



DIPLOMARBEIT

Analyse der bruchmechanischen Eigenschaften von Knochenzementen

Ausgeführt zum Zwecke der Erlangung des akademischen Grades einer
Diplom-Ingenieurin

am Institut für Festkörperphysik
der Technischen Universität Wien

unter der Anleitung von
A.o.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Elmar Tschegg

durch

Ursula Fitsch

0305470

Fischabachgasse 35
2700 Wiener Neustadt

Wien, im Juni 2014

Danksagung

Viele Menschen haben dazu beigetragen, dass meine Diplomarbeit entstehen konnte. Ihnen möchte ich hiermit meinen Dank aussprechen.

Allen voran gilt mein Dank Herrn Univ.-Prof. Dr. techn. Elmar Tschegg für die Betreuung meiner Diplomarbeit. Sein Vertrauen und seine tatkräftige Unterstützung in allen Belangen haben viel dazu beigetragen die Arbeit nicht nur interessant zu machen sondern sich auch gut aufgehoben und betreut zu fühlen.

Besonders danken möchte ich Herrn Dipl.-Ing. Leopold Berger, der mir in vielen Situationen mit Rat und Tat zur Seite gestanden ist, sowohl bei der Inbetriebnahme der Geräte als auch bei der Auswertung der Daten.

Ebenfalls zu Dank verpflichtet bin ich Herrn Dipl.-Ing. Viktor Dunjic sowie Herrn Dipl.-Ing. Gerhard Kidery für ihre fachliche Unterstützung.

Aufrichtigen Dank an Herrn Univ.-Prof. Dr. techn. Andreas Kolbitsch für das Bereitstellen diverser Literatur für die statistische Auswertung der Messergebnisse.

Zu großem Dank verpflichtet bin ich Herrn Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Klaus-Dieter Kühn für das Bereitstellen der zur Auswertung benötigten Knochenzemente, sowie der persönlichen Einweisung in die Probenpräparation und seiner Bereitschaft stets für sämtliche Fragen zur Verfügung zu stehen.

Zuletzt und vor allem gilt mein Dank meinen Eltern. Ihre bedingungslose Unterstützung in allen Belangen haben mir mein Studium überhaupt erst ermöglicht. Ohne sie wäre ich nicht so weit gekommen und ich stehe dafür tief in ihrer Schuld.

Bedanken möchte ich mich auch bei meiner Schwester Cornelia, die die Mühe auf sich genommen hat diese Arbeit Korrektur zu lesen.

Abschließend ein großes Danke an meine Familie, meine Freunde und Studienkollegen, die mir durch ihre liebevolle Unterstützung oft weitergeholfen haben, für den Rückhalt und den Zuspruch

Kurzfassung

Knochenzement wird bei der Implantation von Endoprothesen, bei der Behandlung von Wirbelkörperfrakturen und auch in der Zahnmedizin eingesetzt. Bisher erfolgte keine Klassifikation des Materials im Hinblick auf bruchmechanische Kennwerte.

Bisherige Forschungen auf dem Gebiet wurden unter Zuhilfenahme der linear-elastischen Bruchmechanik durchgeführt. Diese sollte allerdings bei einem quasi-spröden Werkstoff wie Knochenzement nicht verwendet werden. In der vorliegenden Arbeit wurde mit dem Hillerborg-Modell gearbeitet.

Die Prüfungen der Knochenzementproben erfolgten mit der Keilspaltmethode nach E.K. Tschegg.

Zudem wurden trockene Proben mit Proben, die vor der Messung in Flüssigkeit eingelegt wurden, verglichen. Letztere lassen einen besseren Rückschluss auf das Verhalten des Knochenzements im feuchten Milieu des menschlichen Körpers zu.

Abstract

Bone cement is used for the implantation of endoprotheses, for the treatment of vertebral fractures and also in dental medicine. Although it is widely used there hasn't been a classification of the material in view of fracture-mechanical properties so far.

Previous research in the field used linear-elastic fracture mechanics. In fact, this shouldn't be done when dealing with a quasi-brittle material like bone cement. The present paper used the Hillerborg-model.

The experiment tests were done with the wedge splitting method according to E.K. Tschegg.

Additionally a comparison between dry specimen and specimen that have been inserted in liquid before the testing was made. The latter allow better conclusions to the behaviour of the bone cement in the humid environment in the human body.

Inhaltsverzeichnis

Danksagung	1
Kurzfassung	2
Abstract.....	3
Inhaltsverzeichnis	4
1. Einleitung.....	6
2. Physikalische Grundlagen.....	9
2.1 Mechanische Eigenschaften	9
2.2 Elastische Verformungen	9
2.3 Plastische Verformungen	11
2.4 Kategorisierung der Materialien	12
3. Bruchmechanische Grundlagen.....	14
3.1 Definition "Bruch".....	14
3.2 Bruchvorgänge	14
3.3 Brucheigenschaften.....	15
4. Material und Methoden.....	17
4.1 Knochenzement	17
4.2 Probenmaterial	19
4.3 Probenherstellung und -präparation.....	22
4.4 Keilspaltmethode.....	30
4.5 Versuchsdurchführung	32
4.6 Auswertung	36
5. Ergebnisse	38
5.1 Resultate für die trockenen Proben.....	38
5.2 Resultate für die gesättigten Proben.....	45
6. Diskussion	48
6.1 Spezifische Bruchenergie.....	48
6.2 Spezifische Bruchinitiierungsenergie	51
6.3 Kerbzugfestigkeit.....	52
6.4 Charakteristische Länge.....	54

6.5	Einfluss der Sterilisationsmethode	55
6.6	Einfluss des Zusatzes von Antibiotika	57
6.7	Betrachtung der Bruchflächen unter dem Elektronenmikroskop	57
6.8	Statistische Relevanz der Ergebnisse	62
7.	Zusammenfassung und Ausblick	64
8.	Abbildungsverzeichnis	66
9.	Tabellenverzeichnis	68
10.	Literaturverzeichnis	69
Anhang A:	Hersteller und Zusammensetzung der untersuchten Knochenzemente	72
Anhang B.1:	MATLAB-Code zur Auswertung der Messungen der trockenen Zementproben	74
Anhang B.2:	MATLAB-Code zur Auswertung der Messung einer einzelnen Probe	78
Anhang B.3:	MATLAB-Code zum Erstellen der Vergleichsdiagramme für die spezifische Bruchenergie trocken-gesättigt	80

1. Einleitung

Bei der Implantation von Endoprothesen wird in der Chirurgie Knochenzement verwendet. Standardmäßig wird dieser bei Hüft- und Knieprothesenoperationen eingesetzt. Auch in der Zahnchirurgie und bei der Behandlung von Wirbelkörperfrakturen wird der Knochenzement verwendet um die Implantate zu fixieren beziehungsweise die Wirbelkörper zu stabilisieren (Vertebroplastie). Da der Knochenzement als Bindemittel zwischen Knochen und Implantat großen Beanspruchungen standhalten muss werden an ihn bestimmte Anforderungen im Hinblick auf seine mechanische Belastbarkeit gestellt.

Es wurden bereits zahlreiche Untersuchungen über die mechanischen Eigenschaften von Knochenzementen durchgeführt. In der Literatur [1,2] die im Zuge der Recherche für die vorliegende Arbeit herangezogen worden ist scheinen viele Ergebnisse auf. So wurde beispielsweise der Elastizitätsmodul, die Druck-, die Biegezugfestigkeit, das Kriechen und die Ermüdung des Materials getestet. Hingegen sind aber keine bruchmechanischen Werte geprüft worden. Die Zähigkeit des Knochenzementes ist wichtig für die Implantattechnik. Ob die Qualität des Knochenzements spröde oder duktil ist spielt für die Sicherheit und Lebensdauer von Implantaten eine wichtige Rolle.

Um die bruchmechanischen Werte (beispielsweise die Bruchenergie oder den Risswiderstand) zu bestimmen wurde in der Vergangenheit das Lineare Elastische Bruch-Konzept (LEBM-Konzept) [7] angewendet. Die Bruchprozesszone (plastische Zone) muss klein sein im Vergleich zur Risslänge und Probengröße. Dies trifft für spröde Werkstoffe (z.B. Glas, Keramik) zu. Mörtel (auch Beton) und Kunststoffe sind jedoch quasi-spröde, daher sollte das LEBM-Konzept nicht angewendet werden [3], da die plastische Zone zu groß geworden ist.

In den achtziger Jahren wurde in der Bruchmechanik das nichtlineare Bruchenergiekonzept für quasi-spröde Werkstoffe aufgebaut. Von Hillerborg et al. [4,5] wurde das „fiktive Modell“ entwickelt, aus welchem sich die charakteristischen Werte (die Kerbzugfestigkeit, Risswiderstand beziehungsweise Bruchenergie und kritische

Länge) bestimmen lassen. Das fiktive Modell kann an homogenen und bi-materialen Baustoffen (z.B. Knochenimplantaten) bei quasi-spröden und spröden Baustoffen eingesetzt und mit der vorliegenden Prüfeinrichtung [6,9] für quasi-spröde Werkstoffe angewendet werden. Die mit dem Hillerborg Modell ermittelten bruchmechanischen Werte sind nach Normen gültig.

Es gibt wenig Fachliteratur, die sich auf das fiktive Modell von Hillerborg et al [4,5] bei Gesteinen, Baustoffen (Beton und Mörtel) und Kunststoffen [7] beziehen. Es scheint, dass das fiktive Modell auch an bi-materialen Baustoffen (mit Interfaces) an spröden und quasi spröden Werkstoffen sinnvoll anzuwenden ist und dass der Verbund zwischen Implantat und Knochen charakterisiert werden kann [24].

Bruchmechanische Werte wurden an Alt-Neu-Beton-Verbunden von Tschegg et al [8] mit der österreichischen Norm [9] bestimmt. Harmuth et al [10,11] haben die bruchmechanischen Werte an verschiedenen Putzen und auch an Verbunden von Putz-Beton ermittelt. Tschegg et al [12] prüften die bruchmechanischen Werte an Verbunden zwischen verschiedenen Mörteln und Marmorplatten. Im Rahmen dieser Arbeit konnte festgestellt werden, dass weit höhere Risswiderstände erreicht werden wenn die Rauigkeit der Marmorplatte optimiert (angepasst) wird.

Bei den Prüfeinrichtungen des RILEM Technical Committee [6] werden Balken verwendet, die zur Hälfte in der Mitte angeschnitten sind. In jüngerer Zeit wurde die Keilspaltmethode nach Tschegg [13] entwickelt. Hier sind die Proben kleiner und bestehen aus Würfeln und Scheiben [14]. Das Kraft-Weg-Diagramm kann bis zur Zerstörung der Probe gemessen werden, weil die Rissausbreitung bis zur vollständigen Trennung stabil erfolgt.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, mehrere Knochenzemente auf ihre bruchmechanischen Werte hin zu untersuchen und eine Aussage über die Zähigkeit beziehungsweise Sprödigkeit der Werkstoffe zu treffen. Ein weiterer Aspekt ist der Vergleich zwischen dem Bruchverhalten trockener und gesättigter Knochenzementproben. Nach dem Einbringen des Werkstoffes in den menschlichen Körper ist er einem feuchten Milieu ausgesetzt, welches seine Eigenschaften verändern kann. Zudem könnte der Zusatz von Antibiotika einen Unterschied im Verhalten der

Knochenzemente bedingen. Weiters besteht auch die Möglichkeit, dass die Sterilisationsmethode die bruchmechanischen Kennwerte beeinflusst.

2. Physikalische Grundlagen

In diesem Kapitel werden einige grundlegende physikalische Begriffe und Prinzipien der Materialwissenschaften angeführt. Es wird versucht eine Einteilung von Festkörpern zu treffen um die in der Arbeit untersuchten Materialien demzufolge einordnen und damit die verwendeten mechanischen Konzepte rechtfertigen zu können.

2.1 Mechanische Eigenschaften

Die mechanischen Eigenschaften eines Festkörpers hängen von der Art und Stärke der interatomaren Bindungen innerhalb des Festkörpers ab. Je nachdem wie sich ein Material beziehungsweise Prüfkörper bei und nach dem Einwirken einer Kraft verhält ist es möglich eine Klassifikation des Materials vorzunehmen. [15]

Nimmt ein Körper nach Einwirken einer Kraft seine ursprüngliche Gestalt wieder an, d.h. es kommt zu keiner bleibenden Deformation, so wird der Körper als elastisch bezeichnet. Bei einem plastischen Körper bleibt die Deformation trotz der aufgehobenen Krafteinwirkung bestehen. [16]

2.2 Elastische Verformungen

Die Eigenschaften eines Materials werden in den meisten Fällen in Zugversuchen ermittelt, bei denen der zu untersuchende Körper in eine Prüfmaschine eingespannt wird, die sodann in eine bestimmte Richtung eine Kraft (Zug beziehungsweise Druck) auf den Körper ausübt. Die resultierende Längenänderung ΔL definiert über die ursprüngliche Länge L_0 die relative Längenänderung beziehungsweise Dehnung ϵ des Materials in die jeweilige Richtung [15]

$$\epsilon_x = \frac{\Delta L_x}{L_{0,x}} \quad \epsilon_y = \frac{\Delta L_y}{L_{0,y}} \quad \epsilon_z = \frac{\Delta L_z}{L_{0,z}}$$

Die aufgebrachte Kraft steht mit der Verformung ϵ über die Spannung σ in einem differentiellen Zusammenhang,

$$\frac{\Delta\sigma}{\Delta\epsilon} = E$$

da i.A. lediglich für infinitesimal kleine Bereiche die momentane Spannung mit der momentanen Längenänderung diese Gegebenheit besteht.

In vielen Fällen gilt dieser Zusammenhang aber auch in linearisierter Form.

$$\frac{\sigma}{\epsilon} = E \qquad \sigma = \frac{F}{A}$$

Die Proportionalitätskonstante E ist der Elastizitätsmodul, welcher eine materialspezifische Größe ist. Er hat die Dimension Pa beziehungsweise N/m^2 .

Das so definierte Hookesche Gesetz

$$\sigma = E\epsilon$$

besagt, dass für kleine Verformungen ein linearer Zusammenhang zwischen diesen und der Spannung besteht.

Es gibt jedoch auch nichtlineare Zusammenhänge zwischen diesen beiden Größen, bei denen es dennoch zu reversiblen Verformungen, also elastischem Verhalten kommen kann. [15,16]

2.3 Plastische Verformungen

Wird ein Festkörper über den linearen Bereich (elastische Verformung) weiter belastet, so kommt es zu plastischen Verformungen. Das Zurückbleiben dieser Verformungen nach dem Einwirken einer Kraft kann man in der Spannungs-Dehnungskurve gut erkennen, welche während eines Zugversuches ermittelt wird. Wird die Spannung auf Null verringert, so kann aus der Kurve herausgelesen werden, dass sich auch die Dehnung entlang einer Geraden zurückbildet. Es bleibt jedoch eine Dehnung bestehen, selbst wenn der Prüfkörper keiner Spannung mehr ausgesetzt ist.

Wird die Probe weiter belastet und die Spannung auf die maximale Zugfestigkeit erhöht, so können mit danach geringerer Spannung noch größere Dehnungen erreicht werden. Wird die Zugspannung weiter angehoben so kommt es zu Verfestigungen in dem Werkstoff, die schließlich zum Bruch der Probe führen.

Abb. 1 zeigt ein Zugdiagramm für Stahlwerkstoffe mit dem zunächst linearen Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung. Wenn der Spannungswert σ_{s0} erreicht wird verringert sich die Spannung, es kommt zur plastischen Deformation mit den anschließenden Verfestigungen und bei weiterer Belastung schließlich zum Bruch der Probe.

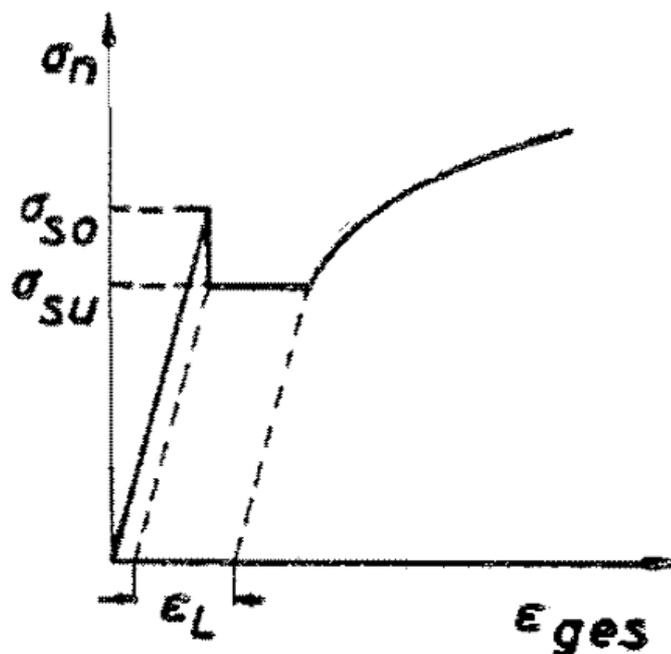


Abb. 1: Zugdiagramm für Stahlwerkstoffe [21]

Die elastischen Verformungen entstehen durch ein "Auseinanderziehen" der atomaren Bindungspotentiale, welche sich wieder rückbilden können. Bei den plastischen Verformungen hingegen kommt es zu Änderungen in der Materialzusammensetzung auf atomarer Ebene, welche sich nicht mehr zurückbilden [15,16].

2.4 Kategorisierung der Materialien

Unter Berücksichtigung der zuvor erwähnten Gegebenheiten ist es möglich Festkörper in drei Gruppen einzuteilen:

spröde Materialien

Bei diesen Materialien ist die Spannungs-Dehnungskurve bis zum Bruch weitgehend linear. Das bedeutet, dass der Elastizitätsmodul E konstant ist, da die Kennlinie eine Gerade ist, welche überall dieselbe Steigung aufweist. Bei spröden Materialien kommt es zu keinen plastischen Verformungen und damit zu keiner Hysterese. Hysterese bezeichnet die zurückbleibende Verformung obwohl der Werkstoff keinerlei mechanischer Belastung wie Zug oder Druck mehr ausgesetzt ist, nachdem er dies davor war. Die Geschwindigkeit, mit der die Belastung aufgebracht wird, beeinflusst die Kurve kaum.

Bei spröden Materialien kommt es zu einer sehr kleinen Bruchdehnung, d.h. das Material erfährt lediglich eine kleine Längenänderung bevor es bricht (<1%).

Das Verhältnis des Zugwertes zur Dehnung ist ein Maß für die Arbeit die erforderlich ist um ein Material zum Bruch zu bringen. Im Diagramm dargestellt ist dies die Fläche unter der Kurve (Abb.1), welche bei spröden Materialien i.A. sehr klein ist.

Typische Vertreter dieser Materialklasse sind Gläser, gewisse Kunststoffe sowie Keramiken und kovalent gebundene Kristalle (z.B. Diamant).

duktiler Materialien

Die Spannungs-Dehnungskurve duktiler Materialien weist das eingangs beschriebene elastische sowie das plastische Verhalten auf. Für kleine Spannungen ist die Kennlinie linear, beim Überschreiten der sogenannten Fließgrenze kommt es zu plastischen Verformungen und damit zu bleibender Deformation.

Der Elastizitätsmodul kann bei duktilen Materialien stark temperaturabhängig sein. Zudem beeinflusst die Geschwindigkeit, mit der die Belastung aufgebracht wird, den Verlauf der Kurve. Um bei einem duktilen Werkstoff einen Bruch herbeizuführen müssen wesentlich höhere Energien aufgebracht werden als bei einem spröden Stoff.

Beispiele für diese Materialklasse sind Metalle und viele Polymere.

Elastomere

Diese Materialien lassen sich weder als spröde noch als duktil klassifizieren. Gummi beispielsweise zeigt ein anderes Verhalten als bisher beschrieben, da dieser Stoff immer elastisches Verhalten und Verformungen von bis zu 100% aufweist.

Der Elastizitätsmodul ist an sich sehr klein, steigt aber mit zunehmender Temperatur etwas an. Unterhalb einer bestimmten materialspezifischen Temperatur wird der Werkstoff spröde.

3. Bruchmechanische Grundlagen

3.1 Definition “Bruch”

Unter einem “Bruch” wird in der Technik die Trennung des Materialzusammenhalts in einem Festkörper verstanden. Diese reicht von der Entstehung eines Anrisses bis hin zur völligen Durchtrennung des jeweiligen Materials. [17]

Für zahlreiche ingenieurwissenschaftliche Anwendungen, beispielsweise im Bauingenieurwesen oder im Maschinenbau, ist es von grundlegender Wichtigkeit die Eigenschaften eines Stoffes im Hinblick auf die Entstehung eines Bruchs zu kennen. Erst dies ermöglicht die Konstruktion von Bauwerken unter Berücksichtigung der sicherheitstechnischen Aspekte. Erst bei umfassender Kenntnis der Rissentstehung in den diversen Materialien kann dies in die konstruktiven Überlegungen miteinfließen um mitunter Risiken im Vorfeld zu umgehen. [18]

3.2 Bruchvorgänge

Ein Bruch ist definiert als Werkstofftrennung im makroskopischen Bereich, die zum Verlust der Tragfähigkeit eines Festkörpers führt. Erst wenn die Rissausbreitung nicht weiter fortschreitet wird der Bruch als beendet bezeichnet. [19]

Die Rissentstehung und –ausbreitung lässt sich nach [19] in folgende Stadien einteilen:

- Rissbildung
Entwicklung eines Risses in einem bis dahin rissfreien Werkstoff

- Rissinitiierung
Übergang von ruhendem zu bewegtem Riss

- Rissausbreitung
Anwachsen des Risses bis zum Stillstand oder Bruch des Materials
- stabile Rissausbreitung
zeichnet sich durch ständigen Energieverbrauch aus und resultiert meist in einem Zähbruch
- instabile Rissausbreitung
hohe Geschwindigkeit unter Freisetzung von Energie, resultiert meist in einem Sprödbruch
- allmähliches (subkritisches) Risswachstum
Prozess im Zuge der stabilen Rissausbreitung; führt zu Schwingbruch, Kriechbruch oder Bruch durch Spannungsrisskorrosion
- Rissarretierung (Rissstop)
Übergang von bewegtem zu ruhendem Riss

3.3 Brucheigenschaften

Die Stabilität der Rissausbreitung ist ein wichtiges makroskopisches Merkmal. Wenn sich der Riss mit großer Geschwindigkeit fortpflanzt ohne dass die aufgebrachte Last erhöht wurde, so spricht man von einem instabilen Bruchvorgang. Der kritische Zustand, der für die Rissausbreitung nötig ist, wird einmal überschritten und bleibt dann erhalten.

Wenn die Belastung stetig erhöht werden muss um eine Ausbreitung des Risses zu erreichen, so spricht man von einem stabilen Bruchvorgang. Bei diesem muss der zuvor angeführte kritische Zustand durch anhaltende Energiezufuhr aufrecht erhalten werden, damit sich der Riss weiter ausbreitet. [17]

Die inelastische beziehungsweise plastische Verformung ist ein weiteres wichtiges Merkmal eines Bruchvorganges. Dabei können vor allem zwei Arten unterschieden werden [17]:

- duktiler Bruch

Dieser Bruch tritt erst auf, nachdem es zu großen plastischen Verformungen im Bereich der Bruchstelle gekommen ist. Die Rissentwicklung erfolgt langsam. Die Kraft-Verschiebungs-Kurve weist zunächst einen linearen Anstieg an, geht dann aber in einen nicht-linearen Bereich über bis der Riss tatsächlich entsteht.

Die Fläche unter der Kurve charakterisiert die Energie, die erforderlich ist, um eine Rissinitiierung einzuleiten beziehungsweise um einen vollständigen Bruch herbeizuführen.

- spröder Bruch

Bei diesem Bruch kommt es zu sehr geringen bis gar keinen plastischen Verformungen. Die zugehörige Kraft-Verschiebungs-Kurve verläuft linear bis zum Bruch. Es kommt auch bei spröden Materialien zu einer plastischen Deformation, jedoch ist diese wesentlich kleiner als bei duktilen Werkstoffen.

Analog zu den duktilen Materialien ist auch hier die Fläche unter der Kurve ein Maß für die aufgebrachte Energie. Bei ersteren ist diese im Vergleich zu spröden Materialien wesentlich größer.

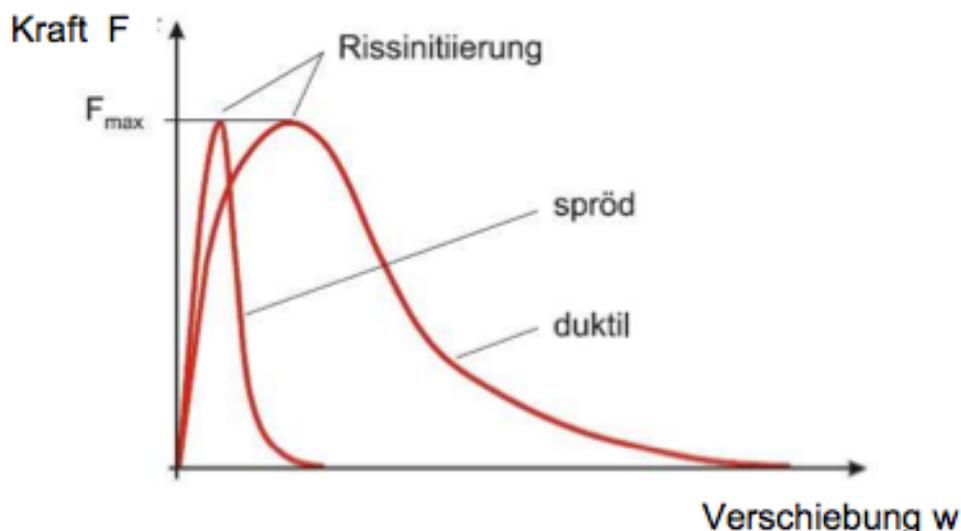


Abb. 2: Kraft-Verschiebungs-Diagramm (KVD) für spröde und zähe Werkstoffe [9,19]

4. Material und Methoden

Sämtliche Knochenzemente wurden dankenswerterweise von der Firma Heraeus Medical GmbH zur Verfügung gestellt.

4.1 Knochenzement

Knochenzement ist ein schnellhärtender Kunststoff der Verwendung in der Knochenchirurgie findet, und dabei dem Fixieren von Prothesen und Implantaten dient. Er wird im klinischen Bereich als Zweikomponentensystem vertrieben.

Methylmethacrylat (MMA) ist die Basiskomponente von Knochenzement. Chemisch betrachtet ist MMA ein Methacrylsäuremethylester. Das Polymer Polymethylmethacrylat bildet die Pulverkomponente, die flüssige Komponente besteht aus dem Monomer Methylmethacrylat. Zusätzlich finden sich in den Komponenten noch Substanzen, die die Polymerisation steuern können.

Werden der flüssige Anteil und die Pulverkomponente vermischt so entsteht zunächst eine zähe Flüssigkeit mit geringer Viskosität. Nach einigen Minuten nimmt die Viskosität immer mehr zu und es bildet sich eine harte Komplexverbindung aus.

Es gibt unterschiedliche Vorgaben, in welchen Verhältnissen die Pulverkomponente und die flüssige Komponente gemischt werden sollen. Ziel ist es unter anderem die im Zuge der Polymerisation entstehende Hitze zu reduzieren. Die Polymerisation ist eine exotherme Reaktion, d.h. es wird Hitze (i.A. Energie) an die Umgebung abgegeben. Standardmäßig werden Pulver und Flüssigkeit im Verhältnis 2:1 vermischt, bei manchen Knochenzementen wird mit dem Verhältnis 3:1 gearbeitet.

Im Labor wurde eine maximale Temperatur von 46°C ermittelt, die im Zuge der Anwendung von Knochenzement entsteht. Es gibt jedoch keine Übereinstimmung mit den Werten, die bei Operationen tatsächlich auftreten. Die entstehen-

den Temperaturen liegen unter denen, die zu einer Schädigung des Organismus führen können. Dies liegt höchstwahrscheinlich daran, dass bei den Operationen lediglich dünne Schichten Knochenzement verwendet werden. Diese Schichten haben eine Dicke von wenigen Millimetern, wodurch die Temperaturentwicklung nicht in so hohe Bereiche führt. Zudem sorgt die Temperaturregulation des Blutkreislaufes dafür, dass die Werte nicht so stark ansteigen können. Das stetig vorbeiströmende Blut sorgt für einen Abtransport der Wärmeenergie. [1]

Als Röntgenkontrastmittel wird der Pulverkomponente Zirkondioxid oder Bariumsulfat beigemischt.

Um eine Keimbesiedlung des Implantats und des umliegenden Gewebes zu vermeiden kann dem Zementpulver ein Antibiotikum zugesetzt werden.

Die Sterilisation der Komponenten im Zuge des Verpackens kann auf zwei Arten erfolgen: Begasung mit Ethylenoxid oder Gammabestrahlung.

Der Knochenzement kann grün oder weiß eingefärbt sein, um ihn im Operationsfeld sichtbar zu machen.

Es gibt zahlreiche Kontraindikationen für die Anwendung von Knochenzement. Erwähnt seien Schwangerschaft und Stillzeit, Allergien gegen Bestandteile, v.a. gegen mitunter zugesetzte Antibiotika, Niereninsuffizienz, u.v.m.

4.2 Probenmaterial

Untersucht wurden zehn verschiedene Arten Knochenzement, von denen jede bereits im Zuge der Endoprothetik Anwendung findet.

Tabelle 1 gibt einen Überblick über die untersuchten Knochenzemente.

In der ersten Spalte sind die Namen der Knochenzemente aufgelistet.

Die zweite Spalte enthält die Informationen darüber, ob und wenn welches Antibiotikum dem Knochenzement zugesetzt ist – G steht hierbei für das Antibiotikum Gentamicin, V für Vancomycin, C für Clindamycin und T für Tobramycin. Mit Ausnahme der Zementsorten Refobacin Bone Cement R und Antibiotic Simplex P sind die Abkürzungen der Antibiotika in den Bezeichnungen der Knochenzemente angeführt.

Die dritte Spalte gibt Aufschluss über die Viskositäten der Knochenzemente. Sieben der zehn untersuchten Zementsorten haben eine hohe Viskosität. Die Sorte Palacos MV+G enthält die Bezeichnung MV, welche für medium viscosity steht. Auch bei der Sorte Smartset GHV Gentamicin Bone Cement enthält der Name die Information bezüglich der Viskosität. Hier steht HV für high viscosity.

Die Namen der anderen Zemente enthalten diese Information nicht.

Die vierte Spalte beinhaltet die jeweilige Sterilisationsmethode. Entweder wurde die Sterilisation mittels Ethylenoxid-Begasung vorgenommen oder es erfolgte eine Bestrahlung mit Gammastrahlen.

Die in der fünften Spalte angeführten Elastizitätsmoduln wurden dem Buch "Bone cements" von K.D. Kühn entnommen [1]. Für einen Teil der untersuchten Zementsorten sind Werte für den Elastizitätsmodul angeführt, für die anderen wurde mit einem Mittelwert gearbeitet, der aus den gegebenen abgeschätzt worden ist.

Bei den meisten Knochenzementen, abgesehen von der Sorte Palacos R, stellte es sich als schwierig beziehungsweise nicht möglich heraus Material zum Anfertigen einer ausreichend großen Zahl von Proben zu erhalten. Aus diesem, aber auch aus Zeitgründen, mussten die Probenzahlen bei den meisten Knochenzementen relativ gering gehalten werden.

Aufgrund der unterschiedlichen Mengen an Material für die jeweiligen Knochenzemente unterscheidet sich die resultierende Probenanzahl. Zudem kam es

in manchen Fällen bereits beim Anfertigen der Proben zu Brüchen oder beispielsweise zu Abweichungen der angestrebten Geometrie. Diese Probenkörper wurden in die weiteren Messungen nicht einbezogen.

In den letzten zwei Spalten sind die Probenzahlen angeführt, welche auch tatsächlich gemessen wurden.

Es ist unrealistisch, ausgehend von trocken gemessenen Zementproben Aussagen über das Verhalten des Zements nach dem Fixieren des Implantats im menschlichen Körper zu treffen. Daher wurden nicht nur trockene, sondern auch in Ringerlösung gesättigte Proben gemessen. Ringerlösung ist eine Infusionslösung, die von der Zusammensetzung her dem menschlichen Blut ähnlich ist und daher das Verhalten des Zements im Milieu des Körpers in vergleichbarer Weise verändert.

Um die im Vorfeld der Messungen getroffene Annahme, dass sich trockener von gesättigtem Zement im jeweiligen bruchmechanischen Verhalten unterscheidet, zu prüfen wurden Proben beider Art untersucht.

Bereits an dieser Stelle sei erwähnt, dass die Ergebnisse besonders kritisch betrachtet werden müssen. Aus statistischer Sicht sind die vorliegenden Stichprobenumfänge für die jeweiligen Knochenzemente – eventuell abgesehen von der Sorte Palacos R – viel zu gering, um Schlüsse auf die Grundgesamtheit ziehen zu dürfen, aus der die Stichprobe entnommen wurde

Tabelle 1: Relevante Spezifikationen der untersuchten Knochenzemente

Name	Antibiotikum	Viskosität	Sterilisation	E-Modul [MPa]	Probenanzahl trocken	Probenanzahl gesättigt
Palacos R	-	hoch	Ethylenoxid	2666,67	26	7
Palacos R+G	G	hoch	Ethylenoxid	2666,67	5	4
Palacos MV+G	G	mittel	Ethylenoxid	2500,00	7	6
Copal G+V	G+V	hoch	Gammastrahlung	2138,89	6	8
Copal G+C	G+C	hoch	Ethylenoxid	2138,89	6	5
Tianjin Bone Cement	-	niedrig	Gammastrahlung	2500,00	4	5
Refobacin Bone Cement R	G	hoch	Ethylenoxid	2666,67	6	5
Antibiotic Simplex P	T	mittel	Gammastrahlung	2500,00	4	4
DePuy CMW 1 Gentamicin Bone Cement	G	hoch	Gammastrahlung	2444,44	2	3
Smartset GHV Gentamicin Bone Cement	G	hoch	Ethylenoxid	2500,00	6	6

G – Gentamicin; V – Vancomycin; C – Clindamycin; T - Tobramycin

4.3 Probenherstellung und -präparation

Die Herstellung der zu messenden Proben ist eine besondere Herausforderung, da das Anmischen der Knochenzemente eine Tätigkeit ist, die entsprechendes Vorwissen verlangt. Wie eingangs des Kapitels erwähnt ist die Polymerisation, die nach Vermischen der Pulverkomponente und der Monomerflüssigkeit eintritt, ein Vorgang, der je nach Knochenzement einen anderen zeitlichen Rahmen beansprucht.

Grundsätzlich ist jede der untersuchten Knochenzementsorten im Mischverhältnis 2g Pulver:1ml Monomerflüssigkeit gemischt worden.

Die so entstandene Flüssigkeit wurde im Anschluss so gut wie möglich händisch homogenisiert und anschließend in eine Form gefüllt (Abb. 3).



Abb. 3: Vorbereiten der Knochenzementproben

Danach musste der Härteprozess abgewartet werden bevor der Zement aus der Form gelöst und in die gewünschten Probenformen geschnitten werden konnte (Abb. 4). In Abb. 5 ist die zur Prüfung fertig präparierte Probe dargestellt.



Abb. 4: Ausgehärteter Knochenzement SSGHV

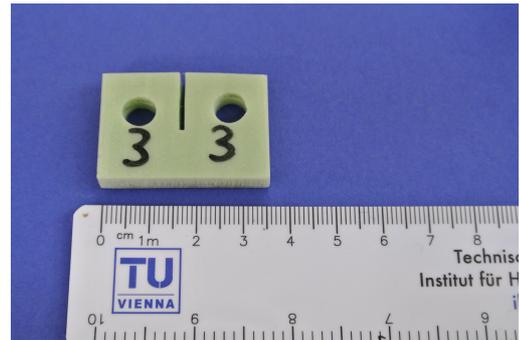


Abb. 5: Fertig präparierter Probenkörper

Nach dem Herauslösen des harten Knochenzements aus der Form erfolgte das Zuschneiden in rechteckige Proben von ca 30x25mm. Jede Probe wurde mit einer Bandsäge mit einer Startkerbe für den Riss versehen, welche ca. 11mm lang ist (Abb. 6). Das Sägeblatt der Säge hat eine Stärke von 0,5mm. Zusätzlich mussten zwei Löcher gebohrt werden, in denen bei den Messungen die Kugellager angebracht wurden.



Abb. 6: Bandsäge Metabo BAS 260 Swift [20]

Sägeblatt: Breite/Stärke 13/0,5 Zähnezahl Z6

Für das Herstellen der gesättigten Proben wurden die fertig zugeschnittenen und präparierten Probenkörper in einem Klimaschrank über 34 Tage in Ringerlösung eingelegt. Durch regelmäßiges Abwiegen wurde die Sättigung ermittelt. Beurteilt wurde danach, ab welchem Zeitpunkt bei der Wägung der Proben keine signifikante Gewichtszunahme mehr zu verzeichnen war.

Die Temperatur in dem Klimaschrank wurde bei 37°C-40°C eingestellt. Dies sollte ermöglichen trotz Temperaturschwankungen (beispielsweise durch das Öffnen der Schranktür) ein Milieu aufrecht zu erhalten, das ungefähr mit der Körpertemperatur verglichen werden kann.

Bemerkt werden sollte, dass anfangs unterschätzt wurde, wie schnell die Flüssigkeit angesichts der doch hohen Temperatur verdampft. Aufgrund dessen musste regelmäßig Ringerlösung nachgefüllt werden, damit die Proben ununterbrochen mit Flüssigkeit bedeckt waren. Ungefähr zwei Wochen nach Beginn der Messung ist der Großteil der Flüssigkeit verdampft, was ein Absinken der erhobenen Daten für die Gewichtszunahme um den 11.02.2013 erklärt. Am 20.02.2013 wurde nach der Wägung der Proben die gesamte Flüssigkeit ausgetauscht. Grund dafür war, dass bei einigen Knochenzementsorten bestimmte Absonderungen im Wasser auftraten. Die Zemente befanden sich zu diesem Zeitpunkt bereits nahezu drei Wochen ununterbrochen in Flüssigkeit. Dies könnte das Herauslösen bestimmter Bestandteile bewirkt haben.

Da nach nahezu fünf Wochen kaum mehr Gewichtszunahmen zu verzeichnen waren, wurden mit den nunmehr als gesättigt zu bezeichnenden Proben die Messungen durchgeführt.

Abb. 7 zeigt die in Ringerlösung eingelegten Proben der Zementsorte Palacos R in dem entsprechenden Gefäß.

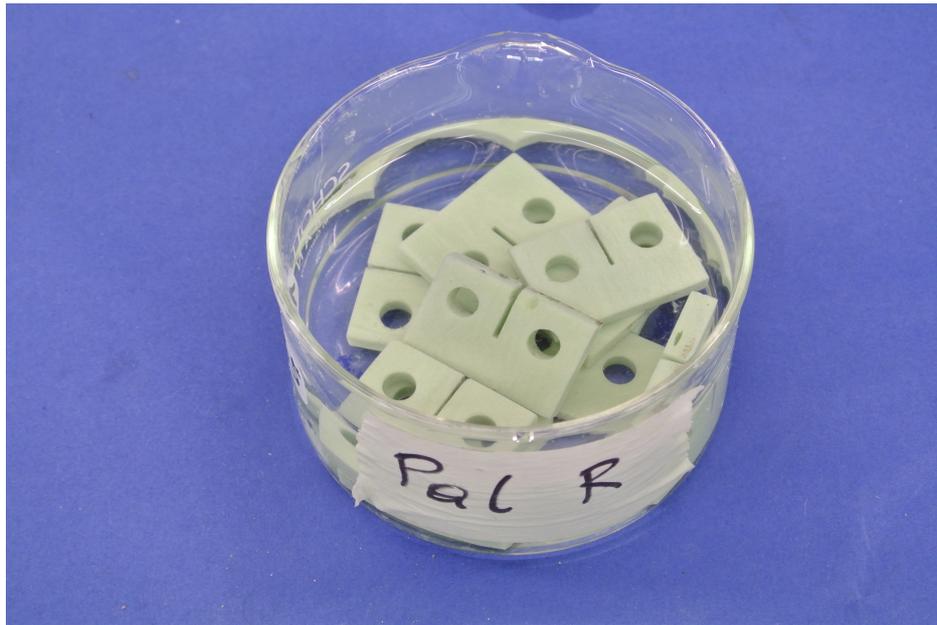


Abb. 7: Behälter mit in Ringerlösung eingelegten Probenkörpern der Zementsorte Palacos R

Abb. 8 zeigt die prozentuelle Gewichtszunahme der gesättigten Probenkörper in Abhängigkeit von der Zeit.

Prozentuelle Gewichtszunahme der Proben in Ringerlösung

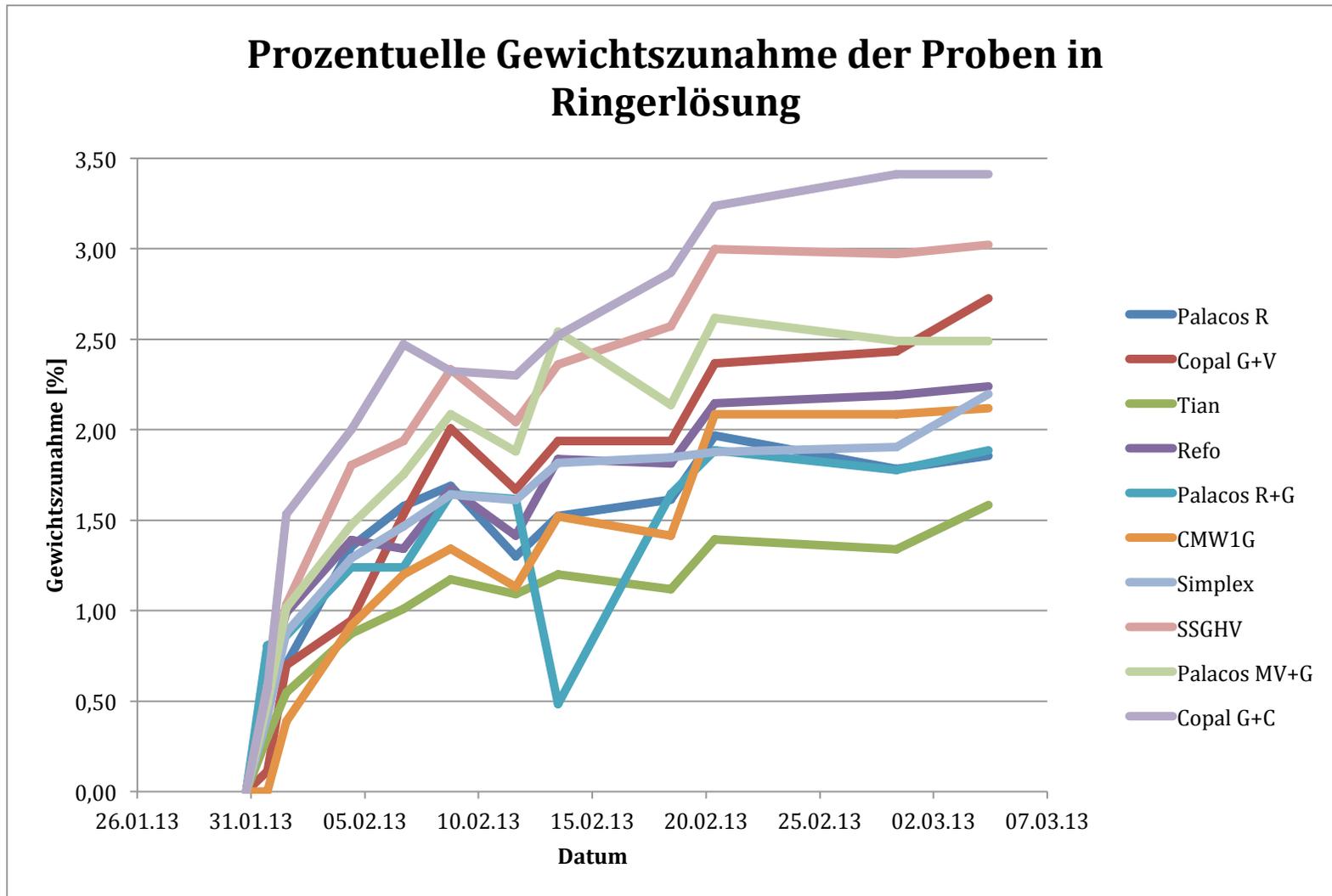


Abb. 8: Gewichtszunahme der Proben in Ringerlösung

Vor dem Prüfen wurde jede Probe mit einer Schublehre auf Hundertstel Millimeter abgemessen (Abb. 9). Das Dokumentieren sämtlicher Werte war wichtig, da diese im Anschluss für die Berechnung der spezifischen Bruchenergie und der anderen Werte benötigt wurden.

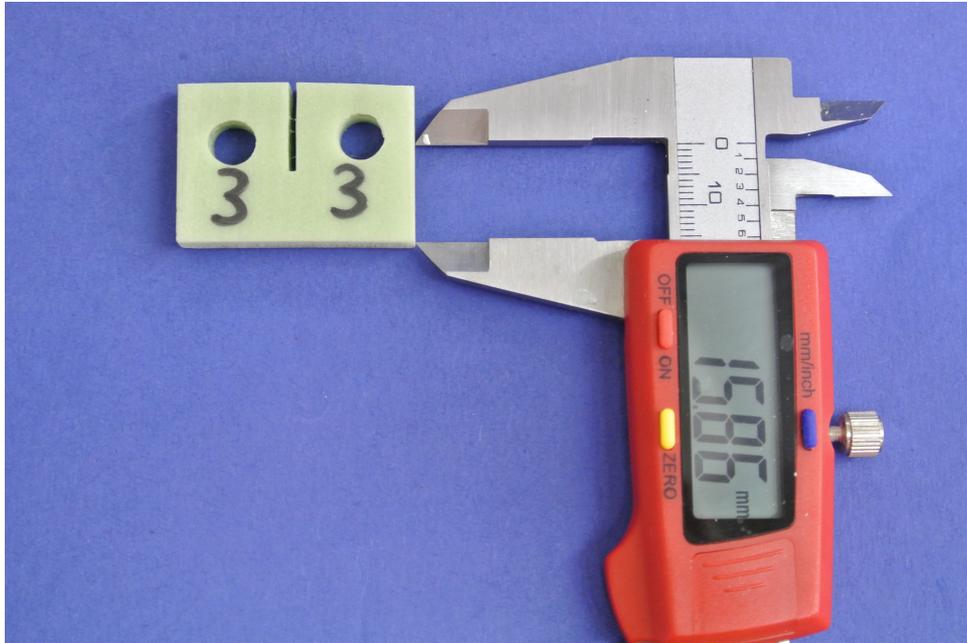


Abb. 9: Abmessen einer Probe mit der Schublehre

Die mit der Säge angefertigte Startkerbe wurde zusätzlich mit einer spitzen Kerbe versehen (Abb. 10). Dies erfolgte mit einem Skalpell und war notwendig, da die Kerbe davor annähernd rund abgeschlossen und die Zugspannung daher überall in etwa gleich groß war. Ohne die zusätzliche spitze Kerbe hätte sich der entstehende Riss daher in jede beliebige Richtung mit gleicher Wahrscheinlichkeit ausgebreitet. Die spitze Kerbe sollte gewährleisten, dass die Zugspannung genau dort maximal wird und sich dadurch in genau diese Richtung ein stabiler Riss ausbreitet.

Bemerkt werden sollte an dieser Stelle, dass beim Anfertigen der Kerbe mit dem Skalpell bereits einige der Proben zerbrochen sind.

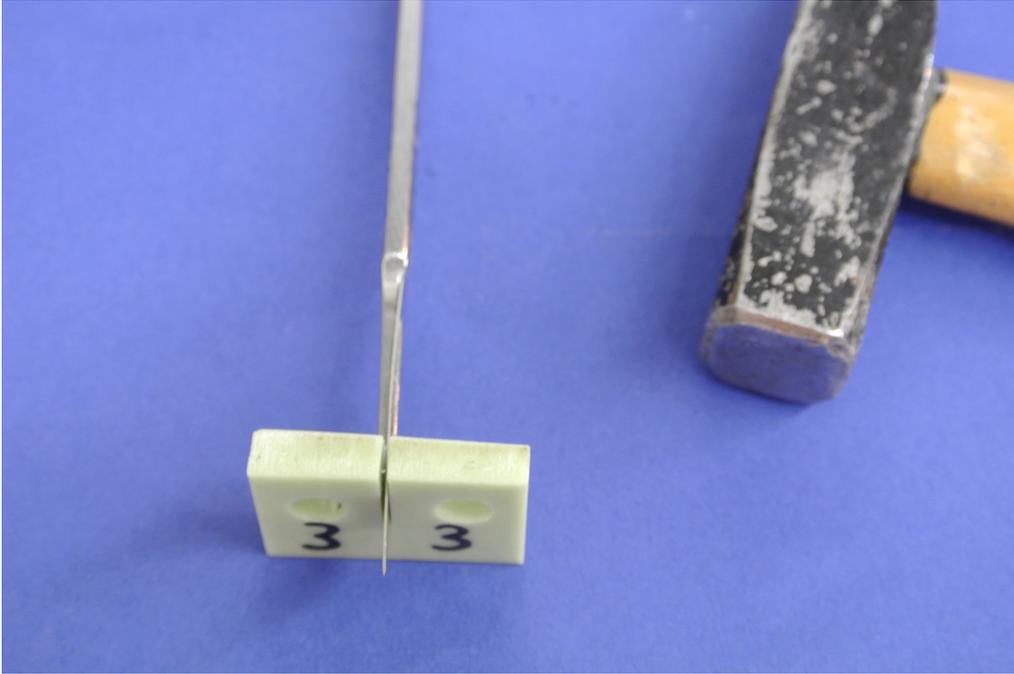


Abb. 10: Anfertigen der spitzen Kerbe mit dem Skalpell

4.4 Keilspaltmethode

Für das Ermitteln von bruchmechanischen Kennwerten gibt es grundsätzlich mehrere Methoden. Erwähnt seien die Drei- und Vierpunktbelastung an Biegezugbalken für Bruchprüfungen [21], die CT-Prüfung [22] und die Methode der Halbkreisförmigen Bohrkerne im Biegetest [23].

In der vorliegenden Arbeit wurde die Keilspaltmethode nach E.K. Tschegg [9] verwendet. Der Vorteil dieser Methode liegt darin, dass die Kraft nicht erst über diverse Vorrichtungen zum eigentlichen Probenkörper wo die Kraft wirken soll, umgelenkt werden muss. Bei der Keilspaltmethode greift die Kraft über Kugellager unmittelbar an der Probe an. Dadurch wird die Steifigkeit des Messaufbaus größer.

Die Kraft wird über einen Keil auf die Probe übertragen. Er wird zwischen die Kugellager eingebracht (Abb. 11), wobei fast keine Reibungsenergieverluste entstehen.

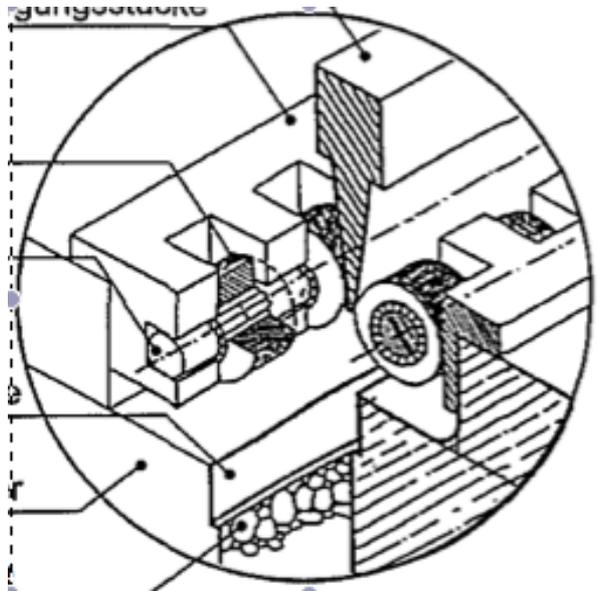


Abb. 11: Keil zwischen den Kugellagern [9]

Anhand von Abb. 12 wird ersichtlich, wie die Kraftübertragung erfolgt.

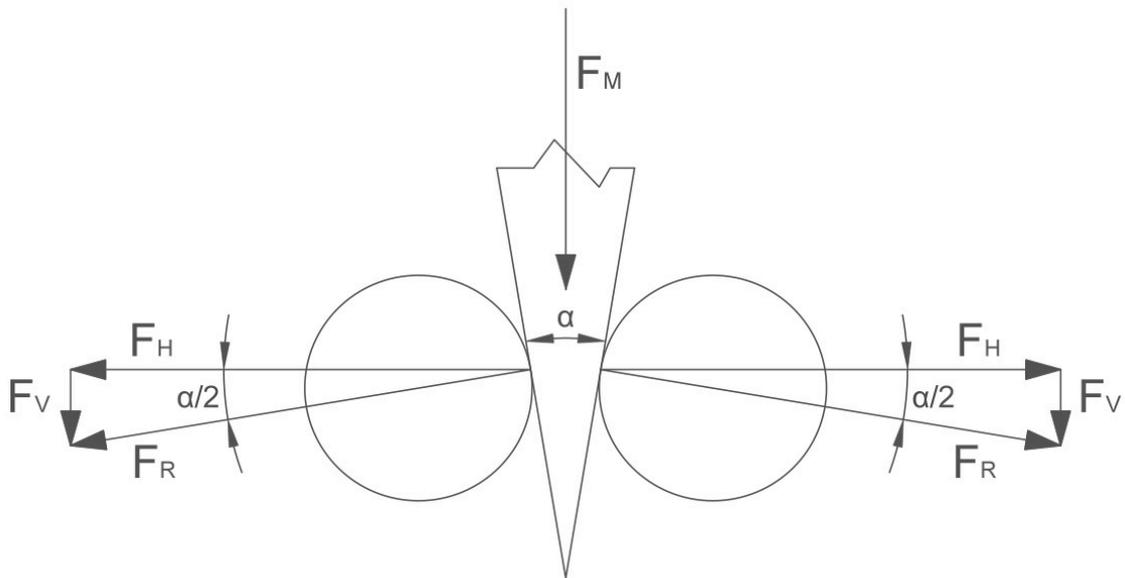


Abb. 12: Kräfte diagramm Keilspaltmethode [17]

In Abhängigkeit des Keilwinkels transformiert sich die vertikal angreifende Kraft F_M wie folgt in die horizontale Kraft F_H [9,13,24]

$$F_H = \frac{F_M}{2 \tan \left(\frac{\alpha}{2} \right)}$$

4.5 Versuchsdurchführung

Die Prüfungen wurden bei einer Luftfeuchtigkeit von ca. 45% durchgeführt. Um auch im Hinblick auf die Temperatur die Umstände im menschlichen Körper zu simulieren, wurden die Probenkörper vor der Messung in einem Klimaschrank bei ca. 40°C gelagert. Nach entsprechender Vorbereitung (und dadurch bedingtem Auskühlen) der Probe war das Ziel die Messung bei einer Probentemperatur von ca. 37° (in etwa menschliche Körpertemperatur) durchzuführen.

Nach dem Fixieren der Kugellager an den Bohrungen wurde die Probe in die Testmaschine eingesetzt. Die Probe wurde dann mit einer vertikalen Kraft F_M über den Keil belastet, welcher von der Prüfmaschine mit einer Geschwindigkeit von 2mm/min vorgegeben war. Der Keil transformiert die vertikale Kraft in zwei horizontale Komponenten, die die Probe belasten (Abb. 12).

Die Kraft wurde mit einer Kraftmessdose ermittelt. Die horizontale Verschiebung der gekerbten Probe wurde mit einem Videoextensiometer bestimmt. Zu diesem Zweck müssen im Vorfeld der Messung Messpunkte in der Mitte der Kugellager aufgebracht werden (Abb. 13,14).

Der weiße Streifen dient zum Kalibrieren des Videoextensiometers, der Abstand der beiden Punkte auf dem Streifen beträgt 10mm (Abb. 13).

Die horizontale Verschiebung der Messpunkte A und B wird mittels einer Videokamera ermittelt. Vor Beginn der Messung werden die Positionen der Messpunkte genau festgelegt (Abb. 13). Nach dem Start der Messung, d.h. mit Beginn der Absenkung des Keils, werden in zeitlichen Abständen von 100ms automatisch die Werte der sich einstellenden Kraft, sowie die genaue Position der Punkte zu diesem Zeitpunkt in eine .txt-Datei aufgezeichnet.

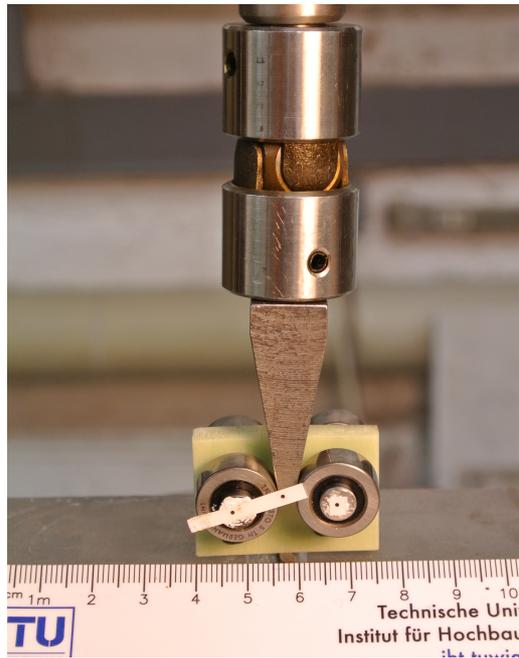


Abb. 13: Messaufbau für die Knochenzementproben

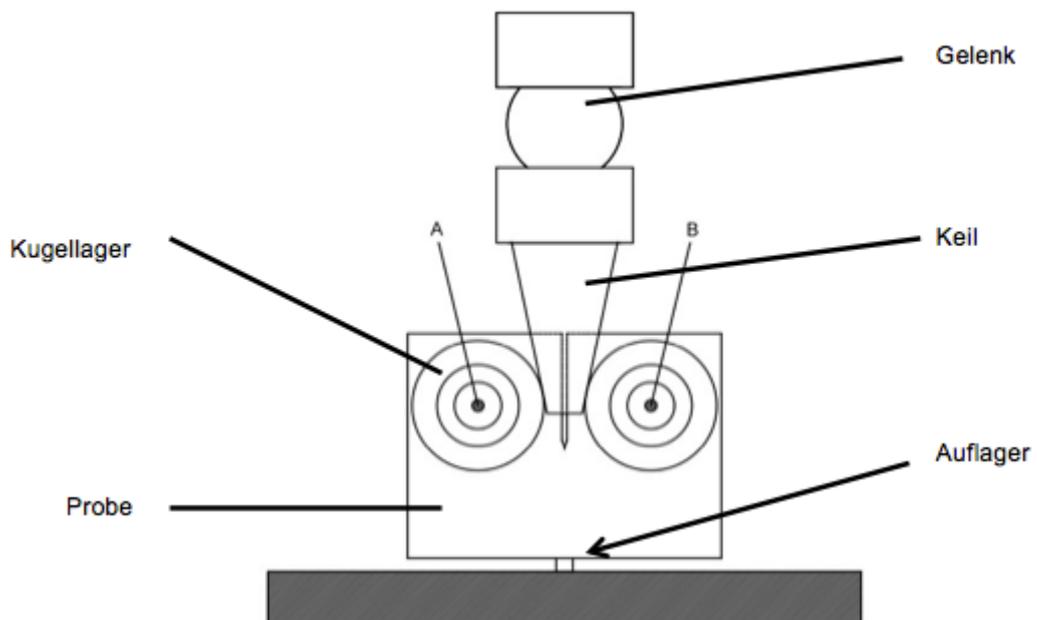


Abb. 14: Versuchsaufbau mit den Messpunkten A und B für das Videoextensiomter

Abb. 15 zeigt die schlussendliche Versuchsanordnung.



Abb. 15: Versuchsanordnung für die Videoextensimetrie

Die Messung wurde händisch beendet, wenn die aufgebrachte Kraft nach dem Brechen der Probe auf einen Wert von ca. 1 N abgesunken war. Dies ist notwendig um bei der späteren Auswertung die gesamte Bruchenergie ermitteln zu können.

Aus den Werten, die in die .txt-Datei geschrieben werden, kann ein Diagramm erstellt werden, das die Kraft in Abhängigkeit der horizontalen Verschiebung zeigt (Abb. 16). Mit diesem Diagramm ist die Errechnung einiger Größen, die für das Zuordnen der Knochenzemente zu einer bestimmten Materialklasse von Interesse sind, möglich.

Die dunkelgraue Fläche repräsentiert die Energie für die elastischen Verformungen, die schraffierte Fläche der Energie die für die plastischen Verformungen aufgebracht werden muss. Die Gesamtfläche unter der Kurve entspricht der Bruchenergie der Probe.

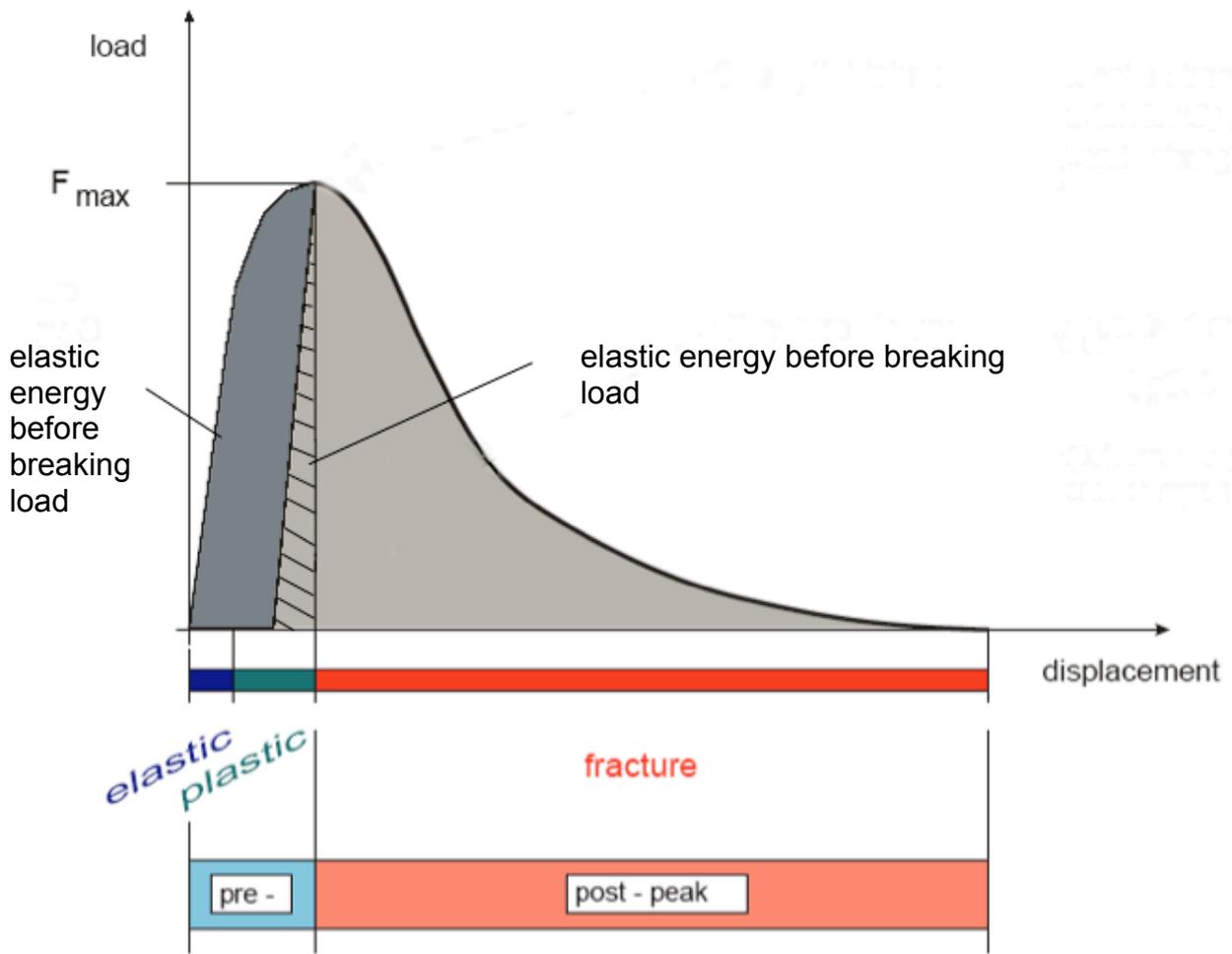


Abb. 16: Kraft-Verschiebungs-Diagramm [9,21]

4.6 Auswertung

Hauptaugenmerk bei der Analyse des ermittelten Datenmaterials lag auf der Berechnung der spezifischen Bruchenergie, bezeichnet mit G_F , der spezifischen Bruchinitiierungsenergie, bezeichnet mit G_{IF} , der Kerbzugfestigkeit σ_{NT} und der charakteristischen Länge l_{ch} .

Die Auswertung der Daten erfolgte mit dem numerischen Computersystem MATLAB. Mit diesem Programm ist es möglich die Daten, die mithilfe des Videoextensimeters ermittelt und während der Messung in txt-Dateien abgespeichert wurden, zu verarbeiten.

Die spezifische Bruchenergie errechnet sich aus jener Energie, die aufgewendet werden muss um die Probe vollständig zu brechen. Diese Energie ist die Bruchenergie G [Nmm], welche durch die Bruchfläche A [mm²] dividiert werden muss, um die spezifische Bruchenergie G_F [N/mm] zu erhalten. Die Bruchenergie errechnet sich aus dem Integral der horizontalen Kraft F über die horizontale Verschiebung l von Beginn der Messung (horizontale Verschiebung der Messpunkte $l = 0$) bis zum Ende der Messung, wenn die horizontale Verschiebung der beiden Bruchstücke maximal ist. Durch Berechnung der spezifischen Bruchenergie erhält man einen Kennwert für den Werkstoff, der keine Abhängigkeit von der Größe der Bruchfläche aufweist. Dies gilt allerdings nur so lange, wie die Prozesszone, in der der Riss entsteht, nicht zu groß im Vergleich zur Probengeometrie ist [14,17].

Die Bruchenergie entspricht der Fläche unter der Kurve in Abb. 16.

$$G = \int F_H dl$$

$$G_F = \frac{1}{A} \int F_H dl$$

Die spezifische Bruchinitiierungsenergie G_{IF} [N/mm] wird ähnlich wie die spezifische Bruchenergie über ein Integral der horizontalen Kraft über die horizontale Verschiebung errechnet. Die Obergrenze für das Integral ist allerdings jene horizontale Verschiebung, die zum Zeitpunkt der maximalen Kraftaufbringung besteht. Wenn die maximale Kraft appliziert ist, entsteht der Riss.

l_{crack} bezeichnet jene horizontale Verschiebung bei der maximalen Kraftapplikation, d.h. wenn die Bruchinitiierung stattfindet. [24]

$$G_I = \int_0^{l_{crack}} F_H dl \qquad G_{IF} = \frac{1}{A} \int_0^{l_{crack}} F_H dl$$

Zur Berechnung der Kerbzugfestigkeit σ_{NT} [N/mm^2] wird die linear-elastische Bruchmechanik verwendet. Diese Kenngröße entspricht ungefähr der Zugfestigkeit in einem Zugversuch und ist ein Maß dafür, wie gut sich ein Riss in einem Werkstoff fortplankt, wenn eine Kerbe vorhanden ist. Die Kerbzugfestigkeit berechnet sich mithilfe der maximal applizierten Kraft F_{max} . y ist der Abstand zwischen dem Punkt, an dem die Kraft appliziert wird und der Ligamentmitte. c bezeichnet die Dicke der Probe und h die Ligamenthöhe. [24]

$$\sigma_{NT} = \frac{F_{max}}{ch} + \frac{6F_{max}y}{ch^2}$$

Die charakteristische Länge l_{ch} [mm] ist ein Parameter für die Sprödigkeit eines Werkstoffes. Je niedriger die charakteristische Länge ist, umso spröder ist ein Material. Der in der Formel auftretende Faktor E [Pa] ist der Elastizitätsmodul. [17]

$$l_{ch} = \frac{E G_F}{\sigma_{NT}^2}$$

5. Ergebnisse

5.1 Resultate für die trockenen Proben

Zunächst wurde anhand der zuvor dargestellten Methoden und gespeicherten Daten automatisch für jede Probe ein Diagramm des horizontalen Kraftverlaufes über die horizontale Verschiebung angefertigt. Zeigte dieses in etwa das erwartete Verhalten, so wurde diese Probe in die Auswertung miteinbezogen. Ergaben sich grobe Abweichungen wurden diese Proben vorerst nicht in die Auswertung eingerechnet. Als mögliche Gründe für unübliche Kurvenverläufe wurden Inhomogenitäten im Probenmaterial beziehungsweise aufgrund der manuellen Fertigung der Proben mitunter mögliche Mängel in der Probengeometrie veranschlagt.

In Abb. 17 ist ein Diagramm einer Probe des Knochenzements Palacos R dargestellt.

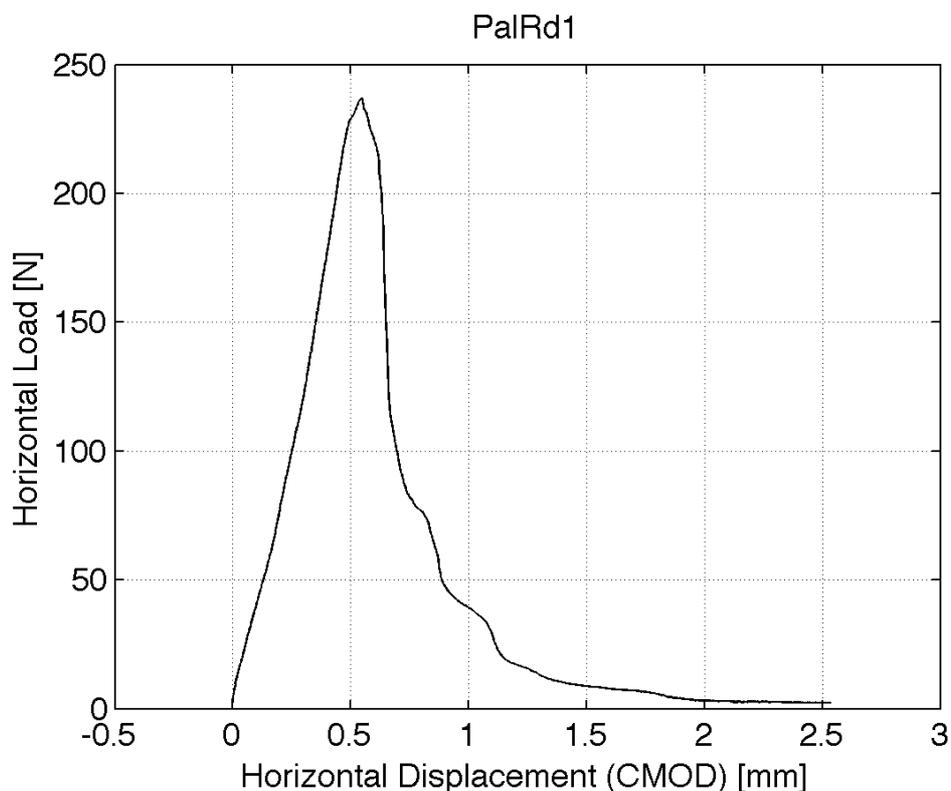


Abb. 17: Kraft-Weg-Diagramm der trockenen Palacos R Probe Nr.1

In Abb. 17 ist der zunächst annähernd lineare Verlauf der Kurve gut ersichtlich. Daraus könnte nach den eingangs erwähnten Zusammenhängen der Elastizitätsmodul als Steigung dieser Geraden berechnet werden.

Nach dem Erreichen der maximalen Kraft von ca. 240 N ist zwar in weiterer Folge kein derart hoher Kraftaufwand mehr von Nöten, jedoch muss weiterhin Kraft appliziert werden, damit sich der Riss fortpflanzt und es zum vollständigen Bruch des Materials kommt. Ohne weiteren Kraftaufwand würde der Riss stoppen.

An sich zeigte der Großteil der untersuchten Zemente der Firma Heraeus ein stabiles Bruchverhalten und die Messungen konnten ohne Probleme durchgeführt werden.

Bei anderen Zementen stellte sich das Ermitteln der entsprechenden erwarteten Kurvenverläufe als etwas schwieriger heraus. Bei diesen Sorten war bereits die Probenpräparation davon begleitet, dass viele Proben beispielsweise beim Anfertigen der Skalpellkerbe zu Bruch gingen und damit bereits die Vermutung aufkommen ließen sie seien spröder als andere Knochenzemente. Auch bei der tatsächlichen Messung kam es mitunter zu Brüchen, die eher auf einen spröden Charakter schließen lassen – siehe Abb. 18.

Abb. 18 zeigt so einen quasispröden Bruch. Diese Vermutung resultiert aus der geringen plastischen Deformation. Nach dem Erreichen der maximalen Last kommt es zu einem rapiden Abfall der Kraft – dies lässt darauf schließen, dass der Bruch sofort vollständig nach Aufbringen der maximalen Kraft verlaufen ist und keine weitere Kraftapplikation mehr nötig war um das Material vollständig zu brechen.

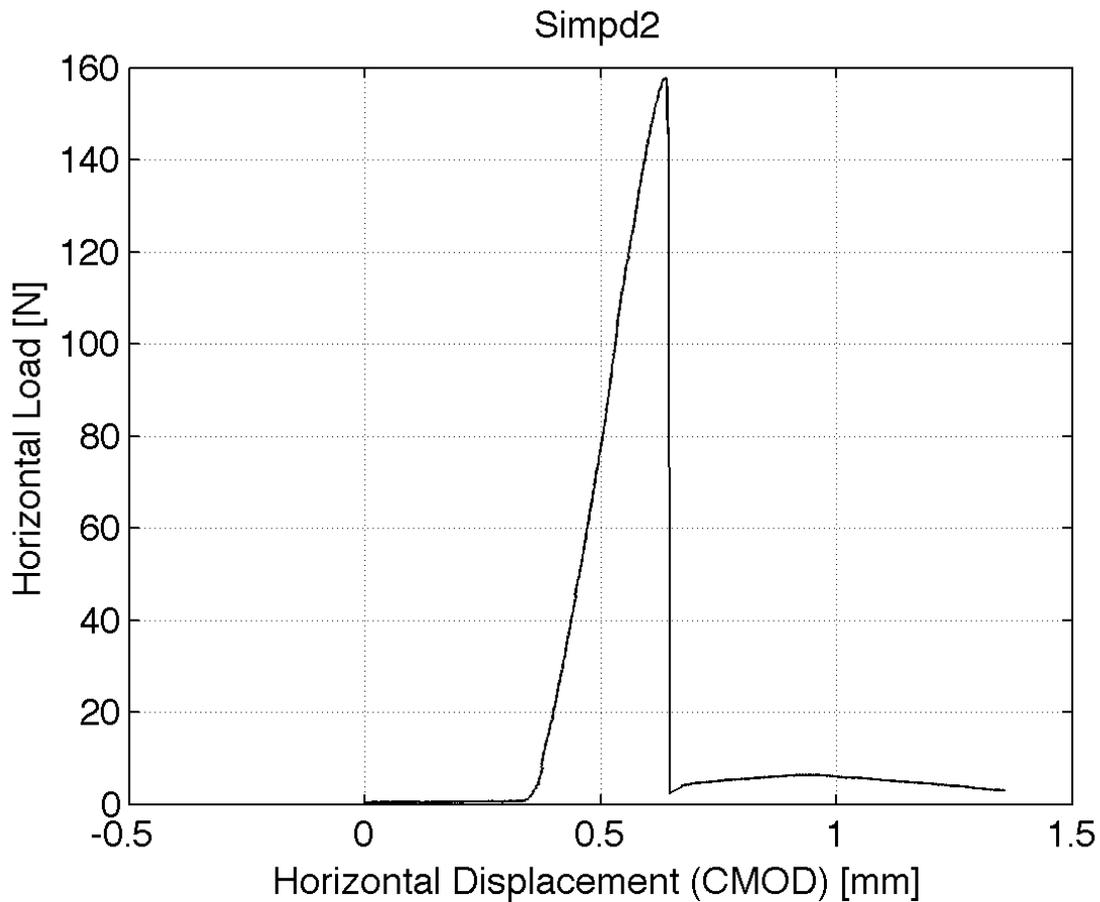
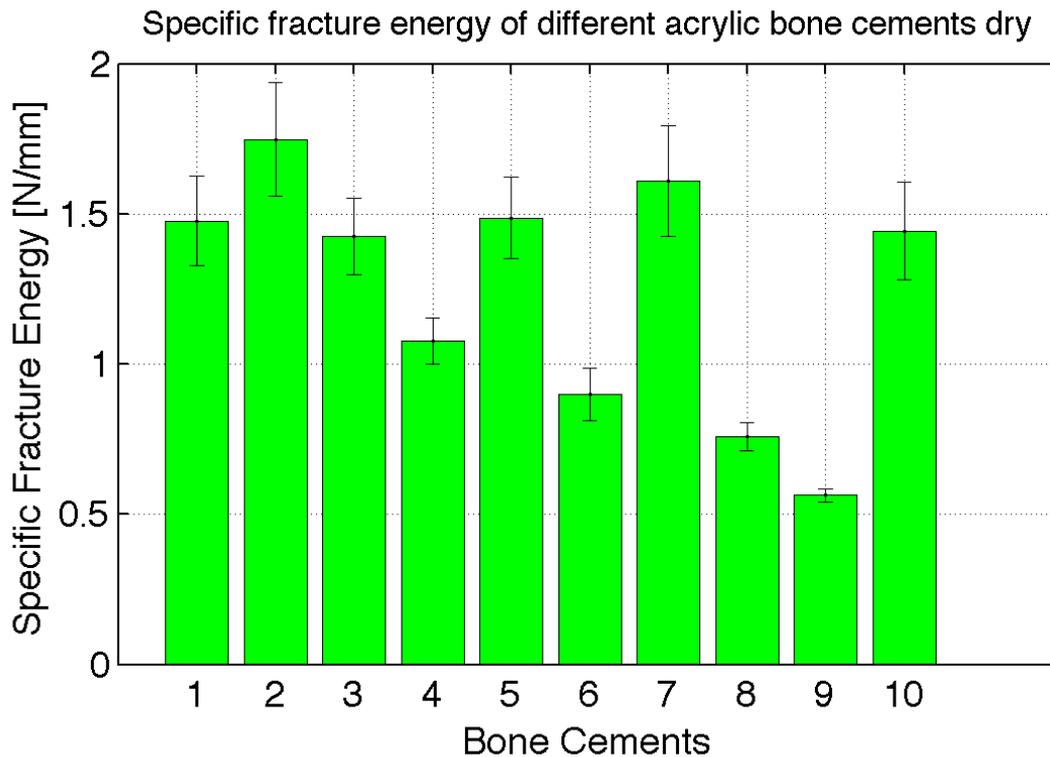


Abb. 18: Kraft-Weg-Diagramm der trockenen Simplex Probe Nr.2

Jene Proben, die ein gänzlich unerklärbares Verhalten zeigten, wurden aus der weiteren Auswertung herausgenommen.

Proben, bei denen es zu vermutlich spröden Brüchen kam, wurden in die Berechnung der spezifischen Bruchinitiierungsenergie und der Kerbzugfestigkeit miteinbezogen, da für diese Kennwerte ja lediglich der Verlauf der Kurve bis zur maximalen Kraft interessant ist. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass die Berechnung der spezifischen Bruchenergie und der charakteristischen Länge ohne diese Proben erfolgen musste.

Einen Überblick über die ermittelten Werte der spezifischen Bruchenergie liefert Abb. 19.

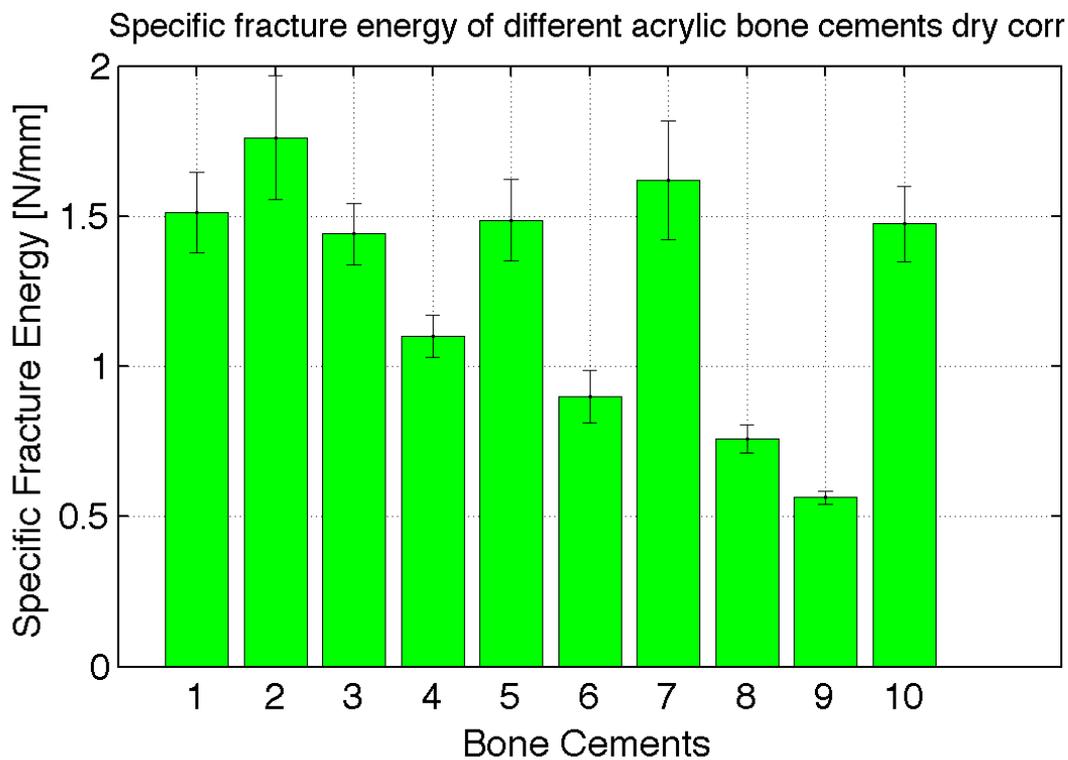


1-PalRd 2-PalRGd 3-PalMVGd 4-CopGVd 5-CopGCd
 6-Tiand 7-Refod 8-Simpd 9-CMW1Gd 10-SSGHVd

Abb. 19: Spezifische Bruchenergie der trockenen Knochenzementproben

Bei der genaueren Untersuchung der Ursachen für unerwartete Kraft-Weg-Diagramme wurde entdeckt, dass bei manchen Proben die Bruchfläche von Unebenheiten beziehungsweise Löchern durchsetzt ist. Dies deutet auf Luftporen hin und könnte damit die verminderte Stabilität und gleichzeitig geringere spezifische Bruch- und Bruchinitiierungsenergie der Probe erklären.

Nachdem aufgrund dieser Vermutung alle Proben auf diese Merkmale hin untersucht wurden und die "Fehlstellen" in der Bruchfläche bei der Berechnung der Werte in weiterer Folge berücksichtigt wurden, ergaben sich die in Abb. 19 dargestellten Werte für die korrigierte Bruchenergie der trockenen Knochenzementproben.



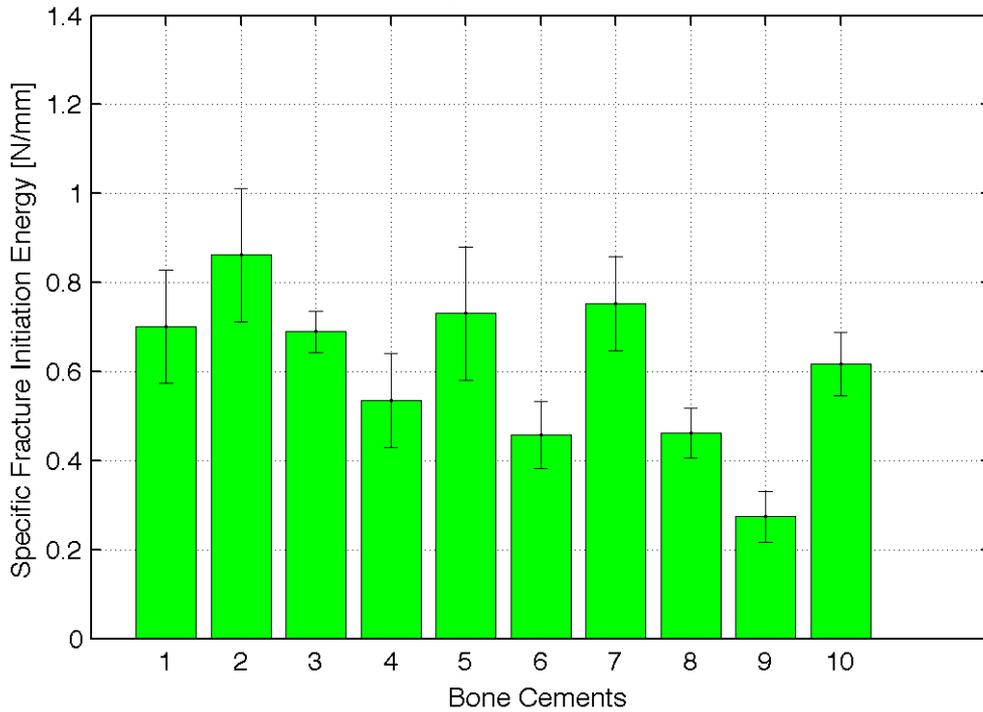
1-PalRd 2-PalRGd 3-PalMVGd 4-CopGVd 5-CopGCd
6-Tiand 7-Refod 8-Simpd 9-CMW1Gd 10-SSGHVd

Abb. 20: Korrigierte Werte der Spezifischen Bruchenergie der trockenen Knochenzementproben

Vergleicht man Abb. 19 und Abb. 20 miteinander, so gibt es keine signifikanten Unterschiede in den Ergebnissen. Dennoch wurde bei den folgenden Berechnungen immer diese Korrektur der Bruchfläche vorgenommen.

Abb. 21-23 zeigen die entsprechenden korrigierten Ergebnisse für die spezifische Bruchinitiierungsenergie, die Kerbzugfestigkeit und die charakteristische Länge.

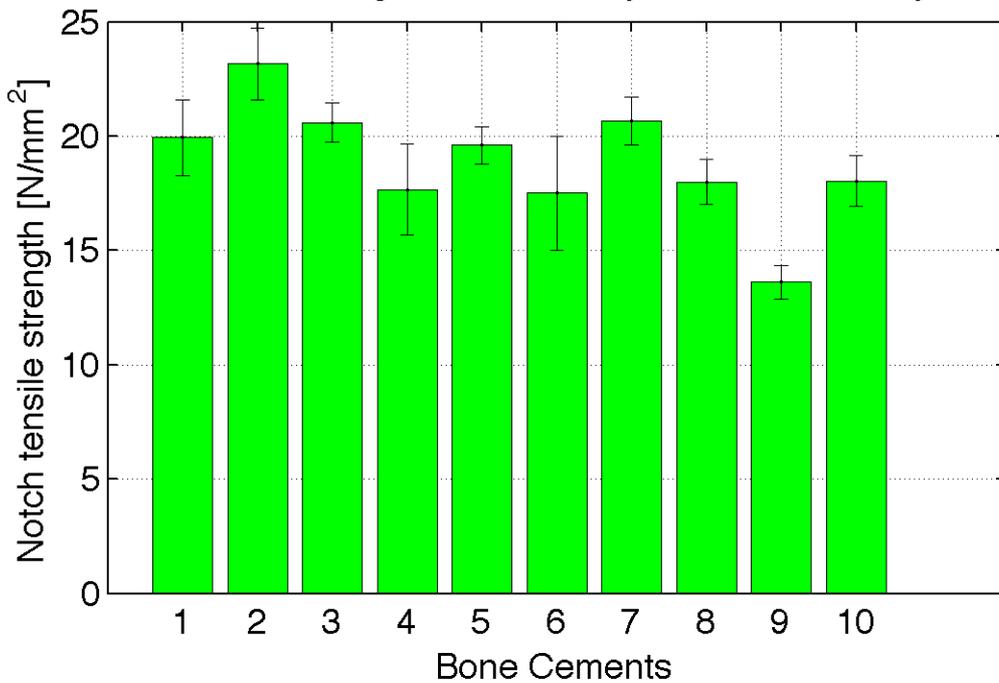
Specific fracture initiation energy of different acrylic bone cements dry corr



1-PalRd 2-PalRGd 3-PalMVGd 4-CopGVd 5-CopGCd
6-Tiand 7-Refod 8-Simpd 9-CMW1Gd 10-SSGHVd

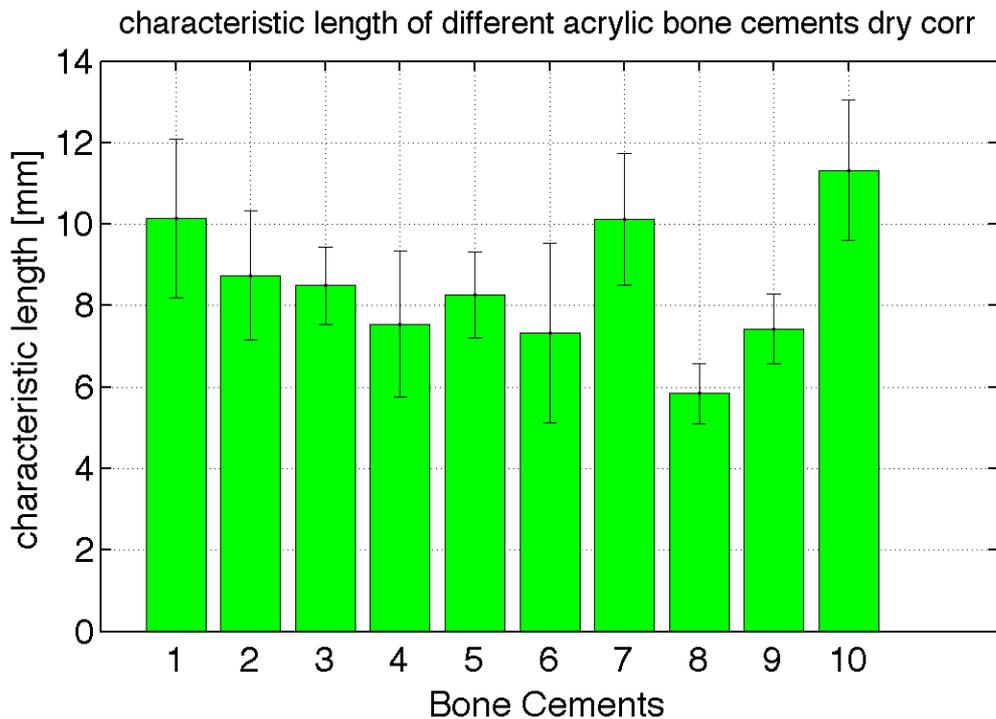
Abb. 21: Spezifische Bruchinitiierungsenergie der trockenen Knochenzementproben

Notch tensile strength of different acrylic bone cements dry corr



1-PalRd 2-PalRGd 3-PalMVGd 4-CopGVd 5-CopGCd
6-Tiand 7-Refod 8-Simpd 9-CMW1Gd 10-SSGHVd

Abb. 22: Kerbzugfestigkeit der trockenen Knochenzementproben



1-PalRd 2-PalRGd 3-PalMVGd 4-CopGVd 5-CopGCd
 6-Tiand 7-Refod 8-Simpd 9-CMW1Gd 10-SSGHVd

Abb. 23: Charakteristische Länge der trockenen Knochenzementproben

Die nachfolgende Tabelle 2 gibt einen Überblick über die Ergebnisse der Auswertung.

Tabelle 2: Ergebnisse der Messungen für die trockenen Proben

name	antibiotic	GF [N/mm]	std. deviation [N/mm]	GIF [N/mm]	std. deviation [N/mm]	σ NT [N/mm ²]	std. deviation [N/mm ²]	lch [mm]	std. deviation [mm]
Palacos R	none	1.513	0.135	0.701	0.127	19.946	1.656	10.141	1.937
Palacos R+G	G	1.762	0.206	0.862	0.149	23.176	1.570	8.745	1.589
Palacos MV+G	G	1.441	0.103	0.689	0.046	20.587	0.857	8.499	0.95
Copal G+V	G & V	1.100	0.071	0.535	0.105	17.656	1.988	7.549	1.786
Copal G+C	G & C	1.486	0.136	0.730	0.149	19.602	0.806	8.274	1.056
Tianjin Bone Cement	none	0.899	0.086	0.458	0.075	17.514	2.489	7.331	2.205
Refobacin Bone Cement R	G	1.62	0.198	0.753	0.105	20.66	1.035	10.119	1.628
Antibiotic Simplex P	T	0.757	0.047	0.462	0.057	17.998	0.972	5.844	0.739
DePuy CMW 1 Gentamicin Bone Cement	G	0.564	0.021	0.274	0.057	13.616	0.73	7.432	0.853
Smartset GHV Gentamicin Bone Cement	G	1.475	0.125	0.616	0.071	18.045	1.127	11.324	1.727

5.2 Resultate für die gesättigten Proben

Die Abb. 24-27 zeigen den Vergleich der Ergebnisse für jeweils die spezifische Bruchenergie, die spezifische Bruchinitiierungsenergie, die Kerbzugfestigkeit und die charakteristische Länge der gesättigten Zementproben.

Auch hier wurden Proben mit gänzlich unerklärbarem Verhalten nicht in die Auswertung miteinbezogen. Die Berechnung der spezifischen Bruchinitiierungsenergie und der Kerbzugfestigkeit erfolgte unter Berücksichtigung jener Proben, die ein sprödes Brucherhalten zeigten. Beim Berechnen der spezifischen Bruchenergie und der charakteristischen Länge konnten diese jedoch nicht miteinbezogen werden.

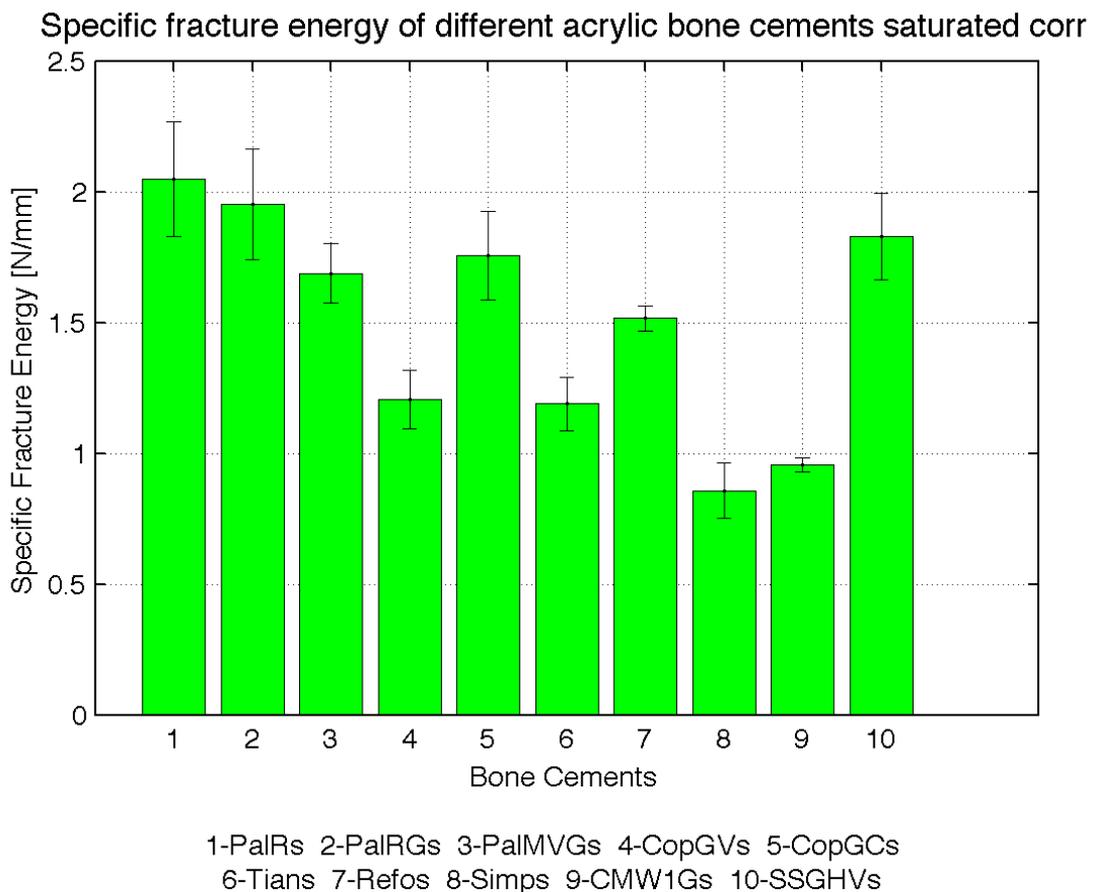
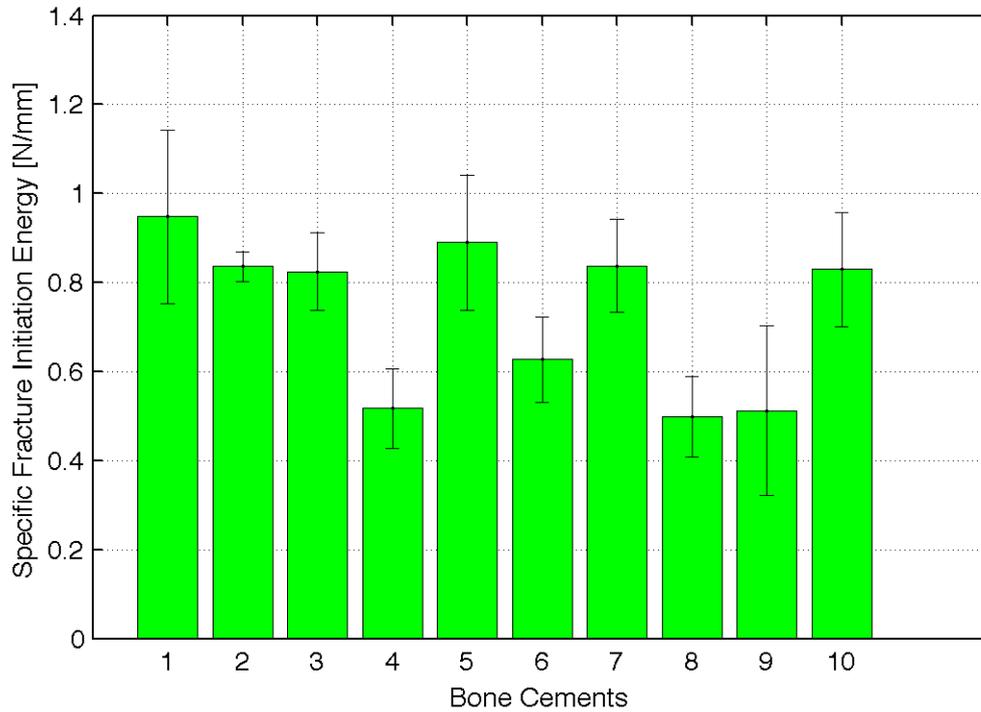


Abb. 24: Spezifische Bruchenergie der gesättigten Knochenzementproben

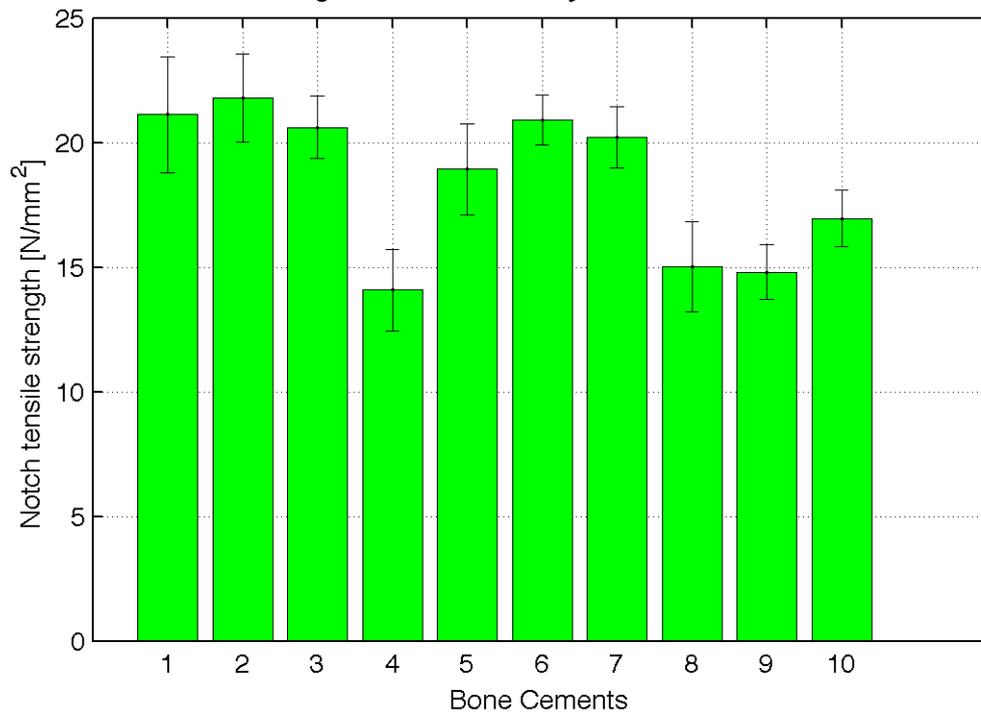
Specific fracture initiation energy of different acrylic bone cements saturated corr



1-PalRs 2-PalRGs 3-PalMVGs 4-CopGVs 5-CopGCs
6-Tians 7-Refos 8-Simps 9-CMW1Gs 10-SSGHVs

Abb. 25: Spezifische Bruchinitiationsenergie der gesättigten Knochenzementproben

Notch tensile strength of different acrylic bone cements saturated corr



1-PalRs 2-PalRGs 3-PalMVGs 4-CopGVs 5-CopGCs
6-Tians 7-Refos 8-Simps 9-CMW1Gs 10-SSGHVs

Abb. 26: Kerbzugfestigkeit der gesättigten Knochenzementproben

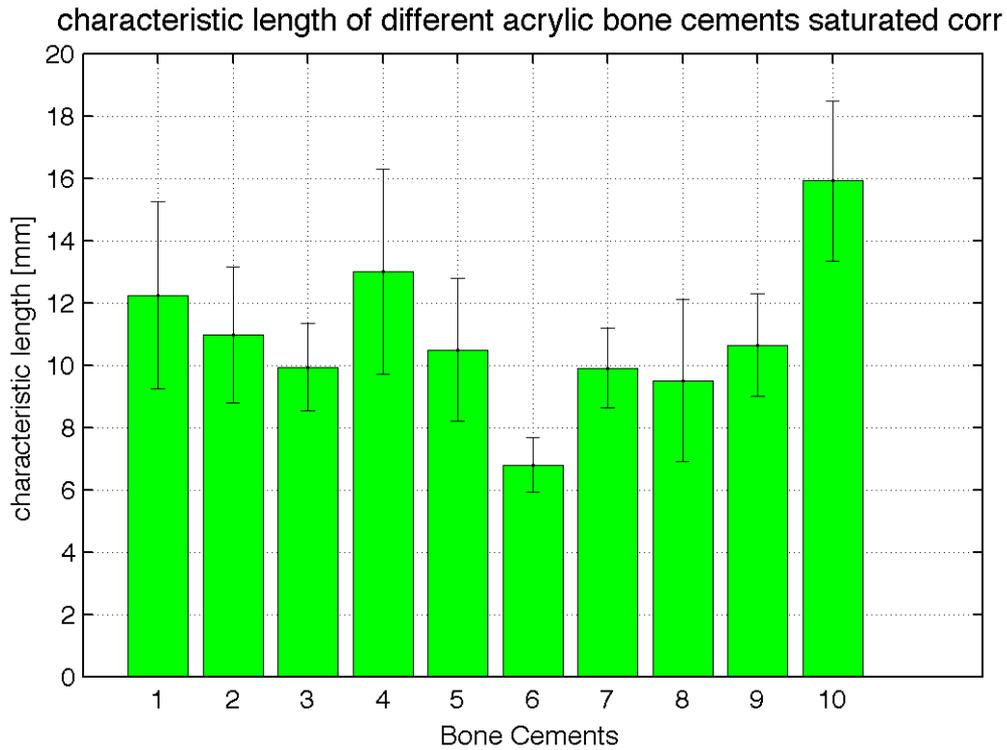


Abb. 27: Charakteristische Länge der gesättigten Knochenzementproben

Die folgende Tabelle 3 gibt einen Überblick über die ermittelten Werte für die gesättigten Proben.

Tabelle 3: Ergebnisse der Messungen für die gesättigten Proben

name	antibiotic	GF [N/mm]	stddev GF [N/mm]	GIF [N/mm]	stddev GIF [N/mm]	SigNT [N/mm ²]	stddev SigNT [N/mm ²]	Lch [mm]	stddev Lch [mm]
Palacos R	none	2,048	0,220	0,948	0,195	21,119	2,316	12,246	3,015
Palacos R+G	G	1,952	0,211	0,836	0,034	21,786	1,778	10,968	2,175
Palacos MV+G	G	1,688	0,113	0,825	0,087	20,608	1,260	9,937	1,404
Copal G+V	G+V	1,206	0,112	0,517	0,090	14,088	1,641	12,994	3,287
Copal G+C	G+C	1,756	0,169	0,890	0,151	18,925	1,829	10,485	2,291
Tianjin Bone Cement	none	1,189	0,101	0,627	0,096	20,915	1,007	6,795	0,886
Refobacin Bone Cement R	G	1,516	0,049	0,838	0,104	20,203	1,224	9,904	1,281
Antibiotic Simplex P	T	0,857	0,106	0,499	0,090	15,014	1,821	9,500	2,595
DePuy CMW 1 Gentamicin Bone Cement	G	0,954	0,027	0,512	0,190	14,801	1,108	10,646	1,631
Smartset GHV Gentamicin Bone Cement	G	1,831	0,165	0,830	0,129	16,961	1,128	15,908	2,582

6. Diskussion

Bei der Diskussion der Resultate werden die Ergebnisse für die jeweiligen Kennwerte immer im Vergleich von trockenen zu gesättigten Proben dargestellt.

Insofern ist ein eventueller Einfluss der Flüssigkeit auf die bruchmechanischen Eigenschaften sofort ersichtlich.

6.1 Spezifische Bruchenergie

Abb. 28 zeigt den Vergleich zwischen trockenem und gesättigtem Zement der für die spezifische Bruchenergie ermittelten Werte.

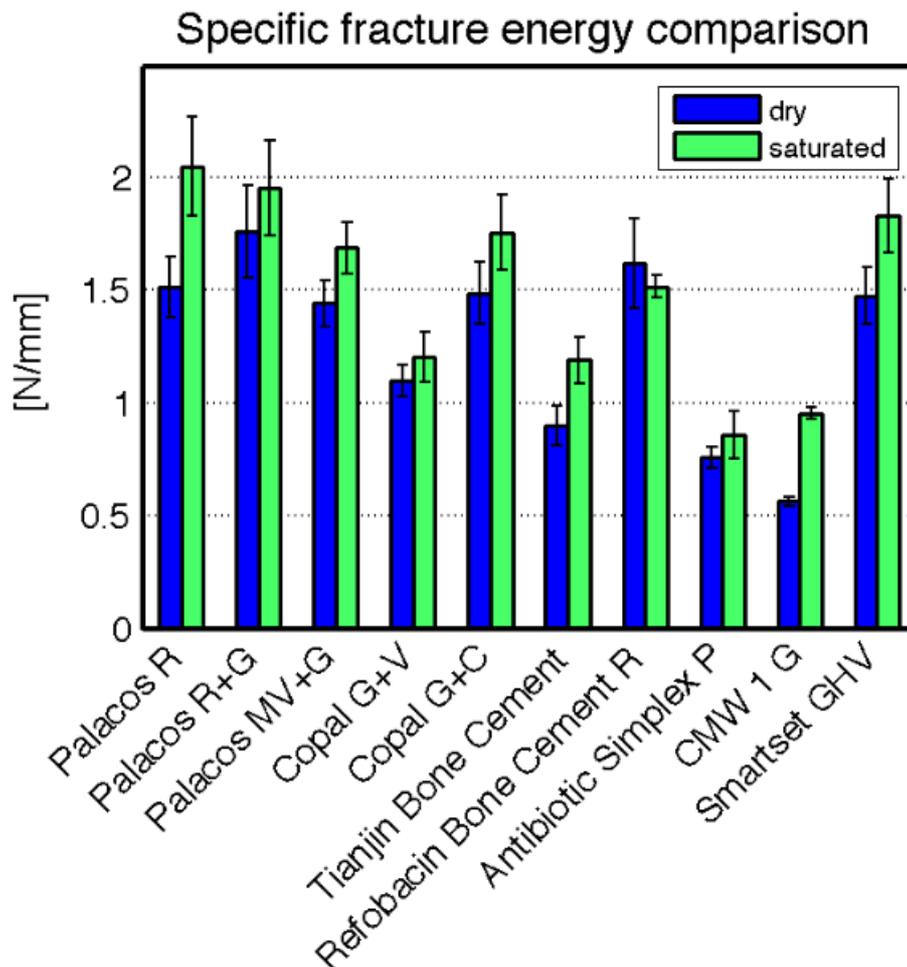


Abb. 28: Vergleich der spezifischen Bruchenergien trocken-gesättigt

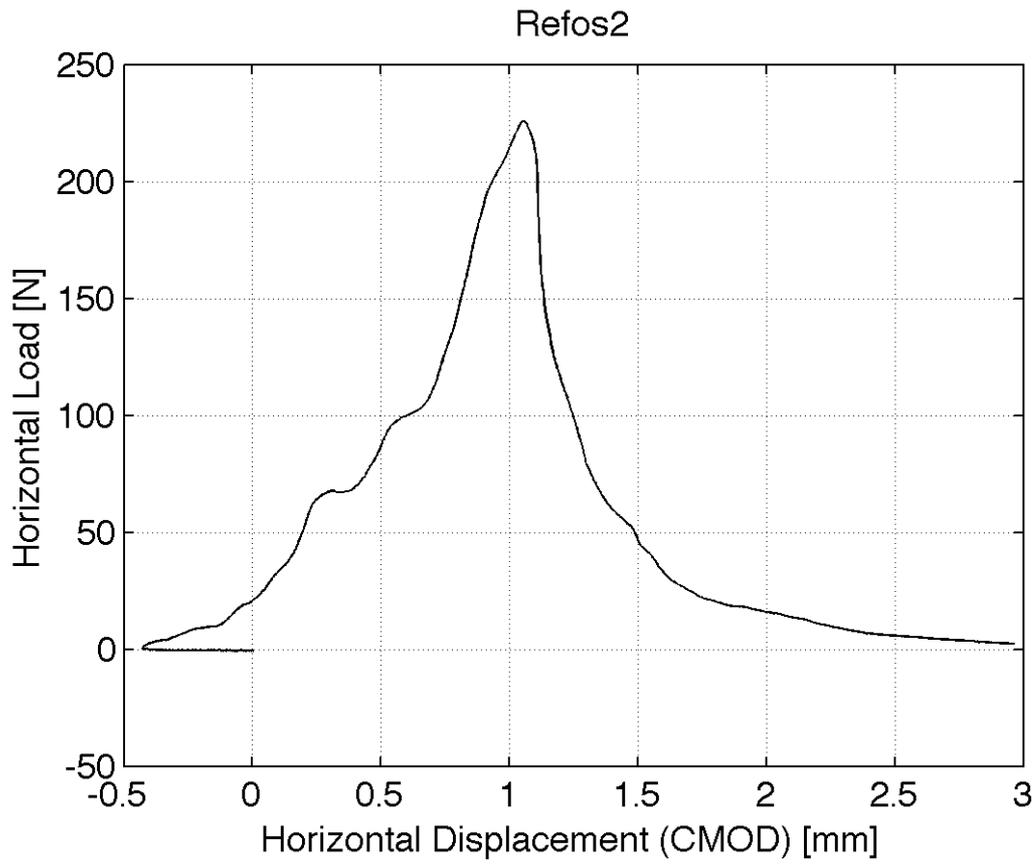


Abb. 29: Kraft-Weg-Diagramm der gesättigten Refobacin Probe Nr.2

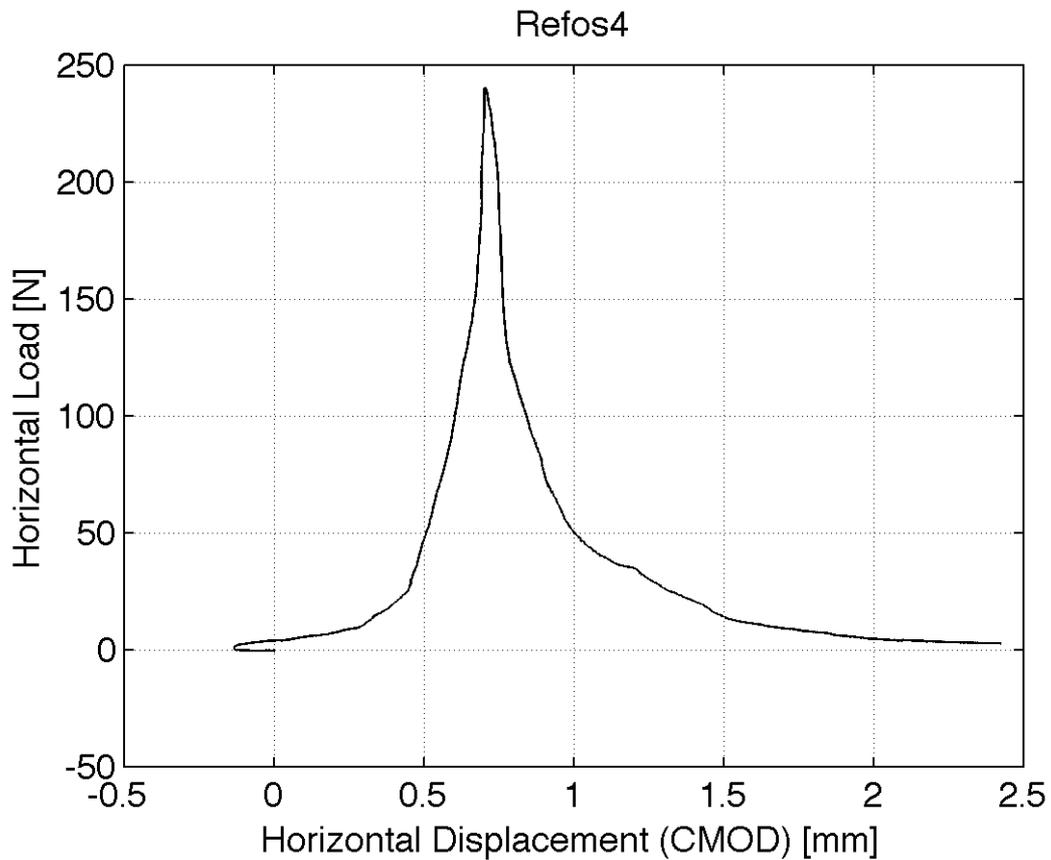


Abb. 30: Kraft-Weg-Diagramm der gesättigten Refobacin Probe Nr.4

Die Proben, deren Kraft-Weg-Diagramme in Abb. 29 und Abb. 30 angeführt sind, stehen exemplarisch für alle nicht in die Auswertung miteinbezogenen Proben.

Eine Auffälligkeit ist, dass jene Knochenzemente, bei denen die Sterilisation mit Gammabestrahlung erfolgte, eine wesentlich niedrigere spezifische Bruchenergie aufweisen als jene, die mit Ethylenoxidbegasung sterilisiert wurden.

Die ermittelten Werte lassen nicht darauf schließen, dass es eine dezidierte Abhängigkeit einer ermittelten Größe von einem bestimmten Antibiotikum gibt.

6.2 Spezifische Bruchinitiierungsenergie

Abb. 31 zeigt den Vergleich zwischen trockenem und gesättigtem Zement der für die spezifische Bruchinitiierungsenergie ermittelten Werte.

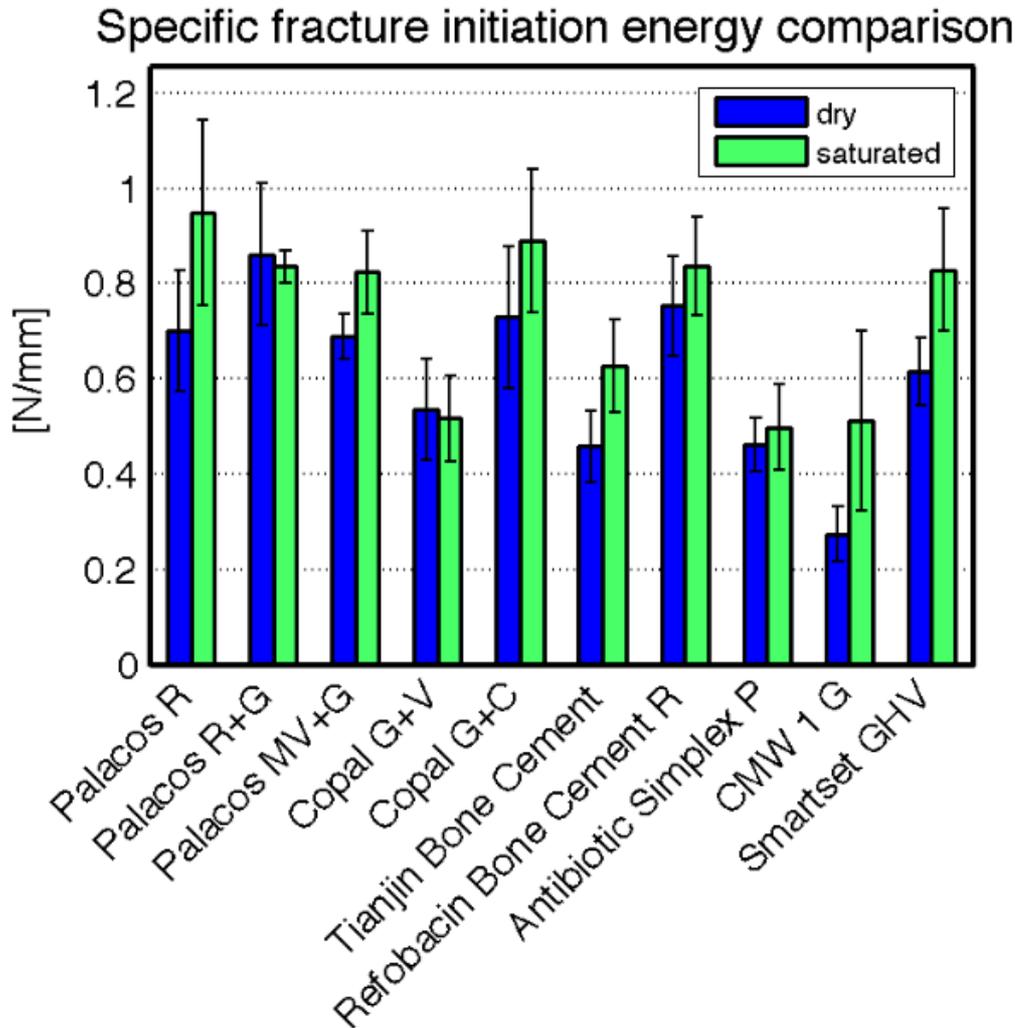


Abb. 31: Vergleich der spezifischen Bruchinitiierungsenergien trocken-gesättigt

Aus dem Diagramm geht hervor, dass bei den meisten Knochenzementen auch die spezifische Bruchinitiierungsenergie offenbar unter Einbringung der Proben in ein feuchtes Milieu steigt.

Ebenfalls gut erkennbar ist, dass die Wahl der Sterilisationsmethode wahrscheinlich einen Einfluss auf das bruchmechanische Verhalten des Knochenzements hat.

6.3 Kerbzugfestigkeit

Abb. 32 zeigt den Vergleich zwischen trockenem und gesättigtem Zement der für die Kerbzugfestigkeit ermittelten Werte.

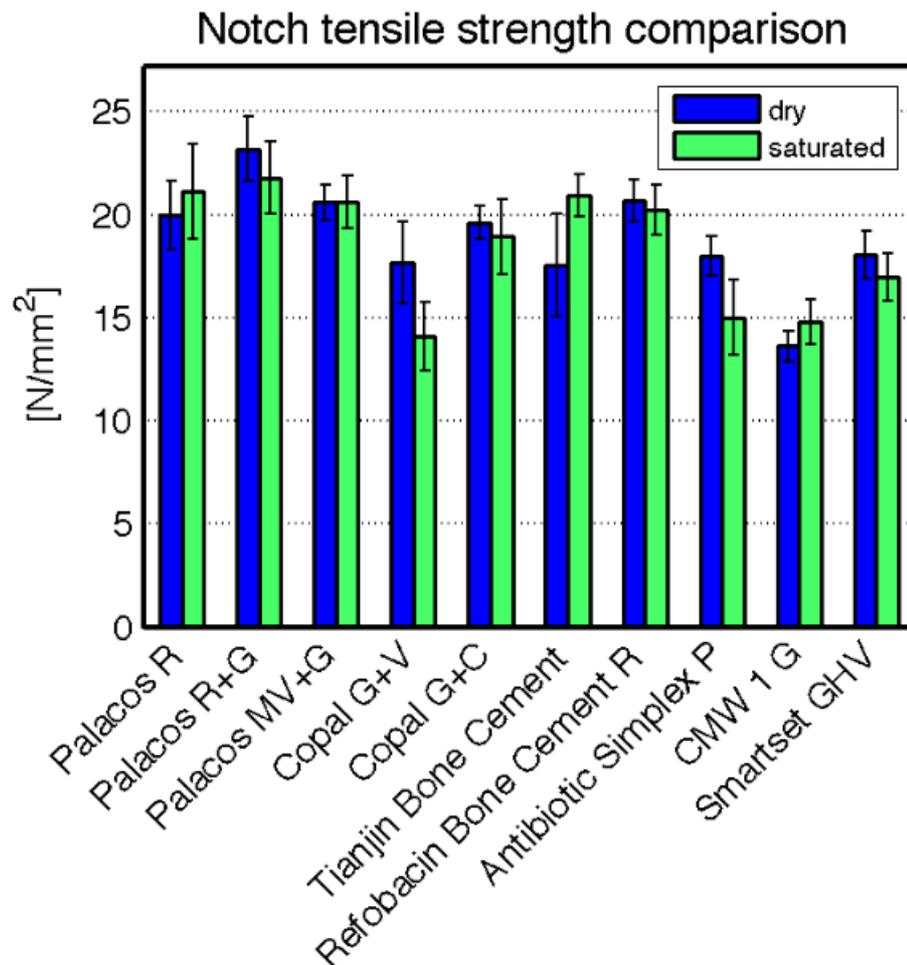


Abb. 32: Vergleich der Kerbzugfestigkeiten trocken-gesättigt

Die Kerbzugfestigkeit ist ein Maß dafür wie viel Kraft notwendig ist, um ein Material bei einer vorhandenen Kerbe zum Brechen zu bringen. Dieser Kennwert ist insofern von Interesse, als dass bei der Verwendung eines Werkstoffes das Vorhandensein beispielsweise eines Kratzers das Material sehr schnell zerstört werden kann, wenn die Kerbzugfestigkeit einen zu niedrigen Wert aufweist.

Die in der Abb. 32 ersichtlichen Werte zeigen im Unterschied zur spezifischen Bruchenergie und spezifischen Bruchinitiierungsenergie nicht so deutliche Abweichungen der Werte der trockenen Proben von den gesättigten.

Tabelle 4 erlaubt einen Vergleich der ermittelten Größen mit den Kerbzugfestigkeiten einiger Werkstoffe. Die Werte für die Knochenzemente liegen im Bereich von 15-20 N/mm².

Tabelle 4: Kerbzugfestigkeiten verschiedener Werkstoffe

Material	Kerbzugfestigkeit [N/mm²]
Laminierharz (TLR)	18
Sandstein	3.2
Kalkstein am Rhein	5.9
Zementmörtel	3.4
Beton CEM II	4
Magnesia Feuerwerkstoff	8.5

6.4 Charakteristische Länge

Abb. 33 zeigt den Vergleich zwischen trockenem und gesättigtem Zement der für die charakteristische Länge ermittelten Werte.

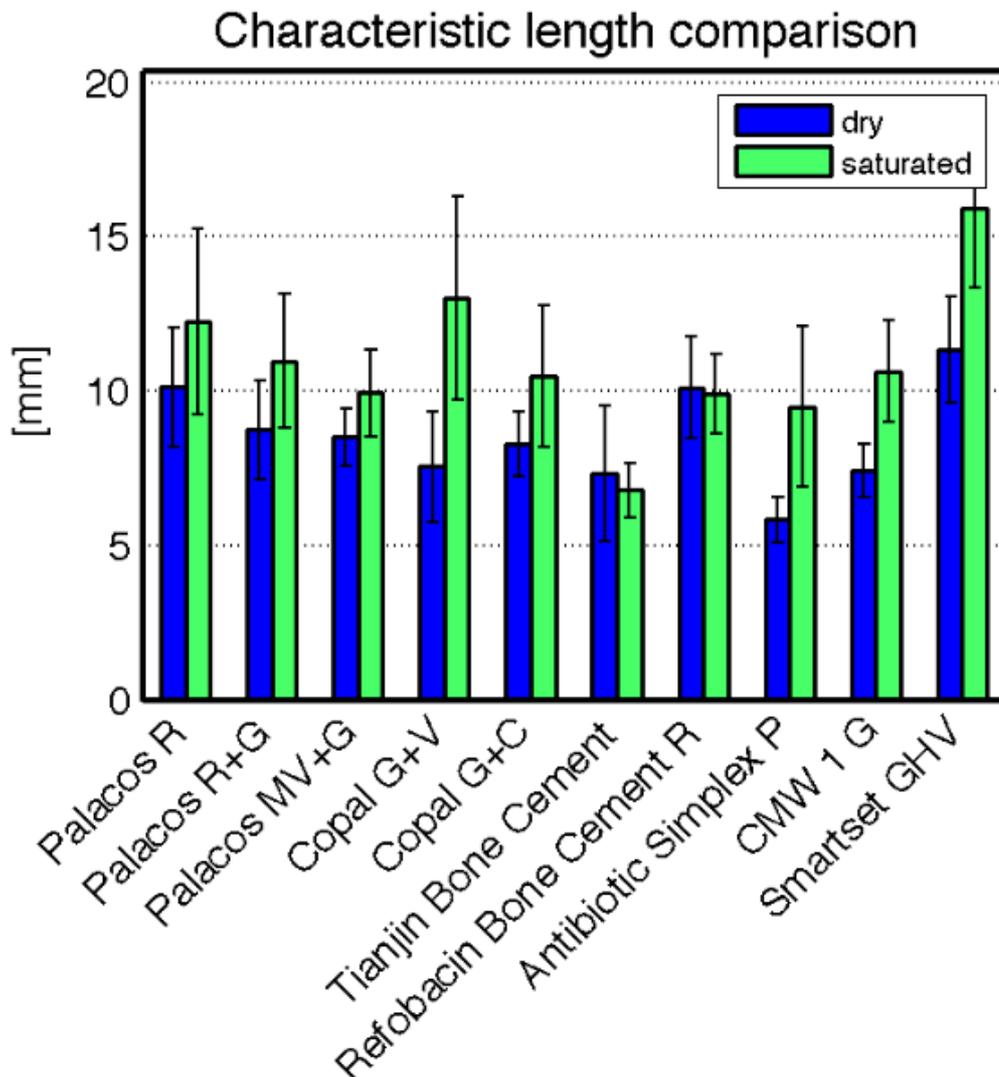


Abb. 33: Vergleich der charakteristischen Längen trocken-gesättigt

Es zeigt sich, wie bei der spezifischen Bruchenergie und der spezifischen Bruchinitiationsenergie, bei den meisten Knochenzementen ein höherer Wert bei den gesättigten Proben.

Dies ist nachvollziehbar, da ein höherer Wert der charakteristischen Länge ein duktileres Verhalten beschreibt, was wiederum bedeutet, dass mehr und v.a. kontinu-

ierlich Energie aufgewendet werden muss, um einen Riss überhaupt entstehen zu lassen. Der Werkstoff kann mehr Energie in Form von elastischer und plastischer Deformation aufnehmen. Dies führt dazu, dass in Summe mehr Energie aufgewendet werden muss um einen vollständigen Bruch herbeizuführen. Diese Eigenschaft ist für einen Stoff, der mehr Wasser enthält als ein zum Vergleich herangezogenes Material, naheliegend.

Die Werte für die charakteristische Länge - unabhängig ob bei den gesättigten oder trockenen Proben - reichen von 5-15mm. Verglichen mit den Werten bekannter Materialien lässt dies die Vermutung zu, dass die untersuchten Knochenzemente im Hinblick auf die charakteristische Länge vergleichbar mit Zement sind, welchem eine charakteristische Länge von 0.01m zugeordnet wird (Tabelle 5).

Tabelle 5: Charakteristische Längen verschiedener Werkstoffe [17]

Material	l_{ch} [m]
Asphalt bei 10 °C [66]	0,60
Sandstein [48]	0,28
Beton [66]	0,20
Granit [75]	0,12
Marmor [75]	0,11
Kalkstein [75]	0,10
Zementstein [76]	0,01
Ytong (PV4-0,6)	0,046
Ytong (PV2-0,35)	0,049
Glas [33]	0,001

6.5 Einfluss der Sterilisationsmethode

Die Ergebnisse für die spezifische Bruchenergie und die spezifische Bruchinitiationsenergie legen die Annahme nahe, dass die Sterilisationsmethode einen Einfluss auf das bruchmechanische Verhalten des Knochenzementes hat.

Dies kann jedoch nicht mit ausreichender Sicherheit damit argumentiert werden. Die geringe Anzahl der gemessenen Proben lässt keine zuverlässigen Rückschlüsse auf die tatsächlichen Eigenschaften der Zemente zu.

6.6 Einfluss des Zusatzes von Antibiotika

Ausgehend von den erhobenen Daten und den daraus ermittelten Werten können keinerlei Rückschlüsse auf ein bestimmtes bruchmechanisches Merkmal aufgrund des Vorhandenseins beziehungsweise des Fehlens eines bestimmten Antibiotikums gezogen werden.

Es ist naheliegend, dass nach dem Freisetzen des Antibiotikums in die dadurch entstehenden Lücken und Zwischenräume Flüssigkeit eindringt.

Dies könnte eine Erklärung für die Entdeckung sein, die beim Einlegen der Proben in Ringerlösung gemacht wurde. Während des Experiments musste einmal die Flüssigkeit ausgetauscht werden, da nach einiger Zeit das Freisetzen einer Substanz beobachtet worden ist. Es war unklar, worum es sich bei diesen Ausflockungen handelte. Die naheliegendste Erklärung ist, dass das enthaltene Antibiotikum aus dem Zement herausgelöst wurde und damit wiederum eine Änderung im bruchmechanischen Verhalten bewirkt haben könnte.

Der Umstand, dass sich Polymere verändern, wenn sie über längere Zeit einer Flüssigkeit ausgesetzt sind, wurde erst kürzlich von Ayre et al. [25] im Zusammenhang mit Knochenzementen genauer untersucht.

6.7 Betrachtung der Bruchflächen unter dem Elektronenmikroskop

Um die unterschiedlichen Verhalten der verschiedenen Zemente mitunter ein wenig besser zu verstehen, wurden die Bruchflächen unter dem Elektronenmikroskop am Institut für Festkörperphysik der Technischen Universität Wien betrachtet.

Die folgenden Abbildungen zeigen jeweils links die Bruchfläche der trockenen Probe, rechts die – soweit vorhandenen – Aufnahmen der Bruchfläche der bis zur Messung in Flüssigkeit eingelegten Probe.

Aus Zeitgründen war es nicht möglich von alle Sorten sowohl trockene als auch gesättigte Proben abzubilden. Daher wurden jene Zemente ausgewählt, die im Hinblick auf ihr Bruchverhalten besonders auffällig waren, beziehungsweise jene, bei denen aufgrund des Zusatzes von Antibiotika mitunter in der Mikroskopaufnahme Unterschiede in der Mikrostruktur der Oberfläche der Bruchfläche erwartet werden konnte.

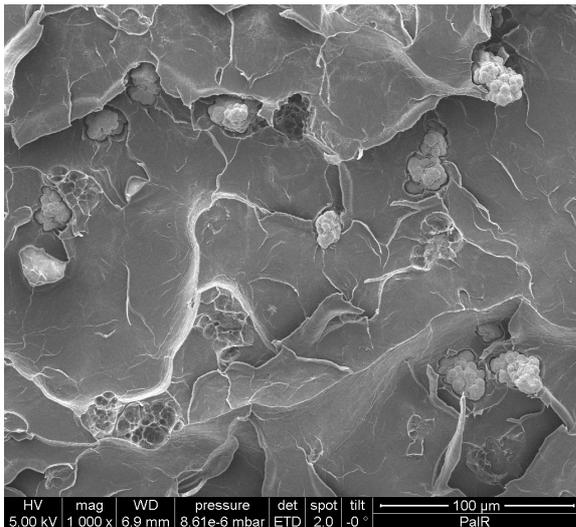


Abb. 34: Bruchfläche Palacos R trocken

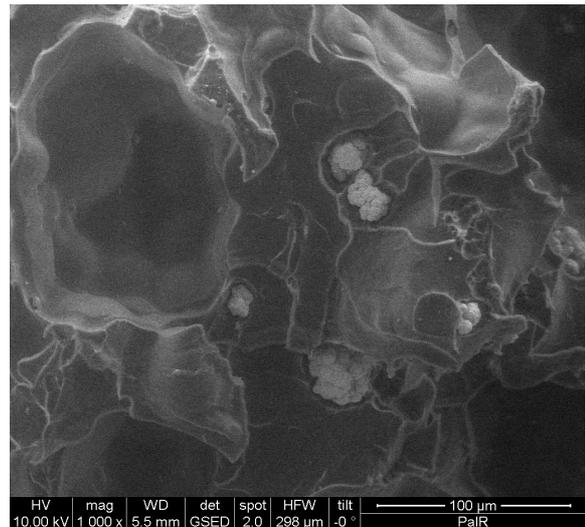


Abb. 35: Bruchfläche Palacos R gesättigt

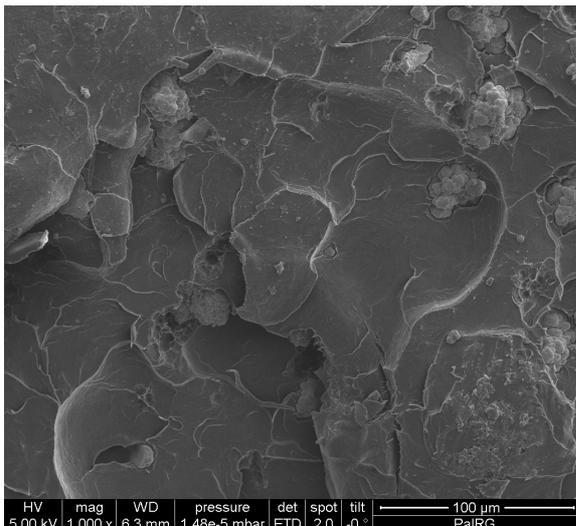


Abb. 36: Bruchfläche Palacos R+G trocken

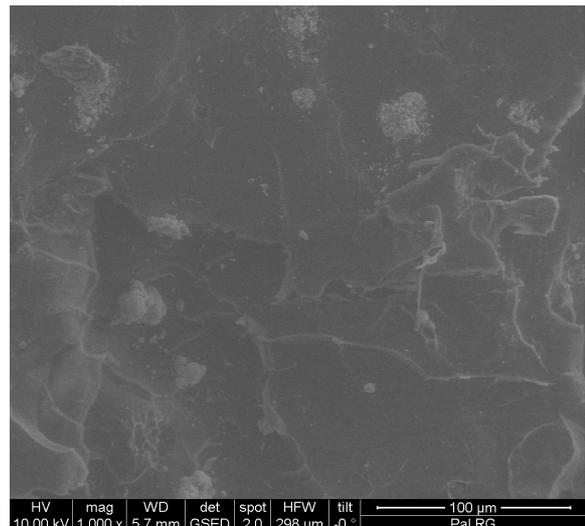


Abb. 37: Bruchfläche Palacos R+G gesättigt

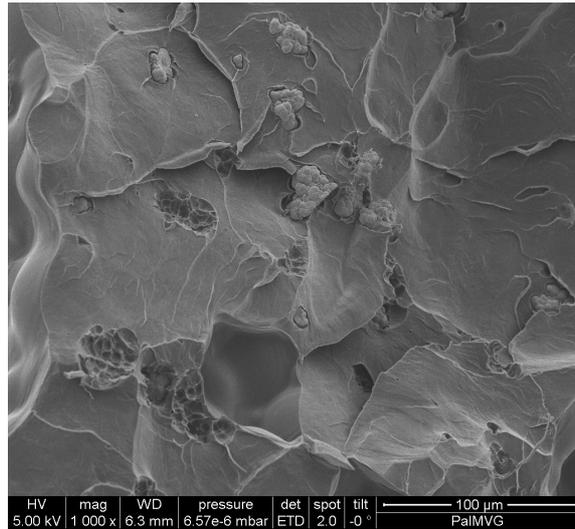


Abb. 38: Bruchfläche Palacos MV+G trocken

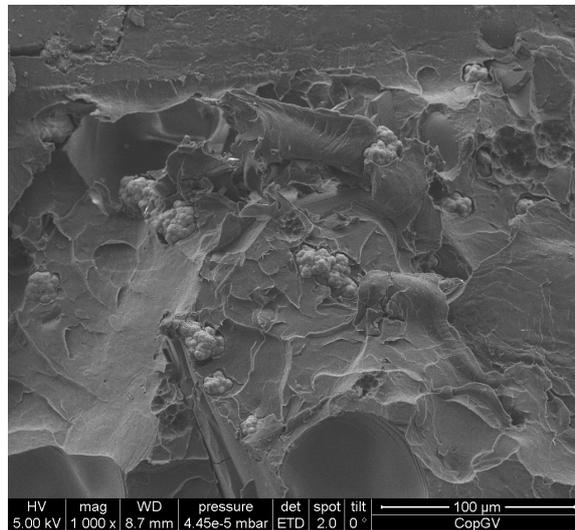


Abb. 39: Bruchfläche Copal G+V trocken

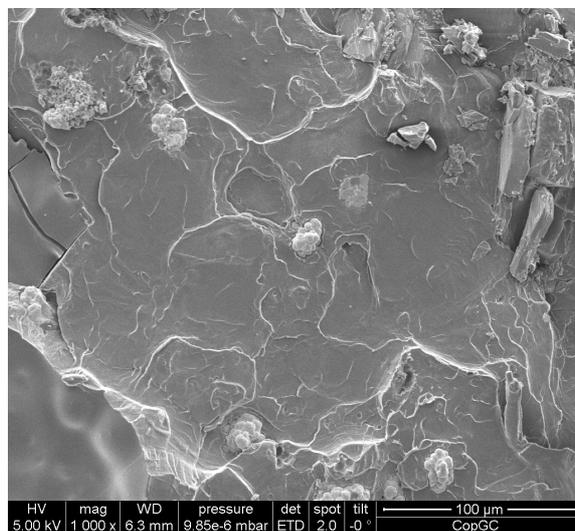


Abb. 40: Bruchfläche Copal G+C trocken

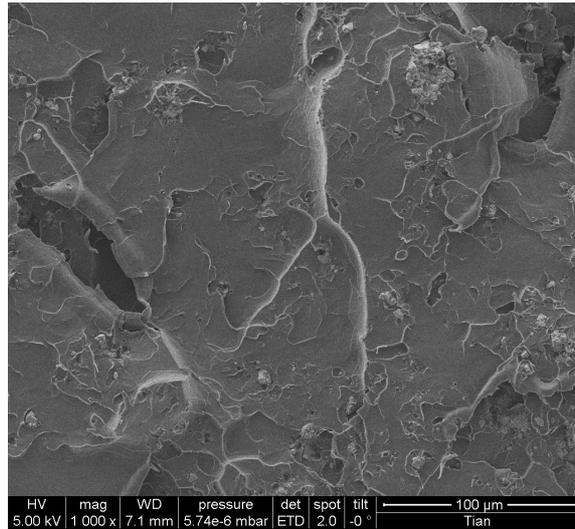


Abb. 41: Bruchfläche Tianjin trocken

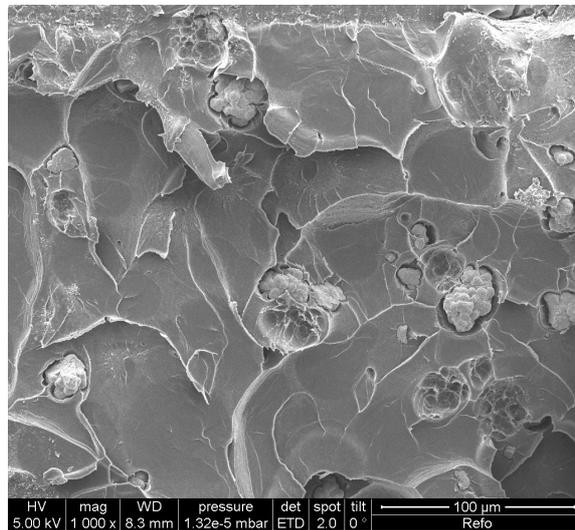


Abb. 42: Bruchfläche Refobacin trocken

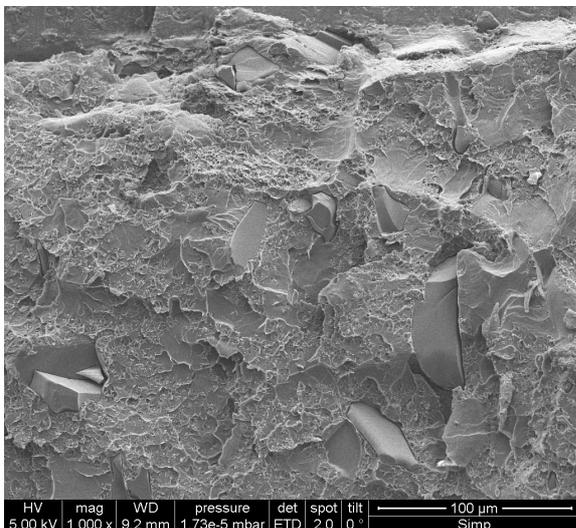


Abb. 43: Bruchfläche Simplex trocken

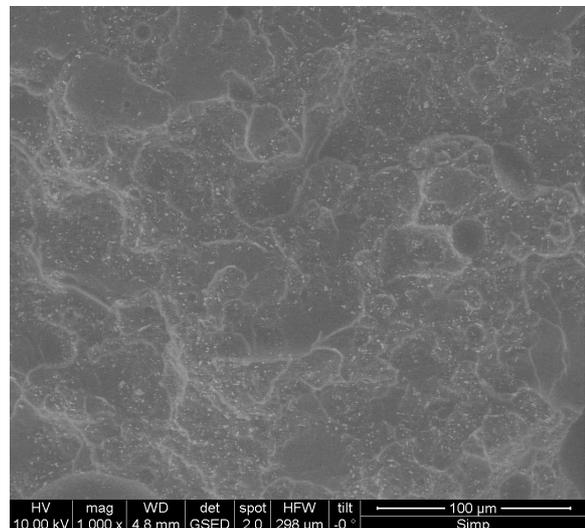


Abb. 44: Bruchfläche Simplex gesättigt

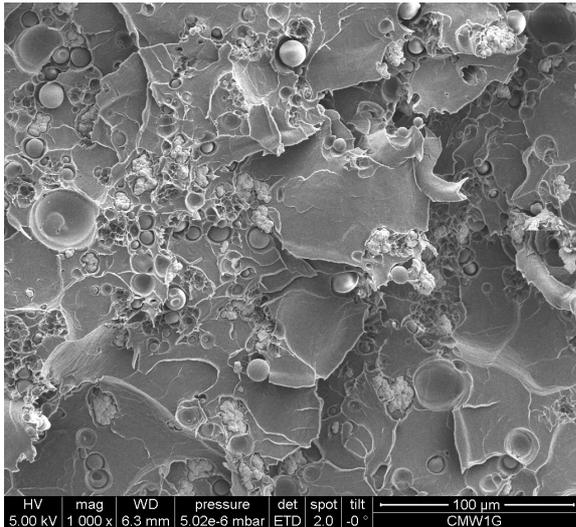


Abb. 45: Bruchfläche CMW1G trocken

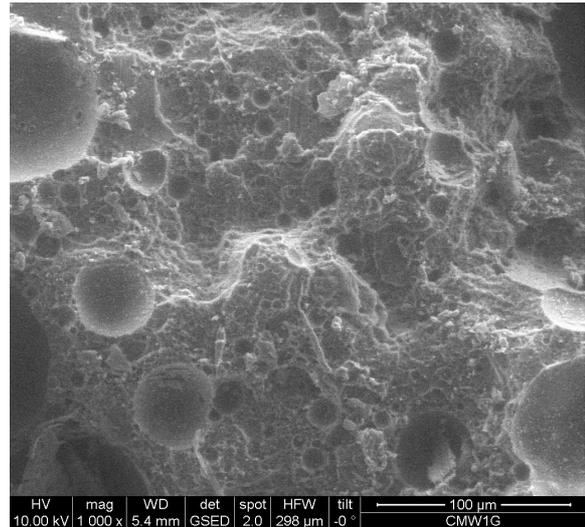


Abb. 46: Bruchfläche CMW1G gesättigt

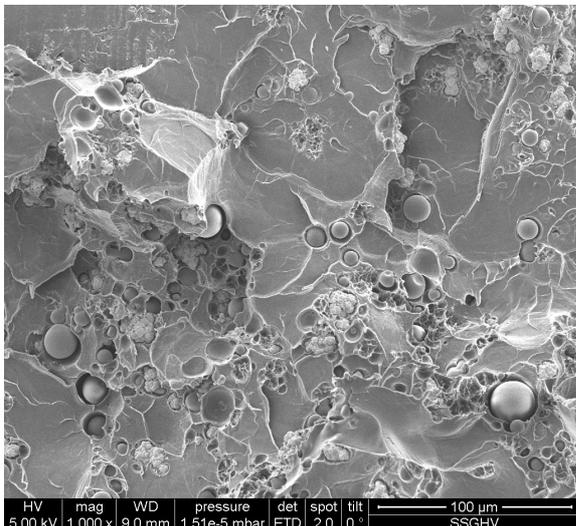


Abb. 47: Bruchfläche SSGHV trocken

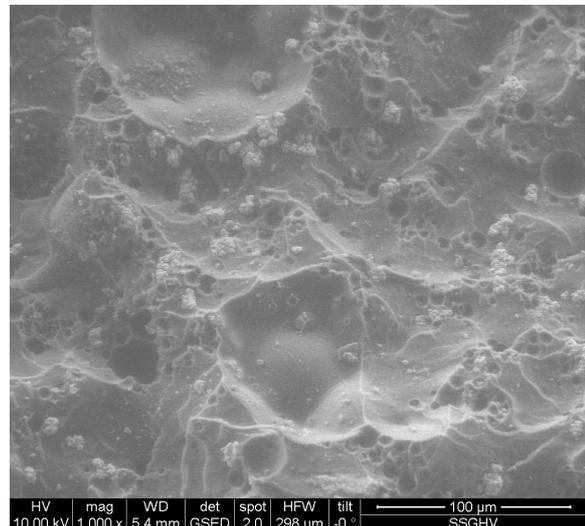


Abb. 48: Bruchfläche SSGHV gesättigt

Betrachtet man die einzelnen Oberflächen so sind deutliche Unterschiede in der Struktur erkennbar. Besonders gut ersichtlich ist, dass beispielsweise bei dem Knochenzement Smartset GHV ein deutlicher Unterschied in der Oberflächenbeschaffenheit im trockenen Zustand zu dem Zustand nach dem Aufenthalt in Flüssigkeit besteht. Die kugelförmigen Einlagerungen, die in Abb. 47 erkennbar sind, fehlen in Abb. 48 gänzlich. Eine Erklärung dafür könnte sein, dass es sich bei diesen kugelförmigen Zusätzen um das Antibiotikum handelt, welches natürlich – so wie es auch im menschlichen Körper passieren soll – beim Einbringen in ein feuchtes Milieu herausgelöst wird und sodann Lücken im Zement hinterlässt, welche sich mit Flüssigkeit füllen.

6.8 Statistische Relevanz der Ergebnisse

Wie im Vorfeld bereits mehrfach erwähnt basieren sämtliche in dieser Arbeit angeführten Ergebnisse auf den Resultaten der Untersuchung einer geringen Probenanzahl. Aufgrund der Schwierigkeit, ausreichend Material für genügend Proben zu bekommen war deren Anzahl von Anfang an limitiert. Dazu kommt, dass die manuelle Fertigung in manchen Fällen zur Zerstörung der Proben beziehungsweise dazu geführt hat, dass die daraus resultierenden Messwerte beispielsweise aufgrund geometrischer Ungenauigkeiten für eine Auswertung unbrauchbar waren.

Nicht unerwähnt bleiben sollte in diesem Zusammenhang auch, dass materialbedingt einige Proben nicht in die Auswertung miteingezogen werden konnten beziehungsweise in einigen Fällen nur zum Teil. Beispielsweise konnten bei Proben, die eher einen spröden Bruchverlauf zeigten, die ermittelten Messwerte zwar für die Berechnung der spezifischen Bruchinitiierungsenergie und der Kerbzugfestigkeit verwendet werden, für die Werte der spezifischen Bruchenergie und der charakteristischen Länge jedoch nicht.

Unter Beachtung dieses Umstandes stellt sich nun die Frage, wie vertrauenswürdig die erhaltenen Resultate sind beziehungsweise ob es überhaupt möglich ist, aus diesen Ergebnissen Rückschlüsse auf die Eigenschaften des Materials zu ziehen.

Statistisch gesehen kann lediglich die Untersuchung des Knochenzements der Sorte Palacos R als annähernd gerechtfertigt angesehen werden, da hier von den trockenen Proben 26 Stück zur Verfügung standen.

Um dennoch Aussagen über die anderen Knochenzemente treffen zu können wurde versucht mithilfe diverser statistischer Methoden herauszufinden, inwiefern hinter den jeweils ermittelten Werten eine Normalverteilung liegt. Erst dann ist die Angabe eines Mittelwertes und einer Standardabweichung überhaupt gerechtfertigt.

Zu diesem Zweck wurde mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests und des Jarque-Bera-Tests unter Zuhilfenahme der bereits verwendeten Software MATLAB überprüft, ob die jeweiligen Daten für den jeweiligen Knochenzement normalverteilt sind.

Die Ergebnisse dieser Tests ergaben, dass mit wenigen Ausnahmen bei allen Knochenzementen eine Normalverteilung vorliegt, was angesichts der sehr geringen Stichprobenumfänge nicht so angenommen werden kann.

Es wäre dringend notwendig, die statistischen Methoden zu verfeinern und zu optimieren. Eine unumgängliche Maßnahme wäre das Vergrößern der Stichprobenumfänge.

Unter Berücksichtigung dieser Umstände und kritischer Betrachtung der Messwerte ist es mitunter dennoch möglich, einige Zusammenhänge festzustellen beziehungsweise zu vermuten.

7. Zusammenfassung und Ausblick

Trotz zahlreicher Studien zum Thema Knochenzement erfolgte bisher noch keine klare Klassifikation dieses Materials.

Das Ziel dieser Arbeit war es jene bruchmechanischen Eigenschaften mehrerer Knochenzemente zu ermitteln, welche relevant sind, um eine Einordnung des Werkstoffes im Hinblick auf seine Bruchmechanik zu ermöglichen.

Unter Beachtung des Umstandes, dass es aufgrund der statistisch gesehen geringen Stichprobenumfänge eigentlich nicht möglich ist, aus den gewonnenen Resultaten Schlüsse zu ziehen, seien im Folgenden einige Vorschläge, welche sich aus den Messwerten ergeben, angeführt.

Jene Knochenzemente, welche die Sterilisationsmethode der Gammabestrah- lung erfahren haben, haben eine niedrigere Stabilität aufgewiesen. Dies betrifft die Sorten Copal G+V, Tianjin Bone Cement, Antibiotic Simplex P und DePuy CMW 1 Gentamicin Bone Cement. Aufgrund der ermittelten Werte für die spezifische Bruchenergie und die spezifische Bruchinitiierungsenergie und der Gemeinsamkeit im Hinblick auf die Sterilisation könnte diese die Erklärung für die geringere Belastbarkeit sein.

Befindet sich der Knochenzement über längere Zeit in Flüssigkeit so kommt es zu einer Veränderung seiner mechanischen Belastbarkeit. Die Werte für die spezifische Bruchenergie, die spezifische Bruchinitiierungsenergie und die charakteristische Länge sind bei den meisten untersuchten Knochenzementsorten um viele Prozent gestiegen. Dies lässt darauf schließen, dass das Material widerstandsfähiger gegenüber mechanischer Beanspruchung werden kann, wenn es sich in Flüssigkeit befindet.

Ein für weitere Untersuchungen zu berücksichtigender relevanter Umstand ist, dass für trockene Knochenzemente nicht mit demselben Elastizitätsmodul gearbeitet

werden sollte wie bei den gesättigten Proben. Der Elastizitätsmodul ändert sich wenn sich das Material länger in Flüssigkeit befindet.

Da im Rahmen dieser Studie keine zuverlässigen Werte für den veränderten Elastizitätsmodul zugänglich waren wurde dieser Parameter nicht berücksichtigt.

Abschließend bleibt zu sagen, dass es bei den untersuchten Knochenzementen einige Sorten gibt, die offensichtlich spröderes Verhalten aufweisen als andere, welche eher als quasi-spröd bezeichnet werden können.

Auf die Anwendung der linear elastischen Bruchmechanik bei der Untersuchung von Knochenzementen sollte insofern aber weiterhin verzichtet werden.

8. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Zugdiagramm für Stahlwerkstoffe [21]	11	
Abb. 2: Kraft-Verschiebungs-Diagramm (KVD) für spröde und zähe Werkstoffe [9,19]	16	
Abb. 3: Vorbereiten der Knochenzementproben	22	
Abb. 4: Ausgehärteter Knochenzement SSGHV	23	
Abb. 5: Fertig präparierter Probenkörper	23	
Abb. 6: Bandsäge Metabo BAS 260 Swift [20].....	24	
Abb. 7: Behälter mit in Ringerlösung eingelegten Proben der Zementsorte Palacos R.....	26	
Abb. 8: Gewichtszunahme der Proben in Ringerlösung	27	
Abb. 9: Abmessen einer Probe mit der Schublehre	28	
Abb. 10: Anfertigen der spitzen Kerbe mit dem Skalpell.....	29	
Abb. 11: Keil zwischen den Kugellagern [9].....	30	
Abb. 12: Kräftediagramm Keilspaltmethode [17].....	31	
Abb. 13: Messaufbau für die Knochenzementproben	33	
Abb. 14: Versuchsaufbau mit den Messpunkten A und B für das Videoextensiomter	33	
Abb. 15: Versuchsanordnung für die Videoextensiomtrie	34	
Abb. 16: Kraft-Verschiebungs-Diagramm [9,21]	35	
Abb. 17: Kraft-Weg-Diagramm der trockenen Palacos R Probe Nr.1	38	
Abb. 18: Kraft-Weg-Diagramm der trockenen Simplex Probe Nr.2.....	40	
Abb. 19: Spezifische Bruchenergie der trockenen Knochenzementproben.....	41	
Abb. 20: Korrigierte Werte der Spezifischen Bruchenergie der trockenen Knochenzementproben	42	
Abb. 21: Spezifische Bruchinitiierungsenergie der trockenen Knochenzementproben.....	43	
Abb. 22: Kerbzugfestigkeit der trockenen Knochenzementproben	43	
Abb. 23: Charakteristische Länge der trockenen Knochenzementproben	44	
Abb. 24: Spezifische Bruchenergie der gesättigten Knochenzementproben	45	
Abb. 25: Spezifische Bruchinitiierungsenergie der gesättigten Knochenzementproben	46	
Abb. 26: Kerbzugfestigkeit der gesättigten Knochenzementproben	46	
Abb. 27: Charakteristische Länge der gesättigten Knochenzementproben	47	
Abb. 28: Vergleich der spezifischen Bruchenergien trocken-gesättigt.....	48	
Abb. 29: Kraft-Weg-Diagramm der gesättigten Refobacin Probe Nr.2	49	
Abb. 30: Kraft-Weg-Diagramm der gesättigten Refobacin Probe Nr.4	49	
Abb. 31: Vergleich der spezifischen Bruchinitiierungsenergien trocken-gesättigt.....	51	
Abb. 32: Vergleich der Kerbzugfestigkeiten trocken-gesättigt	52	
Abb. 33: Vergleich der charakteristischen Längen trocken-gesättigt	54	
Abb. 34: Bruchfläche Palacos R trocken	Abb. 35: Bruchfläche Palacos R gesättigt	58
Abb. 36: Bruchfläche Palacos R+G trocken	Abb. 37: Bruchfläche Palacos R+G gesättigt	58

Abb. 38: Bruchfläche Palacos MV+G trocken	59
Abb. 39: Bruchfläche Copal G+V trocken	59
Abb. 40: Bruchfläche Copal G+C trocken	59
Abb. 41: Bruchfläche Tianjin trocken	60
Abb. 42: Bruchfläche Refobacin trocken	60
Abb. 43: Bruchfläche Simplex trocken	Abb. 44: Bruchfläche Simplex gesättigt 60
Abb. 45: Bruchfläche CMW1G trocken	Abb. 46: Bruchfläche CMW1G gesättigt..... 61
Abb. 47: Bruchfläche SSGHV trocken	Abb. 48: Bruchfläche SSGHV gesättigt..... 61

9. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Relevante Spezifikationen der untersuchten Knochenzemente	21
Tabelle 2: Ergebnisse der Messungen für die trockenen Proben	44
Tabelle 3: Ergebnisse der Messungen für die gesättigten Proben	47
Tabelle 4: Kerbzugfestigkeiten verschiedener Werkstoffe	53
Tabelle 5: Charakteristische Längen verschiedener Werkstoffe [17]	55
Tabelle 6: Hersteller und Zusammensetzung der Flüssigkeitskomponente der untersuchten Knochenzemente	72
Tabelle 7: Zusammensetzung der Pulverkomponente der untersuchten Knochenzemente ..	73

10. Literaturverzeichnis

- [1] Kühn K.D.:
Bone Cements: Up-to-date Comparison of Physical and Chemical Properties of Commercial Materials.
Springer Verlag 2000.
- [2] Breuch S, Malchau H.:
The well-cemented total hip arthroplasty, Theory and Practice.
Springer Verlag 2005.
- [3] Yan J., Mecholsky J.J., Clifton K.B.:
How tough is bone? Application of elastic-plastic fracture mechanics to bone.
Bone 40(2), 2007, S. 479-484.
- [4] Hillerborg A., Modeer M., Petersson P.E.:
Analysis of crack formation and crack growth in concrete by means of fracture mechanics and finite elements.
Cement and Concrete Research Vol. 6, 1976, S. 773-782.
- [5] Hillerborg A.: *Analysis of one single crack.*
Fracture mechanics of Concrete, 1983, S. 223-249.
- [6] RILEM Technical Committee 50:
Determination of the fracture energy of mortar and concrete by means of three-point bending tests on notched beam.
Materials and Structure 18, 1985, S. 287-290.
- [7] Hornbogen E.: *Werkstoffe.* Springer Verlag 1991.
- [8] Tschegg E.K., Zikmunda W., Stanzl-Tschegg S.E.:
Improvement of New-Old Concrete Bonds in Road Structures, Procedures and Testing Method.

- Proc. of the 7th International Symposium on Concrete Roads, Vienna 3-5.10.1994, Vol. 2/3, S.51-56.
- [9] ÖNORM B 3592:
Bestimmung der Kerb-Spaltzugfestigkeit und der spezifischen Bruchenergie von Baustoffen, Bauverbindungen und Verbundwerkstoffen.
Austrian Standards Institute 2011.
- [10] Harmuth H., Kirchner A.V., Nilica R.:
Simulation der Schädigung von Putzschichten.
17. Internationale Baustofftagung Sept. 2003 Weimar, Band 1, S. 993-1005.
- [11] Kirchner A.V., Harmuth H.:
Mechanisms to reduce cracking in interior plasters attached to cement bonded permanent shuttering panels.
Construction and Building Materials 22, 2008, S. 99-105.
- [12] Tschegg E.K., Jamek M., Schouenborg B.:
Fracture Properties of Marble-Mortar Compounds.
Bull. Eng. Environ. 67, 2008, S. 199-208.
- [13] Tschegg E.K.:
Test Method for the Determination of Fracture Mechanical Properties.
Patent A-233/86 390 328, 1986.
- [14] Tschegg E.K.: *New Equipment for Fracture Tests on Concrete.*
Materials Testing 33, München: Karl Hanser Verlag, 1991.
- [15] Bauer E., Eisenmenger-Sittner Ch., Fidler J.:
Materialwissenschaften für Technische Physiker,
Studienjahr 2005/2006.
- [16] Demtröder W.: *Experimentalphysik 1, Mechanik und Wärme.*
4. Auflage, Springer Verlag 2006.

- [17] Dunjic V., Locher S.:
Uniaxiales und biaxiales Bruchverhalten von Ytong-Porenbeton.
Diplomarbeit eingereicht an der Technischen Universität Wien, 2012.
- [18] Kuna M.: *Numerische Beanspruchungsanalyse von Rissen:*
Vieweg und Teubner Verlag, 2010.
- [19] Blumenauer H., Pusch G.: *Technische Bruchmechanik.*
Leipzig: Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, 1993.
- [20] Altendorfer A.:
Bruchmechanische Untersuchung von Knochen-Zement-Interfaces am Kalbs-Femur mittels Keilspaltversuch.
Projektarbeit eingereicht an der Technischen Universität Wien, 2013.
- [21] Tschegg E.K.: *Vorlesung für Materialwissenschaften I,* TU Wien, 2009.
- [22] Bargel H.-J., Schulze G.: *Werkstoffkunde.*
9. Auflage. Springer-Verlag, Berlin 2005
- [23] Krans R.L., Tolman F., Van de Ven M.F.C.: *Reflective Cracking in Pavements,*
E&FN SPON, 1996, pp 123-132
- [24] Tschegg E.K., Celarek A, Fischerauer S.F., Stanzi-Tschegg S., Weinberg A.:
Fracture properties of growth plate cartilage compared to cortical and trabecular bone in ovine femora.
Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, Volume 14, 2012,
Pages 119–129.
- [25] Ayre W.N., Denyer S.P., Evans S.L.:
Ageing and moisture uptake in polymethyl methacrylate (PMMA) bone cements.
J Mech Behav Biomed Mater. Apr 2014; 32(100): 76–88.

Anhang A: Hersteller und Zusammensetzung der untersuchten Knochenzemente

Tabelle 6: Hersteller und Zusammensetzung der Flüssigkeitskomponente der untersuchten Knochenzemente

Name	Producer	Composition fluid
Palacos R	Heraeus Medical GmbH	Methylmethacrylat, N,N-Dimethyl-p-Toluidin, Hydrochinon, colourant E141
Palacos R+G	Heraeus Medical GmbH	Methylmethacrylat, N,N-Dimethyl-p-Toluidin, Hydrochinon, colourant E141
Palacos MV+G	Heraeus Medical GmbH	Methylmethacrylat, N,N-Dimethyl-p-Toluidin, Hydrochinon, colourant E141
Copal G+V	Heraeus Medical GmbH	Methylmethacrylat, N,N-Dimethyl-p-Toluidin, Hydrochinon, colourant E141
Copal G+C	Heraeus Medical GmbH	Methylmethacrylat, Dimethyl-p-Toluidin, Hydrochinon, colourant E141
Tianjin Bone Cement	Tianjin Synthetic Material Industry Institute	Methylmethacrylat, Dimethyl-p-Toluidin
Refobacin Bone Cement R	Biomet	Methylmethacrylat, N,N-Dimethyl-p-Toluidin, Chlorophyl VIII, Hydrochinon
Antibiotic Simplex P	Stryker	Methylmethacrylat, N,N-Dimethyl-p-Toluidin, Hydrochinon
DePuy CMW 1 Gentamicin Bone Cement	DePuy Johnson Johnson	Methylmethacrylat, N,N-Dimethyl-p-Toluidin, Hydrochinon
Smartset GHV Gentamicin Bone Cement	DePuy Johnson Johnson	Methylmethacrylat, N,N-Dimethyl-p-Toluidin, Hydrochinon

Tabelle 7: Zusammensetzung der Pulverkomponente der untersuchten Knochenzemente

Name	Composition powder
Palacos R	Poly(Methylacrylat, Methylmethacrylat), Zirkoniumdioxid, Benzoylperoxid, Gentamicin (as sulphate), colourant E141
Palacos R+G	Poly(Methylacrylat, Methylmethacrylat), Zirkoniumdioxid, Benzoylperoxid, Gentamicin (as sulphate), colourant E141
Palacos MV+G	Poly(Methylacrylat, Methylmethacrylat), Zirkoniumdioxid, Benzoylperoxid, Gentamicin (as sulphate), colourant E141
Copal G+V	Poly(Methylacrylat, Methylmethacrylat), Zirkoniumdioxid, Benzoylperoxid, Gentamicin (as sulphate), Vancomycin, colourant E141
Copal G+C	Gentamicinsulfat, Clindamycinhydrochlorid, Poly(Methylacrylat, Methylmethacrylat), Zirkoniumdioxid, Benzoylperoxid, colourant E141
Tianjin Bone Cement	Poly(Methylmethacrylat, butadiene-styrene), Bariumsulfate, Benzoylperoxide
Refobacin Bone Cement R	Poly(methylacrylat, methylmethacrylat), Zirkoniumdioxid, Benzoylperoxid, Gentamicinsulphate
Antibiotic Simplex P	Poly(Methylmethacrylat, Styriol) (Benzoyl-Hyperoxyd), Polymethylmethacrylat, Bariumsulfat, Tobramycin (as sulphate) USP
DePuy CMW 1 Gentamicin Bone Cement	Gentamicin-sulphate, Polymethylmethacrylat, Benzoylperoxid, Bariumsulfat
Smartset GHV Gentamicin Bone Cement	Gentamicin-Sulfat, Methylmethacrylat/Methylacrylat-Copolymer, Benzoylperoxid, Zirkoniumdioxid

Anhang B.1: MATLAB-Code zur Auswertung der Messungen der trockenen Zementproben

Dateiname: WholeTestDry.m

```
%Author: Leopold Berger
%Created: 02/14/2013
%Last modified: 02/14/2013 Ursula Fitsch

%Project: Wedge Splitting Bone Cement

% Analyse Wedge Splitting test of bone cement

%- Reads the dimensions and TestID's of the specimens from a csv-File
%File: TestID, h[mm], b1[mm], b2[mm], c[mm], ca[mm^2], analysis[0-no, 1-
yes, 2-only SigNT)
%- Calls the analysing function, that returns the results of single speci-
men
%- Gathers all results of one group of specimen
%- Calculates Mean and stand.dev and writes all results into a .csv-file

clear all;
clc;
currentFolder = pwd;
Directory={'130130 Pal R dry' '130212 PalRG dry' '130213 PalMVG dry' ...
'130212 CopGV dry' '130213 CopGC dry' '130214 Tian dry' ...
'130214 Refo dry' '130214 Simp dry' '130208 CMW1G dry' '130208 SSGHV
dry'};
TestFiles={'PalRd' 'PalRGd' 'PalMVGd' 'CopGVd' 'CopGCd' 'Tiand' 'Refod' ...
'Simpd' 'CMW1Gd' 'SSGHVd'}; %ID of tested Group, equal to names
of data files
E={2666.67 2666.67 2500 2138.89 2138.89 2500 2666.67 2500 2444.44 2500};
stdE={83.33 83.33 55.56 72.22 72.22 55.56 83.33 55.56 41.67 55.56};

for i=1:length(Directory)
%Read the measured dimensions data from the Csv-File
FileData = strcat(Directory{i},'/A_',TestFiles{i},'.csv')
D=csvread(FileData);

clear h b1 b2 c ca analys GF GIF Sigma
%Call the function for analysing the different Measurement data files
for k=1:length(D(:,1))
FileName=strcat(TestFiles{i},num2str(D(k,1)));
h(k)=D(k,2);
b1(k)=D(k,3);
b2(k)=D(k,4);
c(k)=D(k,5);
ca(k)=D(k,6);
analys(k)=D(k,7);
b=(b1+b2)/2;
y=b-h/2; %Dist. between point of load application and middle of
ligament [mm]

[A,Sigma(k),GF(k),GIF(k)]=SingleSample(Directory{i},FileName,y(k),h(k),c(k)
```

```

,ca(k));
    if analys(k)==0
        Sigma(k)=0;
        GF(k)=0;
        GIF(k)=0;
    end
    if analys(k)==2
        GF(k)=0;
        GIF(k)=0;
    end
end
end

L=zeros(1,length(D(:,1)));

%Compute Mean and StdDev
R=[ D(:,1) h' b1' b2' c' GF' GIF' Sigma' L'];
indGF = find(R(:,6));
meanGF=mean(R(indGF,6));
stdGF=std(R(indGF,6));
indGIF = find(R(:,7));
meanGIF=mean(R(indGIF,7));
stdGIF=std(R(indGIF,7));
indSig=find(R(:,8));
meanSig=mean(R(indSig,8));
stdSig=std(R(indSig,8));

Lch=meanGF*E{i}/(meanSig^2)

stdLch=sqrt((stdGF*E{i}/(meanSig^2))^2+(stdE{i}*meanGF/(meanSig^2))^2+(stdSig*2*meanGF*E{i}/(meanSig^3))^2)

% Write Results-file .csv
filename=strcat('A_',TestFiles{i},'_Results.csv');
File = strcat(Directory{i}, '/', filename);
header='TestID,h,b1,b2,c,GF,GIF,SigmaNT,Lch';
header2=',[mm],[mm],[mm],[mm],[N/mm],[N/mm],[N/mm^2],[mm]';
fid = fopen(File,'w');
fprintf(fid,'%s\r\n',header);
fprintf(fid,'%s\r\n',header2);
fclose(fid);
for j=1:length(D(:,1))
    dlmwrite(File, R(j,:), '-append', 'delimiter', ',', 'roffset',
0, 'coffset', 0);
end
fid = fopen(File, 'a');
fprintf(fid, 'Mean,,,,,\r\n', header);
fclose(fid);
dlmwrite(File, [meanGF meanGIF meanSig Lch], '-
append', 'delimiter', ',', 'roffset', 0, 'coffset', 5);
fid = fopen(File, 'a');
fprintf(fid, 'StdDev,,,,,\r\n', header);
fclose(fid);
dlmwrite(File, [stdGF stdGIF stdSig stdLch], '-
append', 'delimiter', ',', 'roffset', 0, 'coffset', 5);

%Gesamtauswertung
GFges(i)=meanGF;
GFstdges(i)=stdGF;
GIFges(i)=meanGIF;
GIFstdges(i)=stdGIF;
Sigges(i)=meanSig;
Sigstdges(i)=stdSig;

```

```

        Lchges(i)=Lch;
        Lchstdges(i)=stdLch;
end

% Write Results-file GESAMT .csv
ID=1:10;
Rges=[ID' GFges' GFstdges' GIFges' GIFstdges' Sigges' Sigstdges' Lchges'
Lchstdges'];

filename=strcat('A_Results_Dry.csv');
File = strcat(filename);
header='Cement ID,GF,stddev GF,GIF,stddev GIF,SigNT,stddev SigNT,Lch,stddev
Lch';
header2=', [N/mm], [N/mm], [N/mm], [N/mm], [N/mm^2], [N/mm^2], [mm], [mm]';
fid = fopen(File, 'w');
fprintf(fid, '%s\r\n', header);
fprintf(fid, '%s\r\n', header2);
fclose(fid);
for j=1:length(Rges(:,1))
    dlmwrite(File, Rges(j,:), '-append', 'delimiter', ',', 'roffset',
0, 'coffset', 0);
end

%%
%String with bone cements
stringf1=[];
stringf2=[];
for i=1:length(TestFiles)
    if i<=5
        stringf1=[stringf1,num2str(i),'-',TestFiles{i},' '];
    else
        stringf2=[stringf2,num2str(i),'-',TestFiles{i},' '];
    end
end
end

%Plot Fracture Energy
h2 = figure(2);
%set(gcf, 'Visible', 'off')
clf;
barwitherr(GFstdges,GFges,'g');
hold on;
title('Specific fracture energy of different acrylic bone cements dry
corr','FontSize',16);
xlabel({'Bone Cements','',stringf1,stringf2},'FontSize',18);
ylabel('Specific Fracture Energy [N/mm'],'FontSize',18);
set(gca, 'XGrid', 'on', 'YGrid', 'on', 'LineWidth', 1.3, 'FontSize', 18);
set(gcf, 'name', 'Specific fracture energy of different acrylic bone ce-
ments dry corr', 'NumberTitle', 'off')

%Plot Fracture Initiation Energy
h3 = figure(3);
%set(gcf, 'Visible', 'off')
clf;
barwitherr(GIFstdges,GIFges,'g');
hold on;
title('Specific fracture initiation energy of different acrylic bone ce-
ments dry corr','FontSize',16);

```

```

xlabel({'Bone Cements',' ',stringf1,stringf2},'FontSize',14);
ylabel('Specific Fracture Initiation Energy [N/mm]','FontSize',14);
set(gca, 'XGrid', 'on', 'YGrid', 'on', 'LineWidth', 1.2, 'FontSize', 14);
set(gcf, 'name', 'Specific fracture initiation energy of different acrylic
bone cements dry corr', 'NumberTitle', 'off')

%Plot SigNT
h4 = figure(4);
%set(gcf, 'Visible', 'off')
clf;
barwitherr(Sigstdges, Sigges, 'g');
hold on;
title('Notch tensile strength of different acrylic bone cements dry
corr', 'FontSize', 16);
xlabel({'Bone Cements',' ',stringf1,stringf2},'FontSize', 18);
ylabel('Notch tensile strength [N/mm^2]','FontSize', 18);
set(gca, 'XGrid', 'on', 'YGrid', 'on', 'LineWidth', 1.3, 'FontSize', 18);
set(gcf, 'name', 'Notch tensile strength of different acrylic bone cements
dry corr', 'NumberTitle', 'off')

%Plot Lch
h5 = figure(5);
%set(gcf, 'Visible', 'off')
clf;
barwitherr(Lchstdges, Lchges, 'g');
hold on;
title('characteristic length of different acrylic bone cements dry
corr', 'FontSize', 16);
xlabel({'Bone Cements',' ',stringf1,stringf2},'FontSize', 18);
ylabel('characteristic length [mm]','FontSize', 18);
set(gca, 'XGrid', 'on', 'YGrid', 'on', 'LineWidth', 1.3, 'FontSize', 18);
set(gcf, 'name', 'characteristic length of different acrylic bone cements
dry corr', 'NumberTitle', 'off')

%Save figures:
currentFolder = pwd;
figfile=strcat(currentFolder, '/ResultsGF Dry corr');
saveas(h2, figfile, 'png');
saveas(h2, figfile, 'eps');

figfile=strcat(currentFolder, '/ResultsGIF Dry corr');
saveas(h3, figfile, 'png');
saveas(h3, figfile, 'eps');

figfile=strcat(currentFolder, '/ResultsSigNT Dry corr');
saveas(h4, figfile, 'png');
saveas(h4, figfile, 'eps');

figfile=strcat(currentFolder, '/ResultsLch Dry corr');
saveas(h5, figfile, 'png');
saveas(h5, figfile, 'eps');

```

Anhang B.2: MATLAB-Code zur Auswertung der Messung einer einzelnen Probe

Dateiname: SingleSample.m

```
%Author: Leopold Berger
%Created: 21/01/2013
%Last modified: 30/01/2013

%Project: Wedge Splitting Bone Cement

% Analyse Wedge Splitting test of bone cement

function [A,Sigma,GF,GIF]=SingleSample(Directory,Filename,y,h,c,ca)

%clear all;

alpha=21; %Wedge angle [deg]
alpha=alpha*pi/180;

File = strcat(Directory,'/',Filename,'.txt');

%Sm_Span=100; %Anzahl der Messpunkte f?r gleitenden Mittelwert der Kraft
m=10; %Anzahl der Messpunkte die f?r den Mittelwert der Startwerte on
Kraft und
    %Koordinaten der Messpunkte verwendet werden

% Kommas in txt-Datei in Punkte umwandeln:
Name=textscan(File,'%s%s','delimiter','.');
NewFile=strcat(Name{1}, '_punkte.',Name{2});
%Check ob bereits umgewandelte Datei existiert:
%test=exist(NewFile{1});
copyfile(File, NewFile{1});
file = memmapfile(NewFile{1},'Writable',true);
comma = uint8(',');
point = uint8('.');
file.Data(( file.Data==comma)' ) = point;

%Daten importieren
A = importdata(NewFile{1},'\t',7);

%%Kraft extrahieren und abnullen
%Force = -A.data(:,2)-mean(A.data(1:m,2));

%Kraft extrahieren ohne abnullen
Force = -A.data(:,2);

%Extract horizontal Displacement and zeroing
Disp = A.data(:,5)-A.data(:,3)-(mean(A.data(1:m,5))-mean(A.data(1:m,3)));

%Transformed to horizontal Force
F=Force/(2*tan(alpha/2));

%Compute specific fracture energy with Trapezoidal numerical integration
GF=trapz(Disp,F)/(c*h-ca);
```

```

%Extract Fmax
[Fmax,I]=max(F);
Fmax;

%Compute specific fracture initiation energy
GIF=trapz(Disp(1:I),F(1:I))/(c*h-ca);

%Compute Notch Tensile Strength
Sigma=Fmax/(c*h-ca)+6*Fmax*y/(c*h^2);

% %max. Nominal stress (gegl?ttet)
% [Sigma_max,inds]=max(B.data(:,18));
% C{4}=['Max. Nominal stress: ',num2str(Sigma_max),' N/cm'];
%

%Extract plastic energy
% int=0;
% for i=1:length(B.data(1:inds,18))-1
%     int=int+B.data(i,18)*(B.data(i+1,14)-B.data(i,14));
% end
% ElastEn=int-Sigma_max^2*1/E*1/2;
% C{6}=['Plast. Energy: ',num2str(ElastEn),' N/cm'];
% %C{7}=['Integral: ',num2str(int),' N/cm'];
% %Diff:
% Fdiffs=E*B.data(inds,14)-B.data(inds,18);

%Plot Kraft ?ber horiz. Displacement
h1 = figure(1);
set(gcf, 'Visible', 'off')
clf;
plot(Disp, F, 'k', 'LineWidth', 1.2);
hold on;
title(Filename, 'FontSize', 18);
xlabel('Horizontal Displacement (CMOD) [mm]', 'FontSize', 18);
ylabel('Horizontal Load [N]', 'FontSize', 18);
set(gca, 'XGrid', 'on', 'YGrid', 'on', 'LineWidth', 1.2, 'FontSize', 18);
%Save figures:
Name=textscan(File, '%s%s', 'delimiter', '.');
currentFolder = pwd;
figfile=strcat(currentFolder, '/', Name{1}, '_fig1');
saveas(h1, figfile{1}, 'png');
saveas(h1, figfile{1}, 'epsc');
% figfile=strcat(currentFolder, '/', Name{1}, '_fig2');
% %saveas(h2, figfile{1}, 'png');
% saveas(h2, figfile{1}, 'epsc');
% figfile=strcat(currentFolder, '/', Name{1}, '_fig3');
% %saveas(h3, figfile{1}, 'png');
% saveas(h3, figfile{1}, 'epsc');

```

Anhang B.3: MATLAB-Code zum Erstellen der Vergleichsdiagramme für die spezifische Bruchenergie trocken-gesättigt

Dateiname: TestCementCompGF.m

```
%Comparison GF

%Last modified: 06/01/2014 UF

clear all;
clc;

h=figure(1);
clf;
my_barvalues=[
    1.513 2.0482;
    1.7615 1.9521;
    1.4408 1.6881;
    1.1002 1.2057;
    1.4863 1.7557;
    0.89947 1.189;
    1.6197 1.5159;
    0.75725 0.85665;
    0.56363 0.95403;
    1.4749 1.8306];

my_errors=[
    0.13494 0.21975;
    0.20594 0.21129;
    0.1025 0.11341;
    0.070847 0.11155;
    0.13604 0.16859;
    0.086345 0.10129;
    0.19757 0.04944;
    0.046838 0.10576;
    0.021003 0.026863;
    0.12492 0.16537];
bw_legend={'dry' 'saturated' };

groupnames = {'Palacos R' 'Palacos R+G' 'Palacos MV+G' 'Copal G+V' 'Copal
G+C' 'Tianjin Bone Cement'...
    'Refobacin Bone Cement R' 'Antibiotic Simplex P' 'CMW 1 G'
'Smartset GHV'};

handles = barweb(my_barvalues, my_errors, [], groupnames, [], [], [], win-
ter, 'y', bw_legend, 2, 'plot');

%handles = barweb(barvalues, errors, width, groupnames, bw_title,
bw_xlabel, bw_ylabel, bw_colormap, gridstatus, bw_legend, error_sides, le-
gend_type)

%Groups Names m?ssen noch gedreht werden:
title('Specific fracture energy comparison', 'FontSize', 16);
xticklabel_rotate([], 45, [], 'FontSize', 14);
ylabel(['N/mm'], 'FontSize', 14);
```

```

set(gcf, 'name', 'Specific fracture energy comparison', 'NumberTitle', 'off')

set(handles.bars, 'linewidth', 1.5)
set(handles.errors, 'linewidth', 1.2)
set(gca, 'Box', 'On', 'FontSize', 14);
handles.legend = legend(bw_legend, 'Location', 'NorthEast', 'fontsize', 10);

w=80;
errorbar_tick(handles.errors(1),w);
errorbar_tick(handles.errors(2),w);

%Save figure (Achtung Fehler bei Abspeichern als png: Errorbars werden
%doppelt geplottet)

currentFolder = pwd;
figfile=strcat(currentFolder, '/', 'Comparison Specific fracture energy');
saveas(h, figfile, 'png');
saveas(h, figfile, 'epsc');

```