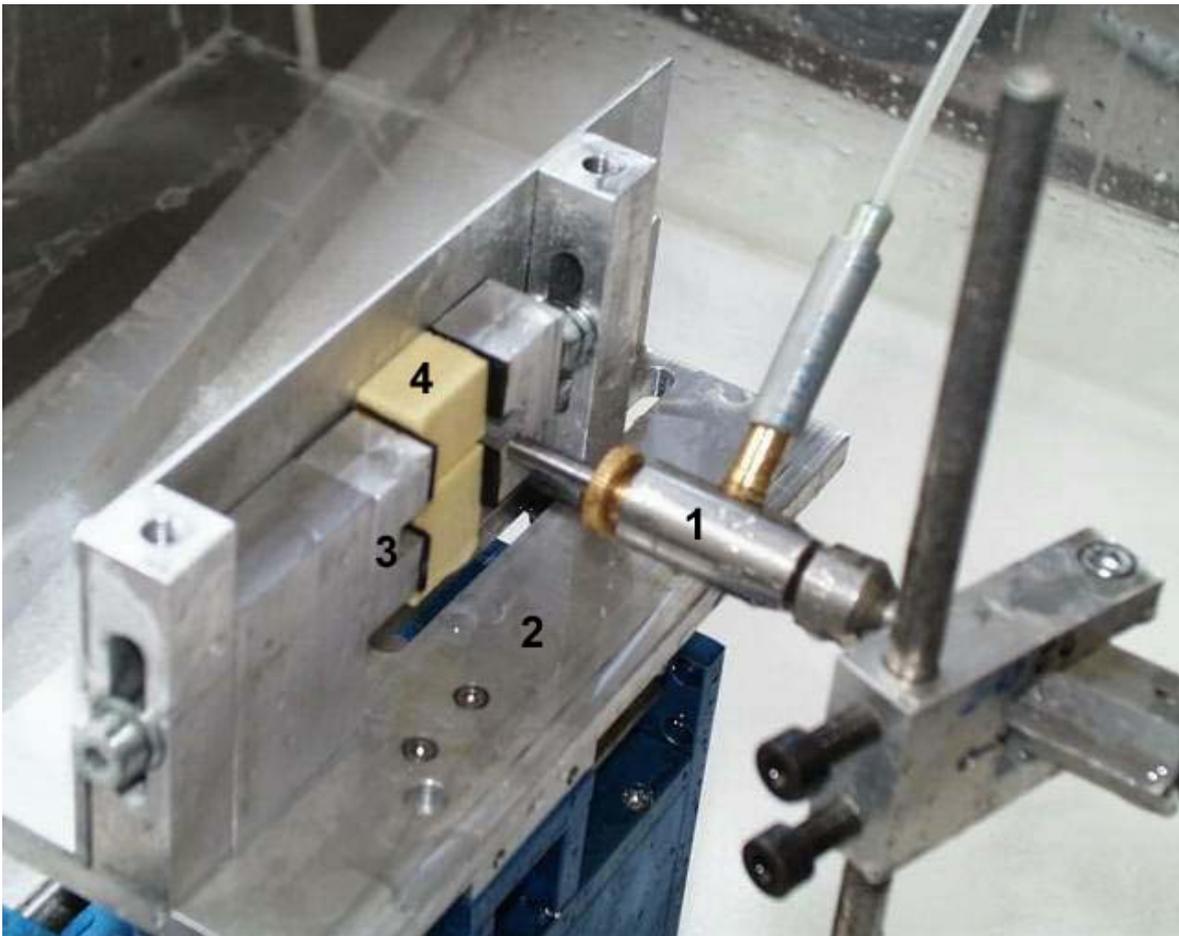


Abbildung 16: Versuchsstand in der Seitenansicht: DWS-Strahlkopf (1), Schlitten vom Linearvorschub (2), Präparathalterung (3), Prüfblock (4)

^d Haskel ASF-122, Haskel Hochdruck-Systeme GmbH, Germany

6.3 Methode

6.3.1 Versuchsdurchführung

Parameter aller Versuche:

Vorschubgeschwindigkeit:	10 mm/min
Düsen-Probestück-Abstand:	5 mm
Strahlanstellwinkel <i>in</i> Schnittrichtung:	90°
Wasserdüsendurchmesser:	0,2 mm

6.3.1.1 Druckwasserstrahl-Kerbschneiden

Jeweils ein Diaphysensegment wurde mit fünf unterschiedlichen Drücken (300, 400, 500, 600, 700 bar) bei einem Wasserstrahl-Werkstück-Winkel γ von 90° (*orthogonal* zur Vorschubrichtung) parallel zur Diaphysenachse und somit zur Hauptorientierung der Osteone gekerbt. Ein weiteres, aus dem gleichen Femur erstelltes Diaphysensegment, wurde mit den gleichen Drücken unter $\gamma = 25^\circ$ gekerbt. Die Kerben hatten jeweils eine Länge von 20 mm. Bei gleichen Parametern wurde jeder Versuch an jeweils zwei Knochenprobestücken aus sechs verschiedenen Femora durchgeführt, um die naturgegebene, interindividuelle Variation der mechanischen Eigenschaften von Knochen innerhalb einer Versuchsreihe zu minimieren.

Jeweils zwei CMWTM-3-Blöcke wurde mit fünf unterschiedlichen Drücken (300, 400 und 500 bar am ersten, 600 und 700 bar am zweiten Probestück) auf einer Länge von jeweils 20 mm gekerbt. Jeder Kerbschnitt wurde bei gleichen Parametern viermal an jeweils anderen Probestücken wiederholt.

6.3.1.2 Abrasive-Druckwasserstrahl-Kerbschneiden

Die Versuchsdurchführung erfolgte analog zum DWS. Die Kerbschnitte wurden jeweils an den zwei übrigen der insgesamt vier aus einer Femurdiaphyse erstellten Segmenten durchgeführt. Es wurde eine industrielle WAIS-Düse (Abbildung 17; Funktionsweise einer

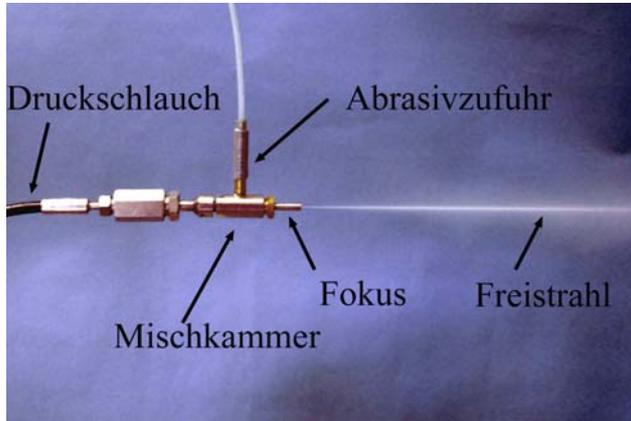


Abbildung 17: verwendete WAIS-Düse

WAIS-Düse, siehe Kapitel 4.2.2.1, S. 16) mit einem Wasserdüsendurchmesser von 0,2 mm sowie einem Fokusbereich von 0,8 mm bei einer Fokusbereichslänge von 50 mm verwendet. Der Abrasivstoff wurde für alle Druckniveaus mit 30 g pro Minute durch einen Vibrationsförderer zudosiert (Abweichung vom Sollwert: $\pm 10\%$).

6.3.2 Auswertung

Die Kerbtiefen wurden wie in den Parameterstudien mit einer an eine Messuhr adaptierten feinen Nadel im Vergleich zur jeweils angrenzenden, nicht gekerbten Probenoberfläche mit einer Abtastrate von 1 Messpunkt / mm bei einer Genauigkeit von $\pm 0,05$ mm erfasst (Abbildung 11, S. 21). Die Schnittqualität wurde licht- und elektronenmikroskopisch dokumentiert.

Die statistische Analyse der erzielten Kerbtiefen als abhängige Variable erfolgte über univariate Varianzanalyse (ANOVA) mit SPSS für Windows. Untersuchte unabhängige Variablen waren Material (Knochen, CMWTM-3), Druck (300, 400, 500, 600, 700 bar) und Strahltechnik (DWS und ADWS). Alle statistischen Tests wurden mit einem Vertrauensbereich von 95% ($\alpha = 0,05$) durchgeführt.

7 Ergebnisse

7.1 Kerbtiefen

7.1.1 Druckwasserstrahl

Humane Compacta wurde mit einem senkrecht auf die Knochenoberfläche auftreffenden DWS an allen Proben erst bei 500 bar Wasserdruck gekerbt, bei 300 und 400 bar wurde die natürliche Knochenoberfläche in keinem Fall makroskopisch sichtbar geschädigt. Der Zusammenhang zwischen Druck und erzielter Kerbtiefe war linear ($r^2=0,53$; $p<0,001$).

Die Knochenzementblöcke wurden alle bereits ab 300 bar gekerbt, und zwischen Druck und Kerbtiefe bestand ebenfalls ein linearer Zusammenhang ($r^2=0,93$; $p<0,001$). Die in CMWTM-3 erzielten Kerbtiefen waren auf jeder Druckstufe signifikant größer als in humanem Knochen ($p<0,001$; Abbildung 18).

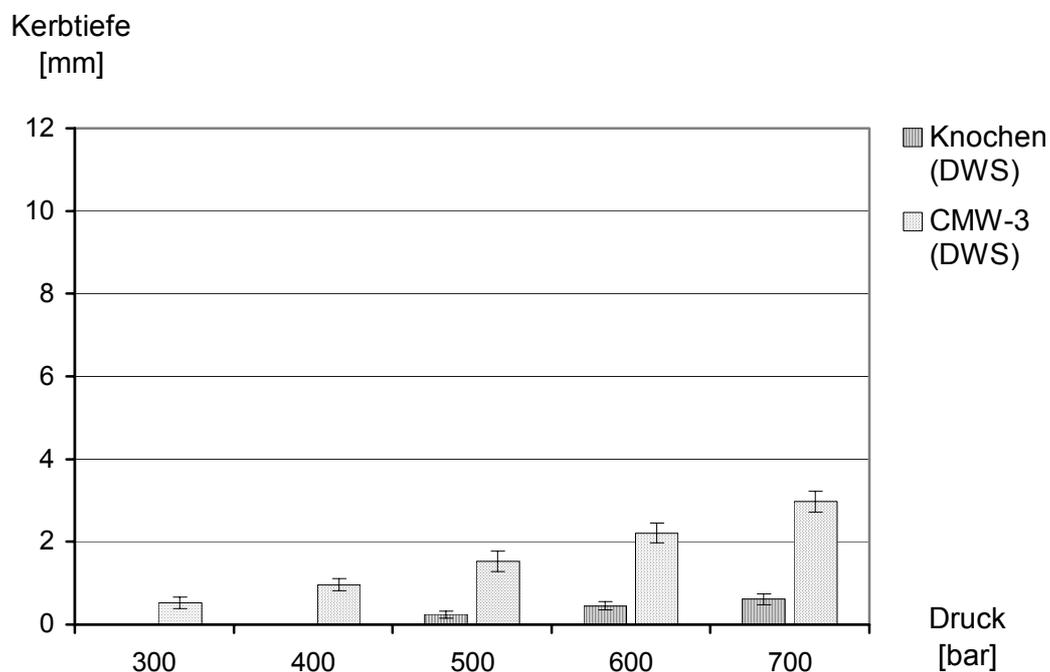


Abbildung 18: Kerbtiefen in humaner Compacta und CMWTM-3 mit DWS bei $\gamma = 90^\circ$

Ergebnisse

Bei $\gamma = 25^\circ$ wurde ein sichtbarer Materialabtrag an humaner Compacta erst ab 600 bar erzielt, und die resultierenden Kerbtiefen waren auf jeder Druckstufe signifikant kleiner als bei senkrecht auftreffendem Strahl ($p < 0,001$; Abbildung 19).

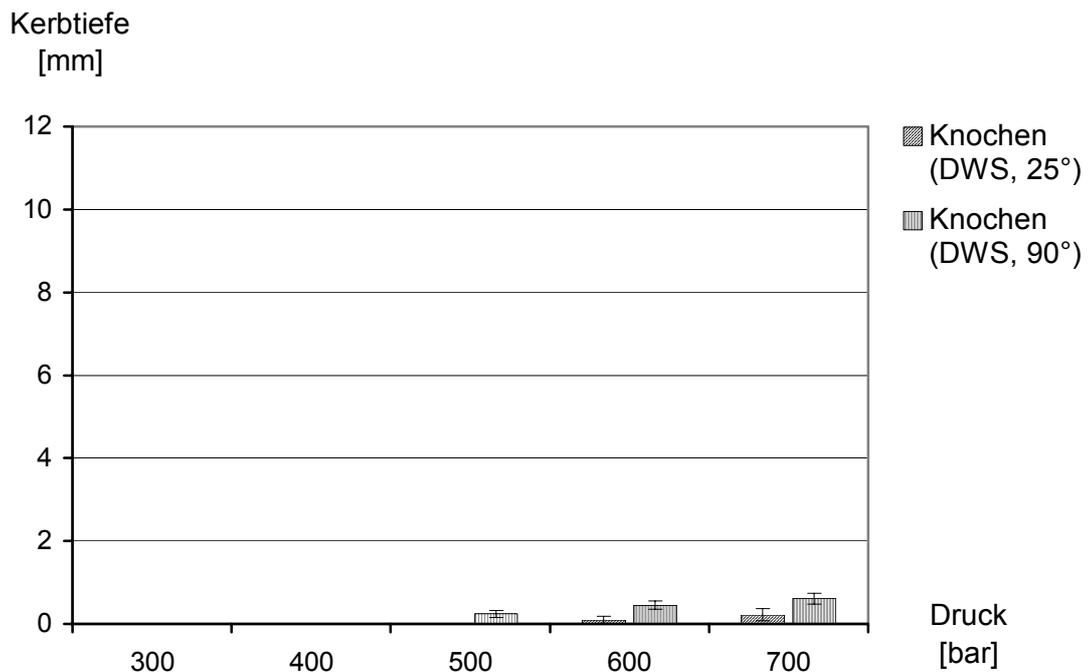


Abbildung 19: Kerbtiefen in humaner Compacta mit DWS bei $\gamma = 90^\circ$ und $\gamma = 25^\circ$

7.1.2 Abrasivdruckwasserstrahl

Mit dem ADWS wurde sowohl humane Compacta als auch Knochenzement bei jedem der applizierten Drücke geschnitten, es existiert also kein Bereich selektiven Schneidens. Bei Verwendung des ADWS und senkrecht auftreffendem Strahl waren jeweils die in Knochen und CMWTM-3 erzielten Kerbtiefen im Vergleich zum DWS auf jeder Druckstufe signifikant größer ($p < 0,001$). Wie bereits beim DWS waren die in Knochenzement erzielten Kerbtiefen für alle Druckstufen signifikant größer als in humaner Compacta ($p < 0,001$; Abbildung 20). In beiden Materialien besteht ein linearer Zusammenhang zwischen Druck und Kerbtiefe (Knochen: $r^2 = 0,24$; $p < 0,001$ & CMWTM-3: $r^2 = 0,8$; $p < 0,001$).

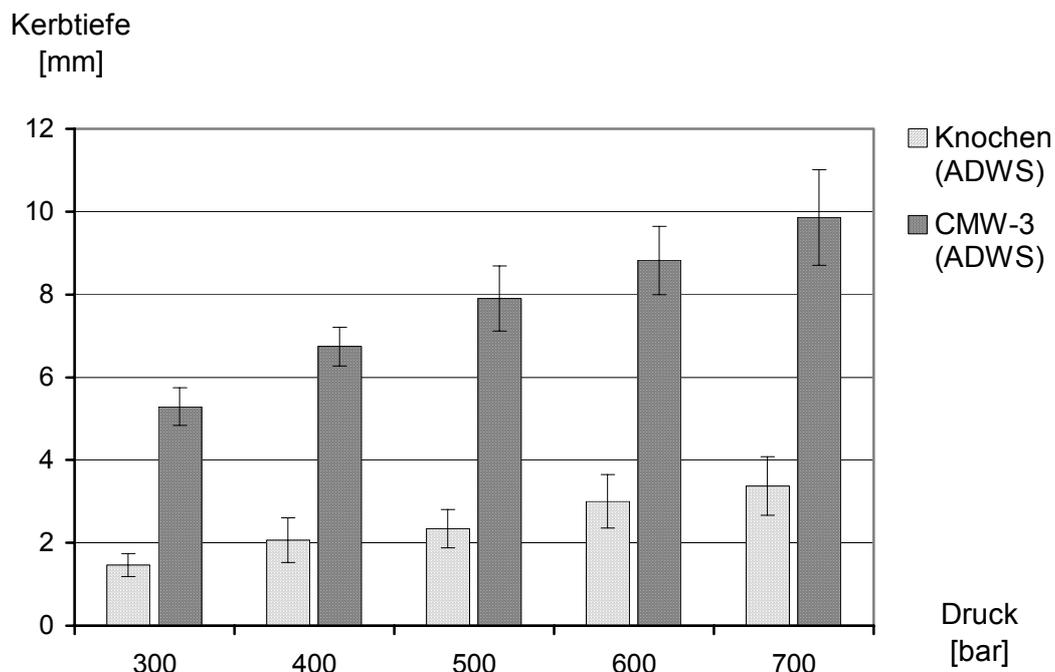


Abbildung 20: Kerbtiefen in humaner Compacta und CMWTM-3 mit ADWS bei $\gamma = 90^\circ$

Ergebnisse

Bei $\gamma = 25^\circ$ wurde an humaner Compacta bei jedem der applizierten Drücke ein sichtbarer Materialabtrag erzielt, aber die resultierenden Kerbtiefen waren auf jedem Druckniveau signifikant kleiner als bei senkrecht auftreffenden ADWS ($p < 0,001$; Abbildung 21).

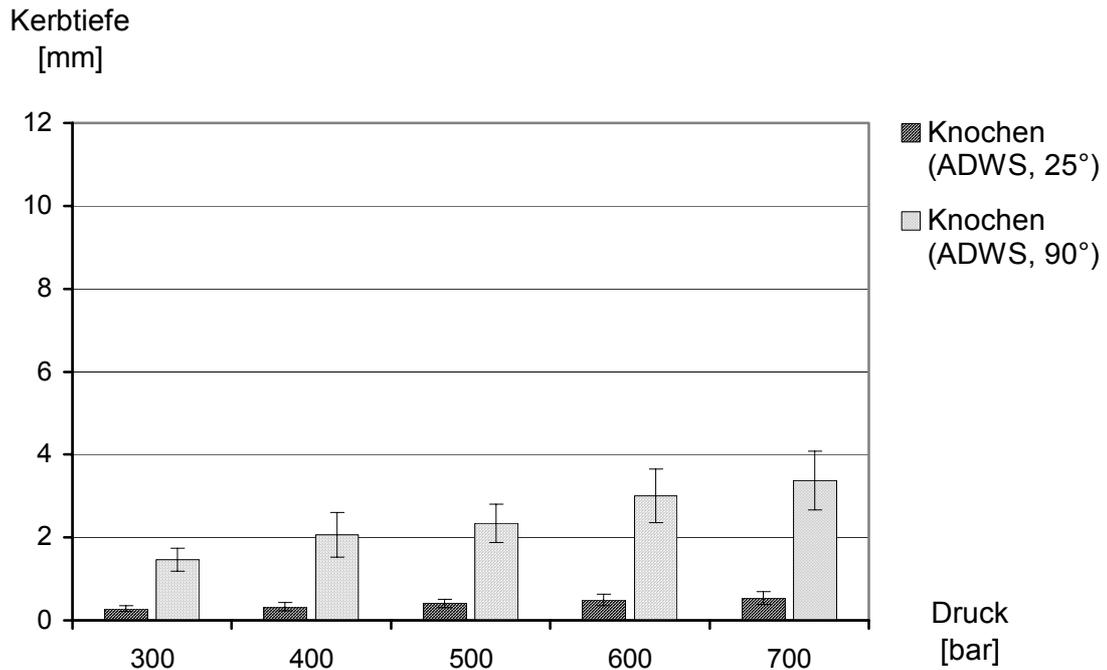


Abbildung 21: Kerbtiefen in humaner Compacta mit ADWS bei $\gamma = 25^\circ$ und $\gamma = 90^\circ$

7.2 Schnittqualität

Wie in der ersten Parameterstudie war es nicht möglich, mit einem reinen DWS in CMWTM-3 oder Humanknochen scharf begrenzte, glatte Kerbschnitte zu erzeugen. In Knochenzement waren die Kerbfugen unregelmäßig und rau, und es ließen sich von der Kerbfuge in das Material hineinreichende Brüche erkennen, jedoch aufgrund des zusätzlich enthaltenen Farbstoffes nicht so gut wie im halbtransparenten Technovit[®] 4004. Der Materialabtrag schien hauptsächlich durch Zertrümmerung und Herausbrechen kleiner Fragmente unter dem auftreffenden DWS zu erfolgen (Abbildung 22).

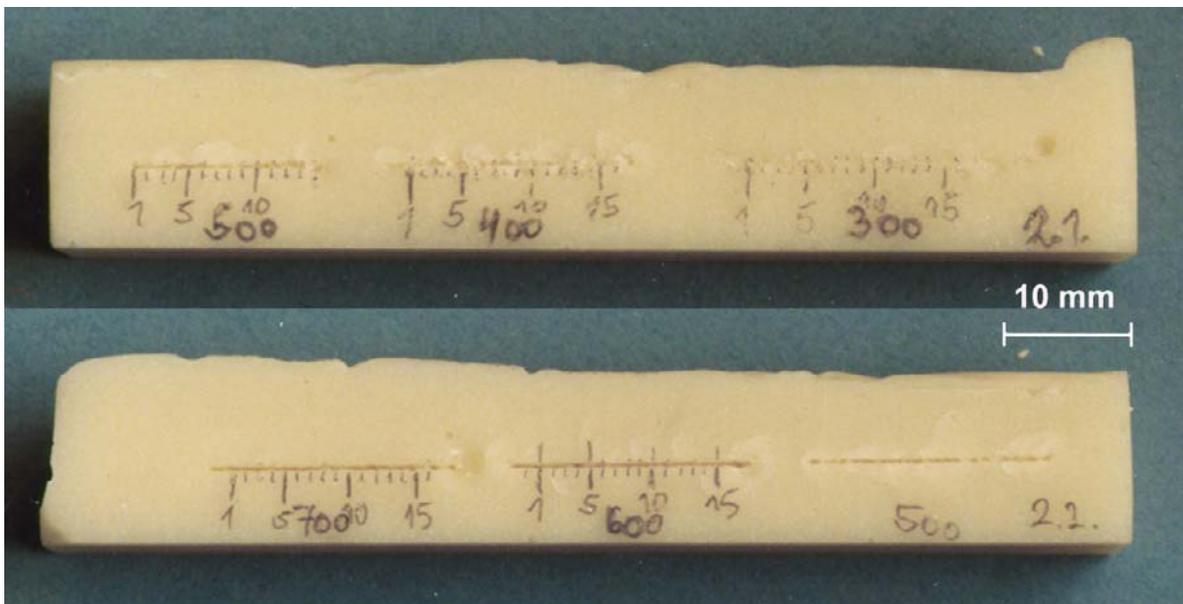


Abbildung 22: Kerbschnitte in CMWTM-3 mit DWS, Drücke [bar] jeweils unter Kerbschnitt

Die Kerbschnitte in Humanknochen waren gleichmäßiger als die in CMWTM-3, und die herausgesprengten Fragmente waren kleiner. Eine Bruchbildung um die Kerbfugen herum in das Material hinein ließ sich wegen der Lichtundurchlässigkeit des Materials schlecht beurteilen (Abbildung 23).



Abbildung 23: Kerbschnitte in humaner Compacta mit DWS und ADWS bei $\gamma = 90^\circ$ (Drücke [bar] direkt über bzw. unter jeweiligem Kerbschnitt):

- | | | |
|---------------|----------------------|---|
| oberes Bild: | obere Probenhälfte: | DWS kerbt bei 300 und 400 bar nicht |
| | untere Probenhälfte: | glatte ADWS-Kerbschnitte bei 300 und 400 bar
(fehlgeschlagener Kerbschnitt Mitte rechts) |
| unteres Bild: | obere Probenhälfte: | glatte ADWS-Kerbschnitte bei 500, 600 & 700 bar |
| | untere Probenhälfte: | DWS kerbt bei 500, 600 & 700 bar |

Ergebnisse

Bei $\gamma = 25^\circ$ entstanden keine schmalen Kerbfugen wie bei einem senkrecht auftreffenden DWS. Die Kerbfugen waren breiter und hatten, gut sichtbar bei 700 bar, teilweise eine angedeutete Muldenform (Abbildung 24). Bei diesem Auftreffwinkel wurden auch kleine Fragmente abgetragen, jedoch entstanden auch hierbei keine sichtbaren Brüche im verbliebenen Knochenmaterial.

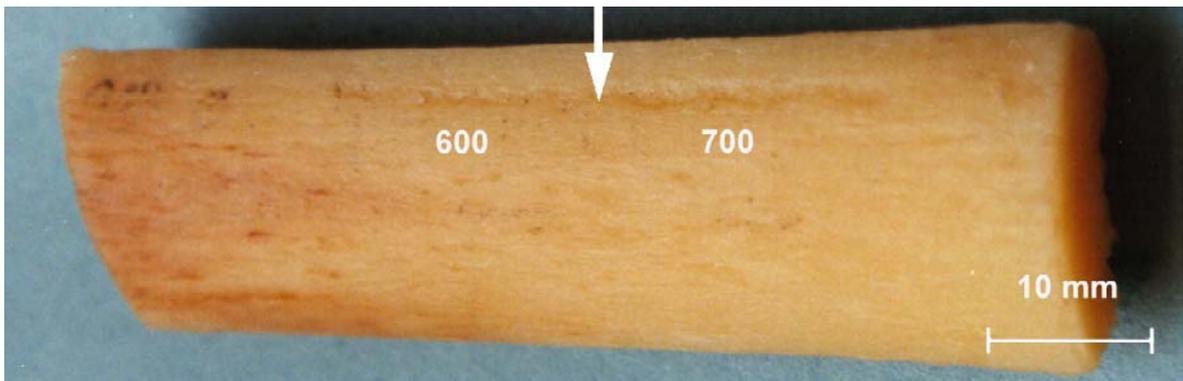


Abbildung 24: Kerbschnitte mit DWS in humaner Compacta bei $\gamma = 25^\circ$
Pfeil: Strahlrichtung und Grenze 600 vs. 700 bar

Beim ADWS-Kerbschneiden fiel die Schnittqualität in beiden Materialien wesentlich besser als beim Kerbschneiden mit dem reinen DWS aus. Die Kerbfugen waren bedingt durch den im Vergleich zum Wasserdüsendurchmesser (0,2 mm) größeren Fokusbereich (0,8 mm) breiter (Abbildung 25, Abbildung 26, Abbildung 27). Sowohl in Knochenzement als auch in Humanknochen waren um die Kerbschnitte herum keine in das Material vordringenden Brüche oder herausgesprengten Fragmente erkennbar. Es ließen sich glatt begrenzte und regelmäßige Kerbschnitte erzeugen (Abbildung 25, Abbildung 26, Abbildung 27).

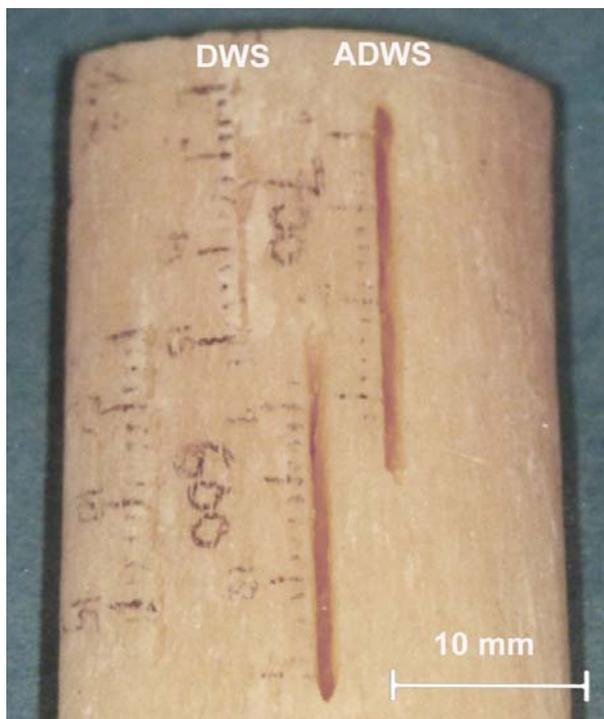


Abbildung 25: Kerbschnitte in humaner Compacta bei 600 und 700 bar mit DWS und ADWS bei $\gamma = 90^\circ$



Abbildung 26: Auflichtmikroskopie zweier Kerbschnitte (DWS/ADWS) bei 600 bar und $\gamma = 90^\circ$ in Compacta

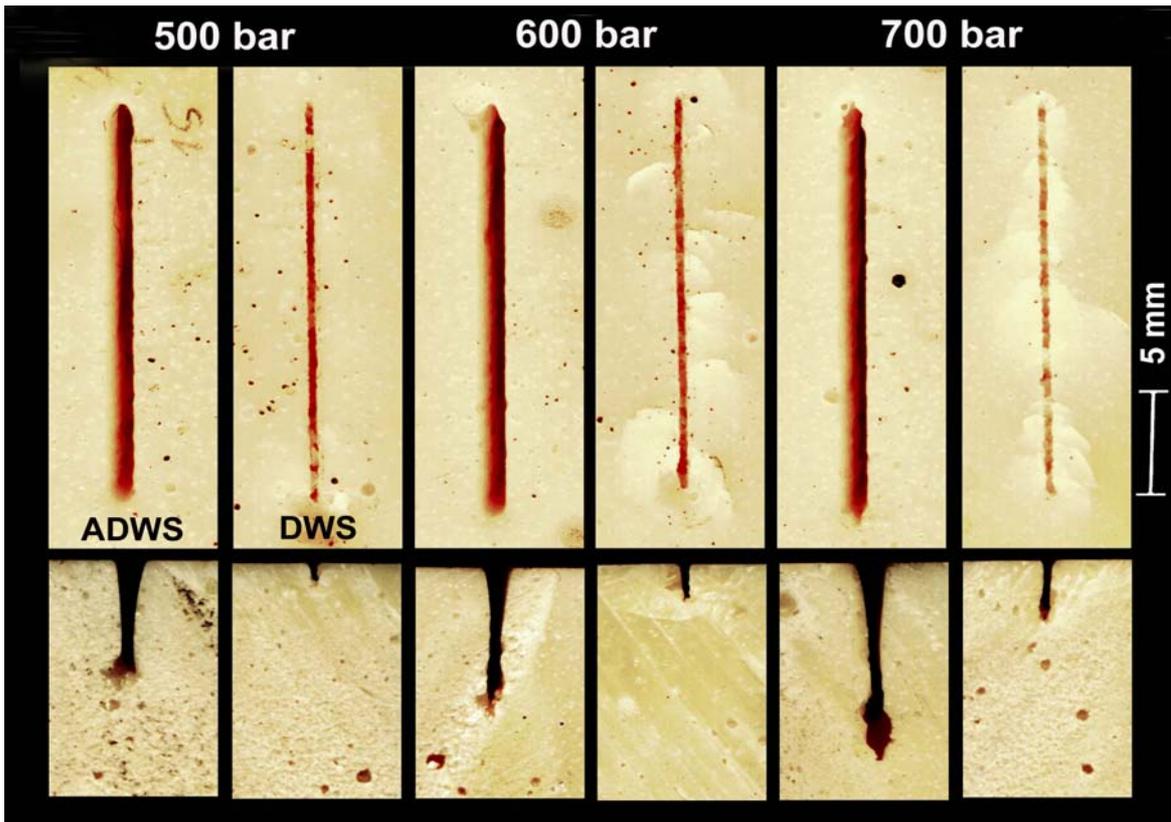


Abbildung 27: CMWTM-3-Kerbschnitte im Vergleich bei 500, 600 und 700 bar in Aufsicht und Querschnitt (untere); jeweils links ADWS und rechts DWS

Bei Betrachtung einer Kerbflanke (Abbildung 28) nach Zerlegung eines Probestückes im Kerbverlauf zeigte sich sowohl in Knochen als auch in CMWTM-3 die Ausbildung einer so-

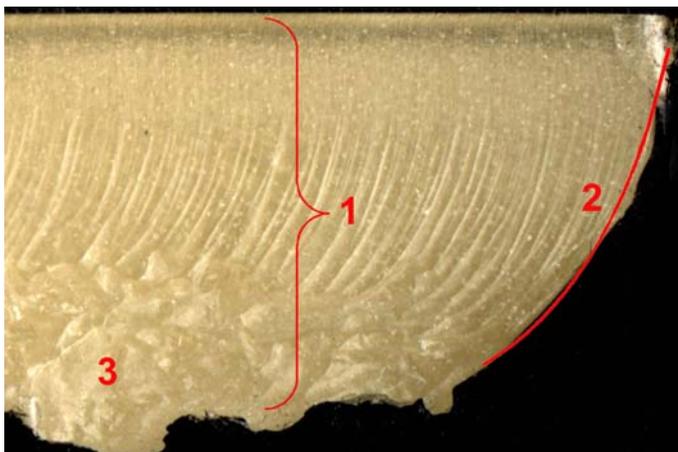


Abbildung 28: 1: Kerbflanke
2: Schnittfront
3: Kerbgrund mit Aushöhlungen

genannten Schnittfront. Diese war konvex in Vorschubrichtung gekrümmt. Weniger ausgeprägt in Knochen, stärker und unregelmäßiger in CMWTM-3 bestand am Kerbgrund eine Verbreiterung der Kerbe im Vergleich zum Strahl-eintrittsbereich mit beidseitig glattwandig, aber unregelmäßig hinsichtlich Größe und Anzahl geformten Aushöhlungen (Abbildung 27, Abbildung 28).

Ergebnisse

Ein weiteres Merkmal der ADWS-Kerbschnitte ist ein zum Kerbgrund hin v-förmiges Schnittprofil (orthogonal zur Vorschubrichtung) mit abgerundeten Kanten im Strahleintrittsbereich, wie es ebenfalls aus Abbildung 27 ersichtlich ist. Wiederum ist diese Profilausbildung in CMWTM-3 ausgeprägter als in Knochen.

Bei $\gamma = 25^\circ$ entstanden keine schmalen Kerbfugen wie bei einem senkrecht auftreffenden ADWS. Der Materialabtrag erfolgte über eine größere Fläche und hatte eine eindeutig muldenartige Form (Abbildung 29).

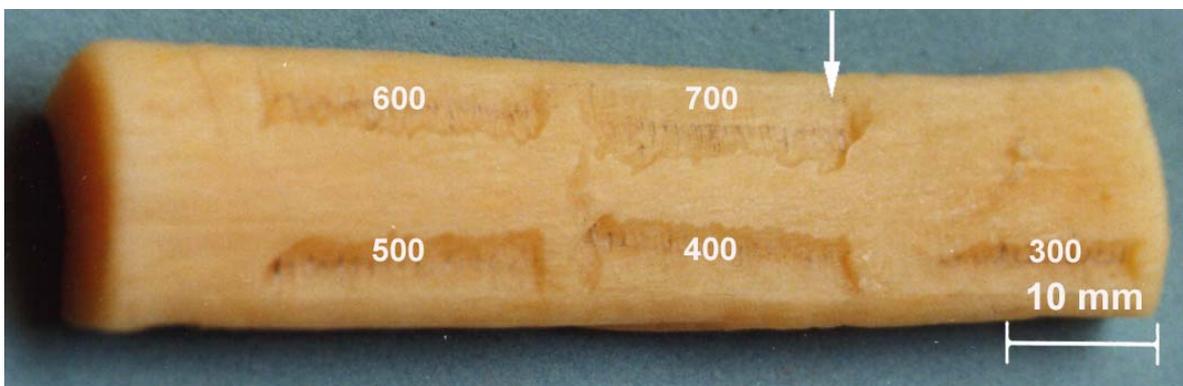


Abbildung 29: Kerbmulden in humaner Compacta mit ADWS bei $\gamma = 25^\circ$
Pfeil: Strahlrichtung, Drücke [bar] an jeweiliger Kerbmulde

8 Diskussion

8.1 Abtragsmechanismen, Materialeigenschaften & Schnittqualität

8.1.1 Druckwasserstrahl

Zunächst soll die Wirkung eines einzelnen, mit hoher Geschwindigkeit auf eine Probenoberfläche auftreffenden Tropfens anhand des Tropfenschlagmodells dargestellt werden (Abbildung 30): Ein Wassertropfen trifft mit hoher Geschwindigkeit auf das Material auf, woraufhin es im Kontaktbereich zu einem Druckanstieg in der Materialoberfläche und im Tropfen kommt, so dass die zuerst auftreffende Wasserportion versucht, seitlich abzufließen. Beim Aufprall des Tropfens verformt sich dieser jedoch plastisch, so dass ein zweiter Wasserring außerhalb der initialen Aufschlagzone auftritt, bevor die initiale Wasserportion abfließen kann. Durch diese „Einkesselung“ der initialen Wasserportion wird eine Druckspitze aufgebaut, die als *Stoßdruck* bezeichnet wird. Wenn der Druck innerhalb des Rings während des weiteren Aufschlagvorganges groß genug wird, strömt das Wasser ab, und der auf der Materialoberfläche resultierende Druck sinkt ebenfalls, bis er wieder die Nulllinie erreicht. Während des seitlichen Abfließens („jetting off“) entstehen sehr hohe, die Tropfengeschwindigkeit beträchtlich überschreitende Wassergeschwindigkeiten, die die Materialoberfläche zusätzlich zur Druckbelastung mit Schubspannungen infolge Reibung beaufschlagen⁹⁴.

Beim kontinuierlichen DWS wird beim Auftreffen des Strahls auf das Material ebenfalls ein *Stoßdruck* erzeugt. Durch das nachströmende Wasser geht der Druck nach diesem Stoßdruckimpuls jedoch nicht bis auf Null zurück, sondern fällt nur auf den sogenannten *Staudruck* ab. Der Stoßdruck wirkt zwar nur für eine sehr kurze Zeit, kann den Staudruck aber um ein Vielfaches übertreffen und wird daher auch als „Hammerschlag-Effekt“ bezeichnet⁴⁵.

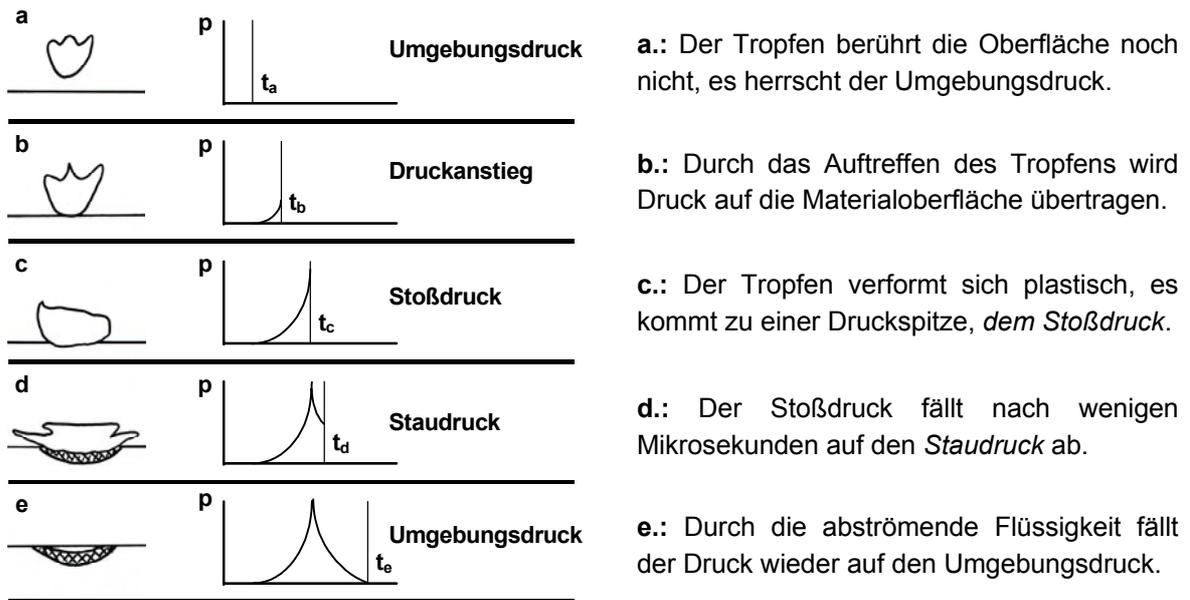


Abbildung 30: Schematische Darstellung des Tropfenschlagmodells (nach Momber⁵⁸):

Beide Druckformen können mit folgenden Formeln beschrieben werden:

Gleichung 5:

$$p_{Stau} = \frac{1}{2} \times \rho_W \times v_W^2$$

p_{Stau} = *Staudruck*

ρ_W = *Dichte des Wassers*

v_W = *Strahlgeschwindigkeit*

Gleichung 6:

$$p_{Stoß} = c_W \times \rho_W \times v_W$$

$p_{Stoß}$ = *Stoßdruck*

c_W = *Schallgeschwindigkeit in Wasser*

ρ_W = *Dichte des Wassers*

v_W = *Strahlgeschwindigkeit*

Beim DWS beruht der eigentliche Materialabtrag auf der Einbringung von Druck-, Zug- und Schubspannungen in die Werkstoffoberfläche, wobei die Phase während des Aufschlags der initialen Wasserportion mit dem daraus resultierenden *Stoßdruck* von der sich anschließenden Phase der *Staudruckwirkung* darauffolgenden Wassers unterschieden werden muss:

Während des Aufschlags werden direkt unter dem Aufschlagzentrum infolge des übertragenen Stoßdruckes Druckspannungen mit daraus resultierender elastischer und/oder plastischer Verformung des Materials erzeugt. Bedingt durch die zentrale Verformung (Eindellung) entstehen um das Aufschlagzentrum herum Zugspannungen. Überschreiten die so generierten Spannungen die mechanische Belastbarkeit des Werkstoffes, kommt es zum Materialversagen. Wie Louis et al. zeigten, entstanden in homogenem PMMA (Plexiglas) um ein nahezu unbeschädigtes Aufschlagzentrum herum radialsymmetrische Risse, die kaum sichtbaren, durch den Herstellungsprozess bedingten Schleifspuren auf der Materialoberfläche folgten⁴⁹. Auch die vorher von Rochester und Brunton an angeritzten Glasplatten durchgeführten Versuche bestätigten, dass durch reflektierte Stoßwellen Versagensvorgänge an exponierten Fehlstellen wie Schleifspuren, Poren oder Materialinhomogenitäten eingeleitet werden⁷⁶.

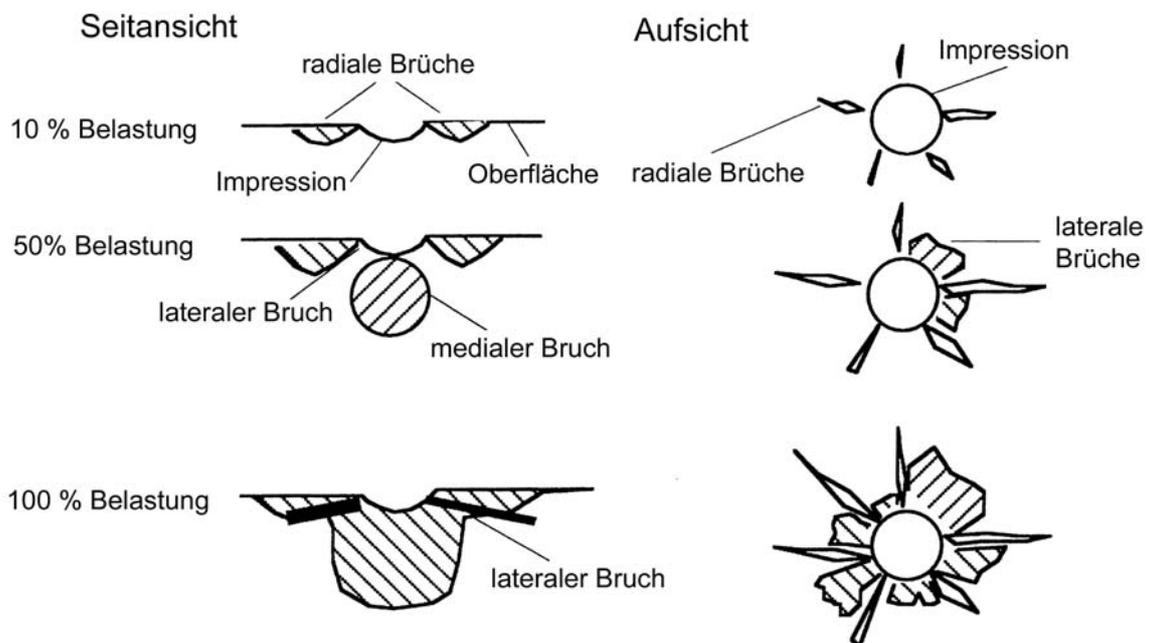


Abbildung 31: Bruchinitiation in sprödem Werkstoff (nach Summers⁹⁴)

Diese an homogenem PMMA (Plexiglas) erforschten Versagensmechanismen sind auf die in den Parameterstudien sowie den abschließenden Versuchen verwendeten Probestücken aus Technovit[®] 4004 bzw. CMW[™]-3-Knochenzement übertragbar. Beide Produkte bestehen chemisch zu über 95% aus Polymethylmethacrylat, kurz PMMA. Homogenes PMMA (Plexiglas) ist ein spröder, thermoplastischer, amorpher Kunststoff mit einer Dichte von 1,18 g/cm³, der gut auf Druck und im Gegensatz zu Knochen schlecht

auf Zug belastbar ist⁸². Während Plexiglas durch Polymerisation von Methacrylsäuremethylester hergestellt wird, werden Technovit® 4004 und PMMA-basierende Knochenzemente wie CMWTM-3 kurz vor der eigentlichen Anwendung aus zwei Komponenten angemischt. Die erste und überwiegende Komponente ist ein als Pulver vorliegendes PMMA-Perlpolymer, welches im Verhältnis von zwei zu eins mit flüssigem Methylmethacrylat (MMA) gemischt wird, das sekundär polymerisiert und dadurch das Entstehen einer festen Matrix bewirkt. Der feste Verbund entsteht durch Anlösen bzw. Quellen der Polymer-Perlen des Pulvers durch das monomere MMA und das anschließende Verkleben mit der aus dem polymerisierenden MMA entstehenden PMMA-Matrix.

Im homogenen Plexiglas gehen die durch den Stoßdruck generierten, radialsymmetrisch um das Aufschlagzentrum angeordneten Risse von Schleifspuren aus, weil im Kerbgrund dieser Schleifspuren die maximale Zugbelastbarkeit des Werkstoffes überschritten wird. Die Rolle dieser Schleifspuren wird in Technovit® 4004 und Knochenzementen hauptsächlich durch eingelagerte Schwachstellen sowie mischungs- und polymerisationsbedingte Inhomogenitäten übernommen. Ein Teil dieser Schwachstellen sind die in die Matrix eingebetteten Zusätze wie die für die Polymerisation benötigten Substanzen Benzoylperoxid, Dimethyl-*p*-Toluidin, der Stabilisator Hydrochinon sowie Ascorbinsäure und Ethanol. Knochenzemente enthalten zusätzlich Zirkoniumoxid oder Bariumsulfat als Röntgenkontrastmittel (CMWTM-3: 10% Bariumsulfat) und optional ein Antibiotikum. Daher sind Knochenzemente mechanisch etwas weniger stark als Technovit® 4004 belastbar (Vergleich der Zusammensetzung s. Anhang, Kapitel 11.1, S. 81).

Abgesehen von diesen Zusätzen werden die mechanischen Eigenschaften von Knochenzementen und Technovit® 4004 wesentlich von der Porosität bestimmt⁴⁶, für die in der Literatur fünf Ursachen genannt werden¹⁰⁷:

- Luft, die initial die Pulverbestandteile umgeben hat
- Lufteinschlüsse, die während des Einsickerns der flüssigen Komponente in das Pulver entstehen
- Lufteinschlüsse, die während des Mischungsvorganges eingerührt werden
- Verdampfen von flüssigem Monomer während der Wartezeit
- Lufteinschlüsse, die während des Transfers aus dem Anmischgefäß in die Applikationsvorrichtung entstehen

Obwohl der Einfluss dieser Poren auf das Risswachstum noch nicht abschließend geklärt ist ⁹⁷, sollte grundsätzlich die Porosität von Knochenzementen so gering wie möglich sein. Ein wesentlicher Parameter zur Reduktion der Porosität ist die Art der Anmischung. So lässt sich beispielsweise die Porosität des in unserer Studie verwendeten CMWTM-3-Knochenzementes durch Zentrifugieren oder Vakuum-Anmischung im Vergleich zur Anmischung unter normalem Luftdruck deutlich reduzieren. Das hat wiederum direkte Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften (Tabelle 12):

Mischtechnik	Zugfestigkeit [MPa]	Druckfestigkeit [MPa]
handgemischt (1 Hz)	25,0	87
vakuumgemischt (20 kPa)	47,0	96

Tabelle 12: Vergleich einiger mechanischer Eigenschaften von CMWTM-1-Knochenzement bei verschiedenen Anmischtechniken ⁴⁶

Nach Abklingen des Stoßdruckes bewirkt der Staudruck eine statische Beanspruchung des Materials, wobei die durch den initialen Stoßdruck generierten Risse oder bereits bestehenden Fehlstellen des Technovit[®] 4004 bzw. des Knochenzementes aufgeweitet werden. Modellrechnungen und Versuche belegen, dass der zur Aufrechterhaltung eines kontinuierlichen Risswachstums benötigte Staudruck relativ zu dem für die Erzeugung eines initialen Risses nötigen Druck gering ist, weil die für eine Risspropagierung erforderlichen Spannungen mit zunehmender Risslänge überproportional abnehmen ^{55;111}. Treffen schließlich mehrere Risse aufeinander, brechen kleine Materialpartikel heraus, deren Summe makroskopisch als Materialausbruch imponiert. Die weit in das Material hineinreichende Bruchbildung ist gut an den Kerbschnitten in Technovit[®] 4004 (Abbildung 14, S. 33) und CMWTM-3 (Abbildung 27, S. 49) sichtbar. An der Probenoberfläche erfolgt der Materialabtrag in Technovit[®] 4004 und CMWTM-3 überwiegend durch Herausbrechen von 1-4 mm großen, tellerförmigen Fragmenten (Abbildung 13, S. 23; Abbildung 14, S. 33).

Compacta ist ein hochorganisierter Zwei-Komponenten-Werkstoff, der zwar eine deutlich niedrigere Elastizität als Knochenzemente und Technovit[®] 4004 aufweist (siehe Kapitel 11, S. 81), jedoch bis zu zweifach höher druck- und bis zu dreifach höher zugbelastbar sowie härter ist ⁸. Diese höhere mechanische Belastbarkeit erklärt sowohl die signifikant kleineren Kerbtiefen als auch die geringere Rissbildungsneigung jedoch nur bedingt, weshalb kurz auf den mikroskopischen Knochenaufbau eingegangen wird (Abbildung 32).

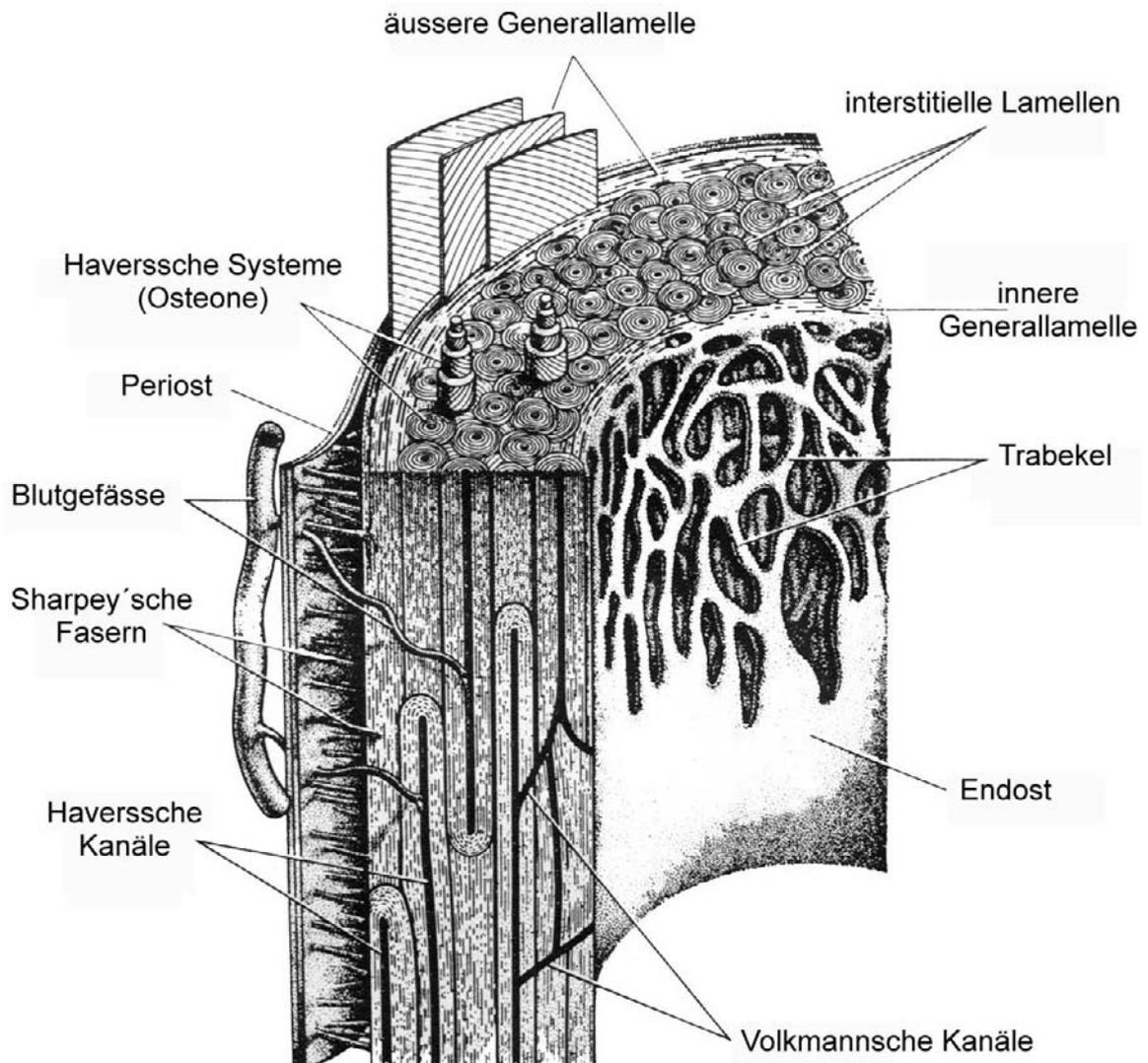


Abbildung 32: Knochenaufbau (nach Benninghoff)

Der in unseren Versuchen verwendete Lamellenknochen zweier ausgewachsener Spezies besteht aus parallelen, als Lamellen bezeichneten Schichten. Diese Lamellen stellen einen Zwei-Komponenten-Werkstoff aus annähernd parallel zueinander verlaufenden Kollagenfaserbündeln dar, die in die mineralische Hydroxylapatit-grundsubstanz eingebettet sind. Durch gegenläufigen Verlaufssinn der Kollagenfibrillen von Lamelle zu Lamelle entstehen bei Druck- und Zugbelastung Flächenpressungen, die zusätzlich die Festigkeit erhöhen. Diese Lamellen bilden zwei geometrisch unterschiedliche Formen, äussere und innere Generallamellen und HAVERSsche Systeme. Die jeweils aus mehreren, ca. 200 µm dicken Lamellen bestehenden Generallamellen umgeben als äussere (subperiosteale) und innere (subendosteale) Begrenzung der

Diaphyse das dazwischen gelegenen Knochengewebe. Das „eingehüllte“ Knochengewebe wiederum besteht beim Erwachsenen aus sekundären Osteonen, den sogenannten HAVERSSchen Systemen. Ein HAVERSSches System ist eine zylindrische, 5-20 mm lange Struktur mit dem zentralen, 20-200 µm weiten HAVERSSchen Kanal, das die HAVERSSchen Gefäße sowie marklose Nervenfasern enthält. Die HAVERSSchen Gefäße bestimmen den Verlauf der Osteone und sind im Diaphysenbereich in Richtung der größten Druck- bzw. Zugspannung, also weitgehend parallel zur Knochenlängsachse, ausgerichtet. Jedes sekundäre Osteon ist aus 4-20, jeweils 5-10 µm dicken, konzentrisch um den HAVERSSchen Kanal angeordneten Lamellen aufgebaut. Sekundäre Osteone werden von der übrigen Knochenmatrix durch 1-5 µm dicke Zementlinien getrennt. Diese entstehen bei dem *Remodeling* genannten, ununterbrochen erfolgenden „Knochenoptimierungsprogramm“, wobei Knochengewebe abgebaut und optimiert wieder neugebildet wird. Dabei bohren Osteoklasten umfangreiche Kanäle, die späteren HAVERSSchen Kanäle, in die Knochenmatrix, die dann von Osteoblasten mit Knochenlamellen ausgekleidet werden. Dadurch entstehen die beschriebenen, belastungsrichtungsorientierten HAVERSSchen Systeme oder sekundären Osteone, welche die Grundbausteine der Compacta des erwachsenen Menschen darstellen. Durch das Remodeling wird der Materialermüdung durch innere Erneuerung vorgebeugt und ein für die jeweilige Belastung optimales Knochengewebe und -gerüst geschaffen. Untereinander sowie mit den Gefäßen des Periostes einerseits und des Markraumes andererseits sind Osteone durch perforierende, radiär angeordnete Gefäße, die VOLKMANNschen Gefäße, verbunden.

Diese hochorganisierte Struktur mit in Richtung der auftretenden Hauptspannungen orientierten Osteonen lässt vermuten, dass die mechanischen Eigenschaften und die aus einer Kraffteinleitung resultierenden Verformungen von der Kraffteinwirkungsrichtung abhängig sind. Lang⁴³, Reilly und Burstein^{74;75} sowie Yoon und Katz¹¹² postulierten das transversal isotrope Modell. Darin werden die mechanischen Eigenschaften von Compacta durch einen Materialkonstantensatz für die aus Kraffteinwirkung in longitudinaler Richtung, d.h. parallel zu den Osteonen bzw. der Knochenlängsachse resultierenden Verformungen, sowie einen zweiten für die Ebene orthogonal zu dieser Achse, der transversal isotropen Ebene, beschrieben (Anhang: Kapitel 11.2, S. 82).

Eine weitere bemerkenswerte Eigenschaft von Knochengewebe ist, dass es nach Zugbelastung in longitudinaler Richtung über die Elastizitätsgrenze hinaus mit einer bleibenden Dehnung von ca. 3,1% plastisch verformbar ist (In der Ebene orthogonal zur Längsachse ist Knochen mit einer maximalen Dehnung von ca. 0,7% nicht plastisch verformbar)^{60;74}. Die Energieabsorption eines solchen duktilen Materials ist aufgrund der

an diesem zu leistenden Formveränderungsarbeit größer als die eines spröden Werkstoffes gleicher Druck- und Zugfestigkeit. Daher ermöglicht die plastische Verformung von Knochengewebe eine um bis zu siebenfach gesteigerte Energieabsorption bis zur Bruchgrenze im Vergleich zu nicht-plastischen Werkstoffen wie z.B. Knochenzementen⁷³. Die bei der plastischen Verformung von Knochen stattfindenden Prozesse unterscheiden sich jedoch von denen der Metalle, wobei die Mechanismen noch nicht endgültig geklärt sind. Es wird angenommen, dass Osteone gegeneinander verschoben und dabei die die Osteone untereinander verbindenden Zementlinien teilweise irreversibel zerstört werden⁷³.

Beim Kerbschneiden mit dem DWS finden an Knochen die gleichen vorher an Technovit[®] 4004 bzw. Knochenzementen beschriebenen Prozesse statt, wobei jedoch Compacta Druck- und Zugkräften besser widerstehen kann und zudem bruchhemmende Eigenschaften aufweist, auf die noch eingegangen wird. Daher sind die erzielten Kerbtiefen in Knochen signifikant kleiner als in Technovit[®] 4004 und CMWTM-3.

Die in Technovit[®] 4004 und CMWTM-3 stark ausgeprägte Bruchbildung um die Kerbschnitte herum sowie in das Material hinein kann in Knochen wegen seiner Lichtundurchlässigkeit nur teilweise beurteilt werden. Die Kerbschnitte in Knochen sind jedoch deutlich gleichmäßiger als die in Technovit[®] 4004 und CMWTM-3, und die herausgesprengten Fragmente sind kleiner. Da der gleiche Materialabtragsmechanismus vorliegt, ist auch eine Bruchbildung in das Knochenmaterial hinein anzunehmen, jedoch höchstwahrscheinlich analog zum makroskopischen Aspekt in begrenzterem Umfang. Abgesehen von der höheren mechanischen Festigkeit von Knochengewebe im Vergleich zu CMWTM-3 bzw. Technovit[®] 4004 werden für die generell schlechtere Rissausbreitung in Compacta auch die Zementlinien als Interfaces zwischen sekundären Osteonen und interstitieller Knochenmatrix verantwortlich gemacht. Diese Interfaces weisen einen geringeren Mineralisationsgrad als die Osteonlamellen, aber einen signifikant höheren Gehalt an sulfatierten Mukopolysacchariden auf³. Diese Zusammensetzung verleiht den Zementlinien zwar eine verminderte Festigkeit, aber duktilere Eigenschaften als der übrigen Knochenmatrix. Kendall zeigte, dass die Bruchgeschwindigkeit bei Passage eines Verbundwerkstoffes innerhalb des duktilen Interfaces (Zementlinien) zunächst zunimmt, dann abnimmt und schließlich im nachfolgenden festeren Interface (Osteonlamellen) ganz zum Stillstand kommen kann³⁷. Um einen Bruch durch das ganze Verbundmaterial zu treiben, sind demnach höhere Anfangsbruchgeschwindigkeiten bzw. Energien als in einem weitgehend homogenen Werkstoff wie Knochenzement erforderlich⁵⁰. Bei physiologischen Belastungsraten hemmt HAVERSscher Knochen also die Bruchfortsetzung, und an Zementlinien kann die Bruchausbreitungsrichtung weg von der

gefährlichen transversalen Richtung (Fraktur) hin zur ungefährlicheren longitudinalen Richtung abgelenkt werden⁵². Diese Verbundstruktur führt demnach auch beim DWS-Kerbschneiden zu dem im Vergleich zu CMWTM-3 bzw. Technovit[®] 4004 verminderten Bruchwachstum um die Kerbfugen herum und damit in Kombination mit der höheren mechanischen Belastbarkeit zu kleineren Kerbtiefen.

8.1.2 Abrasivdruckwasserstrahl

Beim ADWS-Schneiden ändert sich die Aufgabe des Wassers vom Schnitt- hin zum Beschleunigungsmedium der Abrasivstoffpartikel. Im Vergleich zu den abrasiven Partikeln kann der Beitrag des Wassers zum eigentlichen Materialabtrag vernachlässigt werden²⁷. Wie in Abbildung 33 anhand einer Trennschnittskizze dargestellt und anhand des in Kapitel 7.2, Abbildung 28, S. 49 gezeigten Ergebnisses ersichtlich, ist der Wirkort beim ADWS-Schneiden die typische, in Vorschubrichtung konvex gekrümmte Schnittfront. Unter dem Strahlanstellwinkel β , der in unseren Versuchen stets 90° betrug, strömt der ADWS dem Probestück zu. Im Material entsteht die gegen die Vorschubrichtung gekrümmte Schnittfront, weil einerseits der ADWS mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit v über das Probestück geführt wird, und andererseits die Materialabtragswirkung aufgrund der Reibung in der Schnittfuge und der sich vergrößernden Lauflänge zum Wirkort abnimmt. Die Schnittfront wandert mit dem Materialabtrag in Vorschubrichtung weiter.

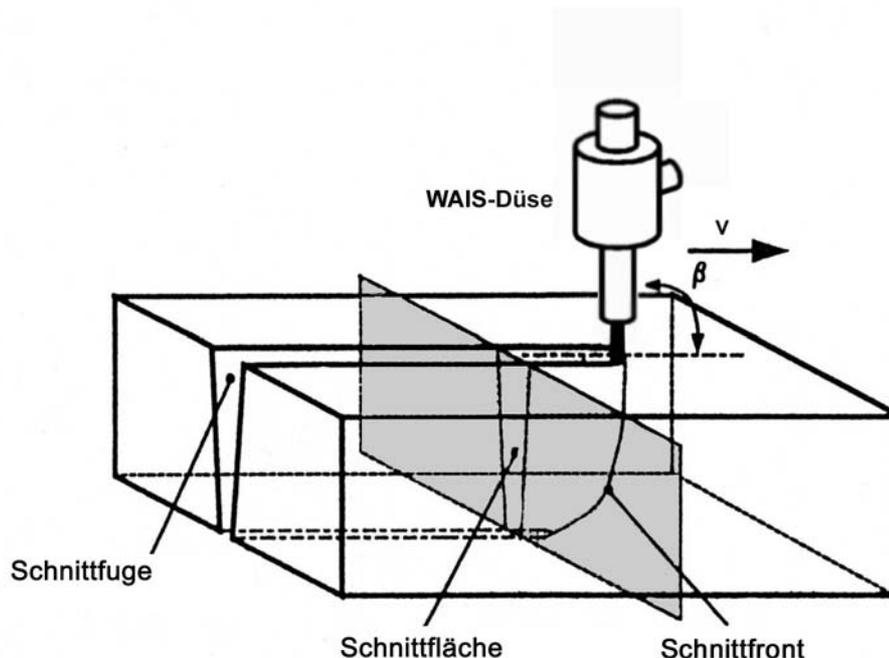


Abbildung 33: Schnittfront beim ADWS-Schneiden (nach Guo²⁴)

Der Materialabtragsmechanismus beim ADWS-Schneiden ist noch lange nicht bis in alle Einzelheiten bekannt:

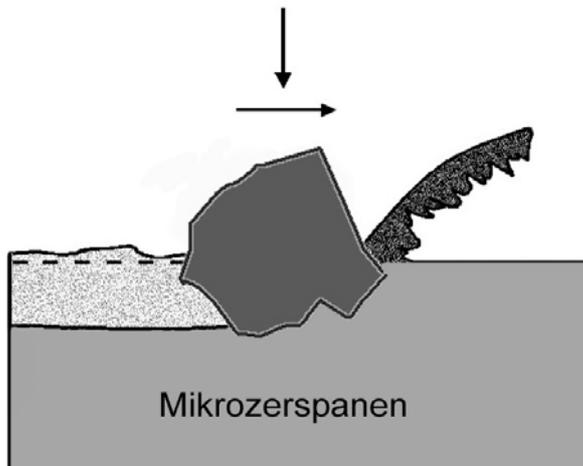


Abbildung 34: Materialbeanspruchung durch Feststoffpartikel nach Momber und Uetz^{58;99}

Dieser Prozess kann nicht direkt beobachtet werden, und so muss anhand mikroskopischer Untersuchung indirekt darauf rückgeschlossen werden. Aus seinen Untersuchungen an technischen Werkstoffen schließt Guo, dass der Materialabtrag beim WAIS-Schneiden im Wesentlichen auf einen Mikrozerspanungsprozess durch im Verlauf der Schnittfront unter *kleinen* Winkeln auf das Material prallende Abrasivstoffpartikel zurückzuführen ist^{24;79}.

Diese Schlussfolgerungen wurden in dieser Studie bestätigt. Lichtmikroskopisch konnten direkt an der Schnittfront Schleifspuren nachgewiesen werden (Abbildung 35), und weder in Knochen noch in CMWTM-3 bzw. Technovit[®] 4004 sind Spuren von Bruch- oder Rissbildung sichtbar. Diese Spuren müssten nachweisbar sein, wenn der Materialabtrag unter „Dauerbeschuss“ mit Abrasivstoffpartikeln mit sich ständig wiederholender plastischer Verformung des oberflächennahen Werkstoffbereiches durch Kaltverfestigung und Versprödung über Rissinitiierung und -agglomeration zu einem Herausbrechen von Mikrofragmenten führen würde.

Wie schon beim DWS-Kerbschneiden sind die im Vergleich zu CMWTM-3 signifikant kleineren Kerbtiefen in Knochen auf die in Kapitel 8.1.1 (S. 55) diskutierte höhere mechanische Belastbarkeit dieses Materials zurückzuführen.

Die Schnittqualität beim WAIS-Schneiden ist durch den örtlich äußerst begrenzten, sich zwischen Partikelkanten und Material abspielenden, spanenden Materialabtragsprozess ebenfalls erheblich besser als die mit einem DWS erzielte Materialzertrümmerung (Kapitel 8.1.1, S. 53). Die Kerbschnitte sind scharf begrenzt, und es entstehen in keinem Material Brüche im Bereich des Kerbschnittes (Abbildung 14, S. 33). Die hohe Qualität der Schnittflächen ist anhand der folgenden rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen einer Kerbflanke in Rinderknochen ersichtlich:

Die in Abbildung 36 dokumentierte Schnittqualität ist teilweise Folge sekundärer Abtragsprozesse, d.h. nicht allein durch den primären Materialabtrag an der Schnittfront bedingt (Abbildung 35). Da alle Kerbversuche als Kerb- und nicht als Trennschnitt konzipiert waren, wurde der DWS bzw. der ADWS nach erfolgtem Materialabtrag stärker als bei einem Trennschnitt in seiner Richtung abgelenkt:



Abbildung 35: Schnittfront in Technovit mit Schleifspuren durch primären Abtrag (Auflichtmikroskopie)

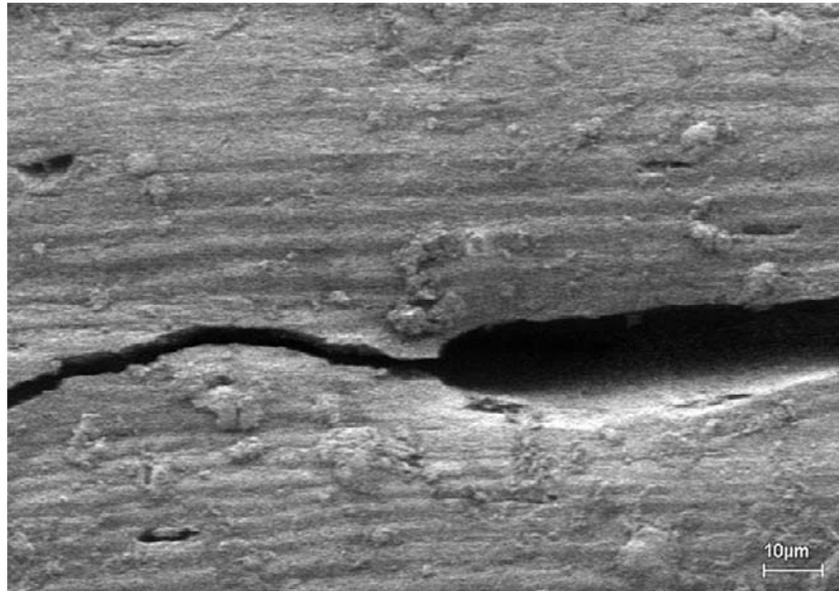


Abbildung 36: HAVERSscher Kanal (Rinderknochen) ist präzise angeschnitten; einzelne, den Kanal umhüllende Lamellen sind voneinander abgrenzbar; der Riss ist wahrscheinlich Folge der vor elektronenmikroskopischen Aufnahmen obligatorischen Trocknung

Wie an Abbildung 33 (S. 59) erläutert, wird der ADWS bei einem Trennschnitt an der Schnittfront aus der Senkrechten entgegen der eigentlichen Vorschubrichtung abgelenkt und tritt an der Probenunterseite aus. Beim Kerbschneiden jedoch kann das in den Kerbschnitt eingebrachte Strahlvolumen nicht wie bei einem Trennschnitt abfließen, sondern muss die Kerbfuge selbst als Abflusskanal nutzen.

Daraus folgt, dass die Schnittflächen und der Kerbgrund nicht wie bei einem Trennschnitt nur während des eigentlichen Materialabtragsprozesses an der Schnittfront, sondern während der Dauer des gesamten Schneidprozesses mehr oder weniger mit den Abrasivstoffpartikeln in Berührung kommen. Dadurch kommt es sekundär zu einer Glättung, so dass dieser Prozess bei der Beurteilung der Schnittqualität berücksichtigt werden muss.

Dieser permanente, sekundäre Materialabtrag ist besonders stark im an die Schnittfront angrenzenden Kerbgrundbereich ausgeprägt, wo die abrasiven Partikel an den Kerbflächen und besonders am Kerbgrund ungerichtet reflektiert werden und deren kinetische Restenergie noch ausreicht, zusätzlich Material abzutragen (Abbildung 27 & Abbildung 28, S. 49). Dadurch wird der Kerbgrund sekundär ausgeschliffen und verbreitert (Abbildung 37, Abbildung 38).



Abbildung 37: ADWS-Kerbschnitt mit im Kerbgrundbereich deutlich sichtbaren Aushöhlungen in Technovit® 4004

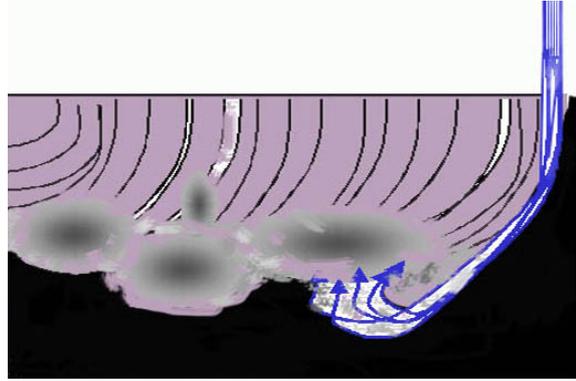


Abbildung 38: Strahlverlauf und Entstehung der in Abbildung 37 gezeigten Aushöhlungen

Dieser Effekt ist bei Kerbschnitten in CMW™-3 deutlich ausgeprägter als im *härteren* Knochen (Abbildung 39, roter Kreis), und die Kerbgrundbreite kann die Breite der übrigen Kerbfuge deutlich überschreiten. Ein Bild des eigentlichen Materialabtragsprozesses ist jedoch nur an der Schnittfront selbst zu gewinnen, weil es dort noch nicht zu einem sekundären Abtrag gekommen ist (Abbildung 35).

Das in Kapitel 7.2 gezeigte zum Kerbgrund hin v-förmige Schnittprofil mit abgerundeten Kanten im Strahleintrittsbereich (Abbildung 40: Schnittprofil in Knochen, weniger stark ausgeprägt als in CMWTM-3) entsteht durch den aufgrund interner Strahlurbulenzen nach Austritt aus dem Fokus divergierenden Strahl, wobei jedoch die kinetische Restenergie der Abrasivpartikel im Strahlrandbereich nicht ausreicht, bis zum Kerbgrund Material abzutragen⁷⁹. Dieses ist der energiereichen Kernzone des ADWS vorbehalten. Die abgerundeten Kerbfugen entstehen durch die im äußersten Strahlrandbereich mitgeführten Wassertropfen und Abrasivpartikel.

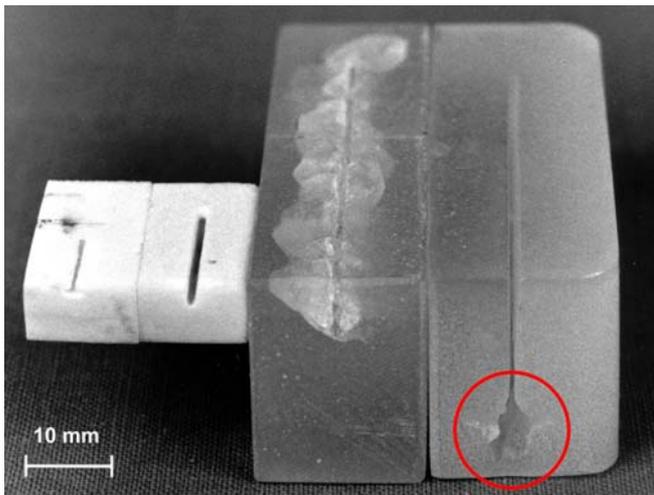


Abbildung 39: Vergleich bei 600 bar: von links nach rechts Knochen (DWS / ADWS) und Technovit® 4004 (DWS / ADWS); rot: ausgeschliffener Kerbfugengrund

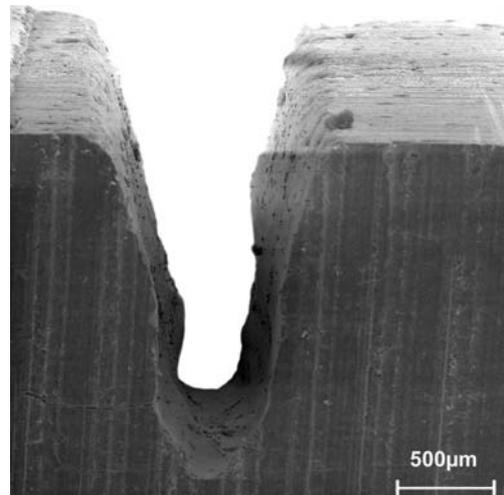


Abbildung 40: v-förmiges Schnittprofil eines ADWS-Kerbschnittes in Knochen; leicht ausgeschliffener Kerbgrund (elektronenmikroskopische Aufnahme)

8.2 Kerbtiefen

Beide im Falle der Revision zementierter, femoraler Prothesenkomponenten zu berücksichtigenden Materialien sind sowohl durch einen DWS als auch durch einen ADWS in Kombination mit einem biokompatiblen Abrasivstoff schneidbar. Die Kerbtiefen bzw. die Materialabträge an Technovit® 4004 und CMWTM-3 waren mit beiden Strahltechniken signifikant größer als in Rinder- und Humanknochen.

Der Vorteil des ADWS gegenüber dem DWS als ein zukünftiges Werkzeug zur Knochenzemententfernung ist der deutlich effektivere Materialabtrag auf einem niedrigeren Druckniveau, wodurch sich die Operationszeit, das Verletzungsrisiko für Anwender und umliegendes Gewebe sowie der technische Aufwand zur Druckerzeugung verringern.

Der Vorteil des DWS gegenüber dem ADWS ist der um die Abrasivstoffzufuhr reduzierte technische Aufwand sowie die Möglichkeit eines makroskopisch nahezu selektiven Abtrags von Knochenzementen. In den Parameterstudien ließen sich zwar Rinderknochen und Technovit® 4004 ab 400 bar kerben, jedoch waren die Kerbtiefen in Knochen signifikant kleiner ($0,13 \pm 0,20$ mm versus $1,20 \pm 1,22$ mm; Kapitel 5.1.2, Abbildung 12, S. 22). In den abschließenden Versuchen wurde CMW™-3 selektiv auf den Druckstufen 300 bar und 400 bar gekerbt, während in Humanknochen erst ab 500 bar makroskopisch sichtbarer Materialabtrag erzielt wurde (Kapitel 7.1.1, Abbildung 18, S. 41).

Der direkte Vergleich zwischen den Parameterstudien und den abschließenden Versuchen an Humanknochen und Knochenzement hinsichtlich des für einen Kerbschnitt im jeweiligen Material mindestens erforderlichen Druckes ist nicht zulässig. In den Parameterstudien wurde ein im Vergleich zu den abschließenden Versuchen unterschiedlicher Wasserdüsendurchmesser mit einer sich daraus ergebenden anderen druckspezifischen Leistungsdichte verwendet (Diskussion dieses Problems in Kapitel 8.4.2, S. 71). Der zulässige Vergleich der Kerbtiefen unter identischen Versuchsbedingungen, zwischen Technovit® 4004 und Rinderknochen einerseits und zwischen Humanknochen und CMW™-3 andererseits, zeigt, dass Humanknochen im Gegensatz zu Rinderknochen trotz seiner im Vergleich zu diesem niedrigeren mechanischen Belastbarkeit (Kapitel 11.2, Tabelle 1, S. 82) erst auf einer um 200 bar höheren Druckstufe als CMW™-3 gekerbt wurde. In den Parameterstudien wurden in Rinderknochen und Technovit® 4004 jedoch schon auf gleichem Druckniveau Kerbschnitte erzeugt, wenngleich die Kerbtiefen in Rinderknochen signifikant kleiner waren. Einerseits lassen sich diese eigentlich widersprüchlichen Ergebnisse darauf zurückführen, dass in den Kerbversuchen an Humanknochen unbearbeitete und damit intakte subperiosteale Knochenoberflächen, an Rinderknochen jedoch plan geschliffene Flächen bestrahlt wurden. An diesen bearbeiteten Rinderknochenflächen wurden die umschließenden, außen gelegenen Generallamellen (Kapitel 8.1.1, Abbildung 32, S. 56) teilweise entfernt und Teile des Kanalsystems (HAVERSSche und VOLKMANNsche Kanäle) sowie Interfaces zwischen einzelnen Osteonlamellen freigelegt. Es ist denkbar, dass dadurch das Druckwasser verstärkt in das Materialinnere eindringen, den Osteonverbund auflockern und letztendlich im Zusammenspiel mit den generierten Spannungen kerben konnte. Dieser Effekt der Druckverstärkung durch den in Kapillarsysteme eindringenden DWS wurde schon in der technischen Anwendung von Evers et al. an permeablen Baustoffen beschrieben^{14;15}. Andererseits versagt höchstwahrscheinlich CMW™-3 mit einer gegenüber Technovit® 4004 geringfügig geringeren mechanischen Belastbarkeit, bedingt durch die Zusätze Kontrastmittel, Konservierungs- und Farbstoff, unter dem

auffretenden DWS etwas frher (Kapitel 11.1, Tabelle 13, S. 81). Beide Effekte fhren zu dem beobachteten Bereich selektiven Kerbschneidens an CMWTM-3 auf den Druckstufen 300 und 400 bar (Abbildung 41).

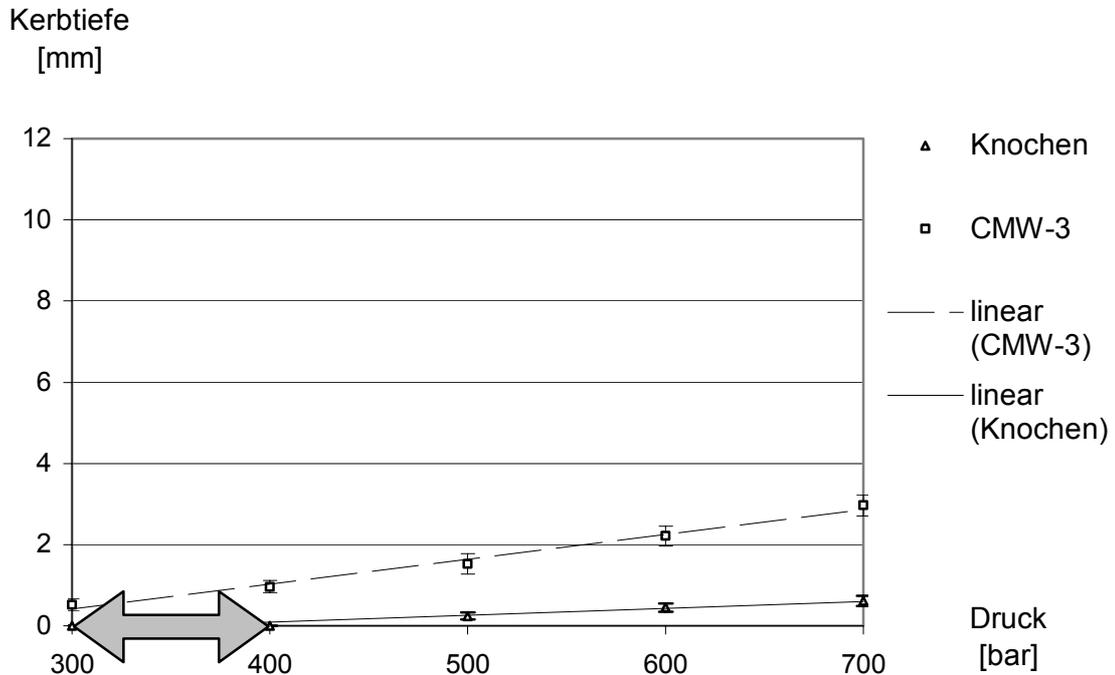


Abbildung 41: Kerbtiefen in humanem Knochen und CMWTM-3 mit DWS bei $\gamma = 90^\circ$
Pfeil: selektiver Bereich

Der diesem Bereich nahezu selektiven Materialabtrags zugrunde liegende Wasserstrahl-Werkstck-Winkel γ von 90° ist jedoch ein Versuchsparameter, der in zukünftigen Revisionsoperationen intraoperativ nie erreicht werden könnte. Der DWS bzw. ADWS würde bei zukünftigen Revisionsoperationen von proximal parallel zum Prothesenstiel und damit auch parallel zur Diaphysenachse gegen den dünnen Knochenzementmantel gerichtet und unter Abtragung des Materials in den entstehenden Spalt zwischen Knochen und Prothesenstiel vorgeführt. Das senkrechte Auftreffen auf die endosteale Knochenoberfläche ist somit unmöglich, und der Kontakt zwischen DWS bzw. ADWS und Knochen findet unter spitzen Wasserstrahl-Werkstck-Winkeln weit unter 90° statt.

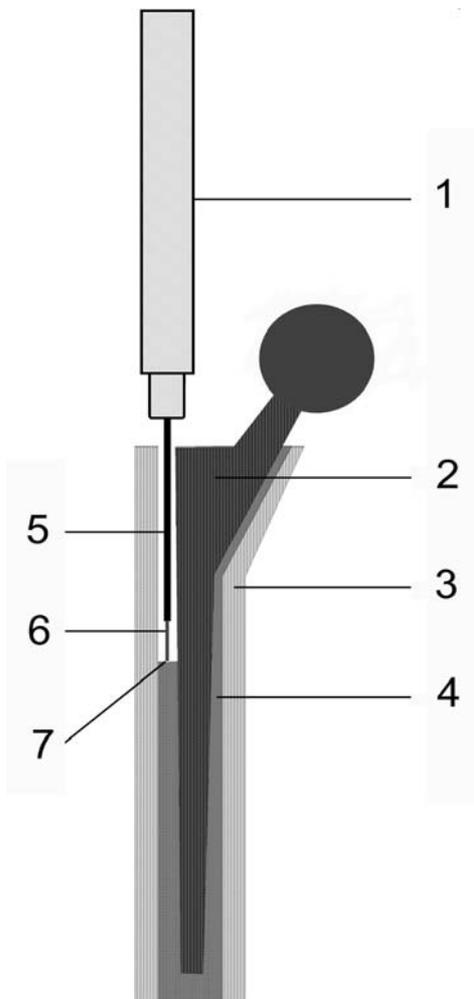


Abbildung 42: intraop. Gegebenheiten

- 1 = Applikator & 2 = Prothese
- 3 = knöchernes Implantatlager
- 4 = Knochenzementmantel
- 5 = Kanüle mit integrierter Düse
- 6 = DWS & 7 = Abtragfront

Diese Überlegung führte zur Durchführung von Kerbversuchen an Knochen mit $\gamma = 25^\circ$ bei im Vergleich zu den Versuchen unter senkrecht auftreffendem DWS bzw. ADWS sonst identischen Parametern. Ein γ von 25° bedeutet eine Annäherung an die intraoperativen Gegebenheiten, wobei selbst dieser Winkel im schmalen, vormals knochen­zement­gefüllten Spalt zwischen Knochen und Prothese nicht zu erreichen wäre (Abbildung 42). Die abschließenden Versuche an Humanknochen und CMWTM-3 zeigten, dass die Druckstufen des selektiven Materialabtrages bei $\gamma = 90^\circ$, 300 und 400 bar, um die Druckstufe 500 bar erweitert wurden, wenn sich dieser Winkel γ auf 25° verringerte (Abbildung 43). Die Kerbtiefen waren bei diesem Winkel signifikant kleiner als bei einem senkrecht auftreffenden DWS, und der Kerbtiefenquotient von Knochenzement (DWS, 90°) zu Knochen (DWS, $\gamma = 25^\circ$) nahm bei 700 bar um fast das *dreifache* von 4,9 auf 13,5 zu. Mit diesen Parametern war auch in Rinderknochen und Technovit[®] 4004 selektives Kerbschneiden möglich.

Der Bereich selektiven Materialabtrages unter Verwendung eines DWS wäre bei zukünftigen Revisionsoperationen vorteilhaft, weil dadurch das knöchernen Implantatlager für die nachfolgende Prothese nicht angegriffen würde.

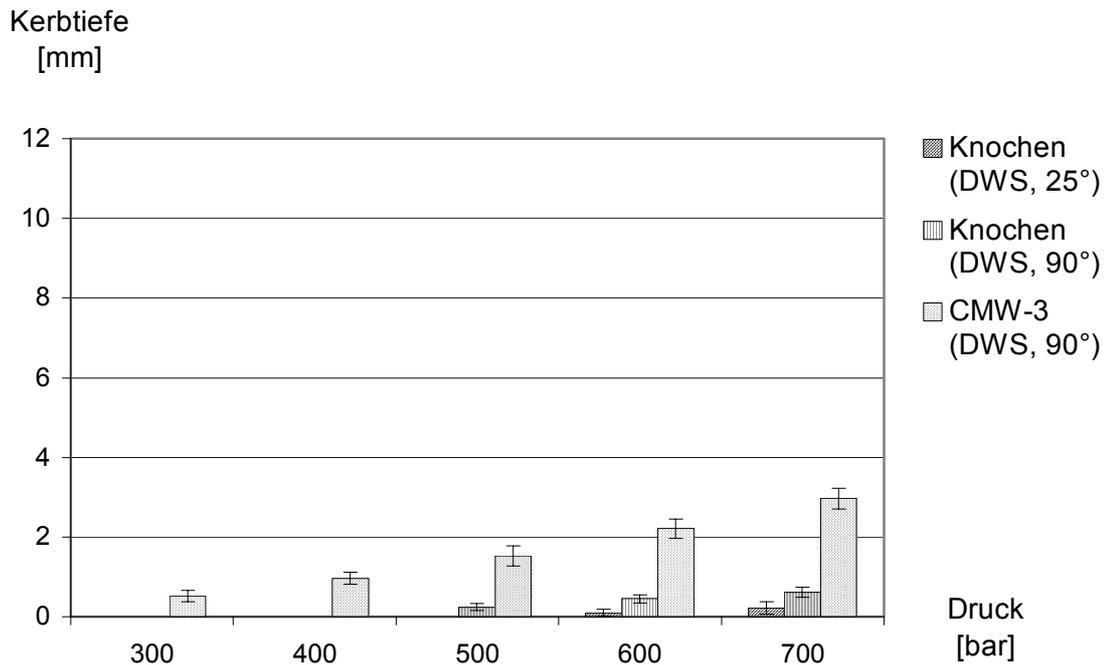


Abbildung 43: Kerbtiefen mit DWS in CMW-3 ($\gamma = 90^\circ$) und Knochen ($\gamma = 90^\circ$ und 25°)

Bei Verwendung des ADWS in Kombination mit einem biokompatiblen Abrasivstoff besteht aufgrund des im Vergleich zum DWS unterschiedlichen und bereits diskutierten Materialabtragsprozesses kein Bereich selektiven Kerbens. Wird der ADWS gegen Knochen gerichtet, wird *immer* etwas von diesem abgetragen, unabhängig von der Höhe des applizierten Druckes. In Analogie zum DWS nimmt die Kerbtiefe bei einem γ von 25° signifikant ab, und das Kerbtiefenverhältnis von CMWTM-3 zu Knochen nimmt bei 700 bar um mehr als das *sechsfache* von 2,9 auf 18,3 zu (Abbildung 44).

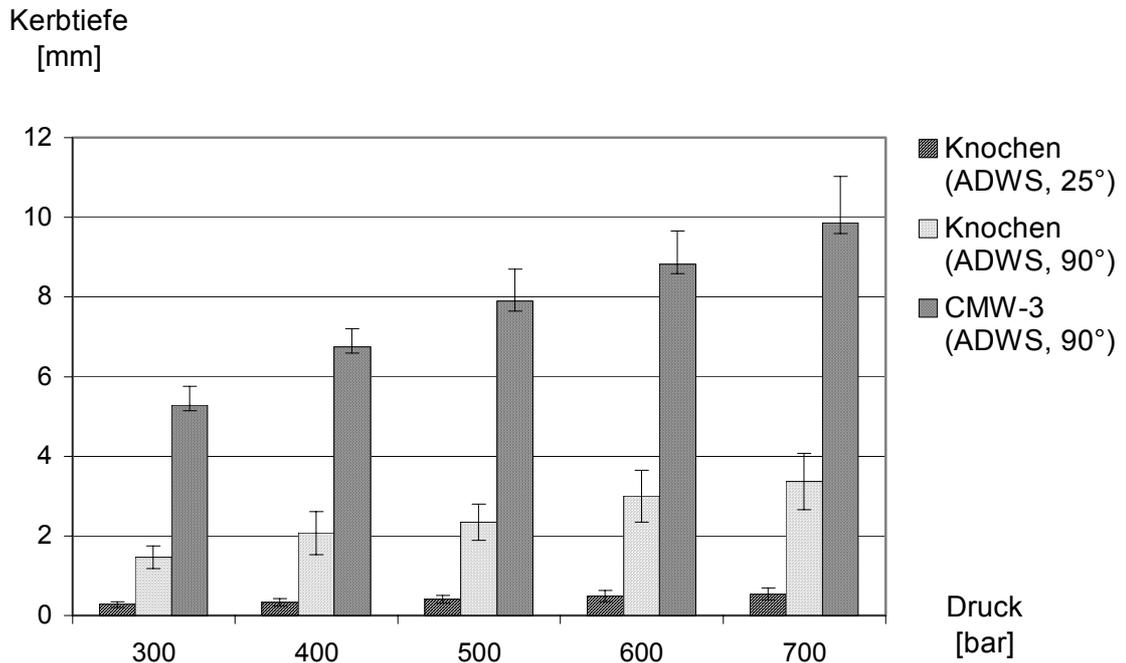


Abbildung 44: Kerbtiefen mit ADWS in CMW-3 ($\gamma = 90^\circ$) und Knochen ($\gamma = 90^\circ$ und 25°)

Die größeren Standardabweichungen der Kerbtiefen in den Knochengruppen, vor allem bei 400 bar an Rinderknochen ($0,13 \pm 0,19$ mm, Tabelle 2, S. 22), lassen sich auf die größere Inhomogenität von Compacta, durch inter- und intraindividuelle Unterschiede in Hinsicht auf Faktoren wie Porosität, Dichte, Mineralisation, und Alter zurückführen^{4;51;53;56;78}.

8.3 Biokompatible Abrasivstoffe

Die durchgeführten Überlegungen zu Eignung (Kapitel 5.2, S. 24) und Wirkung (Kapitel 8.1.2, S. 59) der in Frage kommenden, als biokompatible Abrasivstoffe nutzbaren Substanzen (Disaccharide, Zuckeralkohole, Aminosäuren und Salze) sind theoretisch, da diese Substanzen unter dieser speziellen Fragestellung bisher nicht Forschungsgegenstand in Medizin oder Technik waren. So liegen weder Untersuchungen hinsichtlich Leistung und Materialabtragsmechanismen biokompatibler Substanzen im Vergleich zu industriellen Abrasivstoffen vor, noch sind deren Auswirkungen bei lokalem Kontakt mit vitalem Knochen bzw. dem umliegenden Gewebe bekannt. Die Materialabtragsmechanismen wurden bereits in Kapitel 8.1.2 (S. 59) diskutiert, jedoch muss nochmals darauf hingewiesen werden, dass diese nicht direkt untersucht werden können, sondern darauf nur indirekt durch Analyse der am Material ersichtlichen Abtragungsspuren rückgeschlossen werden kann. In der technischen Literatur findet man daher verschiedene und sich auch teilweise widersprechende Interpretationen dieser Abtragungsspuren, und es ist zu vermuten, dass die aus Versuchen mit technischen Abrasivstoffen gewonnenen Erkenntnisse nur teilweise auf biokompatible Abrasivstoffe übertragbar sind. So wird beispielsweise der Materialabtragsmechanismus bei Verwendung biokompatibler Abrasivstoffe wahrscheinlich dadurch beeinflusst, dass Kantenanlöseeffekte am einzelnen Abrasivstoffpartikel durch das Beschleunigungsmedium Wasser stattfinden, auch wenn die Zeitdauer der Passage des in Wasser gelösten Abrasivstoffes äußerst kurz ist. Diese Kantenanlösung führt wahrscheinlich zu einer Abstumpfung der Schneidkanten des einzelnen Abrasivkornes und damit zu einer verringerten Materialabtragsleistung. Dieses wird jedoch vermutlich durch die Zerkleinerung der Abrasivkörner in der Mischkammer und im Fokus teilweise relativiert, weil hier wieder neue scharfkantige Partikel generiert werden. Auch ist die Härte biokompatibler Abrasivstoffe erheblich geringer, so dass im Vergleich zu industriellen Abrasivstoffen (siehe Kapitel 4.2.1, S. 13) ein noch größerer Anteil der Partikel bereits während der Mischkammer- und Fokuspassage sowie auf der Werkstoffoberfläche zerkleinert wird^{10;11;108}. Trotz dieser Nachteile wasserlöslicher, biokompatibler Abrasivstoffe sind die erzielten Kerbtiefen im Vergleich zu Kerbschnitten mit einem DWS signifikant größer (Kapitel 8.2, S. 63).

Nach dem Materialabtrag verbleiben Abrasivpartikel im Operationssitus. Diese Menge wird zwar im Beschleunigungsmedium Wasser und in Spüllösung aufgelöst und abgesaugt, jedoch sind die Effekte dieser Substanzen auf lebende Zellen bei in

unmittelbarer Umgebung der einzelnen Abrasivpartikel kurzzeitig hohen, die physiologische Osmolarität überschreitenden Konzentrationen zu untersuchen, auch wenn die eigentliche Verweildauer der einzelnen Abrasivpartikel bis zur vollständigen Auflösung kurz und eine Schädigung nicht anzunehmen ist. Eine Einschwemmung in den Blutkreislauf ist dagegen zumindest bei Disacchariden, Zuckeralkoholen und Kochsalz wahrscheinlich unbedenklich, da die Abrasivstoffmenge so bemessen ist, dass die physiologische Osmolarität nach vollständiger Auflösung im Beschleunigungsmedium Wasser nicht überschritten und zusätzlich verdünnende Spülflüssigkeit eingebracht würde. Wie in Kapitel 5.2 (S. 24) dargelegt, liegen Studien zu Auswirkungen parenteraler Zufuhr von Disacchariden und Zuckeralkoholen vor (Kapitel 5.2.1, S. 26) bzw. finden diese Substanzen teilweise als Osmodiuretikum in hyperosmolarer Lösung Verwendung⁷⁷. Aminosäuren sind dabei gesondert zu betrachten. Die Belastung bei einer intraoperativen Verwendung eines ADWS ist zwar nur kurz, aber im ungünstigsten Fall kommt es innerhalb weniger Minuten zu einer massiven Einschwemmung von Aminosäuren in den Blutkreislauf mit daraus resultierenden Plasmakonzentrationen, die erheblich über denen der gebräuchlichen Infusionslösungen liegen könnten. Langzeitschäden infolge permanent erhöhter Konzentrationen wie z.B. aufgrund bestimmter Enzymdefekte (Histidinämie bei Mangel oder zu geringer Aktivität der Histidase mit daraus resultierender eingeschränkter geistiger Entwicklung, Ketoacidurie durch Enzymdefekte im Abbauweg der Aminosäuren Valin, Leucin und Isoleucin mit daraus resultierenden Schäden am ZNS) sind zwar wegen des äußerst kurzen Applikationszeitraumes sowie eines Applikationszeitpunktes außerhalb der ZNS-Entwicklung nicht zu erwarten, die Auswirkungen einer kurzzeitigen Überdosierung sollten aber bei einem Einsatz von Aminosäuren untersucht werden.

8.4 Material & Methode

8.4.1 Material

Die Zulässigkeit des Ersatzes von humanem Knochen und CMWTM-3 durch Rinderknochen und Technovit[®] 4004 in den Parameterstudien wird mit den im Anhang (S. 81) genannten Daten belegt. Auch wenn die mechanischen Kennwerte nicht identisch sind, sind die Unterschiede jedoch als so gering anzusehen, dass der in der Wissenschaft geläufigen Praxis Folge geleistet wurde, wertvolles humanes Knochenmaterial durch Rinderknochen zu ersetzen. Die Unterschiede zwischen Technovit[®] 4004 und CMWTM-3 sind ebenfalls im Anhang (S. 81) aufgelistet und als gering anzusehen. Die verwendeten biokompatiblen Abrasivstoffe wurden bereits in Kapitel 8.3 (S. 69) diskutiert.

8.4.2 Methode

Die verwendeten Abrasivstoffmassenströme, 1 g/s in den Parameterstudien und 0,5 g/s in den abschließenden Versuchen, stellen nicht die sich aus Kapitel 5.2 (S. 24) unter Berücksichtigung einer sich nach dem Auflösungsprozess einstellenden physiologischen Osmolarität ergebenden maximal möglichen Abrasivstoffmassenströme dar. Ursache waren die bei höheren Abrasivstoffmassenströmen in niedrigeren Druckbereichen häufig auftretenden Düsenverstopfungen, die eine Reduktion der Massenströme nötig machten, bis auch bei niedrigen Drücken ein zuverlässiger Abrasivstofftransport gewährleistet wurde. Die Reduktion des Abrasivstoffmassenstroms von 1 g/s in den Parameterstudien auf 0,5 g/s in den abschließenden Versuchen begründet sich auf der noch zu diskutierenden Reduktion des Düsendurchmessers von 0,3 mm auf 0,2 mm und der dadurch geringeren transportierten Wassermenge, woran natürlich auch der Abrasivstoffmassenstrom angeglichen werden musste.

Die Frage, warum in unserem Projekt schon bei deutlich niedrigeren als den in der Technik gebräuchlichen Abrasivstoffmassenströmen Düsenverstopfungen auftraten, wird durch die deutlich geringere Dichte von biokompatiblen gegenüber technischen Abrasivstoffen beantwortet. Wird ein biokompatibler Abrasivstoff mit einem Massenstrom von 1 g/s zugesetzt, wird dem Strahl aufgrund der geringeren Dichte ein größeres Abrasivstoffvolumen als bei einem schwereren technischen Abrasivstoff zugemischt. In Zukunft sollte daher neben dem Abrasivstoffmassenstrom auch der Abrasivstoffvolumenstrom Berücksichtigung finden. Die geringere Dichte hat auch einen

pro Partikel kleineren auf das Material übertragenen Impuls zur Folge, jedoch sind die Impulsträger bei gleichem Massenstrom gegenüber technischen Abrasiven in deutlich größerer Anzahl vorhanden, was den verringerten Einzelimpuls zumindest teilweise kompensieren könnte.

In diesem Projekt wurden die Versuche mit zwei verschiedenen Massenströmen und einem Abrasivstoff in einer Körnung durchgeführt, da zunächst nicht die Parameteroptimierung, sondern die generelle Machbarkeit im Vordergrund stand. In Zukunft sollten deshalb Parameterstudien durchgeführt werden, in denen die biokompatiblen Abrasivstoffe untereinander sowie mit technischen Abrasiven an geeigneten Referenzmaterialien (z.B. Plexiglas) hinsichtlich ihrer Schnittleistung und -qualität systematisch untersucht und die für einen maximalen Materialabtrag optimalen Parameter (Abrasivstoffmassenstrom, Korngröße, etc.) ermittelt werden.

Die in den Parameterstudien an Rinderknochen und Technovit® 4004 sowie den abschließenden Versuchen an Humanknochen und CMW-3™ erzielten Kerbtiefen lassen sich nicht direkt vergleichen. Ursache ist der unterschiedliche Wasserdüsendurchmesser, der bei den Parameterstudien 0,3 mm und bei den abschließenden Versuchen nur 0,2 mm betrug. Dadurch vermindert sich gemäß Gleichung 3 (S. 11) die Strahlleistung und dadurch die in die Probenoberfläche eingebrachte Energie. Ursache dieser Querschnittsreduktion war der Wunsch nach einer Verringerung der Menge eingebrachten Wassers und Abrasivstoffes. Dadurch wird neben einer Verringerung steril bereitzustellender Verbrauchsmaterialien die potentiell maximal in den Organismus eingeschwemmte Abrasivstoffmenge reduziert.

Das Studiendesign der abschließenden Versuche an Humanknochen und CMW™-3 wurde gegenüber den Parameterstudien noch in einigen in Kapitel 5.3.3 auf S. 35 aufgeführten Punkten verbessert. Weil im Gegensatz zu den Parameterstudien die genuine Knochenoberfläche bestrahlt wurde, konnte der Düsen-Probestück-Abstand über die Länge eines Kerbschnittes nur mit einer Genauigkeit von schätzungsweise ± 2 mm in Abhängigkeit von der jeweiligen Krümmung des Knochenprobestücks eingehalten werden. Diese geringe Abweichung kann jedoch vernachlässigt werden, da beim DWS die Kernstrahlzone erst ab ca. 14 mm verlassen wird (Kapitel 4.1.1, S. 12) und auch beim WAIS innerhalb dieser Grenzen keine drastische Abnahme der Kerbtiefe resultiert⁴¹.

8.5 Problemlösung?

Die in Kapitel 3 (S. 9) aus dem dargestellten Problem entwickelte Zielsetzung wurde durch dieses Projekt teilweise erfüllt. Es wurde gezeigt, dass mit einem DWS oder ADWS sowohl Knochen als auch harte Biomaterialien wie Knochenzemente effektiv, präzise und weitgehend athermisch bearbeitet werden können. Wie ein Probeschnitt an einer „Modellprothese“, bestehend aus einem mit Technovit® 4004 in eine Schweinediaphyse einzementierten Stahlstab, zeigte, ist die Idee, den Knochenzement zwischen Prothese und knöchernem Lager „wegzuschneiden“, prinzipiell umsetzbar (Abbildung 45).

Mit dem DWS war unter der Berücksichtigung der bei Revisionsoperationen maximal möglichen Auftreffwinkel im Druckbereich von 300 bis 500 bar sogar *selektives* Schneiden von Technovit® 4004 bzw. CMW™-3 möglich.



Abbildung 45: Kreisschnitt an Modellprothese (500 bar WAIS, Abrasivstoff Laktose, 10 mm/min) mit einer Kerbtiefe von ca. 10 mm, die durch das Absetzen des rechten Knochenringes dargestellt wurde (weißer Pfeil: Strahlrichtung; grauer Pfeil: Vorschub)

Bedingt durch die geringen Reaktionskräfte ist eine Handführung möglich. Das Werkzeug sollte jedoch wegen der größeren Präzision durch einen Roboter geführt werden, der den Schneidstrahl tangential an der Prothese entlang in die Tiefe dirigieren könnte. Dadurch wäre Knochenverlust bei einer ADWS-Anwendung nur noch durch sekundären Materialabtrag möglich.

Bis der Wasserstrahl als Werkzeug zur Knochenzemententfernung beim Prothesenwechsel zur Anwendung kommt, sind jedoch noch weitere offene Fragen zu beantworten:

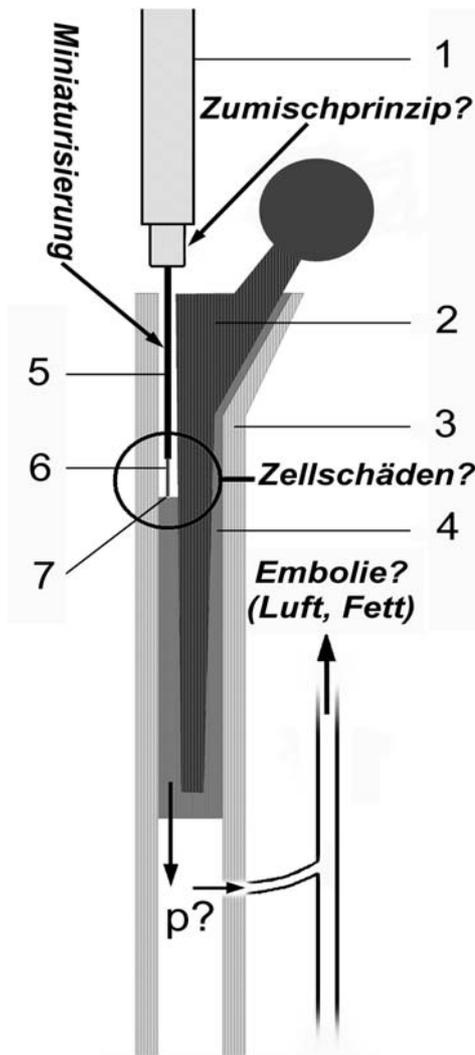


Abbildung 46: Probleme einer in vivo DWS- bzw. WAIS-Anwendung

- 1: Applikator
- 2: Prothese
- 3: Knöchernes Implantatlager
- 4: Knochenzementmantel
- 5: Kanüle-Düse-Einheit
- 6: Druckwasserstrahl
- 7: Abtragfront

Die Auswirkungen einer DWS- oder ADWS-Anwendung auf einen lebenden Organismus müssen untersucht werden (Abbildung 46). So muss untersucht werden, inwieweit sich der Druck im Markraum erhöht, wenn der Wasserstrahl bei entsprechender Tiefe im Interface in diesen von proximal „durchschießt“, was z.B. Fettembolien zur Folge haben könnte. Direkt daran anknüpfend ist auch von Interesse, ob Luft, die bei der von uns verwendeten WAIS-Technik immerhin einen Strahlteil von über 95% aufweist, in das venöse System embolisiert wird. Um dieses Risiko auszuschließen, könnte man auch die Anwendung der in Kapitel 4.2.2.2 (S. 17) skizzierten, luftfreien WASS-Technik erwägen. Bei diesem Zumischprinzip wird der Abrasivstoff primärseitig im Hochdruckbereich zugemischt und durch *eine* Düse gepresst. Fraglich ist, ob diese Technik z.B. auch mit einer gesättigten Lösung biokompatibler, *wasserlöslicher* Abrasivstoffe verwendbar ist. Unabhängig davon, ob sich der DWS oder der ADWS durchsetzt, muss die Düseneinheit so weit miniaturisiert werden, dass diese in den durch die Entfernung des Knochenzementes entstehenden Spalt zwischen Prothese und Knochen zur Abtragung tieferen Materials vorgeschoben werden kann.

Während eine Miniaturisierung in der industriellen Anwendung wegen des Unterschreitens bestimmter Mindestmaterialstärken schnell an Grenzen gelangt, ist diese für medizinische Aufgaben leichter möglich, weil das Druckniveau niedriger und die biokompatiblen Abrasivstoffe weicher sind, wodurch sich die Belastung der Materialien stark verringert. Denkbar ist sogar die Verwendung gekrümmter, an die Prothesengeometrie angepasster Foki (Abbildung 47).



Abbildung 47: gekrümmter Fokus zum optimalen Strahlen und Abtragen an der Prothese entlang

Weiterer Entwicklungsbedarf besteht bei der Technik zur sterilen Bereitstellung von Druckwasser und Abrasivstoffen sowie beim Werkzeugdesign selbst, damit einfache Handhabung und Sterilisation gewährleistet sind. In Hinblick auf das Verletzungsrisiko wurde nachgewiesen, dass die gefährliche „kritische Strahllänge“ bei den von uns verwendeten kleinen Düsendurchmessern unabhängig vom Druck ist¹⁰³. Der für einen effektiven Materialabtrag höhere Druckniveaus benötigende DWS ist daher nicht gefährlicher als ein ADWS einzustufen. Die kritische Strahllänge könnte für die medizinische Anwendung durch eine entsprechende Optimierung der Düsengeometrie noch verkürzt werden⁹⁴. Dennoch stellt diese kritische Strahllänge ein noch zu erforschendes Problem dar, da diese trotz aller Optimierungen ein gewisses Mindestmaß nicht unterschreiten wird. Innerhalb dieser kritischen Strahllänge kann die Schnitt- bzw. Kerbtiefe nicht so genau wie bei den klassischen Werkzeugen kontrolliert werden, und das Verletzungsrisiko umliegender Strukturen muss untersucht werden.

8.6 Ausblick

8.6.1 Revision zementfreier femoraler Prothesenkomponenten

Ein wichtiger Schwerpunkt für weitere Untersuchungen wäre, ob die Wasserstrahltechnik auch zum „Herausschneiden“ zementfrei implantierter femoraler Prothesenkomponenten geeignet ist. Wie in vorliegender Studie dargelegt, würde bei zukünftigen Revisionen zementierter femoraler Komponenten das knöcherne Implantatlager weitgehend geschont. Beim Einsatz des effektiven ADWS unter Zusatz eines biokompatiblen Abrasivstoffes kommt es zwar unweigerlich neben der erwünschten Knochenzemententfernung zu einem Knochenabtrag, der aber bei gleichen Strahlparametern um ein Vielfaches geringer ist und durch die Optimierung der Strahlrichtung noch weiter reduziert werden kann. Bei Verwendung des DWS ist sogar die selektive Entfernung von Knochenzement um den Preis der im Vergleich zum ADWS niedrigeren Effizienz möglich.

Bei der Entfernung zementfrei implantierter, femoraler Prothesenkomponenten muss ein dünner Knochenmantel um die Prothese herum entfernt werden, um das Interface zu unterbrechen und die Extraktion zu ermöglichen. Dafür existieren ebenso wenig geeignete Werkzeuge wie für die Extraktion zementierter femoraler Prothesenkomponenten (Kapitel 2, ab S. 3). Um diesen Knochenmantel zu entfernen, sind einerseits zweifellos höhere Drücke als zur Knochenzemententfernung notwendig, wodurch sich die Anforderungen an die Druckerzeugung und die Sicherheit erhöhen. Andererseits zeigten sich in vorliegender Studie unter Verwendung des ADWS in Technovit® 4004 bzw. CMW™-3 starke Auswaschungen im Kerbgrundbereich, die nur eine grobe Abschätzung und Vorhersage der Ausdehnung des abgetragenen Volumens erlauben. In tierischer und menschlicher Compacta sind diese Auswaschungen bei den in dieser Studie applizierten Drücken minimal. Von besonderem Interesse ist jedoch, ob diese Auswaschungen bei der Revision zementfrei implantierter femoraler Implantatkomponenten unter den dabei nötigen höheren Drücken auch noch vernachlässigbar wären. Ein wie in unseren Studien beobachtetes minimales Auftreten von Auswaschungen im Kerbgrundbereich in Knochengewebe ist die Voraussetzung dafür, dass nur so viel Knochenvolumen wie notwendig bzw. in kontrollierbarem Maße abgetragen würde.

8.6.2 Prothesenimplantation

Eine weitere Anwendung der Wasserstrahltechnik wäre die Erstellung von Flächen zur Prothesenimplantation, z.B. ebene Flächen bei einer Knie-Totalendoprothese. Wie in probatorischen Schnitten an Spongiosa gezeigt wurde, sind Trennschnitte in diesem Knochengewebe mit einer Porosität von über 90% leicht durchführbar (Abbildung 48). Weitere systematische Versuche sollten erfolgen, um das DWS- und ADWS-Schneiden auch an diesem Material zu erforschen.

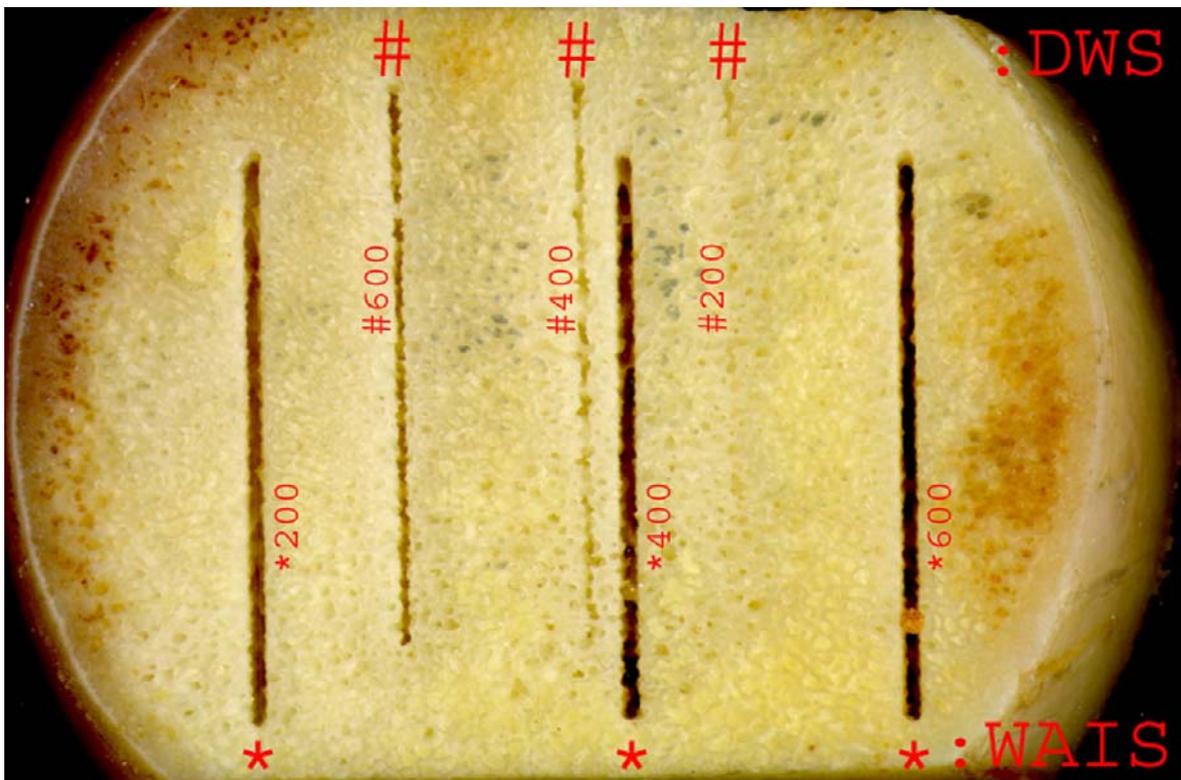


Abbildung 48: Kerb- und Trennschnitte bei 200, 400 und 600 bar in Rinderspongiosa mit DWS und ADWS (WAIS)

9 Zusammenfassung

Die stetig zunehmende Anzahl an Gelenkersatzoperationen sowie das abnehmende Patientenalter bei der Erstimplantation führt trotz hoher Implantat-Überlebensraten zu einer Zunahme an Revisionsoperationen. So erfolgreich die Primärimplantation derzeit ist, fehlen für die Revisionsoperation jedoch bislang geeignete Werkzeuge zur knochenschonenden Entfernung des alten Implantates.

Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung der industriell etablierten Druckwasserstrahltechnik zur Bearbeitung von Biomaterialien wie Knochen und Knochenzement, was in Hinblick auf Revisionsoperationen zementierter Hüftendoprothesen diskutiert wurde. Zunächst wurden zwei Parameterstudien durchgeführt:

In der ersten Parameterstudie konnten Rinderknochen und ein Knochenzementäquivalent unter einem senkrechten Druckwasserstrahl ab 400 bar gekerbt werden, wobei die Kerbtiefen im Knochenzementäquivalent signifikant größer waren ($p < 0,05$). Unter 400 bar konnte selektiv Knochenzementäquivalent abgetragen werden.

In der zweiten Parameterstudie an gleichen Materialien führte die Zumischung eines biokompatiblen, wasserlöslichen Abrasivstoffes zum Druckwasserstrahl bei gleichen Drücken zu signifikant größeren Kerbtiefen ($p < 0,05$) bzw. *vergleichbaren Materialabtragsraten auf einem deutlich niedrigeren Druckniveau*. Selektiver Abtrag war nicht mehr möglich, die absolute Kerbtiefendifferenz zwischen Rinderknochen und Knochenzementäquivalent nahm im Vergleich zum Druckwasserstrahl jedoch noch zu ($p < 0,05$).

In beiden Parameterstudien bestand keine signifikante Kerbtiefendifferenz zwischen parallel und orthogonal zur Osteonorientierung (Diaphysenachse) durchgeführten Kerbschnitten. Die Schnittqualität war unter dem reinen Druckwasserstrahl deutlich schlechter als mit Abrasivstoffzugabe. Im Knochenzementäquivalent wesentlich ausgeprägter als in Rinderknochen, waren die mit dem reinen Druckwasserstrahl erzeugten Kerbfugen rau und umgeben von Fragmentausbrüchen und Rissen. Unter Abrasivstoffzusatz waren die Kerbfugen in beiden Materialien glatt und scharf begrenzt und zeigten keine Bruchbildung.

Bei Berücksichtigung intraoperativer Bedingungen sind zwischen Wasserstrahl und Knochenoberfläche nur Winkel deutlich unter 90° möglich, und bei 25° waren die Kerbtiefen in Rinderknochen ohne und mit Abrasivstoffzugabe signifikant kleiner als unter senkrecht auftreffendem Strahl ($p < 0,05$).

Zusammenfassung

Die in den Parameterstudien erzielten Ergebnisse wurden unter Verbesserung des Studiendesigns an Proben aus humanem Knochen und Knochenzement verifiziert. Die Versuche zeigten, dass effektiver Materialabtrag an beiden Materialien bei realistischen Drücken nur mit dem Abrasivdruckwasserstrahl möglich ist, wobei Knochenzement nahezu dreifach tiefer gekerbt bzw. abgetragen wird als Knochen. Unter Berücksichtigung der intraoperativen Bedingungen (s.o.) wird in Knochenzement sogar 18-fach tiefer gekerbt, so dass in Hinblick auf Revisionsoperationen die Entfernung einer Prothese durch Knochenzemententfernung möglich erscheint, ohne dabei viel Knochenmaterial abzutragen.

10 Danksagung

Für die Ermöglichung und Unterstützung dieses Projektes bedanke ich mich herzlich bei:

Herrn Prof. Dr. med. E. Hille, Chefarzt Orthopädie & Unfallchirurgie, AK Eilbek, Hamburg

Herrn Dr. med. M. Honl, ltd. Oberarzt Orthopädie & Unfallchirurgie, AK Eilbek, Hamburg

Herrn Prof. Dr.-Ing. H. Louis, Leiter Wasserstrahllabor Hannover, Universität Hannover

Herrn Prof. Dr.-Ing. M. M. Morlock, Leiter Abteilung Biomechanik, TU Hamburg-Harburg

Frau Dipl.-Ing. A. Bluhm, Abteilung Biomechanik, TU Hamburg-Harburg

Herrn Dr. med. V. Carrero, Assistenzarzt Orthopädische Abteilung, Charité, Berlin

Herrn Dr. C. Gauck, Assistenzarzt Orthopädie & Unfallchirurgie, AK Eilbek, Hamburg

Herrn Dr. med. O. Dierk, Assistenzarzt Orthopädie & Unfallchirurgie, AK Eilbek, Hamburg

Herrn Dr.-Ing. K. Schwieger, Abteilung Biomechanik, TU Hamburg-Harburg

Herrn S. Dries, Orthopädie & Unfallchirurgie, AK Eilbek, Hamburg

Herrn Dipl.-Ing. G. Tebbing, Wasserstrahllabor Hannover, Universität Hannover

Herrn Dipl.-Ing. F. Pude, Wasserstrahllabor Hannover, Universität Hannover

Herrn B. Schumacher, Wasserstrahllabor Hannover, Universität Hannover

Herrn W. Melchiors, Wasserstrahllabor Hannover, Universität Hannover

Herrn Dr. Dr. K.-D. Stahmer, leitender Apotheker, AK Barmbek, Hamburg

Herrn Prof. Dr. J. B. Mielck, Institut für Pharmazie, Universität Hamburg

Herrn Prof. Dr. med. W.-W. Höpker, Chefarzt Pathologische Abteilung, AK Barmbek, Hamburg

Frau Nowazek, Danone, München

Betriebsabteilung des AK Barmbek für die großzügige Bereitstellung von Druckluft

Firma DePuy für die Unterstützung des Projektes (Pumpe, Knochenzement)

Firma Linde AG für die Bereitstellung einer Hochdruckarmatur

Firma Danone für die Bereitstellung des Hauptabrasivmittels

Weiterhin danke ich meiner Familie und meinen Freunden für ihre Zeit, tatkräftige Unterstützung und ihr Verständnis auf dem Weg zu dieser Arbeit.

11 Anhang

11.1 Technovit® 4004 und CMW™-3 im Vergleich

	Technovit® 4004	CMW™-3
Substanz^e	Pulver [%]	
PMMA		
BaSO ₄		
BPO		
	Flüssigkeit [%]	
MMA	>90	98.07
<i>N,N</i> -DMPT	0-5	0.99
Ethanol	-	0.92
Ascorbinsäure	-	0.02
Hydrochinon	-	15-20ppm
Phosphorsäure-Tri-Isopropylester	0-5	-
E-Modul (Druck) [MPa]	2100-2300	2600-2800
Druckbelastbarkeit [MPa]	100-120	81.4-104

Tabelle 13: chemische & mechanische Eigenschaften von Technovit® 4004 & CMW™-3 (Herstellerangaben)

^e BPO: Benzoylperoxid; DMPT: Dimethyl-*p*-Toluidin; MMA: Methylmethacrylat; PMMA: Polymethylmethacrylat

11.2 Human- und Rinderknochen im Vergleich

E-Modul [GPa]:

Material	Zug		Druck	
	longitudinal	transversal	longitudinal	transversal
humaner Knochen	17,9 ± 0,9	10,1 ± 2,4	18,2 ± 0,9	11,7 ± 1,0
Rinderknochen	23,1 ± 3,2	10,4 ± 1,6	22,3 ± 4,6	10,1 ± 1,8

Tabelle 14: E-Module femoraler Compacta (Haversscher Knochen) von Mensch und Rind nach Reilly et al ⁷⁵

Maximale Belastbarkeit [MPa]:

Material	Zug		Druck	
	longitudinal	transversal	longitudinal	transversal
humaner Knochen	105 ± 16	53 ± 11	135 ± 17	131 ± 21
Rinderknochen	150 ± 11	49 ± 7	172 ± 3	146 ± 32

Tabelle 15: Maximale Belastbarkeiten femoraler Compacta (Haversscher Knochen) von Mensch und Rind nach Reilly and Burstein ⁷⁴

12 Lebenslauf

Angaben zur Person

Name Reemt-Ole Rentzsch
 Wohnort Rheinstrasse 17
 53179 Bonn
 Geburtsdatum und -ort 30.12.1971 in Bremen

Schulbildung

1978 -1982 Grundschule Grolland, Bremen
 1982 -1989 Ökumenisches Gymnasium, Bremen
 1989 - 1991 Altes Gymnasium, Bremen
 06.1991 Abitur

Zivildienst

10.1991 - 12.1992 Individuelle Schwerstbehindertenbetreuung beim
 Malteser Hilfsdienst, Bremen

Berufsausbildung

10.1993 - 03.1994 Studium der Elektrotechnik an der
 Technischen Universität Braunschweig
 04.1994 - 03.1996 Studium der Humanmedizin an der
 Universität Hamburg: vorklinische Ausbildung
 Physikum
 03.1996 klinische Ausbildung an der Universität Hamburg
 04.1996 - 03.2000 erstes Staatsexamen
 03.1997 zweites Staatsexamen
 03.2000 Praktisches Jahr in Hamburg:
 04.2000 - 03.2001 Innere Medizin, Klinikum Nord,
 04. - 07.2000 Chefarzt Prof. Dr. V. Carstens, Hamburg
 08. - 11.2000 Chirurgie, Allgemeines Krankenhaus Wandsbek,
 Chefarzt Prof. Dr. J. Kußmann, Hamburg
 12.2000 - 03.2001 Orthopädie, Allgemeines Krankenhaus Barmbek,
 Chefarzt Prof. Dr. E. Hille, Hamburg
 06.2001 Drittes Staatsexamen
 12.2001 - 02.2002 AiP in der Praxis für Akupunktur & Naturheil-
 verfahren Dr. med Renate Ostertun, Hamburg
 04.2002 - 07.2003 AiP in der Unfallchirurgischen Abteilung des
 St. Elisabeth-Krankenhauses Neuwied,
 Chefarzt Dr. med. R. Wirbel
 08.2003 - 01.2004 Assistenzarzt in der Abteilung für Chirurgie des
 Ev. Waldkrankenhauses Bad Godesberg,
 Chefarzt Prof. Dr. med. D.-W. Schröder
 ab 02.2004 Assistenzarzt in der Klinik für Unfall-, Wieder-
 herstellungs- und Orthopädische Chirurgie,
 Ev. Stift Sankt Martin, Koblenz,
 Chefarzt Prof. Dr. med. F. Baumgaertel

Famulaturen

07. - 08.1996	Innere Medizin, St. Joseph-Stift, Bremen
08.1997	Kardiologie, Zentralkrankenhaus Links der Weser, Bremen
08.1998	Anästhesie, Unfallkrankenhaus Berlin
09.1998	Orthopädie und Chirurgie, St. Elizabeth-Hospital, Guernsey
06. - 08.1999	Plastische Chirurgie, Tygerberg Hospital, Lehrkrankenhaus der Universität Stellenbosch, Südafrika
09. - 10.1999	Praxisfamulatur bei Dr. A. Schlosser, Praktische Ärztin, Hamburg

Fortbildungen

04.-11.2000	A-Diplom für Akupunktur
11.2000	Kurs der Strukturierten Diabetestherapie für die intensivierte konventionelle Insulintherapie
11.2001	Grund- und Aufbaukursus für die sonographische Untersuchung des Bewegungssystems, AK Barmbek, Hamburg
09.2002	Grund-, Aufbau und Spezialkurs Strahlenschutz, Norddeutsches Seminar für Strahlenschutz, Kiel
11.2002	UpDate2002 – das Sprunggelenk, Neuss
11.2002	Fachkundenachweis Rettungsdienst, MediConsult GmbH, Sylt
02.2003	Gut zu Fuß, Bonner Unfalltage 2003, Bonn
03.2003	AO-Kurs Trauma I, Freiburg

13 Abkürzungsverzeichnis

ADWS	:	Abrasivdruckwasserstrahl, Oberbegriff für die über verschiedene Techniken (WAIS, WASS) erzielte Beimischung von Abrasivstoffen zu einem Druckwasserstrahl (DWS)
DWS	:	reiner Druckwasserstrahl ohne Abrasivstoffzusatz
γ	:	Wasserstrahl-Werkstück-Winkel (Winkel zwischen Wasserstrahl (DWS oder ADWS) und Werkstückoberfläche orthogonal zur Vorschubrichtung)
WAIS	:	Wasserabrasivinjektorstrahl: Abrasivpartikel werden mit dem Transportmedium Luft nach dem Injektorpumpenprinzip angesaugt und in den primären DWS gemischt (hoher Luftanteil des daraus resultierenden ADWS)
WASS	:	Wasserabrasivsuspensionsstrahl: Suspension aus Druckwasser und Abrasivstoff wird primär durch eine Düse gepresst
PMMA	:	Polymethylmethacrylat: chemischer Hauptbestandteil von Plexi-/Acrylglas, Technovit und handelsüblichen Knochenzementen

14 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 und Abbildung 2: Verankerung von Hüfttotalendoprothesen	1
Abbildung 3: Extraktor zur Implantatentfernung	3
Abbildung 4: Knochenzemententfernung bei der Revision der femoralen Hüftprothesenkomponente	5
Abbildung 5: Strahlzonen eines DWS	12
Abbildung 6: Prinzipien zur Erzeugung von Abrasivdruckwasserstrahlen	15
Abbildung 7: WAIS-Kopf	16
Abbildung 8: Vibrationsdosierer mit Abrasivstoff	16
Abbildung 9: Prinzipien zur Erzeugung von Wasserabrasivsuspensionsstrahlen	17
Abbildung 10: Arbeitsbereich einer industriellen DWS-Anlage	20
Abbildung 11: Messuhr mit Nadel und Knochenprobestück	21
Abbildung 12: DWS-Kerbtiefen in Rindercompacta und Technovit® bei $\gamma = 90^\circ$	22
Abbildung 13: DWS-Kerbschnitte in Technovit® & Rinderknochen (1000 bar; $\gamma = 90^\circ$)	23
Abbildung 14: Makroskopischer Vergleich Knochen vs. Technovit® (600 bar; $\gamma = 90^\circ$)	33
Abbildung 15: Kerbtiefen in Rindercompacta und Technovit® mit ADWS bei $\gamma = 90^\circ$	34
Abbildung 16: Versuchsstand in der Seitenansicht	38
Abbildung 17: verwendete WAIS-Düse	40
Abbildung 18: Kerbtiefen in humaner Compacta und CMW TM -3 mit DWS bei $\gamma = 90^\circ$	41
Abbildung 19: Kerbtiefen in humaner Compacta mit DWS bei $\gamma = 90^\circ$ und $\gamma = 25^\circ$	42
Abbildung 20: Kerbtiefen in humaner Compacta und CMW TM -3 mit ADWS bei $\gamma = 90^\circ$	43
Abbildung 21: Kerbtiefen in humaner Compacta mit ADWS bei $\gamma = 25^\circ$ und $\gamma = 90^\circ$	44
Abbildung 22: Kerbschnitte in CMW TM -3 mit DWS	45
Abbildung 23: Kerbschnitte in humaner Compacta mit DWS und ADWS bei $\gamma = 90^\circ$	46
Abbildung 24: Kerbschnitte mit DWS in humaner Compacta bei $\gamma = 25^\circ$	47
Abbildung 25: Kerbschnitte in humaner Compacta mit DWS und ADWS bei $\gamma = 90^\circ$	48
Abbildung 26: Auflichtmikroskopie zweier Kerbschnitte (DWS/ADWS) bei 600 bar und $\gamma = 90^\circ$ in Compacta	48
Abbildung 27: CMW TM -3-Kerbschnitte im Vergleich bei 500, 600 und 700 bar in Aufsicht und Querschnitt (ADWS & DWS)	49
Abbildung 28: Kerbflanke, Schnittfront und Aushöhlungen am Kerbgrund	49
Abbildung 29: Kerbmulden in humaner Compacta mit ADWS bei $\gamma = 25^\circ$	50

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 30: Schematische Darstellung des Tropfenschlagmodells	52
Abbildung 31: Bruchinitiierung in einem spröden Werkstoff	53
Abbildung 32: Knochenaufbau	56
Abbildung 33: Schnittfront beim ADWS-Schneiden	59
Abbildung 34: Materialbeanspruchung durch Feststoffpartikel	60
Abbildung 35: Schnittfront in Technovit mit Schleifspuren durch <i>primären</i> Abtrag	61
Abbildung 36: HAVERSscher Kanal (Rinderknochen, elektronenmikroskopisch)	61
Abbildung 37: ADWS-Kerbschnitt in Technovit® am Kerbgrund mit Aushöhlungen	62
Abbildung 38: Strahlverlauf & Entstehung der Aushöhlungen am Kerbgrund	62
Abbildung 39: ADWS-/DWS-Vergleich bei 600 bar in Knochen und Technovit®	63
Abbildung 40: v-förmiges Schnittprofil eines ADWS-Kerbschnittes in Knochen	63
Abbildung 41: Kerbtiefen in humanem Knochen und CMW™-3 mit DWS bei $\gamma = 90^\circ$ mit selektivem Bereich	65
Abbildung 42: intraoperative Gegebenheiten	66
Abbildung 43: Kerbtiefen mit DWS in CMW-3 ($\gamma = 90^\circ$) und Knochen	67
Abbildung 44: Kerbtiefen mit ADWS in CMW-3 ($\gamma = 90^\circ$) und Knochen	68
Abbildung 45: Kreisschnitt an Modellprothese	73
Abbildung 46: Probleme einer in vivo DWS- bzw. WAIS-Anwendung	74
Abbildung 47: gekrümmter Fokus	75
Abbildung 48: Kerb- und Trennschnitte in Rinderspongiosa mit DWS und ADWS	77

15 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Klassifizierung der Korngröße nach König	14
Tabelle 2:	DWS-Kerbtiefen in Rindercompacta und Technovit®	23
Tabelle 3:	Disaccharide	26
Tabelle 4:	Zuckeralkohole	27
Tabelle 5:	Neutrale Aminosäuren	28
Tabelle 6:	Basische Aminosäuren	29
Tabelle 7:	Saure Aminosäuren	29
Tabelle 8:	Schwefelhaltige Aminosäuren	29
Tabelle 9:	Aromatische Aminosäuren	30
Tabelle 10:	Heterozyklische Aminosäuren	30
Tabelle 11:	Kerbtiefen in Rindercompacta und Technovit® mit einem ADWS	34
Tabelle 12:	Vergleich einiger mechanischer Eigenschaften von CMW TM -1 bei verschiedenen Anmischtechniken	55
Tabelle 13:	Chemische & mechanische Eigenschaften von Technovit® & CMW TM -3	81
Tabelle 14:	E-Module femoraler Compacta von Mensch und Rind	82
Tabelle 15:	Maximale Belastbarkeiten femoraler Compacta von Mensch und Rind	82

16 Literaturverzeichnis

1. Bauer, T. W. and Schils, J.: The pathology of total joint arthroplasty. Mechanisms of implant failure. *Skeletal. Radiol.* 28: 483-497, 1999.
2. Brandt, C., Louis, H., Ohlsen, J., Tebbing, G., Witzsche, C.: *Jahrbuch Schweißtechnik.*, 96-104. Deutscher Verlag für Schweißtechnik, Düsseldorf, 1997.
3. Burr, D. B., Schaffler, M. B., and Frederickson, R. G.: Composition of the cement line and its possible mechanical role as a local interface in human compact bone. *J. Biomech.* 21: 939-945, 1988.
4. Burstein, A. H., Reilly, D. T., and Martens, M.: Aging of bone tissue: mechanical properties. *J. Bone Joint Surg. Am.* 58: 82-86, 1976.
5. Caillouette, J. T., Gorab, R. S., Klapper, R. C., Anzel, S. H.: Revision arthroplasty facilitated by ultrasonic tool cement removal. Part I: In vitro evaluation. *Orthop. Rev.* 20: 353-357, 1991.
6. Callaghan, J. J., Elder, S. H., Stranne, S. K., Fulghum, C. F., Seaber, A. V., and Myers, B. S.: Revision arthroplasty facilitated by ultrasonic tool cement removal. An evaluation of whole bone strength in a canine model. *J. Arthroplasty.* 7: 495-500, 1992.
7. Charnley, J.: Anchorage of the femoral heart prosthesis to the shaft of the femur. Use of a cold curing cement. *J. Bone Joint Surg. Br.* 42: 28-30, 1960.
8. Cowin et al.: *Bone Mechanics Handbook.* 2nd Edition, CRC Press, 2001.
9. Dennis, D. A., Dingman, C. A., Meglan, D. A., O'Leary, J. F., Mallory, T. H., and Berme, N.: Femoral cement removal in revision total hip arthroplasty. A biomechanical analysis. *Clin. Orthop.* 142-147, 1987.
10. Duncan-Hewitt, W. C. and Weatherly, G. C.: Modeling the uniaxial compaction of pharmaceutical powders using the mechanical properties of single crystals. I: Ductile materials. *Journal of Pharmaceutical Sciences.* 79: 147-152, 1990.

11. Duncan-Hewitt, W. C. and Weatherly, G. C.: Modeling the uniaxial compaction of pharmaceutical powders using the mechanical properties of single crystals. II: Brittle materials. *Journal of Pharmaceutical Sciences*. 79: 273-278, 1990.
12. Eftekhari, N.: Rechannelization of cemented femur using a guide and drill system. *Clin. Orthop.* 29-31, 1977.
13. Ekelund, A.: Cement removal in revision hip arthroplasty. Experience with bone cement added to the cavity in 20 cases. *Acta Orthop. Scand.* 63: 549-551, 1992.
14. Evers, J. L. and Eddingfield, D. L. Liquid phase compressibility in the hydraulic intrusion model. *Proc. 7th Int. Symp. on Jet Cutting Technology*, 237-248. 1984. Ottawa, BHRA Fluid Engng. and Nat. Res. Council of Canada.
15. Evers, J. L., Eddingfield, D. L., and Man, W. S. Hydraulic intrusion by a traversing jet. *Proc. 6th Int. Symp. on Jet Cutting Technology*, 199-216. 1982. Surrey, BHRA Fluid Engng.
16. Fischer, L. P., Planchamp, W., Fischer, B., and Chauvin, F.: The first total hip prostheses in man. *Hist Sci. Med.* 34: 57-70, 2000.
17. Gardiner, R., Hozack, W. J., Nelson, C., and Keating, E. M.: Revision total hip arthroplasty using ultrasonically driven tools. A clinical evaluation. *J. Arthroplasty*. 8: 517-521, 1993.
18. Gluck, T.: Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern. *Klin. Wschr.* 27: 421-427, 1890.
19. Gluck, T.: Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. *Klin. Wschr.* 27: 732, 1890.
20. Gluck, T.: Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defekten höherer Gewebe, sowie über die Verwertung resorbierbarer lebendiger Tampons in der Chirurgie. *Arch. Klin. Chir.* 41: 187-239, 1891.
21. Gordon, E., Parolini, B., and Abelson, M.: Principles and microscopic confirmation of surface quality of two new waterjet-based microkeratomes *J. Refract. Surg.* 14: 338-345, 1998.

22. Gray, F. B.: Total hip revision arthroplasty. Prosthesis and cement removal techniques. *Orthop. Clin. North Am.* 23: 313-319, 1992.
23. Greenwald, A. S., Narten, N. C., and Wilde, A. H.: Points in the technique of recementing in the revision of an implant arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Br.* 60: 107-110, 1978.
24. Guo, B. Sc. Nai-Shun. Schneidprozeß und Schnittqualität beim Wasserabrasivstrahlschneiden. Dissertation 1990. Institut für Werkstoffkunde, Hannover.
25. Harris, W. H.: Revision surgery for failed, nonseptic total hip arthroplasty: the femoral side. *Clin. Orthop.* 8-20, 1982.
26. Harris, W. H. and Crothers, O. D.: Reattachment of the greater trochanter in total hip-replacement arthroplasty. A new technique. *J. Bone Joint Surg. Am.* 60: 211-213, 1978.
27. Hashish, M. An improved model of erosion by solid particle impact. *Proc. 7th Int. Conf. on Erosion by Liquid and Solid Impact*, 1-9. 1987. Cambridge.
28. Herberts, P., Ahnfelt, L., Malchau, H., Stromberg, C., and Andersson, G. B.: Multicenter clinical trials and their value in assessing total joint arthroplasty. *Clin. Orthop.* 48-55, 1989.
29. Himmelreich, U. and Rieß, W.: Laser-Velocimetry Investigations of the Flow in Abrasive Water Jets with Varying Cutting Head Geometry. *Proceedings of the 6th American Water Jet Conf.* St. Louis, Water Jet Technology Assosiation, 1991.
30. Honl, M., Dierk, O., Kuster, J. R., Muller, G., Muller, V., Hille, E. , and Morlock, M.: Water jet discotomy with microinvasive approach--in vitro testing and initial clinical aspects of a new procedure. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 139: 45-51, 2001.
31. Honnart, F.: Use of ultrasound for the removal of cement in hip prosthesis reoperations. *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice. Appar. Mot.* 82: 171-174, 1996.
32. Hubert, J., Mourey, E., Suty, J., Coissard, A., Floquet, J., and Mangin, P.: Water-jet dissection in renal surgery: experimental study of a new device in the pig. *Urol. Res.* 24: 355-359, 1996.

33. Ito, H., Mukai, H., Kitamura, A., and Yamashita, J.: Stereotactic aqua stream and aspirator for hypertensive intracerebral hematoma. *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 53: 77-84, 1989.
34. Izumi, R., Yabushita, K., Shimizu, K., Yagi, M., Yamaguchi, A., Konishi, K., Nagakawa, T., and Miyazaki, I.: Hepatic resection using a water jet dissector. *Surg. Today.* 23: 31-35, 1993.
35. Karpman, R. R., Magee, F. P., Gruen, T. W., and Mobley, T.: The lithotripter and its potential use in the revision of total hip arthroplasty. *Orthop. Rev.* 16: 38-42, 1987.
36. Kavanagh, B. F., Dewitz, M. A., Ilstrup, D. M., Stauffer, R. N., and Coventry, M.: Charnley total hip arthroplasty with cement. Fifteen-year results. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 71: 1496-1503, 1989.
37. Kendall, K. Control of cracks by interfaces in composites. *Proc.R.Soc.Lond.* 341, 409-428. 1975.
38. Klapper, R. C., Caillouette, J. T., Callaghan, J. J., and Hozack, W. J.: Ultrasonic technology in revision joint arthroplasty. *Clin. Orthop.* 147-154, 1992.
39. Klein, A. and Rubash, H.: Femoral windows in revision total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 164-170, 1993.
40. Kobayashi, M., Sawada, S., Tanigawa, N., Senda, T., and Okuda, Y.: Water jet angioplasty--an experimental study. *Acta Radiol.* 36: 453-456, 1995.
41. Konno, T.: Abrasive-water jet method for cutting reinforced concrete structures. *Dem. & Reuse of Concrete Masonry*, 177-186. Chapman & Hall, London, 1988.
42. König, W.: *Fertigungsverfahren. Band 3: Abtragen.* VDI-Verlag, Düsseldorf, 1990.
43. Lang, S.: Ultrasonic method for measuring elastic coefficients of bone and results on fresh and dried bovine bones. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 17: 101-105, 1970.
44. Leach, S. J. and Walker, G. L. Some Aspects of Rock Cutting by High Speed Water Jets. *Phil. Trans. Royal Society 260A*, 295-308. London, 1966.

45. Lesser, M. B. and Field, J. E.: The Geometric Wave Theory of Liquid Impact. 6th Conference on Erosion by Liquid and Solid Impact. Cambridge, UK, 1980.
46. Lewis, G.: Properties of acrylic bone cement: state of the art review. *J. Biomed. Mater. Res.* 38: 155-182, 1997.
47. Li, P. L., Ingle, P. J., and Dowell, J. K.: Cement-within-cement revision hip arthroplasty; should it be done? *J. Bone Joint Surg. Br.* 78: 809-811, 1996.
48. Lieberman, J. R., Moeckel, B. H., Evans, B. G., Salvati, E. A., and Ranawat, C.: Cement-within-cement revision hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Br.* 75: 869-871, 1993.
49. Louis, H. Beanspruchbarkeit fester Körper durch Flüssigkeitsstrahlen. 1978. Habilitation, Technische Universität Hannover.
50. Margel-Robertson, E. and Robertson, D.: Fracture toughness, critical crack length and plastic size in bone. *J. Biomech.* 11: 359-364, 1978.
51. Martin, R. B. and Boardman, D. L.: The effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bovine cortical bone bending properties. *J. Biomech.* 26: 1047-1054, 1993.
52. Martin, R. B., Burr, D. B., and Sharkey, N. A.: *Skeletal Tissue Mechanics*. Springer-Verlag, New York, 1998.
53. Martin, R. B. and Ishida, J.: The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *J. Biomech.* 22: 419-426, 1989.
54. May, T. C., Krause, W. R., Preslar, A. J., Smith, M. J., Beaudoin, A. J., and Cardea, J. A.: Use of high-energy shock waves for bone cement removal. *J. Arthroplasty.* 5: 19-27, 1990.
55. 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. Durham, BHRA Fluid Engng., 1986

56. McCalden, R. W., McGeough, J. A., Barker, M. B., and Court-Brown, C. M.: Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure. *J. Bone Joint Surg. Am.* 75: 1193-1205, 1993.
57. Miller, M. E., Davis, M. L., MacClean, C. R., Davis, J. G., Smith, B. L., and Humphries, J. R.: Radiation exposure and associated risks to operating-room personnel during use of fluoroscopic guidance for selected orthopaedic surgical procedures. *J. Bone Joint Surg. Am.* 65: 1-4, 1983.
58. Momber, A.: *Handbuch Druckwasserstrahl-Technik*. Beton-Verlag GmbH, Düsseldorf, 1993.
59. Mukai, H., Yamashita, J., Kitamura, A., and Ito, H.: Stereotactic Aqua-Stream and Aspirator in the treatment of intracerebral hematoma. An experimental study. *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 57: 221-227, 1991.
60. Natali, A. N. and Meroi, E. A.: A review of the biomechanical properties of bone as a material. *J. Biomed. Eng.* 11: 266-276, 1989.
61. Nelson, C. L. and Barnes, C. L.: Removal of bone cement from the femoral shaft using a femoral windowing device. *J. Arthroplasty.* 5: 67-69, 1990.
62. Nelson, C. L. and Weber, M. J.: Technique of windowing the femoral shaft for removal of bone cement. *Clin. Orthop.* 336-337, 1981.
63. Niethard, F. U. and Pfeil, J.: *Orthopädie*. 2. Auflage, Hippokrates Verlag, Stuttgart, 1998.
64. Papachristou, D. N. and Barters, R.: Resection of the liver with a water jet. *Br. J. Surg.* 69: 93-94, 1982.
65. Parolini, B., Turdiu, P., Abelson, M., Zarbin, M., and Gordon, E.: Hydroepithelial keratectomy in rabbits with a waterjet-based instrument. *J. Refract. Surg.* 14: 346-356, 1998.
66. Penchev, R. D., Losanoff, J. E., and Kjossev, K. T.: Reconstructive renal surgery using a water jet. *J. Urol.* 162: 772-774, 1999.

67. Pentchev, R., Damyanov, C., and Kavardjikova, V.: Experimental application of the jet scalpel in renal surgery in the dog. *Ann. Urol.* 27: 84-86, 1993.
68. Pharmacia & Upjohn GmbH. Eignung von Disacchariden zur parenteralen Ernährung. 1975. (nicht veröffentlichte Untersuchung)
69. Piek, J., Wille, C., Warzok, R., and Gaab, M. R.: Waterjet dissection of the brain: experimental and first clinical results. *J. Neurosurg.* 89: 861-864, 1998.
70. Pierson, J. L., Jasty, M., and Harris, W. H.: Techniques of extraction of well-fixed cemented and cementless implants in revision total hip arthroplasty. *Orthop. Rev.* 22: 904-916, 1993.
71. Rau, H. G., Arnold, H., and Schildberg, F. W.: Cutting with a water jet -- an alternative to the ultrasound aspirator? *Chirurg.* 61: 735-738, 1990.
72. Rau, H. G., Schardey, H. M., Buttler, E., Reuter, C., Cohnert, T. U., Schildberg, F.W.: A comparison of different techniques for liver resection: blunt dissection, ultrasonic aspirator and jet-cutter. *Eur. J. Surg. Oncol.* 21: 183-187, 1995.
73. Reilly, D. T. and Burstein, A. H.: Review article. The mechanical properties of cortical bone. *J. Bone Joint Surg. Am.* 56: 1001-1022, 1974.
74. Reilly, D. T. and Burstein, A. H.: The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J. Biomech.* 8: 393-405, 1975.
75. Reilly, D. T., Burstein, A. H., and Frankel, V. H.: The elastic modulus for bone. *J. Biomech.* 7: 271-275, 1974.
76. Rochester, M. C. and Brunton, J. H. High speed liquid impact of jets on solids. *Proc. 1st int. Symp. on Jet Cutting Techn.* 1972. Coventry, BHRA Fluid Engng.
77. ROTE LISTE® 2003, Rote Liste® Service GmbH
78. Schaffler, M. B. and Burr, D. B.: Stiffness of compact bone: effects of porosity and density. *J. Biomech.* 21: 13-16, 1988.
79. Schmelzer, M. P. Mechanismen der Strahlerzeugung beim Wasser-Abrasivstrahlschneiden. Dissertation, RWTH Aachen, 1994.

80. Scholz, C., Matthes, M., Kar, H., and Boenick, U.: Die Knochenzemententfernung mit dem Laser. *Biomed. Tech. Berl.* 36: 120-128, 1991.
81. Schreurs, B. W., Bierkens, A. F., Huiskes, R., Hendrikx, A. J., and Slooff, T. J.: The effect of the extracorporeal shock wave lithotripter on bone cement. *J. Biomed. Mater. Res.* 25: 157-164, 1991.
82. Schröter, W., Lautenschläger, K.-H., Bibrack, H., and Schnabel, A.: *Chemie*. 12. Auflage, VEB Fachbuchverlag, Leipzig, 1978.
83. Schurman, D. J. and Maloney, W. J.: Segmental cement extraction at revision total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 158-163, 1992.
84. Scott, R. D., Turner, R. H., Leitzes, S. M., and Aufranc, O. E.: Femoral fractures in conjunction with total hip replacement. *J. Bone Joint Surg. Am.* 57: 494-501, 1975.
85. Sedlin, E. D. and Hirsch, C.: Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop. Scand.* 37: 29-48, 1966.
86. Shekarriz, H., Shekarriz, B., Burk, C. G., Kujath, P., and Bruch, H. P.: Hydro-jet-assisted pneumonectomy: a new technique in a porcine model. *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech. A.* 12 : 371-376, 2002.
87. Shekarriz, H., Shekarriz, B., Upadhyay, J., Comman, A., Markert, U., Burk, C. G., Kujath, P., and Bruch, H. P.: Hydro-Jet assisted laparoscopic cholecystectomy: initial experience in a porcine model. *JLSL.* 6: 53-58, 2002.
88. Shepherd, B. D. and Turnbull, A.: The fate of femoral windows in revision joint arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 71: 716-718, 1989.
89. Sherk, H. H., Lane, G., Rhodes, A., and Black, J.: Carbon dioxide laser removal of polymethylmethacrylate. *Clin. Orthop.* 67-71, 1995.
90. Siegert, R., Magritz, R., and Jurk, V.: Water-jet dissection in parotid surgery--initial clinical results. *Laryngorhinootologie.* 79: 780-784, 2000.
91. Soyer, J., Avedikian, J., Pries, P., and Clarac, J. P.: 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: 416-422, 1997.

92. Stranne, S. K., Callaghan, J. J., Cocks, F. H., Weinerth, J. L., Seaber, A. V., and Myers, B. S.: Would revision arthroplasty be facilitated by extracorporeal shock wave lithotripsy? An evaluation including whole bone strength in dogs. Clin. Orthop. 252-258, 1993.
93. Summers, D. A.: Water jet cutting of rock, concrete and steel - Trends for the future. Proceedings of the International Conference Geomechanics 91, 223-231. Rotterdam, Balkema, 1992.
94. Summers, D. A.: Waterjetting Technology. First edition, Chapman & Hall, 1995.
95. Sydney, S. V. and Mallory, T. H.: Controlled perforation. A safe method of cement removal from the femoral canal. Clin. Orthop. 168-172, 1990.
96. Terzis, A. J., Nowak, G., Rentzsch, O., Arnold, H., Diebold, J., and Baretton, G.: A new system for cutting brain tissue preserving vessels: water jet cutting. Br. J. Neurosurg. 3: 361-366, 1989.
97. Topoleski, L. D., Ducheyne, P., and Cuckler, J. M.: A fractographic analysis of in vivo poly(methyl methacrylate) bone cement failure mechanisms. J. Biomed. Mater. Res. 24: 135-154, 1990.
98. Toth, S., Vajda, J., Pasztor, E., and Toth, Z.: Separation of the tumor and brain surface by "water jet" in cases of meningiomas. J. Neurooncol. 5: 117-124, 1987.
99. Uetz, H.: Abrasion und Erosion. Carl Hanser Verlag, Wien, 1986.
100. Wanner, M., Jakob, S., Schwarzl, F., Honigmann, K., Oberholzer, M., Pierer, G.: Water jet dissection in fatty tissue. Swiss. Surg. 7: 173-179, 2001.
101. Weinstein, J., Oster, D., Park, J., Park, S., and Loening, S.: The effect of the extracorporeal shock wave lithotripter on the bone-cement interface in dogs. Clin. Orthop. 261-267, 1988.
102. Weinstein, J. N., Wroble, R. R., and Loening, S. Revision total joint arthroplasty facilitated by extracorporeal shock wave lithotripsy: A case report. Iowa Orthop. J. 6, 121. 1986.

103. Werner, M. Höchstdruckwasserstrahlen in der Bauindustrie-Einsatzmöglichkeiten und Einsatzgrenzen. Technische Akademie Esslingen, 1991.
104. Wiles, P.: The surgery of the osteoarthritic hip. Br. J. Surg. 45: 488-497, 1938.
105. Wilhelm, F., Holtkamp, A., Darman, J., Hanschke, R., Duncker, G., and Pein, A.: Potential of the water jet in cataract surgery. Ophthalmologe. 95: 721-724, 1998.
106. Wilhelm, F., Holtkamp, A., Theurer, A., Darman, j. J., Duncker, G., Wilhelm, L.: Examination of resistance of the lens capsule against the waterjet. Ophthalmologe. 96: 640-642, 1999.
107. Wixson, R. L., Lautenschlager, E. P., and Novak, M. A.: Vacuum mixing of acrylic bone cement. J. Arthroplasty. 2: 141-149, 1987.
108. Wong, D. T. Y., Wright, P., and Aulton, M. E.: The deformation of alpha-lactose monohydrate and anhydrous alpha-lactose monocrystals. Drug Development and Industrial Pharmacy. 14: 2109-2126, 1988.
109. Wroblewski, B. M.: Revision surgery in total hip arthroplasty: surgical technique and results. Clin. Orthop. 56-61, 1982.
110. Yanaida, K.: Flow Characteristics of Water Jets. 2nd International Symposium of Jet Cutting Technology, pp. A2-19-A2-32. Cambridge, UK, 1974.
111. Yong, X. A new model and calculating method of "water wedge". Proc. 9th Int. Symp. on Jet Cutting Techn., 659-666. Sendai, BHRA Fluid Engng. and Water Jet Techn. Soc. of Japan, 1988.
112. Yoon, H. S. and Katz, J. L.: Ultrasonic wave propagation in human cortical bone-- II. Measurements of elastic properties and microhardness. J. Biomech. 9: 459-464, 1976.
113. Zimmer, M., Klobl, R., De, T. G., Jansson, V., Refior, H. J., Heimkes, B., and Kuhne, J. H.: Bone-cement removal with the excimer laser in revision arthroplasty. Arch. Orthop. Trauma. Surg. 112: 15-17, 1992.