

Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen

Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

Leiter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

Vergleichende Bewertung
des experimentellen Werkstoffs RIC
mit Mark II und CAD-Temp
im Dreipunkt-Biegetest
mit und ohne Verschleißeinwirkung

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Noushin Farivar Tanha, geb. Ardalan
aus Teheran/ Iran

2014

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. J. Geis-Gerstofer

2. Berichterstatter: Professor Dr. M. Berneburg

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung	4
1.1	Dentalkeramiken in der Zahnmedizin	7
2	Ziel der Untersuchung.....	13
3	Material und Methode	15
3.1	Materialien	15
3.1.1	Mark II	15
3.1.2	Kompositmaterial CAD-Temp	16
3.1.3	RIC Resin Infiltrated Ceramic.....	17
3.1.4	Prüfkörper	17
3.2	Methode.....	18
3.2.1	Spezieller Teller für den Kausimulator	18
3.2.2	Schieblehre	18
3.2.3	Antagonist	18
3.2.5	Kausimulator	21
3.2.6	Destilliertes Wasser	21
3.2.7	Perthometer	21
3.2.8	Profiltiefe P_t	22
3.2.9	Stereomikroskop	23
3.2.10	Universalprüfmaschine Zwick / Z010.....	24
3.2.11	Statistische Methoden	28
3.2.11.1	Formulierung einer Hypothese und Test.....	28
3.2.11.2	χ^2 Test. Prüfung auf Normalverteilung	31
3.3	Probenhalterung im Kausimulator	35
3.3.1	Vorrichtung.....	35
3.3.1.1	Vorversuch.....	35
3.3.2	Hauptversuch.....	40
3.3.3	Planschleifen der Proben mit Hilfe eines Parallelometers	44
3.3.4	Versuchsbeschreibung.....	46
4	Ergebnisse	48
4.1	Ausgangszustand	48
4.2	Auswertung nach 1000 Zyklen im Kausimulator	50
4.2.1	Beurteilung des Verschleißes mittels eines Mikroskops	54
4.2.1.1	RIC.....	59
4.2.1.2	CAD-Temp.....	62
4.2.1.3	Mark II:	65
5	Diskussion.....	69
5.1	Diskussion der Methodik.....	69
5.1.1	Belastung im Kausimulator	70
5.1.2	Destilliertes Wasser	71
5.1.3	Halterung.....	71
5.1.4	Parallelometer	72
5.2	Diskussion der Auswertung von Mark II, CAD-Temp und RIC nach 1000 Zyklen im Kausimulator.....	75
5.2.1	Beobachtungen mit dem Lichtmikroskop	75
5.2.2	Verschleißspuren	76
5.2.3	Dreipunkt-Biegetest.....	79
5.3	Einflussnahme der Platzierung in der Verschleißhalterung auf die Biegefestigkeit.....	80

5.3.1	Schlussfolgerung.....	89
6	Zusammenfassung	90
7	Abbildungs- und Tabellen verzeichnis	92
8	Literaturverzeichnis.....	96
9	Anhang.....	101
9.1	Messwerte der Prüfkörper mittels einer Schieblehre der ersten Serie: ..	101
9.1.1	CAD-Temp	101
9.1.2	RIC.....	103
9.1.3	Mark II	105
9.2	Messwerte des Prüfkörpers mittels einer Schieblehre der zweiten Serie: 107	
9.2.1	CAD-Temp	107
9.2.2	RIC.....	110
9.2.3	Mark II	113
9.3	Messwerte nach Messung mit digitaler Schieblehre der zweiten Serie.	116
9.4	Reihenfolge der Prüfkörper.....	117
9.5	Auswertung von P_t in [μm]	122
9.5.1	Mark II.....	122
9.5.2	CAD-Temp	123
9.5.3	RIC.....	124
9.6	Tabellarische Darstellung der Ergebnisse des Dreipunkt-Biegetests....	125
9.6.1	Mark II	125
9.6.1.1	Im Ausgangszustand	125
9.6.1.2	Nach 1000 Zyklen im Kausimulator	125
9.6.2	CAD-Temp	126
9.6.2.1	Biegefestigkeit im Ausgangszustand	126
9.6.2.2	Biegefestigkeit nach 1000 Zyklen im Kausimulator	127
9.6.3	RIC.....	128
9.6.3.1	Biegefestigkeit Im Ausgangszustand	128
9.6.3.2	Nach 1000 Zyklen im Kausimulator	128
10	Danksagung.....	129
11	Curriculum Vitae	130

1 EINLEITUNG

Ein perfektes Lächeln gewinnt für immer mehr Menschen große Bedeutung. Eine der besten Möglichkeiten, strahlend weiße Zähne und lückenlose Zahnreihen aufweisen zu können, sind zur Zeit vollkeramische Restaurationen. Diese erreichen aufgrund ihrer Oberfläche, Struktur, Transparenz und Transluzenz eine perfekte Ästhetik sowie maximale Biokompatibilität und ermöglichen so eine ideale Imitation des natürlichen Zahnes.

Vor allem die hohe Sprödigkeit und Rissanfälligkeit schränkten in der Vergangenheit den Indikationsbereich der Dentalkeramiken ein. Ein wichtiges Forschungsziel ist daher, diese Art von Anfälligkeiten weiter zu reduzieren oder vollkommen zu unterbinden.

Schon immer war die Ästhetik ein zentrales Thema der Zahnheilkunde. Vor Jahren lag der ästhetische Fokus auf dem Frontzahnbereich. Heutzutage hat sich dies, dank der Forschung und Entwicklung leistungsfähiger Seitenzahn Keramik und Komposite, grundlegend geändert.

Stetig verbessertes Handling und klinisches Verhalten sind das Resultat einer jahrelangen Evolution seit Entwicklung der ersten Kompositgenerationen. In den letzten Jahren rückte dabei die Erforschung und Optimierung neuer Füllpartikel in den Vordergrund. Kriterium für die Auswahl von Materialien des Prämolaren- und Molarenbereiches waren das Aushalten hoher Kaubelastungen und höherer mechanischer Ansprüche. Dies gelang mit kaudruckstabilen und makrogefüllten Kompositen, die ihre ästhetischen Defizite jedoch nicht verbergen konnten. Da in diesem Bereich jedoch Ästhetik und Polierbarkeit an Wichtigkeit noch gewonnen haben, wurden hier vor allem Mikrofüller-Komposite verwendet. Hybridkomposite besitzen Füllstoffe deutlich unterschiedlicher Größen und verbinden so die Vorteile von Makrofüllern mit denen der Mikrofüller. Aus diesem Grund galten sie als gute Kompromisslösung für dieses Problem. Die Nanotechnologie, die erstmals 1997 von DENTSPLY in Prime & Bond NT für zahnärztliche Materialien verwendet wurde, brachte eine weitere Verbesserung der mechanischen und ästhetischen Eigenschaften [8].

Beide Materialien haben entscheidende Vor-, aber auch Nachteile, die zum Teil unbedingt aufgehoben werden sollten. Der Vorteil von Keramik liegt in ihrer Ästhetik. Vollkeramik ist vom natürlichen Zahn kaum zu unterscheiden und gleichzeitig metallfrei sowie biokompatibel [28]. Desweiteren nutzt sie sich auf Grund ihrer Härte weniger ab. Dies ist aber gleichzeitig ein entscheidender Nachteil, da diese Eigenschaft eine vermehrte Abrasion des Gegenzahnes bewirkt. Außerdem führen Gleithindernisse bei den Kaubewegungen gelegentlich sogar zu Beschwerden im Kiefergelenk. Ein weiterer entscheidender Nachteil von Keramik ist, dass sie bei Bruxismus in gewissen Fällen kontraindiziert ist [28]. Abgesehen von den bereits erwähnten Risiken, kann auch die Krone selbst im Laufe der Zeit durch Zähneknirschen oder Zähnepressen zerstört werden.

Eine Möglichkeit diese Risiken zu umgehen, ist die Verwendung von Kompositen, die nicht so hart sind und den Gegenzahn nicht so stark in Mitleidenschaft ziehen. Nachteilig beim Komposit-Material sind, abgesehen von Defiziten im Bereich der mechanischen Eigenschaften, die durch Tee, Kaffee etc. entstehenden Verfärbungen der Füllung [36].

Dieser Umstand hat die Industrie bzw. die Forschung dazu bewegt, sich mit der Problematik auseinanderzusetzen. Das Ergebnis der Überlegungen ist die Vereinigung der Vorzüge beider Materialien - Vollkeramik und Komposit - und somit die Entwicklung eines neuen Werkstoffes.

Als Beispiel für das fortschrittliche Material in diesem Bereich kann man CERAMAGE (das Mikro-Keramik-Komposit-System) der Firma SHOFU nennen. CERAMAGE enthält zu mehr als 73 Gewichtsprozent mikrofeine Keramik-Partikel, die in eine ausfüllende, organische Polymermatrix eingebettet sind. Mit dieser Materialzusammensetzung wurde ein Komposit mit einer äußerst homogenen Struktur entwickelt, mit optimierten physikalischen und gesteigerten ästhetischen Eigenschaften (siehe Abbildung 1.1 und 1.2) [9].

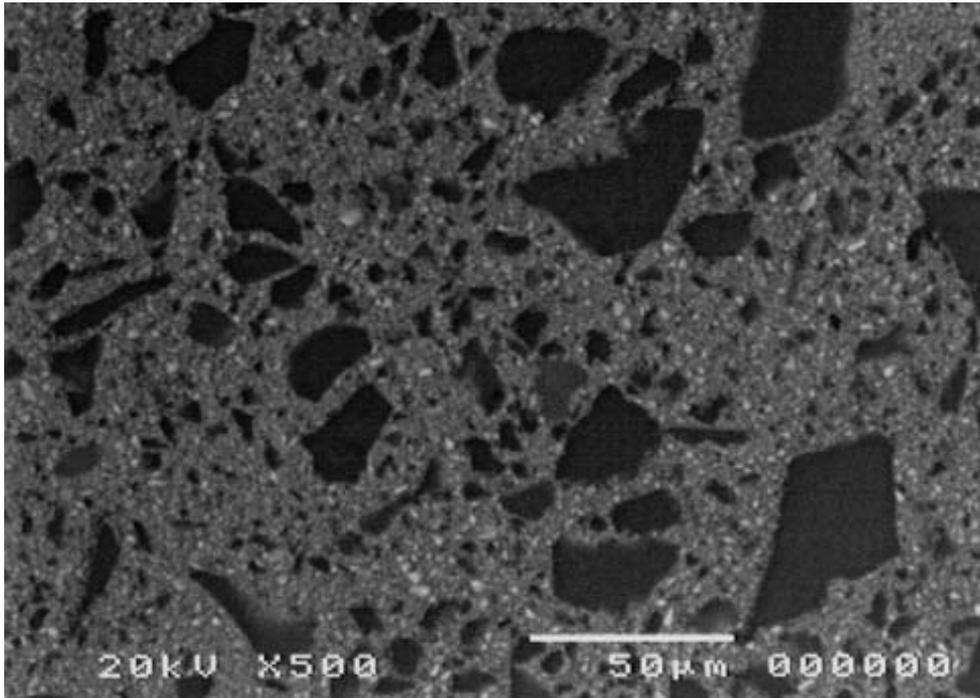


Abbildung 1.1: Konventionelle Komposite zeigen ungleiche Verhältnisse zwischen den Glasfüllern zur Matrix [9]

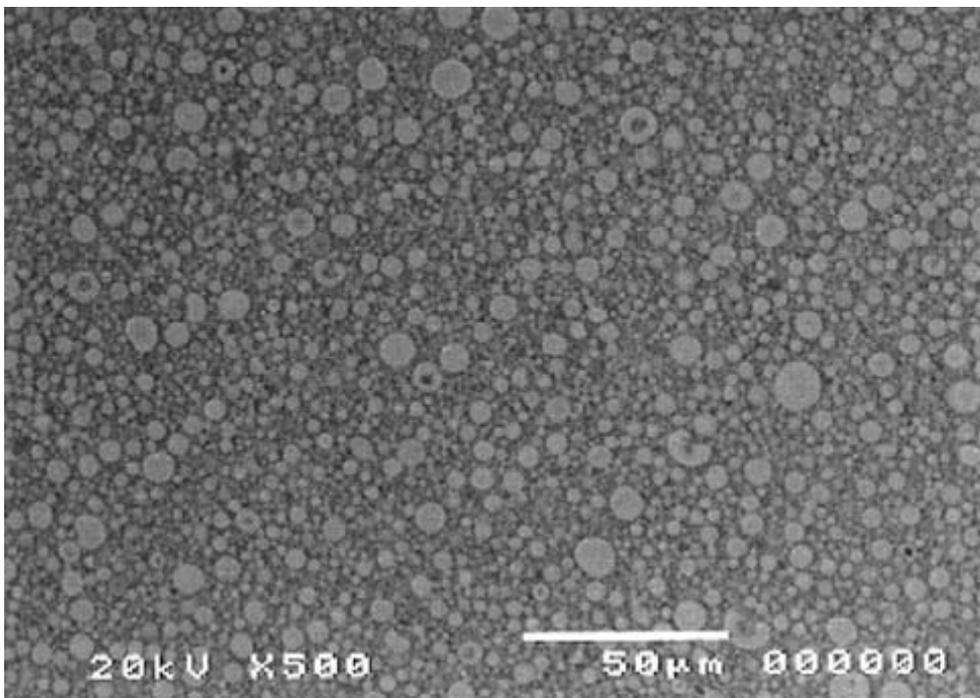


Abbildung 1.2: Die homogene Mikrostruktur mit einem anorganischen Füllstoffgehalt von mehr als 73 % verleiht CERAMAGE keramikähnliche Eigenschaften [9]

Wie andere Firmen ist auch VITA sehr bemüht ein perfektes Zahnersatzmaterial zu schaffen. Dazu entwickelt die Firma einen neuartigen mit Kunststoff infiltrierten Werkstoff, der hier im Weiteren als RIC (Resin Infiltrated Ceramic) bezeichnet wird.

1.1 Dentalkeramiken in der Zahnmedizin

Der Unterschied zwischen dem herkömmlichen Porzellan und den Dentalkeramiken besteht in der unterschiedlichen Zusammensetzung von Quarz, Feldspat und Kaolin (siehe Tabelle 1.1).

	Feldspat	Quarz	Kaolin
<i>Porzellan</i>	12-30 Gew.%	20-30 Gew.%	40-70 Gew.%
<i>Dentalkeramik</i>	60-80 Gew.%	15-25 Gew.%	0-5 Gew.%

Tabelle 1.1: Zusammensetzung von Porzellan und Dentalkeramiken [14]

Betrachtet man die Ausgangsstoffe der Materialien (siehe Tabelle 1.1), so ist erkennbar, dass der Feldspatanteil bei Dentalkeramiken, gegenüber dem Kaolinanteil überwiegt. Dies ist anders als bei herkömmlichen Porzellanen. Der erhöhte Feldspatanteil ist von Vorteil. Dieser verbessert die Viskosität und Standfestigkeit des Materials [17]. Dies ist die Voraussetzung für eine gute Modellierbarkeit.

Neben verschiedenen anderen Einteilungsmöglichkeiten (z.B. nach dem Herstellungsverfahren oder dem Anwendungsbereich) ist für Dentalkeramiken besonders die Differenzierung nach dem chemischen Aufbau sinnvoll (siehe Abbildung 1.3) [39].

Wie aus Abbildung 1.3 ersichtlich unterteilen sich keramische Werkstoffe in die zwei Hauptgruppen der Silikatkeramiken und der Oxidkeramiken. Silikatkeramik wird als Presskeramik verarbeitet oder als fräsbare Blocks in CAD/CAM-System verwendet. Die Silikatkeramiken werden in die Feldspatkeramiken und die Glaskeramiken unterteilt und haben eine Biegefestigkeit bis 250 MPa. Lithiumdisilikatkeramik zählt zwar zu den Silikatkeramiken, verfügt aber über eine Biegefestigkeit von 350 MPa [29].

Bei den Oxidkeramiken differenziert man zwischen den glasinfilierten und den polykristallinen Formen. Ihre Vorteil ist die hohe Biegefestigkeit von 600 bis 1100 MPa [29].

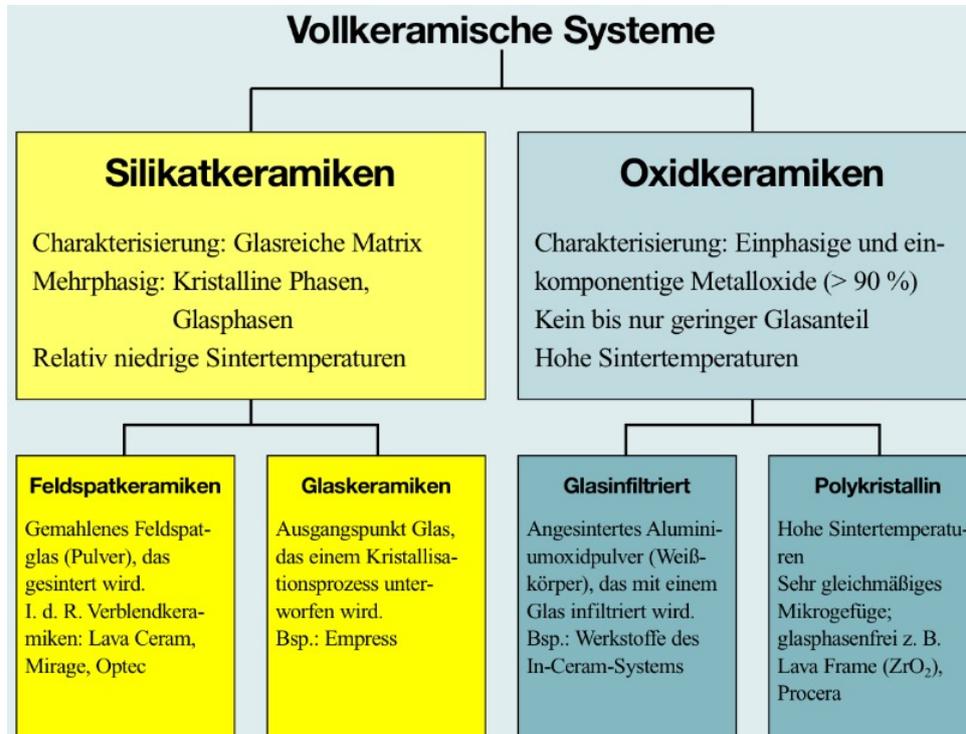


Abbildung 1.3: Übersicht dentale vollkeramische Systeme [39]

Momentan stehen verschiedene computergestützte Verfahren zur Verfügung, um aus industriell vorgefertigten Keramikblöcken vollkeramische Restaurationen herzustellen.

Der Begriff CEREC entstammt dem Englischen und wird aus dem Ausdruck CERamic REConstruction gebildet. Es handelt sich also ausschließlich um die Verarbeitung und Herstellung von Keramik. CEREC ist ein "CAD/CAM-System", bei dem sowohl die Konstruktion, als auch die Fertigung, computergestützt abläuft.

Anders als bei laborgefertigten Keramiken ist die Formgebung von industriell vorgefertigte Keramiken ein von der Herstellung des Werkstoffes fertigungstechnisch unabhängiges Verfahren.

Industriell hergestellte Keramiken aus Sinter-, Glas- oder Metalloxidkeramiken erfüllen die Anforderungen einer möglichst homogenen Struktur, da sie unter standardisierten Bedingungen in Form von Rohlingen (Preforms) produziert werden können. Durch die Erhöhung mechanischer Eigenschaften, wie Bruchzähigkeit und Festigkeit, werden Riss-induzierende Poren oder Verunreinigungen durch Perfektionierung des Sintervorgangs weitgehend vermieden [19,41]. Diese optimierten Materialien reduzieren die Gefahr des unterkritischen Risswachstums und des Bruchversagens keramischer Restaurationen [26].

Seit Mitte der 90er Jahre findet zunehmend hochfeste Keramik wie z.B. die Yttrium-stabilisierte Zirkonoxidkeramik Einsatz in der Dentalindustrie [48].

Folgende Vorzüge der Dentalkeramiken sind im Bezug auf Zahnersatzmaterial zu nennen [15]:

- Ästhetik
- Biokompatibilität gegenüber Parodont und Pulpa
- hohe chemische Stabilität in der Mundhöhle
- geringe Plaqueakkumulation
- geringe und schmelzähnliche thermische Leitfähigkeit

Jedoch sind einige Nachteile dieses Materials zu erwähnen:

Die hohe Sprödigkeit von Keramik ist Grund für das geringe bzw. nicht vorhandene Verformungsvermögen [24]. Diese Eigenschaft macht den Werkstoff besonders empfindlich für winzige Brüche in der Materialstruktur, die sich zu Rissen ausweiten können. Ebenso charakteristisch sind die hohe Härte (Druckfestigkeit) und das Auftreten von Frakturen beim Überschreiten der Elastizitätsgrenze (Spröbruchverhalten) [15].

Labortests sollten Verfahren beinhalten, welche die klinische Situation möglichst genau simulieren und dadurch eine Interpretation der Ergebnisse auf in-vivo Anwendungen zulassen [32,23]. Die Ergebnisse von in-vitro Untersuchungen sind nicht uneingeschränkt auf die klinische Situation übertragbar, da die

Applikation und Ausarbeitung extraoral weitaus besser zu bewerkstelligen sind als intraoral [23].

Diese Untersuchungen sind daher von großer Bedeutung, da Frakturen die häufigste Ursache für den Misserfolg von Materialien sind [20].

Vor allem im Kaulast tragenden Bereich sind sowohl Füllungsmaterialien, als auch Brücken, Kronen, etc. großen Kräften ausgesetzt. Um die erforderliche Dauerhaftigkeit sowie die Widerstandsfähigkeit eines solchen Restaurationsmaterials zu erreichen, müssen seine physikalischen Eigenschaften anhand von aussagekräftigen Parametern optimiert werden. Bestimmte Testverfahren haben sich durchgesetzt um die Qualität eines Füllungsmaterials zu beurteilen [46].

Keramiken sind auf Druck um ein zehnfaches stärker belastbar als auf Zug oder Biegung (siehe Abbildung 1.4 und Abbildung 1.5). Eine stabil verlegte Fliese wird primär auf Druck belastet und hält höchsten Belastungen stand (siehe Abbildung 1.4). Löst sich dieselbe Fliese vom Fußboden und ein kleines Steinchen setzt sich unter die Fliese, so dass sie schaukeln kann und somit unter Biegespannung gerät, genügt eine wesentlich geringere Belastung (hier: Kind), um dieselbe Fliese zum Brechen zu bringen (siehe Abbildung 1.5). Die Zug-/Biegebelastung ist somit die erste kritische Größe für keramische Werkstoffe, die deshalb in speziellen Prüfverfahren ermittelt werden muss [39]. Als Beispiel hierfür ist der Drei-Punkt-Biegetest anzuführen. Dieser dient dazu, die Kraft zu ermitteln, die notwendig ist, um einen beidseitig gelagerten, definierten, stäbchenförmigen Prüfkörper durch eine in der Mitte angelegten Kraft zu zerbrechen.



Abbildung 1.4: Eine auf Druck belastete stabil verlegte Fliesen [39]

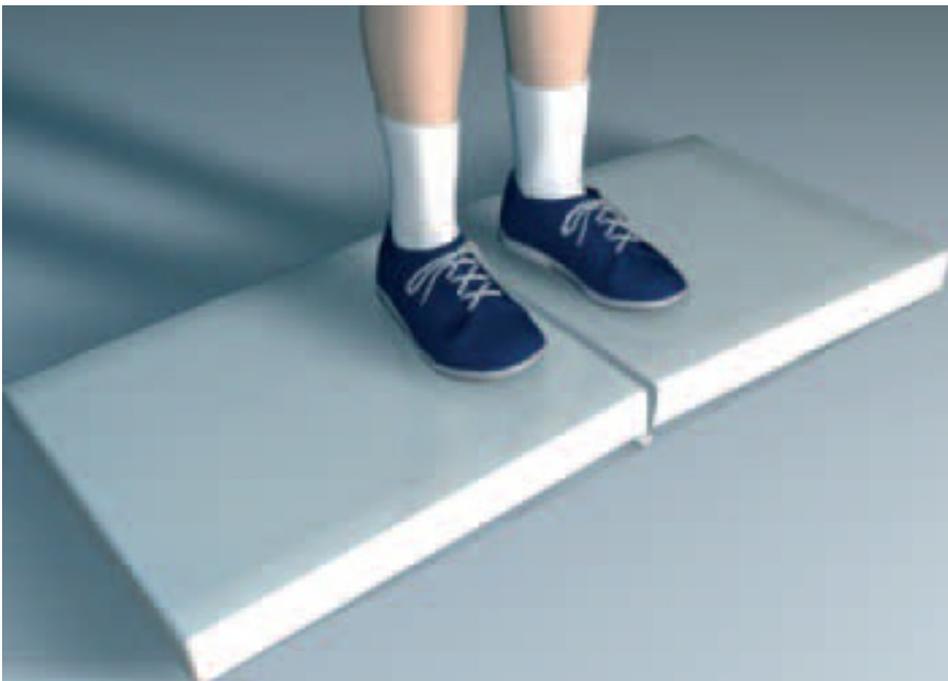


Abbildung 1.5: Auf Druck belastete Fliesen, wenn ein kleines Stein sich darunter sitzt [39]

Der zentrale Aspekt für die Haltbarkeit dentaler Füllungsmaterialien, ist der Verschleiß durch die Kaubelastung. Aufgrund dessen ist ein wesentliches Ziel der Entwicklung, Härte sowie Abrasionsresistenz eines Füllungsmaterials zu optimieren [46].

Eine Möglichkeit den Verschleiß in vitro zu untersuchen ist die Benutzung eines Kausimulators. Dieser dient hauptsächlich der Simulation verschiedener Kausmuster.

Ein wichtiger Vorteil des Kausimulators liegt in der Reproduzierbarkeit der Kaubewegungsmuster durch gleiche kinematische Gegebenheiten. Zudem kann die Materialprobe auch unter feuchtem Milieu durch Zugabe von Wasser getestet werden. Dadurch ist eine Prüfung der Probekörper unter mundähnlichen Gegebenheiten möglich [5].

Wasser spielt beim Alterungsprozess der Dentalkeramik eine entscheidende Rolle. Befinden sich Defekte wie Risse und Poren im Keramikgefüge, kommt es bei einem Kontakt mit Wasser zu Korrosionen, welche zu einem vorzeitigen Versagen der Dentalkeramik führen [25,5]. Dieser wichtige Aspekt wurde in dieser Arbeit berücksichtigt.

Um Ungenauigkeiten bei den Untersuchungen zu vermeiden, muss vor allem auf die Werkstoffqualität der Prüfkörper geachtet werden. Bereits winzig kleine Defekte können vorzeitig eine Fraktur auslösen. Um dieses Problem, und die damit einhergehende Fälschung der Versuchsergebnissen zumindest teilweise zu reduzieren, werden von vornherein kritische Prüfkörper durch eine Sichtprüfung aussortiert. Selbstverständlich besteht trotzdem weiterhin die Gefahr, dass sich im Inneren des Prüfkörpers nicht sichtbare Defekte, wie beispielsweise Luftblasen, befinden.

In dieser Arbeit werden die physikalischen Eigenschaften des zu prüfenden Füllungsmaterials anhand bekannter Testverfahren geprüft.

2 ZIEL DER UNTERSUCHUNG

Keramik ist ein sehr hartes Material und nutzt sich wenig ab. Dadurch kann es zu einer vermehrten Abrasion des Gegenzahnes und zu Gleithindernissen bei den Kaubewegungen kommen, die im Extremfall sogar zu Beschwerden im Kiefergelenk führen können. Komposite sind nicht so hart und nutzen sich ab, so dass diese Gefahren einerseits vermieden werden, jedoch andererseits keine langanhaltende Strapazierfähigkeit wie bei Keramik vorhanden ist. Der Werkstoff der Firma VITA, RIC soll die Vorteile von Keramik und Komposit vereinen und dadurch eine neue Werkstoffklasse mit neuartigen mechanischen Eigenschaften ermöglichen.

Diese Arbeit will dazu beitragen eine Antwort auf diese für die weitere Forschung in diesem Bereich bedeutende Frage zu geben, ob bei RIC vergleichbare oder sogar bessere Materialeigenschaften als bei den ebenfalls von der Firma VITA hergestellten Werkstoffen Mark II oder CAD-Temp im Hinblick auf die Biegefestigkeit unter Berücksichtigung von Verschleißeinwirkungen vorhanden sind.

Anhand von Simulationen der Oberflächenverletzungen dentaler Werkstoffe wie sie im Mund bei Kauprozessen auftreten können, wird evaluiert, ob RIC in seinen Eigenschaften eher Kompositen oder Dentalkeramiken ähnelt.

Inbesondere sollten folgende Arbeitshypothesen überprüft werden:

Verglichen werden sollen zwei Messwerte der Biegefestigkeit σ_1 und σ_2 zwischen den Prüfkörpern

- aus gleichen Materialien jeweils vor und nach der Kausimulation
- von unterschiedlichen Materialien jeweils im Ausgangszustand
- von unterschiedlichen Materialien nach der Kausimulation

Es soll nun die Nullhypothese H_0 geprüft werden: "Es besteht kein Unterschied zwischen σ_1 und σ_2 ".

Die Biegefestigkeit dieser Materialien soll mit Hilfe einer Universal-Prüfmaschine, die Oberflächenrauigkeit der Proben mit einem Perthometer und der Verschleiß mit Hilfe eines Kausimulators untersucht werden.

3 MATERIAL UND METHODE

3.1 Materialien

3.1.1 Mark II

Als Beispiel für eine industriell hergestellte Keramik gilt die Mark II Keramik, eine aluminiumoxidangereicherte Feinstpartikelfeldspatkeramik (siehe Tabelle 3.1).

Oxide	Gewichts-%
SiO_2	56-64
Al_2O_3	20-23
Na_2O	6-9
K_2O	6-8
CaO	0,3-0,6
TiO_2	0,0-0,01

Tabelle 3.1: Chemische Zusammensetzung von VITA BLOCKS Mark II [44]

Das Material erhält seine besondere Bedeutung durch besonders fein gemahlene Einzelbestandteile (ca. 4 μm), hohe Homogenität, hohe Transluzenz und gute farbliche Adaptation gegenüber der Zahnschmelze. Es verfügt über eine Biegefestigkeit von 150 MPa [10].

Kontraindikationen [43]:

Bruxismus

Extreme Parafunktion

Extreme Zahnfehlstellungen

Mangelnde Mundhygiene

Sehr tiefe subgingivale Präparation

3.1.2 Kompositmaterial CAD-Temp

Die VITA CAD-Temp Komposit-Blöcke (siehe Abbildung 3.1) bestehen aus einem faserfreien, homogenen, hochmolekularen und vernetzten Acrylatpolymer mit einpolymerisierten Mikrofüllstoffen (MRP = Microfiller Reinforced Polyacrylic) mit einem Füllstoffgehalt von 14 Gew.-% [44,4].



Abbildung 3.1: CAD-Temp [44]

Vorteilhaft bei VITA CAD-Temp ist primär der zeitlich und labortechnisch geringe Herstellungsaufwand. Dies senkt auch die Herstellungskosten. Desweiteren lassen sich die Restaurationen durch das CAD/ CAM-Verfahren fertigen, wodurch sie jederzeit exakt reproduzierbar sind.

Dieses Material hat jedoch den Nachteil, dass eine Reparatur bei einer Fraktur ausgeschlossen ist. Die Restauration muss komplett neu hergestellt werden.

Physikalische Eigenschaften

Hausinterne Proben und Messungen der Firma VITA ergaben die physikalischen und technischen Eigenschaften, die im nachfolgenden tabellarisch dargestellt sind (siehe Tabelle 3.2).

Eigenschaften	Einheit	Wert
<i>Biegefestigkeit</i>	<i>MPa</i>	<i>>80</i>
<i>Anorg.Fullstoffgehalt</i>	<i>Gew.-%</i>	<i>ca.14</i>
<i>Wasseraufnahme</i>	<i>Entspricht EN ISO 10477 Kronen- und Brückenkunststoffe</i>	
<i>Löslichkeit</i>	<i>Entspricht EN ISO 10477 Kronen- und Brückenkunststoffe</i>	
<i>Farbstabilität</i>	<i>Entspricht EN ISO 22112 Künstliche Zähne für Dentalprothesen</i>	

Tabelle 3.2: Physikalische Eigenschaften laut Hersteller [44]

3.1.3 RIC Resin Infiltrated Ceramic

RIC ist eine experimentelle Variante von ENAMIC der Firma VITA. Zum Erstellungszeitpunkt der Dissertation lagen noch keinerlei werkstoffkundliche Daten zum angegebenen Material vor.

3.1.4 Prüfkörper

Es wurden 150 Prüfkörper für diese Arbeit verwendet. Alle Prüfkörper waren von der Firma VITA für diese Studie hergestellt worden (Prüfkörpergröße ca. 19 x 4 x 12 mm, siehe 9.1 und 9.1).

Die Eigenschaften des neu entwickelten Materials RIC (Charge RIC 10/09, AVS-V0155, 1,8 g/cm³) wurden im Hinblick auf den Dreipunkt-Biegetest mit und ohne Verschleißeinwirkung im direkten Vergleich mit zwei auf dem Markt angebotenen Restaurationsmaterialien, das Komposit CAD-Temp und das Keramikmaterial Mark II, geprüft. Bei dem Material Mark II handelt es sich um eine Feinstrukturfeldspatkeramik.

Insgesamt wurden 25 Prüfkörper pro Restaurationsmaterial im Dreipunkt-Biegetest getestet wobei 15 davon in einem vorherigen Schritt mit dem Kausimulator und anschließend mit dem Perthometer gemessen wurden.

3.2 Methode

3.2.1 Spezieller Teller für den Kausimulator

Die Prüfkörper wurden in einer zylinderförmigen Grundplatte (Teller nach Brodam [5]) mit einer speziell für diesen Versuch entwickelten Haltevorrichtung befestigt (siehe 3.3.1). Die Besonderheit der Methodik besteht darin eine Verschleißspur, wie sie beim Kauen entstehen kann zu simulieren. Auf diesem Teller konnten gleich mehrere Prüfkörper verschiedener Materialien eingespannt werden.

3.2.2 Schieblehre

Es wurde ein digitaler Messschieber zum Vermessen der Proben verwendet. Hierbei wurde die Breite, die Länge und die Höhe der Prüfkörper an jeweils drei Stellen vermessen (siehe 9.1).

Die Größen aller 150 Prüfkörper (50 Prüfkörper pro Restaurationsmaterial)¹ wurden mit einer digitalen Schieblehre gemessen, danach gruppiert und anschließend tabellarisch festgehalten (siehe 9.1 und 9.2).

Der arithmetische Mittelwert der Breite sowie der Höhe diente zur Berechnung der Biegefestigkeit. Der Mittelwert der Länge wurde zur Optimierung des speziellen Tellers verwendet. Die Angaben über die Prüfkörpergrößen sind in 9.3 angeführt.

3.2.3 Antagonist

Als sehr wichtig zeigt sich die Wahl des antagonistischen Materials beim Verschleißverfahren. Obwohl sich der natürliche Zahnschmelz hinsichtlich seiner biologischen Herkunft oft in Oberflächenmorphologie und –härte unterscheidet,

¹ Es wurden zwei Prüfkörperserien mit jeweils 20 bzw. 30 Prüfkörpern für diese Arbeit verwendet. Da einige Prüfkörper der ersten Serie (20 Prüfkörper) zur Optimierung des speziellen Tellers dienten und keine aussagekräftigen Ergebnisse liefern konnten, wurden von Firma VITA weitere 30 Prüfkörpern zur Verfügung gestellt.

wird er oft verwendet, um das in vivo Verhalten möglichst realistisch zu überprüfen.

Steatit wurde von Wassell als Antagonist verwendet. Diese aus mehreren Komponenten bestehende semiporöse kristalline Keramik beschrieb er als Material mit ähnlicher Vickers-Härte wie die des menschlichen Zahnschmelzes. So ähnelt dieses Material am ehesten dem menschlichen Zahnschmelz und ist daher sehr gut als Antagonist verwendbar [1,47].

Desweiteren spielt die Form des Antagonisten eine große Rolle. Während zylindrische Antagonisten die Oberflächen zerpflegen und so zu einem beschleunigten Verschleiß führen, vermeiden runde Formen dieses Problem [42, 47].

Daher wurde auch in diesem Versuch eine Steatit-Kugel mit 6 mm Durchmesser (siehe Abbildung 3.2) verwendet. Um diese im Kausimulator (siehe Abbildung 3.4) einbringen zu können, musste sie zunächst im zugehörigen Sockel mit Pattern Resin einpolymerisiert werden (siehe Abbildung 3.3).



Abbildung 3.2: Steatit-Kugel



Abbildung 3.3: Einpolymerisierte Steatit-Kugel im Sockel



Abbildung 3.4: Steatit-Kugel samt Sockel im Kausimulator

3.2.5 Kausimulator

Mit Hilfe eines Kausimulators soll der Verschleiß der Materialien RIC, Mark II und CAD-Temp ermittelt werden.

Die Prüfkörper sind mit der neu entwickelten Halterung an dem Teller nach Brodam [5] befestigt. Nach einigen unbefriedigenden Versuchen wurde die alte Halterung optimiert.

Zur Simulation des menschlichen Kauvorganges wurde der Verschleiß der Prüfkörper, mit folgenden Testparametern gemessen: Die Prüfkraft betrug 9,81 N mit einem Prüfweg von 5 mm, einer Hubtiefe von 20 mm und einer Vor- und Rückgeschwindigkeit von 40 mm/sec. Die Zyklenzahl belief sich auf insgesamt 1000 Zyklen je Prüfkörper. Die Reihenfolge der Prüfkörper ist im Anhang zu sehen (siehe 9.4).

3.2.6 Destilliertes Wasser

Um eine überhöhte Reibung zwischen Probe und Antagonist, wie sie unter trockenen Bedingungen entstanden wäre, zu vermeiden, war die Zugabe von destilliertem Wasser während des Belastungszyklus notwendig.

3.2.7 Perthometer

Das Mess- und Auswerterechner für Topographie ist mit einer speziellen Software (Perthometer Concept 7.1) gekoppelt, welche die Auswertung der im Kausimulator entstandenen Verschleißspur ermöglicht. Die Abtastung der Oberflächen erfolgte mit der Tastnadel MFW – 250 (Mahr, Göttingen). Tastschnittgeräte wie das Perthometer Konzept (Mahr, Göttingen, siehe Abbildung 3.6) wandeln die Tastbewegungen der Messnadel in elektrische Signale um. Sie zeichnen die Profile auf und berechnen die Profiltiefe P_t [42].

3.2.8 Profiltiefe P_t

Als Profiltiefe P_t (Gesamthöhe des P-Profiles) wird nach DIN EN ISO 4287 [12] die Summe aus der Höhe der größten Profilspitze und der Tiefe des größten Profiltals des P-Profiles innerhalb der Bezugsstrecke angenommen. (siehe Abbildung 3.5) [38]. P_t ist ein Maß für die über die Bezugsstrecke erfassten Gestaltabweichungen der Oberfläche z.B. Form, Welligkeit, Rauheit [27].

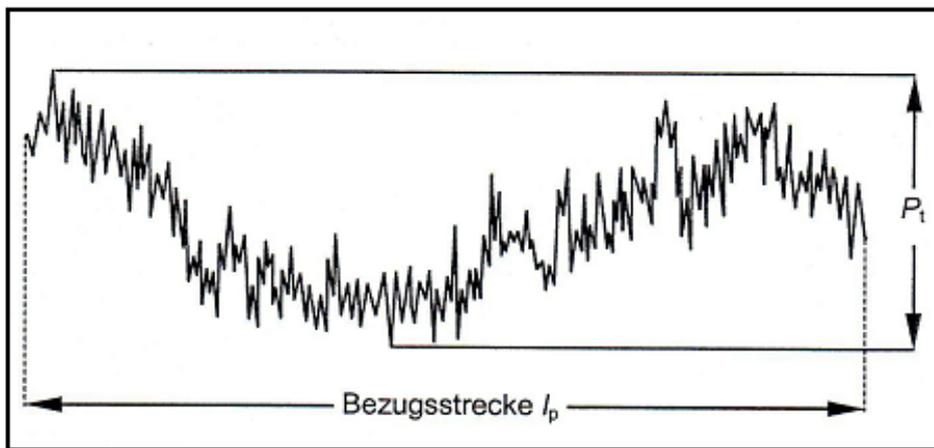


Abbildung 3.5: Profiltiefe P_t [27]

Pro Restaurationsmaterial wurden jeweils 15 Prüfkörper nach 1000 Zyklen im Kausimulator einzeln im Perthometer an jeweils drei Stellen vermessen um den P_t -Wert zu ermitteln. Pro Restaurationsmaterial wurden 45 P_t -Werte gemessen (siehe 9.5).

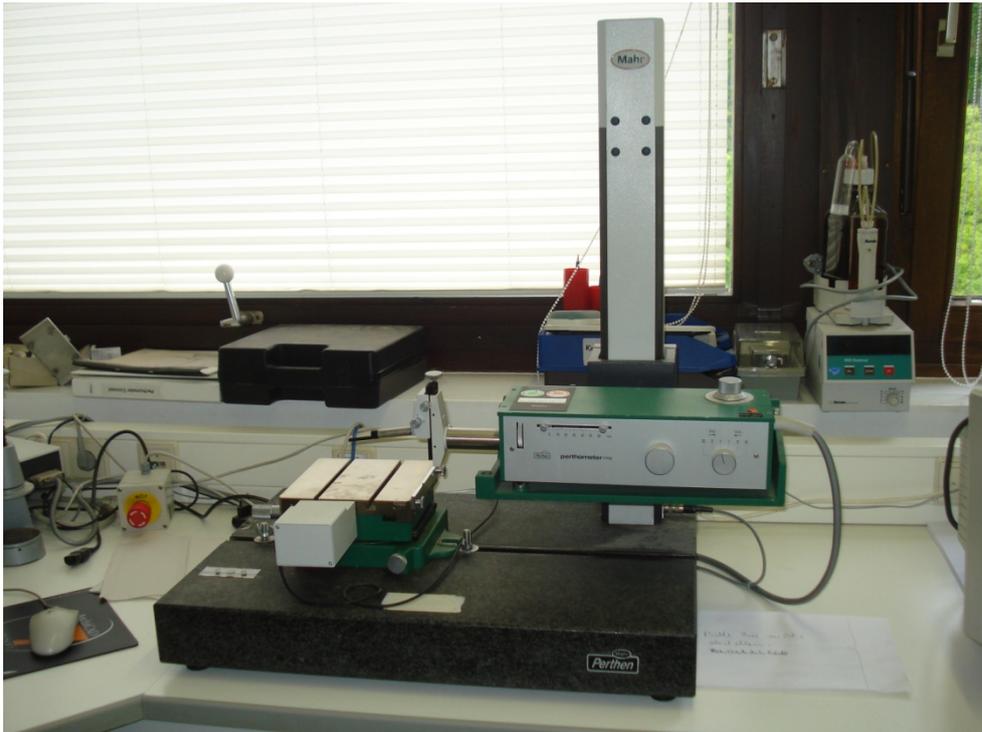


Abbildung 3.6: Perthometer (Mahr, Göttingen)

Es wurde ein Messfeld der Größe 8×3 mm für die Einzeltopographie und eine über 17×3 mm für die Gruppentopographie entlang der Verschleißspur in jeweils 3 Messprofilen in 1 mm Abstände erfasst. Hierbei wurden die selben Gruppen wie in Kausimulator verwendet (3 Prüfkörper).

Ausgewertet wurde der Parameter Profiltiefe P_t [μm] des 1. ,2. und 3. Messprofils.

In der Tabelle 3.3 sind die Einstellungen des Perthometers für die profilometrischen Messungen zusammengefasst.

Nadel Typ	MFW – 250
Nadel Geschwindigkeit	0,7 mm/s
Winkel der Nadel	90°

Tabelle 3.3: Eigenschaften und Einstellungen des Perthometers

3.2.9 Stereomikroskop

Eine weitere Möglichkeit zur Beurteilung von Oberflächen ist die Mikroskopie. Daher wurden alle Prüfkörper vor und nach der Festigkeitsprüfung mit einem

Stereomikroskop Typ M 400 (WILD, Heerbrugg) bei 15-, 20- und 25-facher Vergrößerung fotografiert (Software: Image Pro Plus Vers. 4.5).

3.2.10 Universalprüfmaschine Zwick / Z010

Die Biegefestigkeitsprüfungen erfolgten als Dreipunkt-Biegeversuch mit Hilfe der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm) und wurde in Anlehnung nach ISO 6872 durchgeführt. Der Dreipunkt-Biegeversuch erfolgte in destilliertem Wasser (siehe Abbildung 3.7).

Alle Prüfkörper, die nicht defekt waren, wurden im Dreipunkt-Biegetest getestet, wobei einige davon in einem vorherigen Schritt mit dem Kausimulator und anschließend mit dem Perthometer gemessen wurden (siehe Tabelle 9.6).

Die Prüfkörper werden so platziert, dass der Prüfstempel auf die Prüfkörpermitte (entsprechend der Mitte der Stützweite) einwirken kann. Nach Bruch des Prüfkörpers kann die Bruchlast abgelesen werden. Anschließend erfolgt die Berechnung der Biegefestigkeit nach *Formel 3-1*. Der Stützabstand l betrug 13 mm.

$$\sigma = \frac{3 * I_0 * F}{2 * b * h^2}$$

Formel 3-1: Biegefestigkeitsformel [3]

σ = Biegefestigkeit	[MPa]
l_0 = Stützabstand zwischen den Auflagern	[mm]
F= Bruchlast (maximal auf die Probe ausgeübte Kraft)	[N]
b = Breite des Probekörpers	[mm]
h = Höhe des Probekörpers	[mm]

Tabelle 3.4: Deutung der Biegefestigkeitsformel [3]



Abbildung 3.7: Versuchsaufbau in der Universalprüfmaschine

Die Biegefestigkeit ist definiert als der Widerstand eines Werkstoffes gegen Kräfte, welche senkrecht zur Längsachse eines frei gelagerten Probekörpers einwirkt und diesen auf Durchbiegung beansprucht.

Prinzip des Biegeversuchs

Die Belastungsvorrichtung setzt sich aus zwei parallel angeordneten Auflagerrollen für die Prüfkörper und einer Belastungsrolle zusammen, die die Last mittig zwischen den Auflagerrollen auf den Prüfkörper aufbringt. Um unnötige Reibungseinflüsse zu vermeiden ist es notwendig, dass die Auflagerrollen frei gelagert sind. Um eine gleichmäßige Belastung über die gesamte Prüfkörperbreite zu gewährleisten, muss die Belastungsrolle näherungsweise parallel zu dieser Auflagerrolle ausgerichtet sein [5].

In der unteren Abbildung wird der charakteristische Aufbau dieses Apparates gezeigt (siehe Abbildung 3.8 und Abbildung 3.9) .

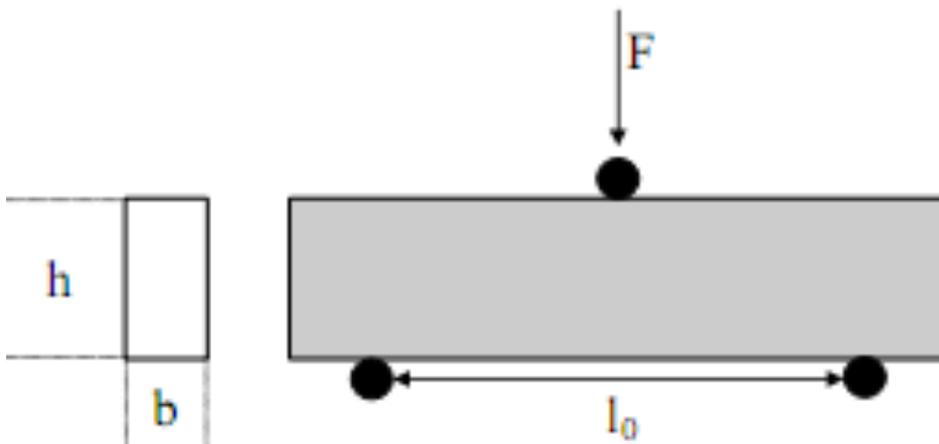


Abbildung 3.8: Schema des 3-Punkt Biegetests im Querschnitt [16]

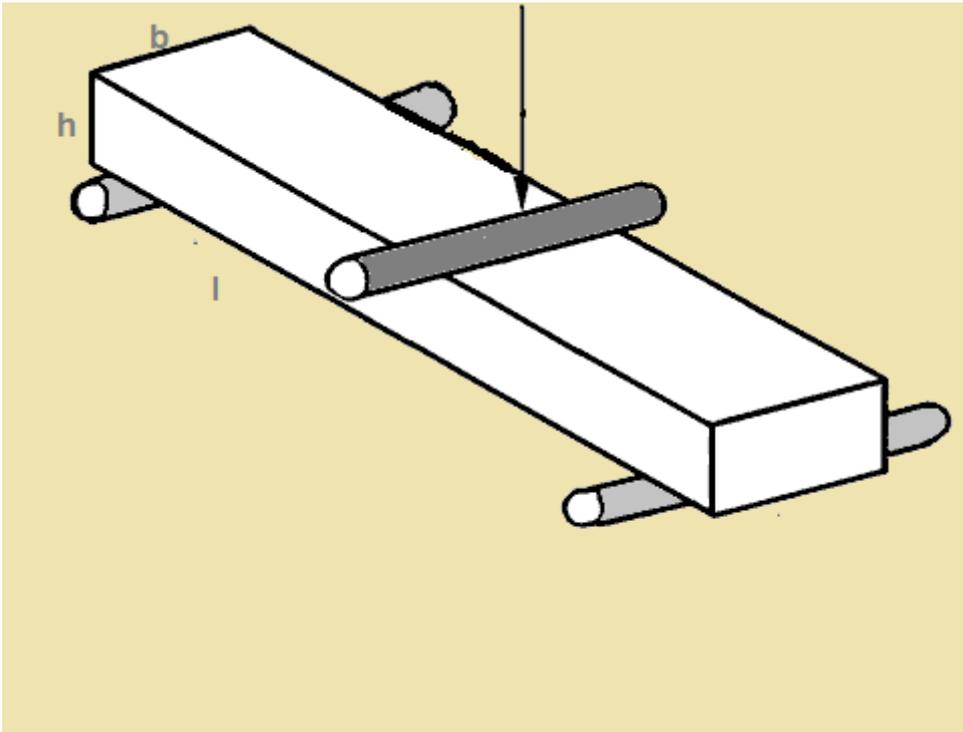


Abbildung 3.9 : Prinzipaufbau des 3-Punkt-Biegeversuchs in der Aufsicht

3.2.11 Statistische Methoden

3.2.11.1 Formulierung einer Hypothese und Test

Der Messfehler der Biegefestigkeit, die sich aus der Bruchlast F ergibt, resultiert aus den Messtoleranzen der Materialprüfmaschine als auch den Fertigungstoleranzen des Prüfkörpers. Desweiteren kommt noch hinzu, dass die Belastung je nach Position im Kausimulator und durch Fertigungstoleranzen des Prüfkörpers selbst gestreut sein kann. Somit ist der Messwert der Biegefestigkeit σ mit einem Fehler $\Delta \sigma$ behaftet.

Als Methode wird der Zweistichproben T-Test gewählt [22].

Die Standardabweichung vom Mittelwert ist nicht bekannt, sie muss empirisch berechnet werden.

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - X)^2}{n - 1}} \quad \text{Formel 3-2 : Standardabweichung [13]}$$

Für σ_1 und σ_2 muss angenommen werden, dass die Stichproben aus unterschiedlichen Grundgesamtheiten stammen, da die Prüfkörper nach der Kausimulation durch Veränderung der Materialbeschaffenheit möglicherweise unterschiedliche Werte für S aufweisen. Daher muss die gewichtete Varianz für zwei unabhängige Stichproben der Anzahl n und m und mit den empirischen Standardabweichungen von σ_1 , σ_2 - s_x , s_y - berechnet werden.

$$s^2 = \frac{(n - 1)s_x^2 + (m - 1)s_y^2}{n + m - 2} \quad \text{Formel 3-3: empirischen Standardabweichung [7]}$$

Für den Test der Hypothese wird die Prüfgröße t berechnet, wobei für x und y die Mittelwerte von σ_1 und σ_2 verwendet werden müssen.

$$t = \frac{\sqrt{\frac{nm}{n+m}} \frac{x - y}{S}}{\quad} \quad \text{Formel 3-4: Prüfgröße t [34]}$$

Die Hypothese wird also abgelehnt, wenn folgende Ungleichung erfüllt ist. Der Wert der t-Verteilung für $n+m-2$ Freiheitsgrade und dem Signifikanzniveau α . Das Signifikanzniveau wird mit $\alpha=5\%$ Irrtumswahrscheinlichkeit angenommen.

Der Ablehnungsbereich für die zweiseitige Hypothese ist also:

$$t > t\left(1 - \frac{\alpha}{2}, n + m - 2\right) \quad \text{Formel 3-5 [34]}$$

Ein Beispiel zur Verdeutlichung sind die Messreihen für die Prüfkörper Mark II im Ausgangszustand bzw. aus der Kausimulation (siehe 9.6.1).

Die Berechnung der Mittelwertabweichung² und der Standardabweichung nach Formel 3-2 ist in Tabelle 3.5 und Tabelle 3.6 dargestellt.

Anzahl der Prüfkörper im Ausgangszustand: n=10	Biegefestigkeit σ [MPa]	Mittelwertabweichung $\sigma - \bar{x}$ [MPa]
	85,60	-11,58
	96,14	-1,04
	101,93	4,75
	100,87	3,69
	114,00	16,82
	85,78	-11,40
	110,18	13,00
	89,78	-7,40
	112,13	14,95
	75,38	-21,80
Mittelwert \bar{x} [MPa]	97,18	0,00
Standardabweichung s_x[MPa]	12,94	12,94

Tabelle 3.5: Messwerte der Biegefestigkeit und deren Standardabweichung von Mark II (im Ausgangszustand)

² Abweichung der Biegefestigkeitswert vom *Mittelwert* \bar{x}

Anzahl der Prüfkörper nach der Kausimulation: m=14	Biegefestigkeit σ [MPa]	Mittelwertabweichung $\sigma - \bar{y}$ [MPa]
	98,45	0,26
	96,64	-1,55
	107,49	9,30
	91,18	-7,01
	98,09	-0,10
	103,48	5,29
	99,53	1,34
	92,52	-5,67
	107,54	9,35
	82,25	-15,94
	98,18	-0,01
	100,32	2,13
	97,59	-0,60
	101,34	3,15
<i>Mittelwert \bar{y} [MPa]</i>	98,19	0,00
<i>Standardabweichung s_y [MPa]</i>	6,54	6,54

Tabelle 3.6: Messwerte der Biegefestigkeit und deren Standardabweichung von Mark II (nach Kausimulation)

Aus den berechneten Parametern des Mittelwertes und der Standardabweichung beider Messreihen kann nun die Prüfgröße t berechnet werden. Diese wird mit dem Tabellenwert für den t -Test verglichen. Die Tabelle enthält außerdem eine Abhängigkeit von den Freiheitsgraden der Verteilung. Diese berechnet sich aus $n+m-2$, wobei n die Anzahl der Prüfkörper im Ausgangszustand und m die Anzahl der Prüfkörper in der Kausimulation ist. Der Mittelwert und die Standardabweichung werden aus den 24 Messwerten berechnet und sind somit implizit enthalten. Daher wird die Anzahl der Freiheitsgrade um zwei reduziert.

	Mark II	Formel
Probenanzahl n (Ausgangszustand)	10	
Probenanzahl m (Endzustand)	14	
Biegefestigkeit σ (Ausgangszustand.)	97,18	
Biegefestigkeit σ (Endzustand)	98,19	
S_x (Ausgangszustand) [MPa]	12,94	Formel 3-2
S_y (Kausimulation) [MPa]	6,54	Formel 3-2
gewichtete Varianz s^2 [MPa ²]	93,78	Formel 3-3
A	0,05	
Prüfgröße t	-0,55	Formel 3-4
T -Test ($1-\alpha/2$; $n+m-2$)	2,07	Formel 3-5
Die Hypothese H_0 ist	wahr	

Tabelle 3.7: Zweistichproben t-Test: Zusammenfassung der Berechnung der Prüfgröße t .

Gemäß der Formel 3-5 ist $0,55 < 2,07$ erfüllt.

Die Frage, ob die Hypothese H_0 "Beide Mittelwerte der Biegespannung im Ausgangszustand und nach der Kausimulation sind gleich" wahr ist, kann daher für das Material Mark II mit "Ja" beantwortet werden.

Voraussetzung für die Gültigkeit des t-Tests ist die Normalverteilung der Grundgesamtheit, die für alle Messreihen separat nachzuweisen ist.

Die Normalverteilung der Stichproben wird mit einem Chi-Quadrat Test ermittelt. Das Verfahren ist im Kapitel 3.2.11.2 beschrieben.

3.2.11.2 χ^2 Test. Prüfung auf Normalverteilung

Um die Annahme der Normalverteilung der Messwerte mittels des χ^2 Tests zu prüfen, müssen zunächst die Abweichungen der Messwerte σ zu ihren Mittelwerten in Klassen eingeteilt werden. Eine Klasse besteht in unserem Fall aus einem Wertebereich der Biegefestigkeit von jeweils 5 [MPa]. Die Häufigkeit für die jeweilige Klasse wird auf der y-Achse aufgetragen. Aus den Mittelwertabweichungen wird die empirische Standardabweichung s nach der *Formel 3-3* berechnet.

Mit der empirisch berechneten Standardabweichung s dem Mittelwert μ und der Klasse x kann man über eine Tabelle der normierten Normalverteilung Φ die Wahrscheinlichkeitsverteilung $F(x)$ bestimmen.

$$F(x) = \Phi\left(\frac{x - \mu}{\sigma}\right) \quad \text{Formel 3-6: Wahrscheinlichkeitsverteilung [37]}$$

Der Erwartungswert für die j -te Klasse x_j ist die unter der Hypothese der Normalverteilung zu erwartende Häufigkeit n_{j0} :

$$n_{j0} = m(F(x_i) - F(x_j)) \quad \text{Formel 3-7}$$

Wobei x_i die Klasse ist, die x_j vorangeht und m die Anzahl der Messwerte ist.

Als Beispiel wird wieder die Messreihe der Biegespannungen für das Material Mark II nach der Kausimulation herangezogen (siehe Tabelle 3.6).

Für $m=14$ Werte wird die Differenz zum Mittelwert berechnet und in $j=7$ Klassen eingeteilt und χ^2 mit (Formel 3-5) berechnet:

$$\chi^2 = \sum_{j=1}^m \frac{(n_j - n_{j0})^2}{n_{j0}} \quad \text{Formel 3-8}$$

Die Hypothese der Normalverteilung ist erfüllt, wenn die Testprüfgröße für den χ^2 -Test größer oder gleich ist, als der errechnete Wert von χ^2 .

Die Testprüfgröße des χ^2 -Tests ist abhängig von den Freiheitsgraden der Verteilung und dem Signifikanzniveau α . Pro geschätztem Parameter geht ein Freiheitsgrad verloren. Die Verteilung hat also $m + w - 1$ Freiheitsgrade mit w als Zahl der geschätzten Parameter. Da in unserem Fall die Parameter „Mittelwert“ und „Varianz“ abgeschätzt werden, kommen wir mit $j=7$ auf 4 Freiheitsgrade. Das Signifikanzniveau sei 5%.

Da die Testprüfgröße aus Tabelle 3.8 mit 9,94 größer ist als $\chi^2=6,60$ ist die Hypothese der Normalverteilung mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% erfüllt.

j	Klasse x_j [MPa]	Häufigkeit n_j	F(x)	n_{j0} (siehe Formel 3-6)	χ^2
1	-15	1	0,01	0,15	4,69
2	-10	0	0,06	0,88	0,88
3	-5	2	0,22	2,23	0,02
4	0	4	0,50	3,89	0,00
5	5	4	0,78	3,89	0,00
6	10	3	0,94	2,23	0,27
7	15	0	0,99	0,73	0,73
<i>Summen</i>		14		14,00	6,60
<i>Testprüfgröße χ^2- Test</i>					9,49

Tabelle 3.8: Einteilung der Mittelwertabweichungen in Klassen, Berechnung und Vergleich der Testprüfgröße χ^2 .

Die Ähnlichkeit zu einer Normalverteilung wird auch in folgendem Diagramm deutlich, bei dem die Balken die auf den gemessenen und die Kurve auf den theoretischen normalverteilten Häufigkeiten basieren.

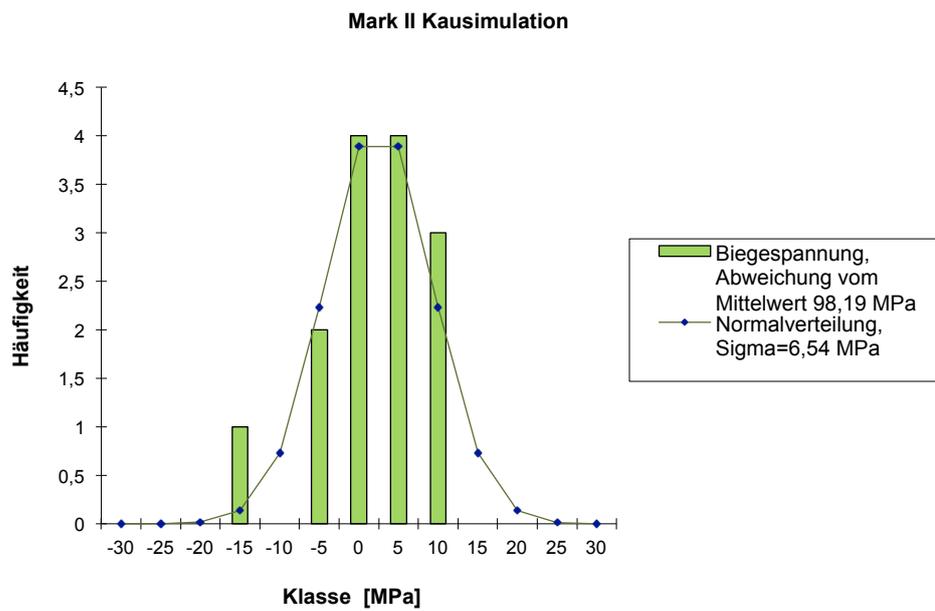


Diagramm 3-1: Darstellung der Normalverteilung der Mittelwertabweichungen der Messwerte für Mark II

Mit der Normalverteilung der Messwerte ist die Voraussetzung für den t-Test erfüllt und die in Kapitel 3.2.11.1 formulierte Hypothese gilt entsprechend.

3.3 Probenhalterung im Kausimulator

3.3.1 Vorrichtung

3.3.1.1 Vorversuch

Beschreibung der Vorrichtung

Fünf Probeplättchen werden in einer Vorrichtung festgespannt, um anschließend mehrfach auf Verschleiß beansprucht zu werden. Zu diesem Zweck wurde eine zylinderförmige Grundplatte³ aus Edelstahl verwendet, auf deren Oberseite die Proben befestigt werden (siehe Abbildung 3.10). Die Befestigung erfolgt durch Klemmen mittels zweier Klemmleisten, die jeweils mit zwei Schrauben auf die Grundplatte gedrückt werden. Zwei Anschlagleisten, die mittig an die Platte geschraubt werden, sorgen für den richtigen Abstand zwischen den Klemmleisten und bieten eine zusätzlichen Stabilität gegen Verrutschen, Dies ist erforderlich um dem Belastungswerkzeug während der Kausimulation standhalten zu können.

Ergebnisse

Nach 200 Zyklen musste der Kausimulator angehalten werden, da die Prüfkörper teilweise verrutschten.

Deutung

Als Grund für diesen Sachbestand kann Folgendes angeführt werden:

Die Prüfkörper waren nicht auf die gleiche Länge geschnitten (siehe Abbildung 3.11), sodass einige eine größere Klemmfläche aufwiesen als andere. Diejenigen mit der kleineren Klemmfläche reichten nicht bis zur Halterung, erfuhren somit eine geringere Klemmkraft und wichen infolgedessen der Belastung aus.

Die etwas dickeren Prüfkörper wurden folglich stärker festgehalten als die dünneren. Letztere wichen unter der Last aus.

³ Teller nach Brodam[5]

⁴ Zum Vergleich: die Maße, der für diese Arbeit bereitgestellten Prüfkörper der Firma VITA 1,2 x 4 x 19

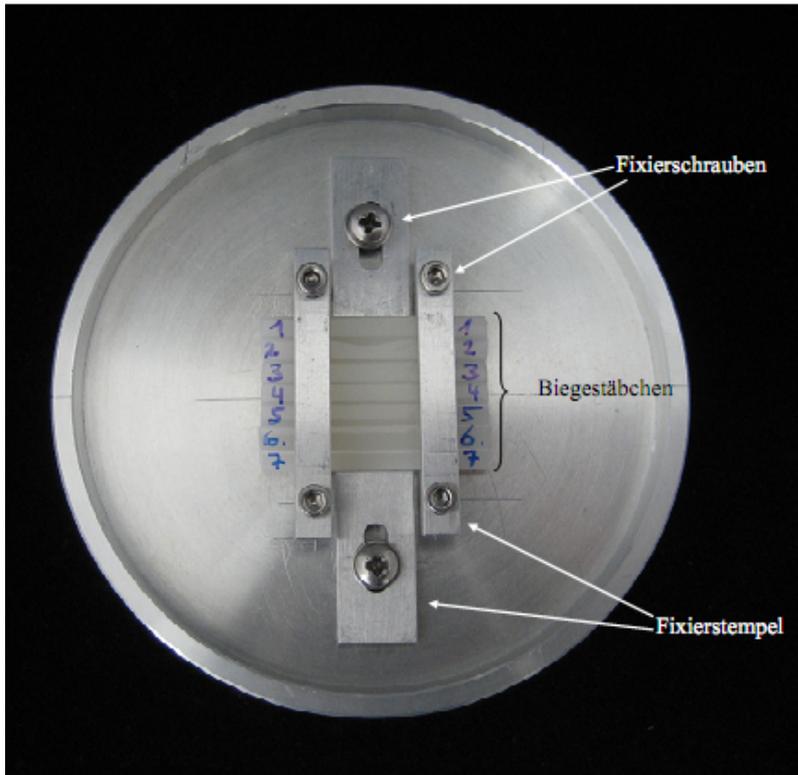


Abbildung 3.10: Grundplatte nach Brodam mit eingespannten Biegestäbchen (3 x 4 x 35 mm)⁴[5]

⁴ Zum Vergleich: die Maße, der für diese Arbeit bereitgestellten Prüfkörper der Firma VITA 1,2 x 4 x 19 mm

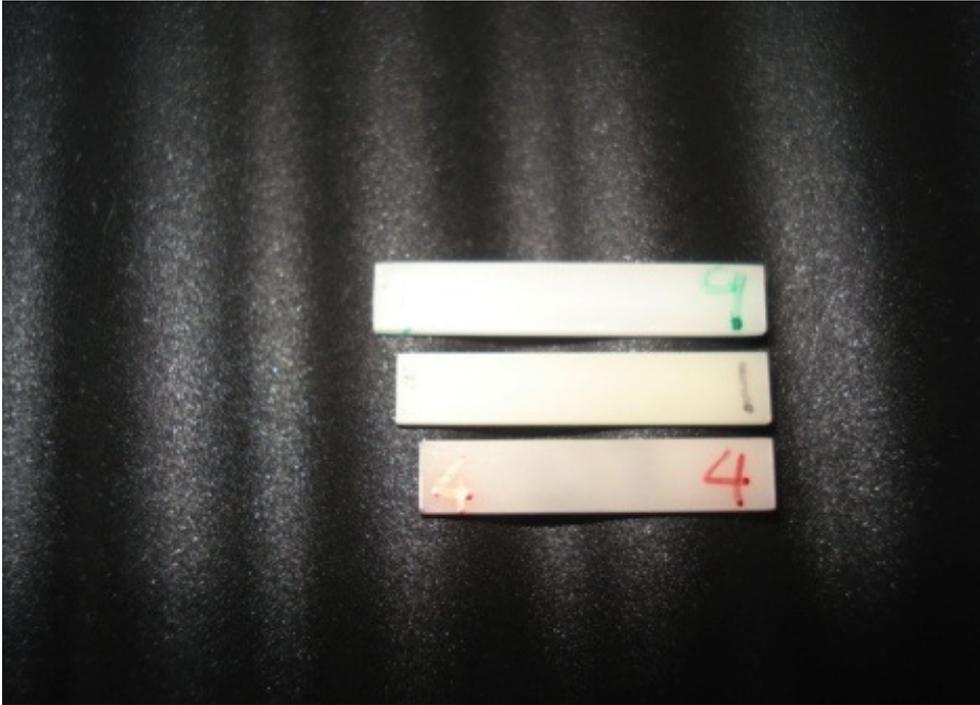


Abbildung 3.11: Probeplättchen

Verbesserung der Versuchsanordnung

Nach dieser Erfahrung wurden nun Prüfkörper mit größerem Längeunterschied mithilfe von Klebewachs auf die Oberfläche der Grundplatte aufgelegt. Anschließend wurden die Klemmleisten aufgesetzt, wobei die Schrauben fest angezogen wurden. Zum Schluss wurde wiederum eine Lage Klebewachs seitlich zwischen Leiste und Probe aufgebracht und der Testlauf begonnen.

Ergebnis

Nach dem Testlauf wurde beobachtet, dass die Prüfkörper teilweise unter der Last brachen. (siehe Abbildung 3.12).

Deutung

Das aufgebraute Klebewachs war offensichtlich nicht imstande, die Belastung aufzunehmen.

Die zwischen der Unterseite der Prüfkörper und der Oberfläche der Grundplatte jeweils an beiden Enden der Probestreifen aufgebrauchte Klebewachsschicht hatte zur Folge, dass sich eine Lücke zwischen Prüfkörper und Grundplatte ausbildete. Dies bedeutet, dass sich die Prüfkörper frei zwischen zwei gegenüberliegenden Auflagen (den beiden Klebewachsschichten) spannte. Durch die Biegebeanspruchung brachen die Prüfkörper letztlich.

Dritte Variante der Versuchsanordnung

Die Versuche wurde nun mit längeren Prüfkörpern, die nicht aus der Halterung herausrutschen konnten, fortgesetzt.

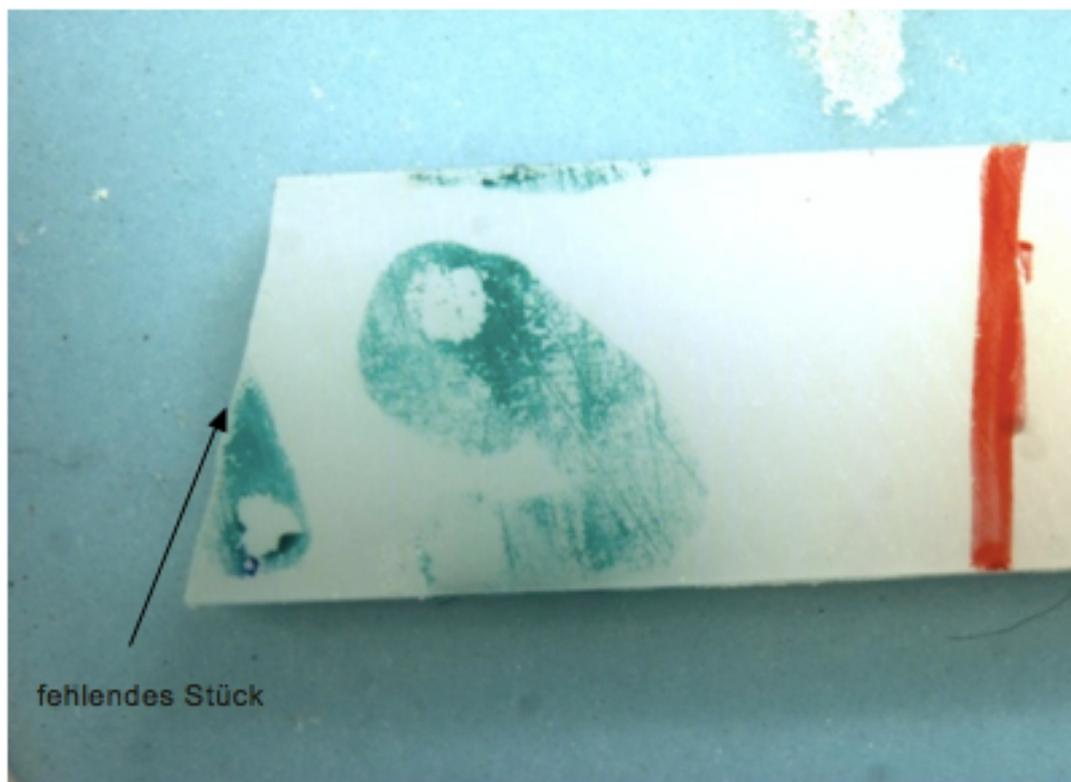


Abbildung 3.12: Mark II Serie 1, Probe Nr.19

Ergebnis

Hierbei gingen auch einige der Prüfkörper zu Bruch (siehe 9.4. unter Mark II).

Deutung

Die Prüfkörper lagen direkt zwischen Klemmleiste und Teller. Dadurch wurde der Druck der Klemmleiste beim Festschrauben unmittelbar auf die Prüfkörper übertragen.

Die Prüfkörper hatten nicht alle die gleiche Dicke. Unterschiedliche Höhen der Prüfkörper führten dazu, dass die Halterung nicht auf allen Prüfkörper lag und sie festhalten konnte. Dadurch wurde der Druck der Klemmleiste nicht gleichmäßig auf alle Prüfkörper übertragen. Die etwas dickeren Prüfkörper wurden folglich stärker gepresst als die dünneren, dies verursacht die Brüche.

Schlussfolgerungen

Aus den Beobachtungen sind zur Verbesserung der Versuchsvorrichtung folgende Schlüsse zu ziehen:

Zum Zweck der besseren Halterung der Prüfkörper sollte der Anpressdruck der Klemmleiste gleichmäßiger auf die Prüfkörperreihe verteilt werden.

Eine größere Anpressfläche zwischen Klemmleiste und Prüfkörper ist anzustreben.

Um eine gleichmäßigere Verteilung der Anpresskraft zu gewährleisten, sollten künftig alle Plättchen gemeinsam auf die exakt gleiche Dicke geschliffen werden und in, nach Länge sortierten Gruppen getestet werden.

In der Folge wurde sowohl die Halterung optimiert (siehe Abbildung 3.13) als auch die Prüfkörper auf die gleiche Höhe gebracht. Aus diesem Grund wurden die Prüfkörper zuerst mit Hilfe eines Parallelometers so geschliffen, dass die Gruppen eine einheitliche Höhe (Toleranz $\pm 0,02$ mm für Mark II und CAD-Temp und $\pm 0,03$ mm für RIC) aufwiesen (siehe Abbildung 3.16). Das Ergebnis wurde anhand einer Gruppe aus Mark II exemplarisch dargestellt (siehe 5.1.4).

3.3.2 Hauptversuch

Beschreibung der Vorrichtung mit neuer Halterung. Es war notwendig einen geeigneten Halter zu entwickeln, mit dem sowohl die kurzen Proben, als auch die mit unterschiedlicher Dicke gut befestigt werden konnten. Daher wurde an der Optimierung des Tellers nach Brodam [5] gearbeitet und eine neue Halterung entwickelt (Abbildung 3.13 und Abbildung 3.14).

Die Grundplatte blieb unverändert. Die Klemmleisten wurden doppelt so breit wie bei der Entwicklungsstufe 1 gefertigt: 10 mm statt 5 mm. Dies vergrößerte die mögliche Anpressfläche deutlich. Die Schraubenlöcher wurden bei dieser Variante als Langlöcher gefertigt. Dies ermöglichte die optimale Einstellung der Klemmleiste auf das Maß der Probeplättchen.

Zwischen den Probeplättchen und der Oberfläche der Grundplatte wurde diesmal keine Zwischenlage angeordnet, d.h. die Probe liegt flach und vollflächig auf der Grundplatte auf.

Zwischen der Probe und der Klemmleiste wurde bei dieser Variante eine Neoprenlage (3 x 10 x 40 mm) eingeführt. Dieser Werkstoff (EPDM) besitzt die nötige Elastizität, um sich satt an die Oberflächen der Proben anzulegen, gleichzeitig aber auch die nötige Steifigkeit, um die Anpresskraft der Klemmleiste gleichmäßig auf die Proben zu verteilen. Derartige elastische Zwischenlagen werden in der Technik häufig als lastverteilende Lager eingesetzt.

Die Anschlagleisten wurden in diesen Fall mit einer Verengung zur Probe hinausgeführt, um einen größeren Einstellungsspielraum der Klemmleisten zu ermöglichen.

Die Proben wurden wie oben beschrieben (siehe 3.2.1) ausgeführt. Die Schrauben der Klemmleisten wurden angezogen und der Testlauf gestartet.

Ergebnisse

Die Prüfkörper blieben auch unter Belastung fixiert. Keiner der Prüfkörper brach. Somit war der Testlauf erfolgreich.

Deutung

Die Anpresskraft wurde offensichtlich besser auf die Plättchen verteilt und insgesamt erhöht. Hierfür sind mehrere Gründe zu nennen: Zum Einen wurde die Anpressfläche durch Verbreitern der Klemmleiste vergrößert. Weiterhin konnte sie durch die Einstellbarkeit der Klemmleisten (dank der Langlöcher) maximiert werden. Des Weiteren wiesen die gleichlangen Probepfättchen alle dieselbe Anpressfläche auf. Außerdem wurde die Anpresskraft durch die lastverteilende Wirkung der Neopren Zwischenlage gleichmäßig auf die plangeschliffenen Plättchen verteilt.

Eine schematische Darstellung des alten und neuen Versuchsaufbaus im Kausimulator ist in Abbildung 3.14 dargestellt.

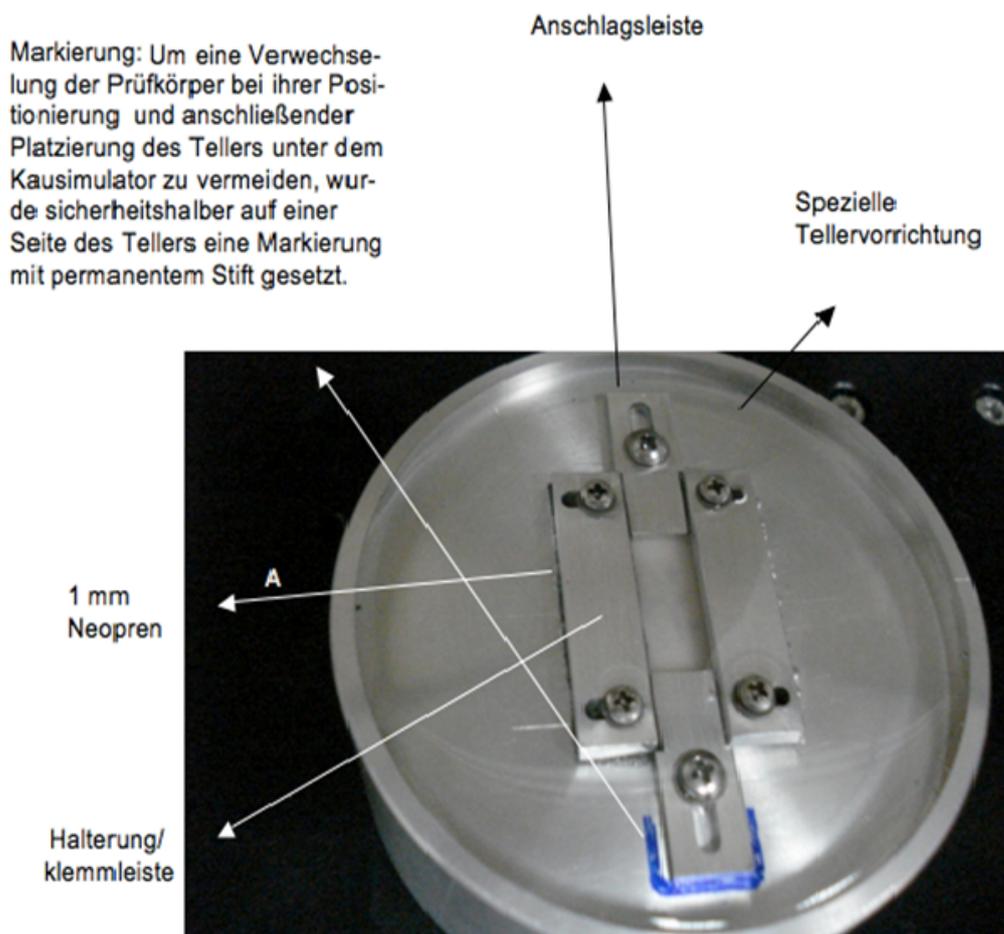


Abbildung 3.13: Die optimierte Halterung

Diese Halterung (siehe Abbildung 3.13) wurde zur reproduzierbaren und lagestabilen Positionierung der Prüfkörper entwickelt, sie ist von Hand in vertikaler und horizontaler Ebene zu bewegen. Durch je zwei Stellschrauben sind beide Haltevorrichtungen unabhängig voneinander in zwei Richtungen zu bewegen, so dass die Prüfkörper in die richtige Position zueinander gebracht werden konnten.

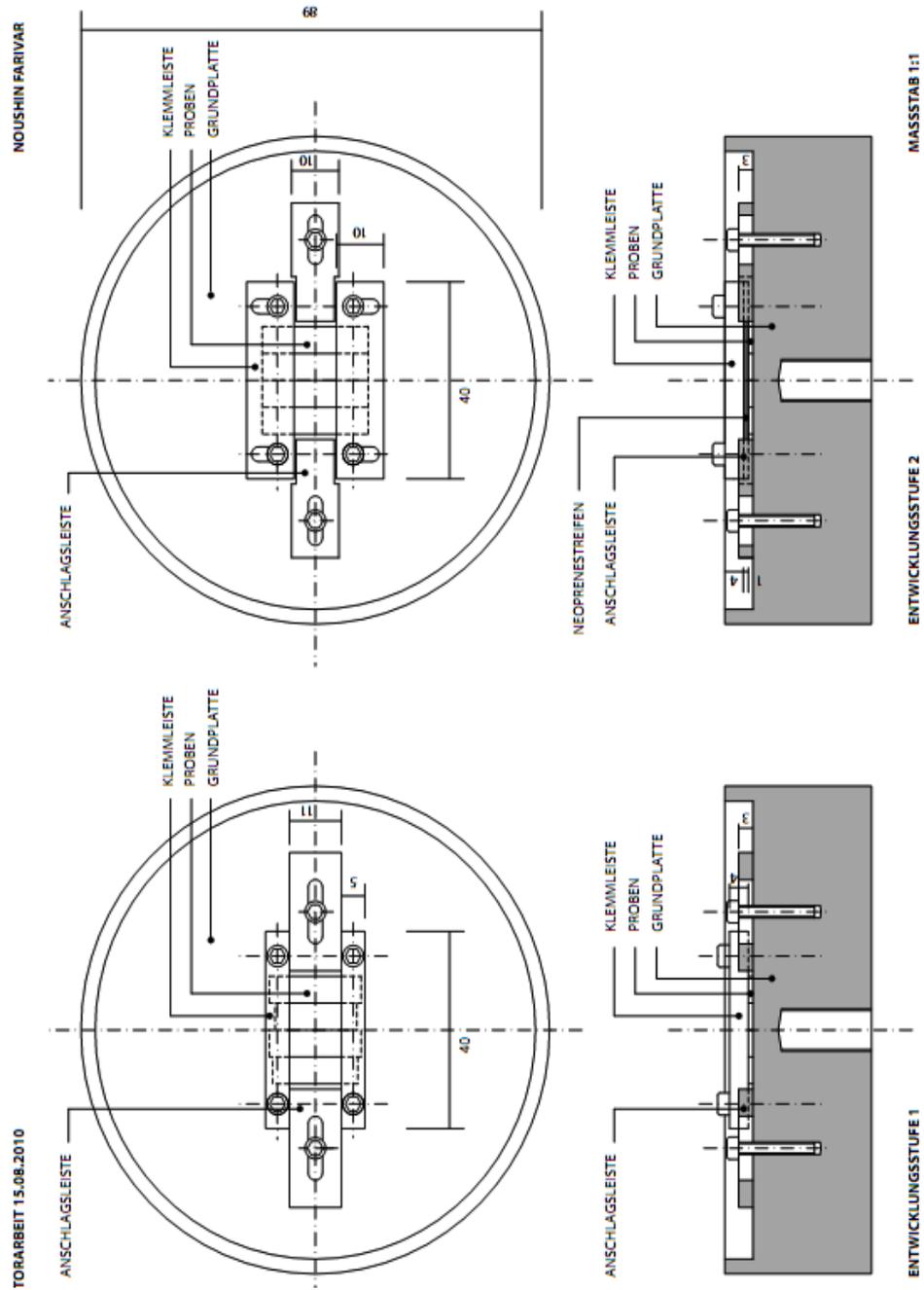


Abbildung 3.14: Darstellung des alten und neuen Versuchaufbaus.

3.3.3 Planschleifen der Proben mit Hilfe eines Parallelometers

Die Prüfkörper hatten sowohl unter sich, als auch in der Gruppe unterschiedliche Größen (siehe Tabelle 9.1 und 9.2). Die Ungleichmäßigkeiten der Prüfkörper führten dazu, dass die Prüfkörper mit geringerer Dicke oder mit kürzerer Länge immer wieder aus dem Halter in den Teller herausrutschten. Um eine gleichmäßige Höhe zu erreichen, mussten die Prüfkörper auf gleiche Höhe gebracht werden. Demzufolge mussten sie planparallel geschliffen werden. Hierzu wurde ein Parallelometer angewendet. (siehe Abbildung 3.15).

Problematisch erwies sich das Anbringen des Schleifpapiers am Parallelometer. Zur Optimierung bzw. Lösung diente eine zusätzliche Mandrelle, sowie Trennscheibe, mit der das Parallelometer ausgestattet wurde. Es wurde eine Mandrelle mit Schraube verwendet um die Trennscheibe möglichst stabil mittig zu platzieren. Diese Mandrelle war am anderen Ende mit Pattern-Resin mittig und senkrecht an einer Trennscheibe befestigt und zudem mit einer Schraube ausgestattet, um Stabilität zu gewährleisten.

Nach dem Trocknen des Pattern-Resin wurde die Schraube gelöst (siehe Abbildung 3.15). Auf die Trennscheibe wurde zurechtgeschnittenes 1200er Schleifpapier geklebt.

Die Prüfkörper sind mit doppelseitigem Klebeband auf eine Scheibe Plexiglas (mit den Maßen 60x25x10mm) geklebt und auf den Parallelometertisch gestellt. Es wurde mithilfe einer Wasserwaage horizontal ausgerichtet (siehe Abbildung 3.16).

Während des Schleifvorgangs wurde immer wieder destilliertes Wasser zur Kühlung auf den Prüfkörper gegeben.

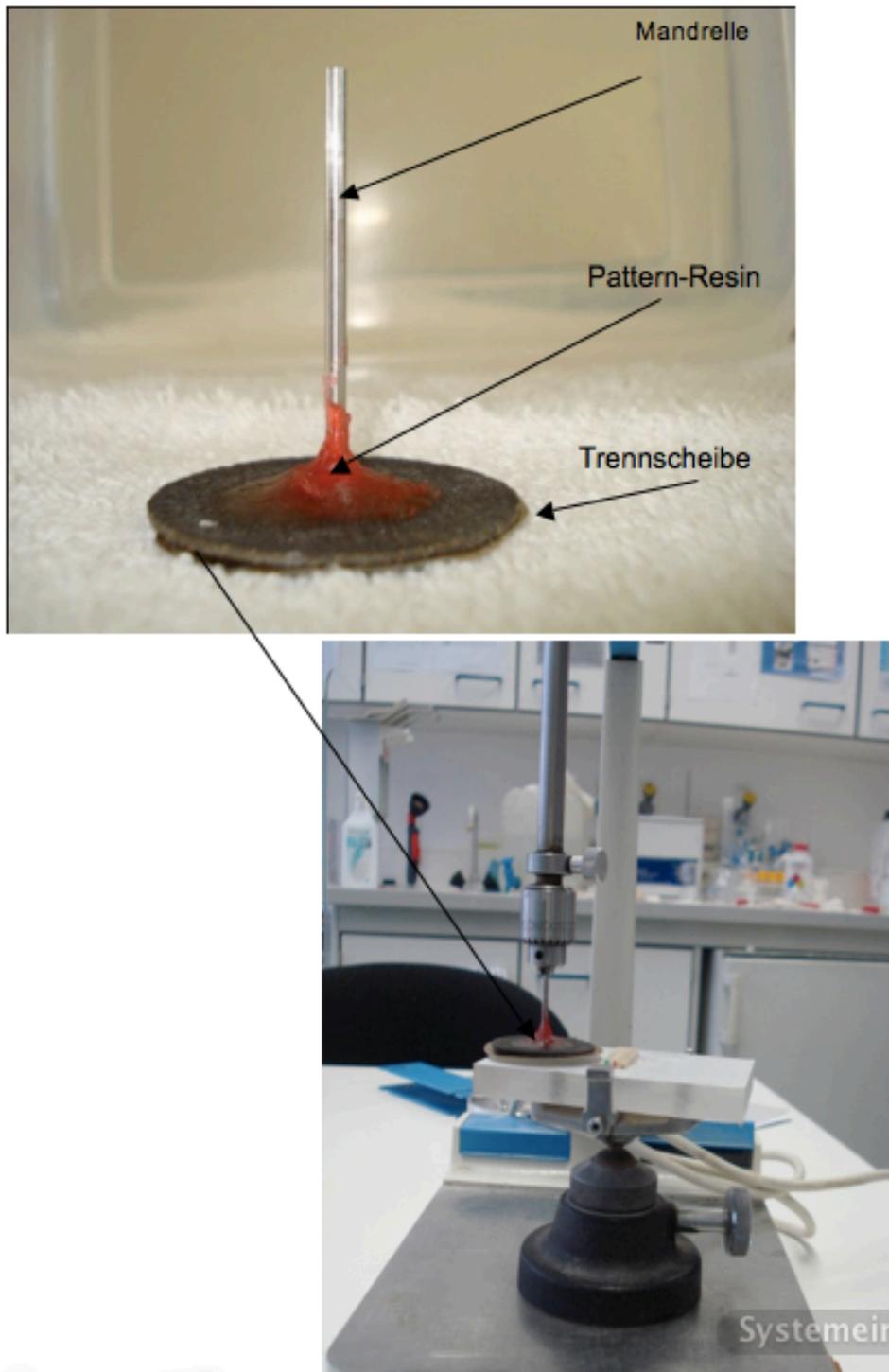


Abbildung 3.15: Halter für Schleifpapier und Parallelometer

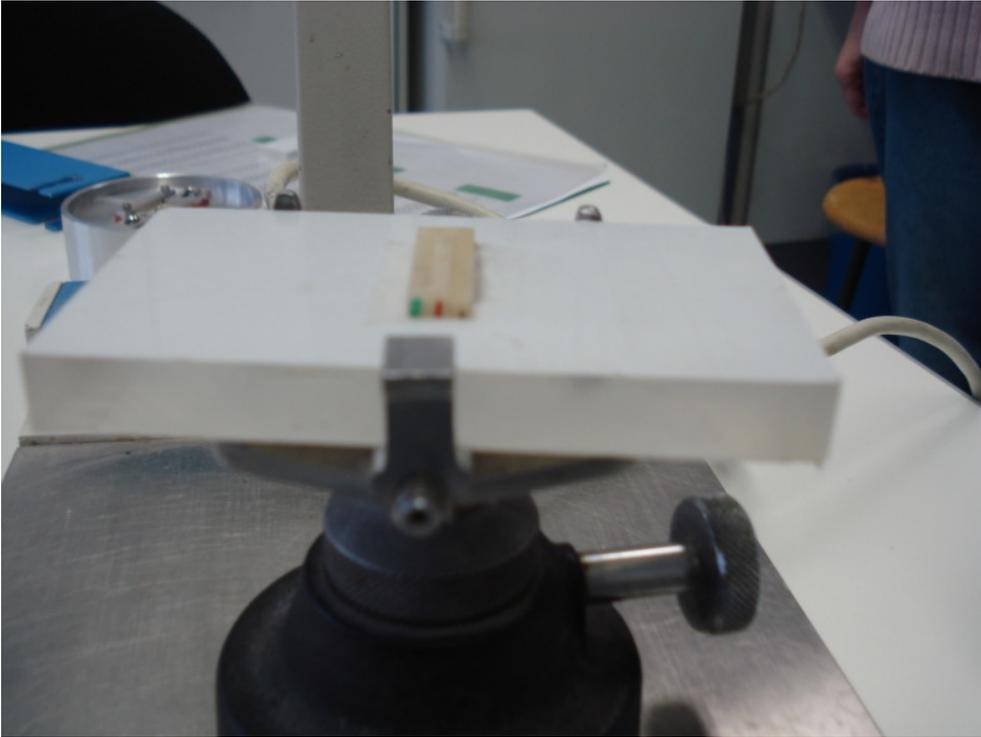


Abbildung 3.16: Prüfkörper auf dem Parallelometer

3.3.4 Versuchsbeschreibung

Von jedem der drei Restaurationsmaterialien wurden nach dem Messen mit der Schieblehre 10 Prüfkörper (siehe 3.1.1), die sich von der Größe her deutlich von den anderen unterschieden, aussortiert und für den Dreipunkt-Biegetest verwendet, da dort zum Teil nur Prüfkörper ohne Verschleiß verwendet werden sollten. Die restlichen 20 Prüfkörper wurden mit dem Parallelometer plangeschliffen, in Gruppen zu je fünf in den Kausimulator gelegt und nach 1000 Zyklen mit dem Perthometer gemessen. Es wurde das vertikale Auftreffen einer Stealitkugel auf die Mitte des ersten Prüfkörpern simuliert. Aus dieser Position heraus führte die Stealitkugel Bahnbewegungen auf den restlichen Prüfkörpern aus. Die zwei äußeren Prüfkörper fungieren lediglich als Platzhalter. Daher wurden nur die Prüfkörper an zweiter, dritter und vierter Stelle für die Datenerhebung verwendet. Somit wurden je Kausimulationsdurchgang drei Prüfkörper für den später erfolgenden Biegetest gewonnen.

Anschließend wurde wie bei den ersten 10 Prüfkörpern mittels Zwick der Dreipunkt-Biegetest durchgeführt.

Um die Richtung der Kauzyklenspuren festzustellen wurde zusätzlich zur Nummerierung der Prüfkörper auf beiden Seiten auch der Teller mit einem permanenten Stift markiert. Mark II wurde mit grüner, CAD-Temp mit dunkelblauer und RIC mit roter Farbe markiert.

Die nachfolgende Abbildung zeigt den Versuchsablauf:

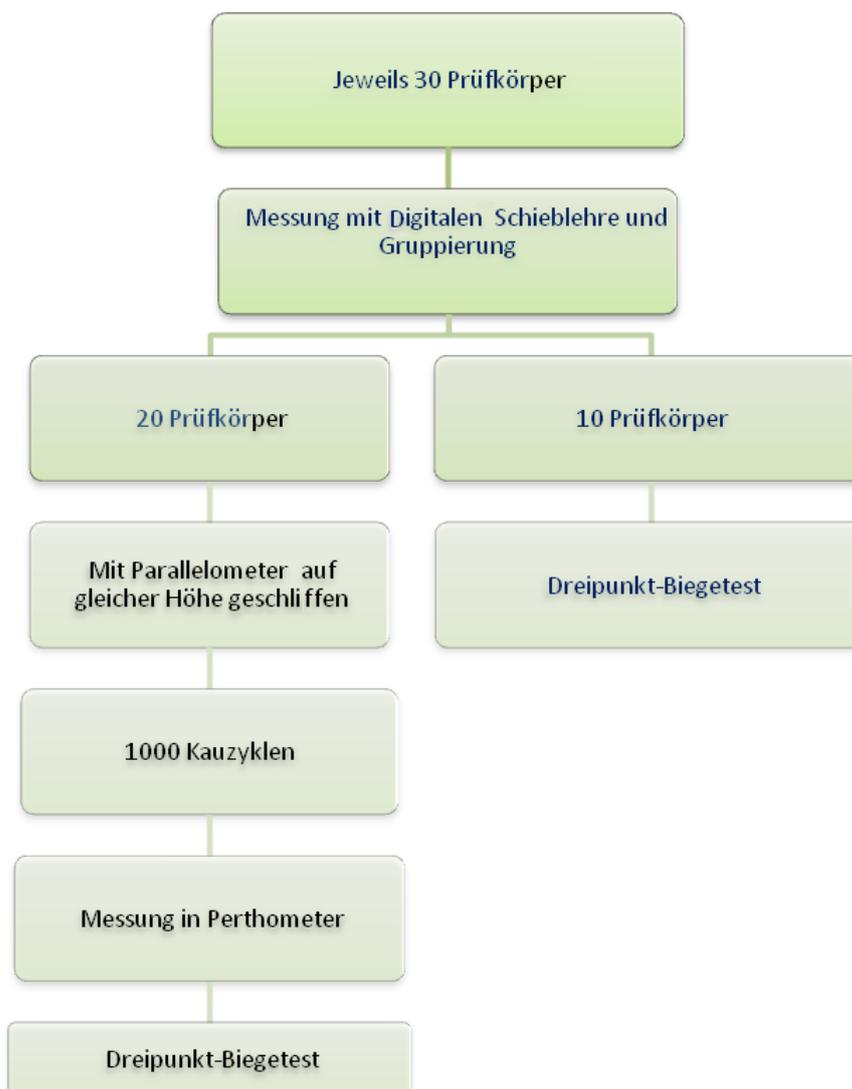


Abbildung 3.17: Flussdiagramm des Versuchsablaufs

4 ERGEBNISSE

4.1 Ausgangszustand

Biegefestigkeit im Ausgangszustand

Wie aus dem Flussdiagramm des Versuchsablaufs (siehe Abbildung 3.17) ersichtlich wurden jeweils 10 Prüfkörper aus jedem der drei Restaurationsmaterialien im Ausgangszustand getestet. Die Mittelwerte und ihre Standardabweichung aller 3 Restaurationsmaterialien sind auf Basis von *Formel 3-2* berechnet worden und in folgender Abbildung grafisch dargestellt.

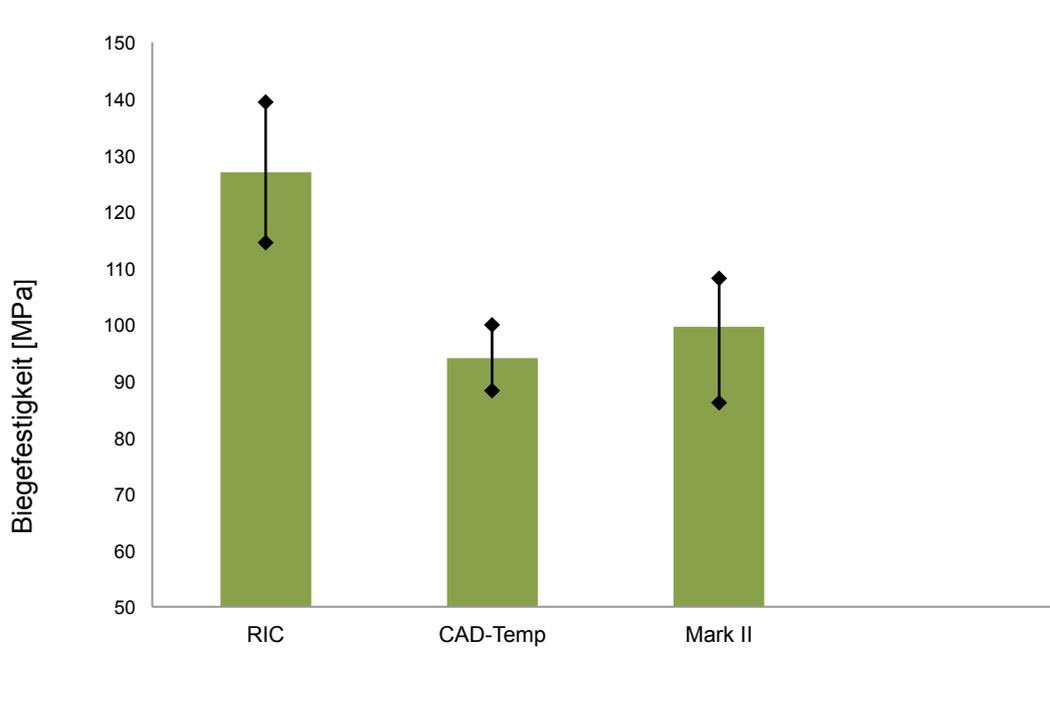


Diagramm 4-1: Mittlere Messwerte der Biegefestigkeit und deren Standardabweichungen im Ausgangszustand mit n=10

	RIC	CAD-Temp	Mark II
Mittlere Biegefestigkeit im Ausgangszustand in [MPa]	126,96±12,44	94,06± 5,84	97,18± 12,94

Tabelle 4.1: Darstellung der Messergebnisse mit Standardabweichung

Augenscheinlich besitzt das Restaurationsmaterial RIC die höchste Biegespannung. CAD-Temp und Mark II weisen innerhalb der Fehlertoleranzen untereinander eine ähnliche Biegespannung auf.

Der statistische T-Test bestätigt die Hypothese, dass der Mittelwert der Biegefestigkeit beider Materialien nicht signifikant unterschiedlich ist (siehe 3.2.11.1). Außerdem wird bewiesen, dass die Mittelwerte dieser Materialien zu dem von RIC signifikant unterschiedlich sind. Die Berechnung des T-Tests ist in Tabelle 4.2 zusammengefasst.

Zweistichproben t-Test				
Proben im Ausgangszustand	RIC & CAD-Temp	CAD-Temp & Mark II	RIC & Mark II	Formel
<i>Probenanzahl n (Material 1)</i>	10	10	10	
<i>Probenanzahl m (Material 2)</i>	10	10	10	
<i>Biegefestigkeit σ(Ausgangsz.)</i>	126,96	94,07	126,96	
<i>Biegefestigkeit σ(Kausim)</i>	94,07	97,18	97,18	
<i>s_x (Ausgangszustand) [MPa]</i>	12,44	5,84	12,44	Formel 3-2
<i>s_y (Kausimulation) [MPa]</i>	5,84	12,94	12,94	Formel 3-2
<i>gewichtete Varianz s^2 [MPa²]</i>	94,44	100,74	161,11	Formel 3-3
<i>A</i>	0,05	0,05	0,05	
<i>Prüfgröße t</i>	15,14	-1,39	10,49	Formel 3-4
<i>t-Test (1-α/2; n+m-2)</i>	2,55	2,55	2,55	Formel 3-5
<i>Die Hypothese H_0 ist</i>	<i>falsch</i>	<i>wahr</i>	<i>falsch</i>	

Tabelle 4.2: Vergleich der Proben im Ausgangszustand und Prüfung der Gleichheit der Mittelwerte von σ

Die Voraussetzung für den T-Test - die Normalverteilung der Messwerte um den Mittelwert - ist erfüllt.

Die Berechnung der statistischen Größen für den χ^2 -Test ist gemäß dem Beispiel in Kapitel 3.2.11.2 durchgeführt worden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.3 zusammengefasst.

Material	Mittelwert μ [MPa]	Standardabweichung s	χ^2	Prüfgröße χ^2	Freiheitsgrad der χ^2 Verteilung	Die Hypothese der Normalverteilung ist
RIC	126,96	12,44	2,97	7,81	3	Wahr
RIC nach Kausim.	123,40	14,06	0,59	7,81	3	Wahr
CAD-Temp	94,07	5,84	3,41	7,81	3	Wahr
CAD-Temp nach Kausim.	89,45	6,24	6,44	7,81	3	Wahr
Mark II	97,18	12,94	2,58	7,81	3	Wahr
Mark II nach Kausim.	98,19	6,54	6,60	9,49	4	Wahr

Tabelle 4.3: Nachweis der Normalverteilung der Messwerte durch den χ^2 -Test

4.2 Auswertung nach 1000 Zyklen im Kausimulator

Bestimmung und Vergleich der Biegefestigkeit

Aus der Gegenüberstellung des Ausgangszustandes mit dem Zustand nach 1000 Zyklen ist augenscheinlich eine Abnahme der Biegefestigkeit bei den Prüfkörpern festzustellen (siehe Tabelle 4.4 und Diagramm 4-2).

	RIC	CAD- Temp	Mark II
Mittlere Biegefestigkeit im Ausgangszustand in [MPa]	126,96± 12,44	94,06± 5,84	97,18± 12,94
Mittlere Biegefestigkeit nach 1000 Zyklen in [MPa]	123,4± 14,05	89,45± 6,24	98,18± 6,54

Tabelle 4.4: Gegenüberstellung der erzielten Biegefestigkeit der mit 1000 Zyklen und der im Ausgangszustand

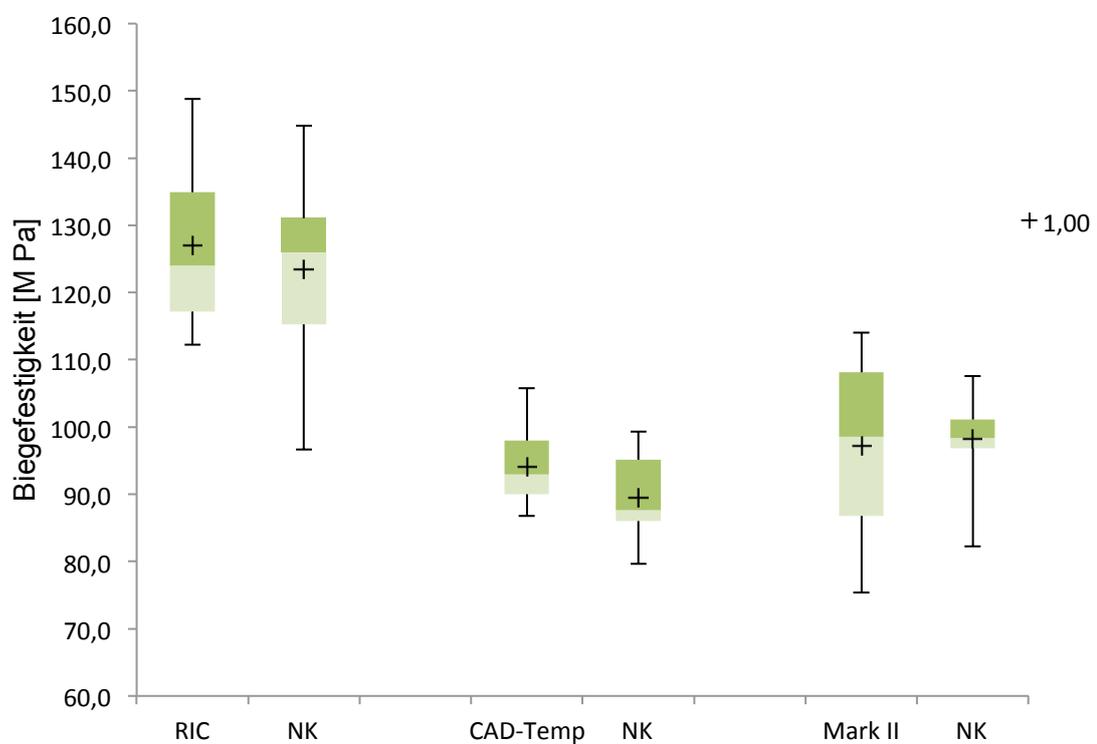


Diagramm 4-2: Boxplot-Diagramm der Biegefestigkeit im Ausgangszustand; n=10 und nach der Belastung durch die Kausimulation n=15⁵ (NK : nach 1000 Zyklen im Kausimulator)

⁵ n MARK II=14

Wie aus Diagramm 4-2 ersichtlich ist sowohl im Ausgangszustand als auch nach der Belastung durch die Kausimulation bei RIC eine hohe Biegefestigkeit von über 140 [MPa] vorhanden. Die Ergebnisse deuten auf eine Normalverteilung hin, wobei erkennbar ist, dass die Biegefestigkeit von RIC, abgesehen von Prüfkörper Nr. 5 und Nr.22, höher ist als die von Mark II. Lediglich zwei Messwerte (siehe 9.6) von RIC weisen nach der Kausimulation eine niedrigere Biegefestigkeit auf als die maximale Biegefestigkeit von Mark II (96,63 [MPa], 101,00 [MPa] für RIC < 107,54 [MPa] für Mark II).

Ein weiteres Ergebnis ist, dass RIC mit Ausnahme eines Wertes zudem auch immer biegefestiger ist als CAD-Temp (96,63 [MPa]) für RIC < 98,77 [MPa]) für CAD-Temp).

Für einen Beweis der Hypothese H_0 „Die Mittelwerte der Biegefestigkeit sind gleich“ ist eine statistische Betrachtung der Messreihen und ein t-Test nach dem Beispiel in Kapitel 3.2.11.1 durchzuführen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.5 dargestellt.

Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% ist die Biegefestigkeit der Prüfkörper RIC und Mark II nach der Kausimulation unverändert, also nicht signifikant unterschiedlich.

Für die Prüfkörper von CAD-Temp ist die Hypothese falsch, d.h. die Biegefestigkeit ist signifikant unterschiedlich. D.h. die Biegefestigkeit nimmt nach der Belastung durch die Kausimulation signifikant ab.

Zweistichproben T-Test				
Gleiches Material vor und nach Kausimulator	Formel	RIC	CAD-Temp	Mark II
<i>Probenanzahl n (Ausgangszustand)</i>		10	10	10
<i>Probenanzahl m (Endzustand)</i>		15	15	14
<i>Biegefestigkeit σ (Ausgangsz.)</i>		126,96	94,07	97,18
<i>Biegefestigkeit σ (Endzustand)</i>		123,40	89,45	98,19
<i>s_x (Ausgangszustand) [MPa]</i>	<i>Formel 3-2</i>	12,44	5,84	12,94
<i>s_y (Kausimulation) [MPa]</i>	<i>Formel 3-2</i>	14,06	6,24	6,54
<i>gewichtete Varianz s^2 [MPa²]</i>	<i>Formel 3-3</i>	180,83	37,02	93,78
<i>A</i>		0,05	0,05	0,05
<i>Prüfgröße t</i>	<i>Formel 3-4</i>	1,45	4,15	-0,55
<i>t-Test ($1-\alpha/2; n+m-2$)</i>	<i>Formel 3-5</i>	2,07	2,07	2,07
<i>Die Hypothese H_0 ist</i>		<i>wahr</i>	<i>falsch</i>	<i>wahr</i>

Tabelle 4.5: Darstellung der statistischen Größen zur Prüfung der Hypothese „Unveränderlichkeit der Biegefestigkeit“.

Die Ergebnisse werden in folgender Tabelle 4.6 nocheinmal zusammengefasst.

Material	signifikante Änderung der Biegefestigkeit nach Verschleißbeanspruchung
<i>RIC</i>	<i>Nein</i>
<i>CAD- Temp</i>	<i>Ja</i>
<i>Mark II</i>	<i>Nein</i>

Tabelle 4.6: Zusammenfassung der Ergebnisse des T-Testes

4.2.1 Beurteilung des Verschleißes mittels eines Mikroskops

Die im Folgenden präsentierten Prüfkörper sollen exemplarisch die Methode der visuellen Bewertung beschreiben.

Die nachfolgenden Abbildungen zeigen Mark II in 25-facher (siehe Abbildung 4.1), CAD-Temp in 20-facher (siehe Abbildung 4.2) und RIC in 20-facher Vergrößerung (siehe Abbildung 4.3).

Während die Mark II Prüfkörper deutliche Spuren zeigten (siehe Abbildung 4.1), zum Teil beschädigt wurden, waren auf den RIC Prüfkörpern nur leichte Spuren zu sehen (siehe Abbildung 4.3) und auf CAD-Temp war noch weniger zu erkennen (siehe Abbildung 4.2).

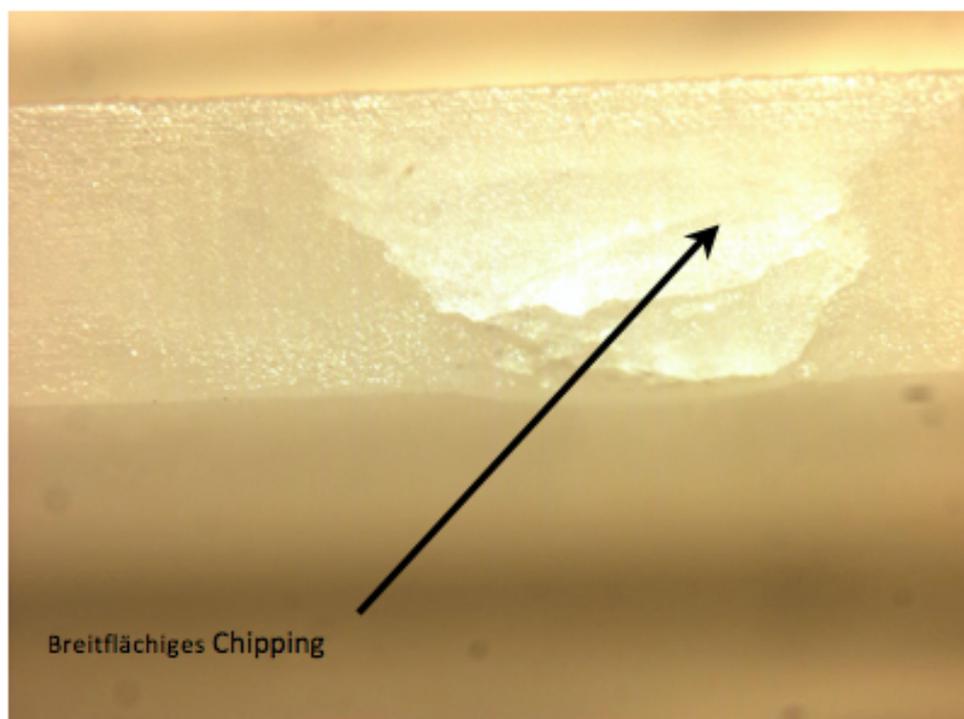


Abbildung 4.1: Mark II Gruppe 3, Prüfkörper Nr. 7, 25-fache Vergrößerung(Chipping)



Abbildung 4.2 : CAD-Temp Gruppe 3, Prüfkörper Nr. 7, 20-fache Vergrößerung

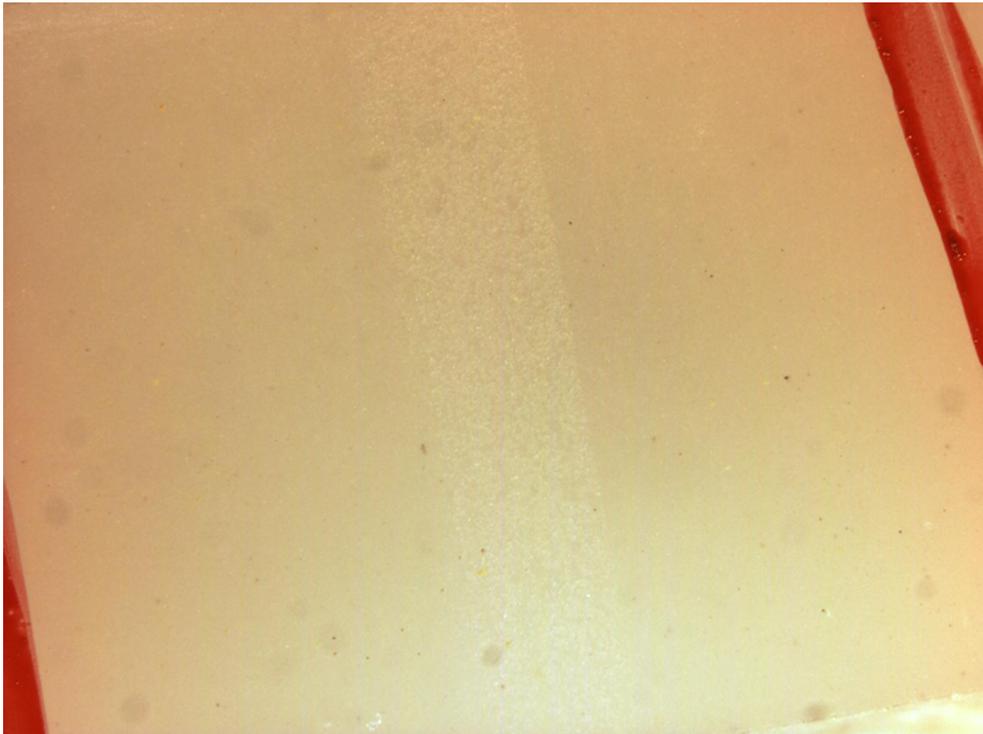


Abbildung 4.3: RIC Gruppe 4, Prüfkörper Nr.16, 20-fache Vergrößerung

Beurteilung der Abrasion der Steatit-Kugel

Es wurde sowohl der Abrieb der Steatit-Kugel als auch der Abrieb der Prüfkörper betrachtet

Steatit-Kugel Abrieb

Die Steatit-Kugel erhielt einen sehr geringen, zu vernachlässigenden Abtrag. Diese Vernachlässigbarkeit kann anhand mehrerer Abbildungen deutlich gemacht werden. Zunächst einmal ist es interessant die Oberfläche der Steatitkugel vor und nach dem Versuch zu betrachten (siehe Abbildung 4.4 und Abbildung 4.5). Der Abtrag ist nur mit Mühe sichtbar. Dazu wurde exemplarisch die 10-fache Vergrößerung der Steatit-Kugel, die für Gruppe II des CAD-Temp verwendet wurde dargestellt (siehe Abbildung 4.5). Um zu veranschaulichen, wie ein Abrieb aussieht, der berücksichtigt werden muss, ist eine weitere Abbildung beigefügt. Diese entstammt einem anderen Versuch mit 5000 Zyklen (siehe Abbildung 4.6).



Abbildung 4.4: Steatit-Kugel vor dem Abrieb

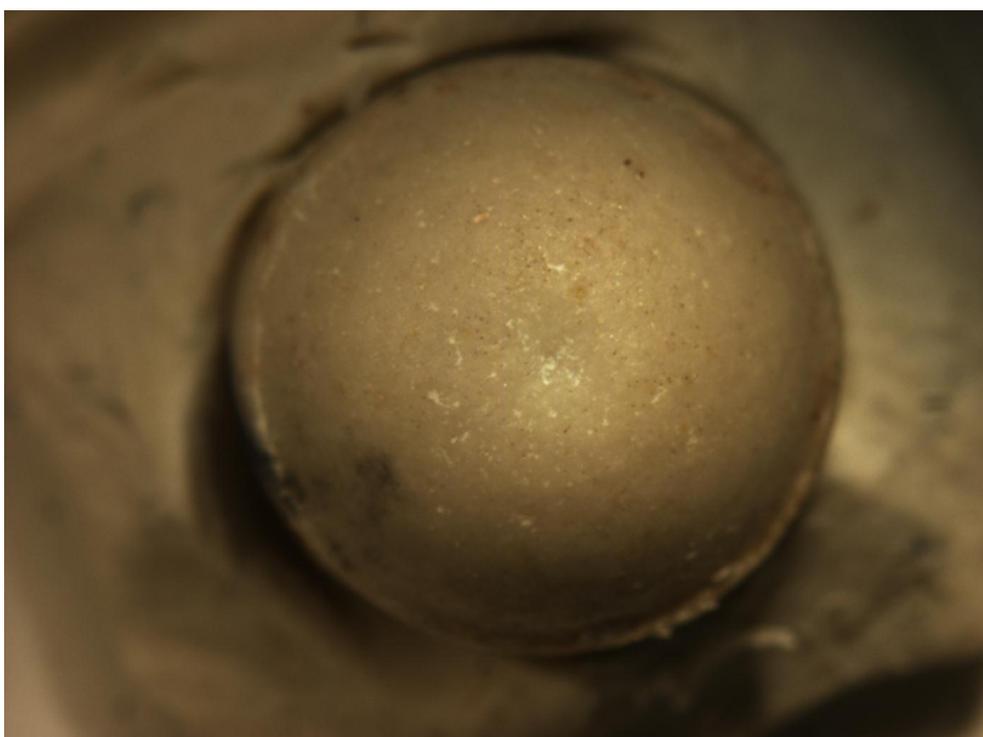


Abbildung 4.5: 10-fache Vergrößerung der Steatit-Kugel der für Gruppe zwei des CAD-Temp verwendet wurde [42]



Abbildung 4.6: 10-facher Vergrößerung der Steatit-Kugel nach 5000 Kauzyklen [42]

P_t –Werte

P_t –Werte (Profiltiefe) mittels Oberflächenprofilmesssystem nach dem Verschleiß

Die Mittelwerte der Profiltiefemessungen aller drei Restaurationsmaterialien sind in Diagramm 4-3 graphisch dargestellt.

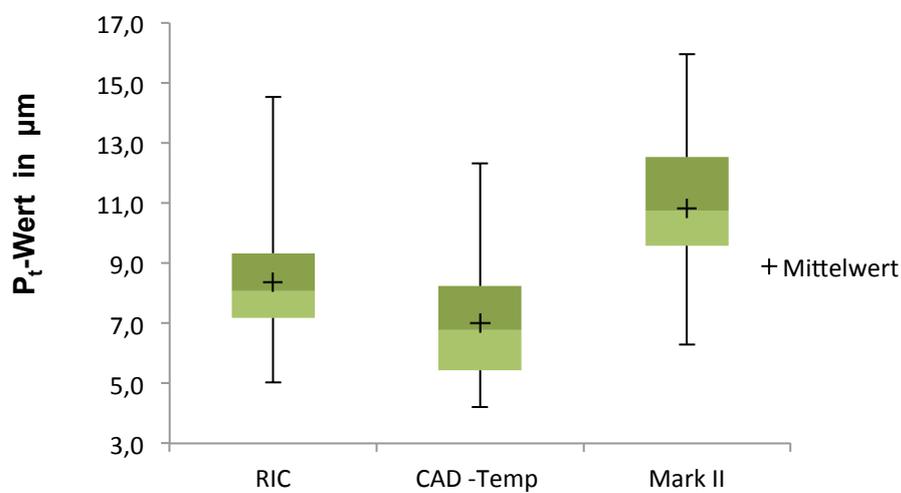


Diagramm 4-3: Boxplot-Diagramm der P_t -Werte ($n_{\text{Gesamt}} = 135^6$)

Die Profiltiefe von RIC ist niedriger als die von Mark II, aber höher als die von CAD-Temp (Mittelwerte, Median und Whiskers deuten auf eine gleiche Tendenz hin). Der Boxplot von CAD-Temp ist stärker asymmetrisch.

Diese Messung nach 1000 Zyklen zeigte, dass der Mittelwert RIC mit $8,38 \pm 1,85 \mu\text{m}$ zwischen CAD-Temp mit $7,00 \pm 1,85 \mu\text{m}$ und Mark II mit $10,81 \pm 2,37 \mu\text{m}$ liegt.

Analyse der Bruchstellen mittels Lichtmikroskop

4.2.1.1 RIC

Bei RIC hatte die Bruchstelle ebenfalls kaum etwas mit den Kauzyklenspuren zu tun. Bei einigen Prüfkörpern befand sich der Bruch seitlich der Spur, bei anderen ging er quer durch und bei den restlichen ging er sogar gerade in die Kauzyklenspur hinein (siehe Abbildung 4.7- Abbildung 4.9).

⁶ Pro Restaurationsmaterial wurden bei 15 Prüfkörpern je drei P_t -Werte gemessen.

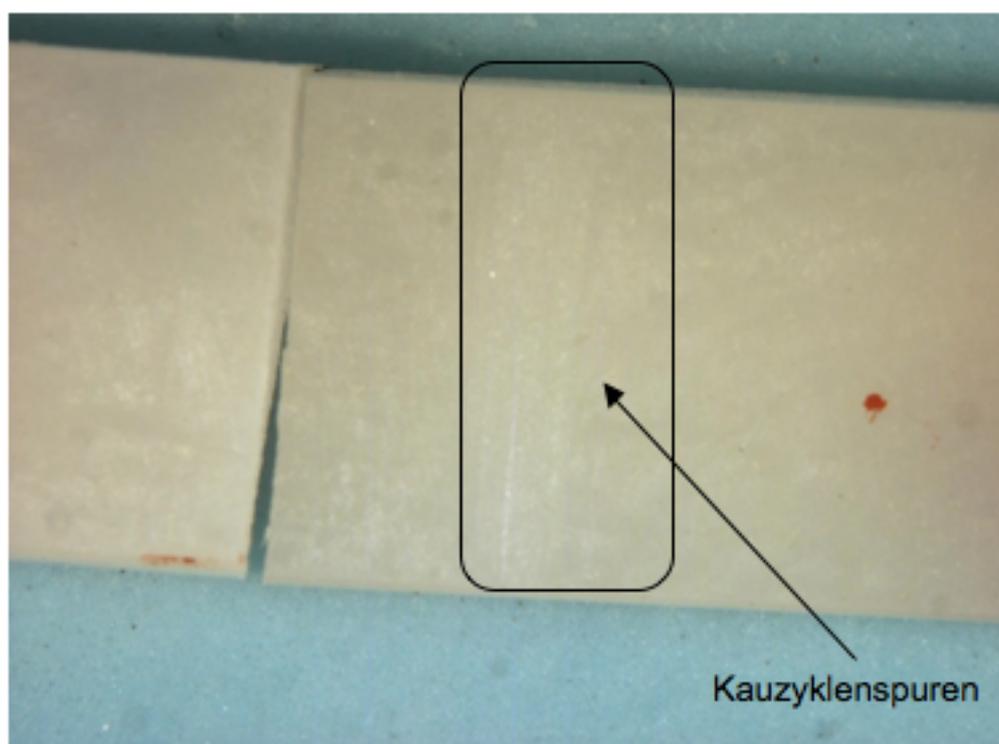


Abbildung 4.7: Der Bruch liegt außerhalb der Spur

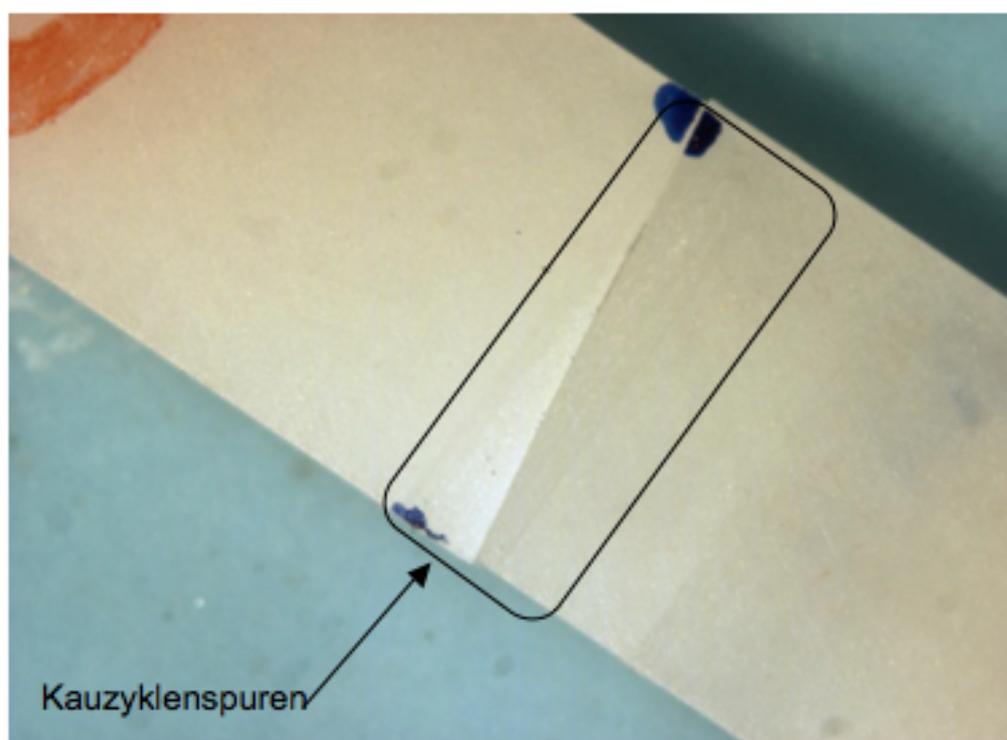


Abbildung 4.8 : Der Bruch geht quer durch die Spur

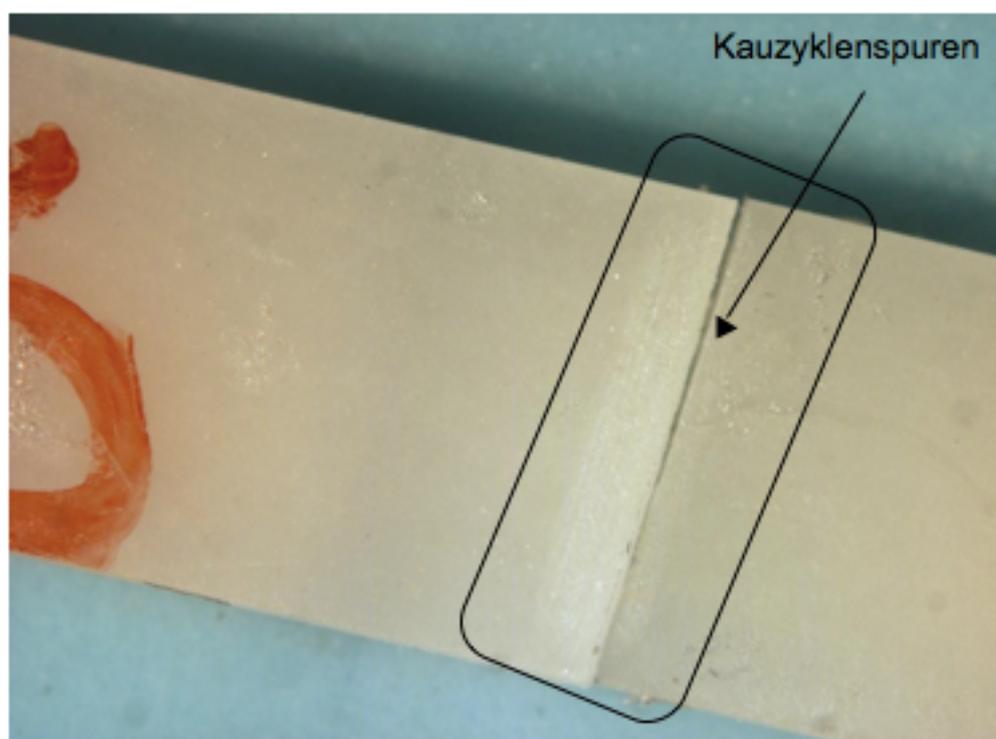


Abbildung 4.9: Der Bruch geht in die Kauzyklenspur hinein

Bei Betrachtung der Bruchstellen wurden keine Sprünge festgestellt, der Bruch war ganz gerade (siehe Abbildung 4.10).



Abbildung 4.10: Betrachtung der Bruchstelle bei 20-facher Vergrößerung.

4.2.1.2 CAD-Temp

Bei CAD-Temp gab es keinen direkten Zusammenhang zwischen der Kauzyklenspur und dem Bruchbereich. Einige Brüche waren ausserhalb der Spuren, wobei einige der Prüfkörper auch ohne Kantenabplatzungen brachen (siehe Abbildung 4.11- Abbildung 4.13).

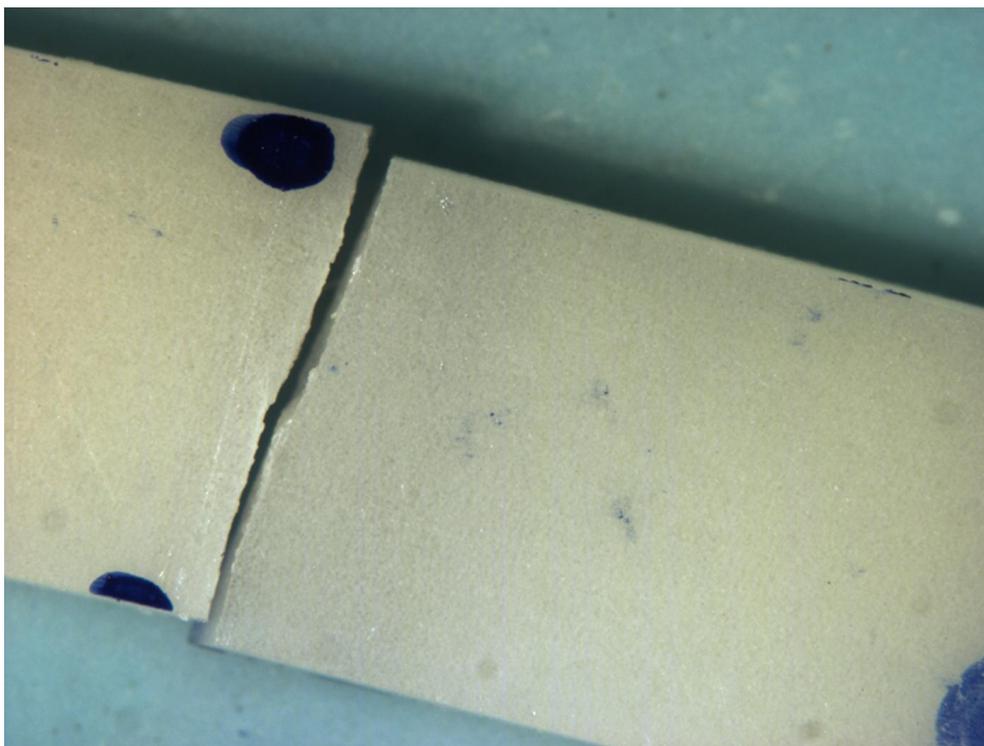


Abbildung 4.11: CAD-Temp in 12,5-facher Vergrößerung (Prüfkörper Nr. 16).



Abbildung 4.12: CAD-Temp in 12,5-fache Vergrößerung (Prüfkörper Nr. 18).

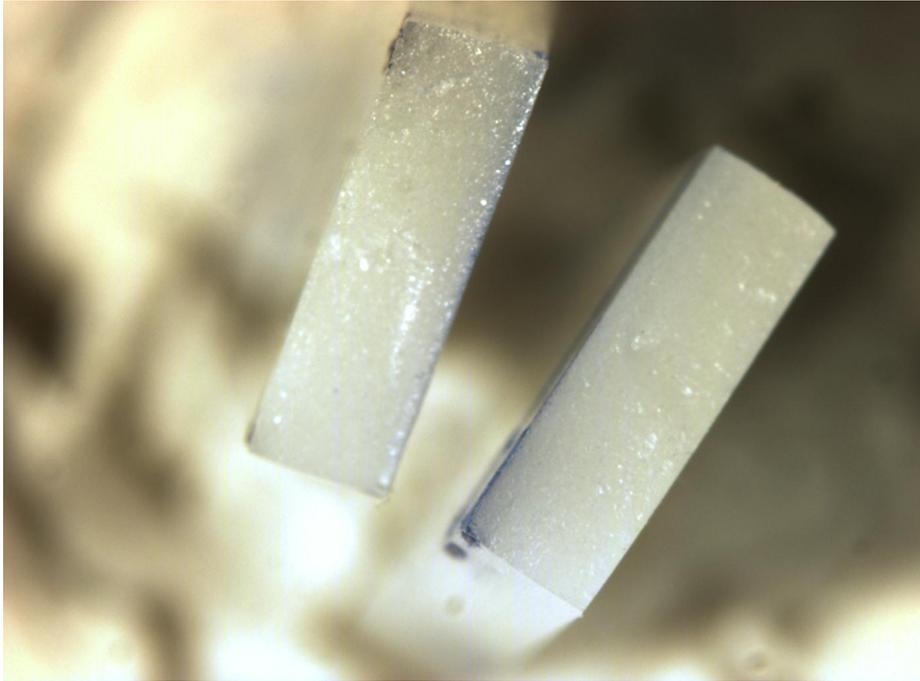


Abbildung 4.13: Betrachtung der Bruchstelle bei 20-facher Vergrößerung

4.2.1.3 Mark II:

Im Ausgangszustand waren die Proben schräg und ohne Kantenabplatzungen gebrochen (siehe Abbildung 4.14)



Abbildung 4.14: Mark II in 12,5-fache Vergrößerung

Nach den Kauzyklen gab es Brüche und Sprünge, die anders als davor nicht mehr gerade verliefen, sondern Kantenabplatzungen hatten (siehe Abbildung 4.15 und Abbildung 4.16). Bei Mark II befanden sich die Brüche entweder genau in der Kauzyklenspur oder unmittelbar daneben.

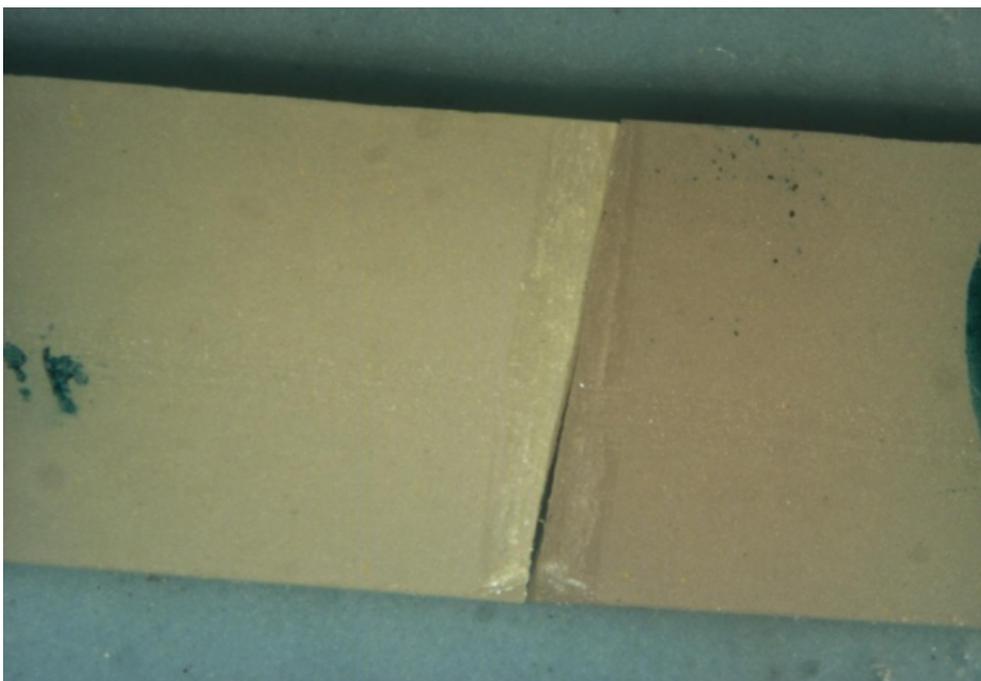


Abbildung 4.15: Mark II in 12,5-facher Vergrößerung

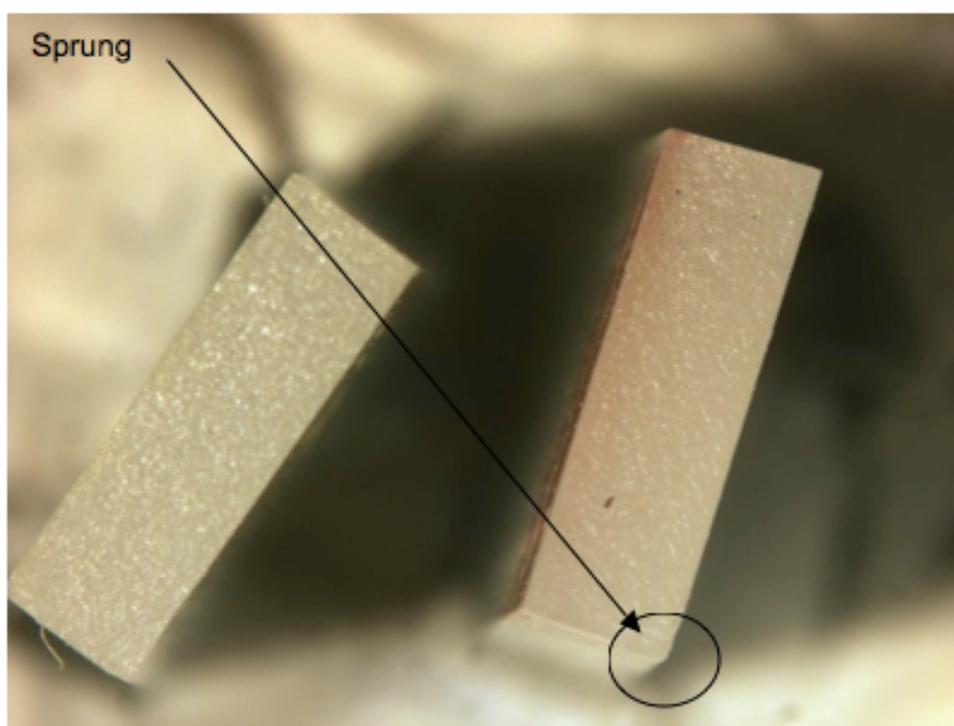


Abbildung 4.16: Betrachtung der Bruchstelle bei Mark II in 20-facher Vergrößerung

4.2.2 Einflussnahme der Platzierung des Prüfkörpers auf der Tellervorrichtung, auf die Biegefestigkeit

Die Platzierung der Prüfkörper übt einen wesentlichen Einfluss auf die Höhe der Biegefestigkeit und den Verschleiss aus. Bei jedem Durchlauf von 1000 Kauzyklen wurden fünf Prüfkörper nebeneinander auf der speziellen Tellervorrichtung gespannt (siehe Abbildung 3.13).

Abbildung 3.13 Dies erfolgt mittels zwei Klemmleisten und zwei Anschlagleisten. Da der erste und der fünfte Prüfkörper nur als Platzhalter fungierten, wurde nur der Mittelwert derjenigen Prüfkörper die an zweiter, dritter und vierter Stelle angeordnet waren berechnet und miteinander verglichen. Die viertplatzierten Prüfkörper zeigten eine höhere Biegefestigkeit als die restlichen Prüfkörper (siehe Diagramm 4-4 und Tabelle 4.7).

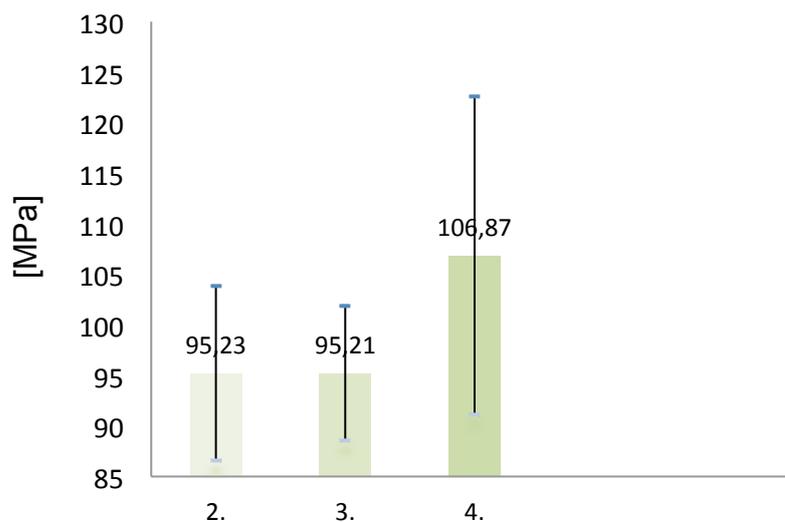


Diagramm 4-4: Einflussnahme der Platzierung des Prüfkörpers auf der Tellervorrichtung auf den Mittelwert der Biegefestigkeit derjenigen Prüfkörper an zweiter, dritter und vierter Stelle.

Schließlich wurden innerhalb der Gruppen (siehe Abbildung 5.9) die Prüfkörper, die am vierten Platz angeordnet (ausgehend von Position 1) war mit der gesamten Gruppe verglichen. Diese zeigte bei RIC mit 123,96 MPa den höchsten Wert, der von Mark II mit 103,60 MPa und CAD-Temp mit 93,05 MPa gefolgt wurde (siehe Tabelle 4.7). Es wurde beobachtet, dass die Werte von der zweiten bis hin zur vierten Platzierung anstiegen.

Anordnung der Prüfkörper	RIC [MPa]	CAD-Temp [MPa]	Mark II [MPa]	Positions-Mittelwert [MPa]
2.	123,11	85,71	97,37	102,06
3.	123,13	89,6	93,42	102,05
4.	123,96	93,05	103,60	106,87

Tabelle 4.7: Mittlere Biegefestigkeit nach Anordnung in der Vorrichtungsteller

5 DISKUSSION

5.1 Diskussion der Methodik

Neben der Zulassung nach dem Medizinproduktegesetz sowie der CE-Zertifizierung vor dem Hintergrund nachgewiesener Werkstoffeigenschaften, muss ein Material in der Zahnmedizin durch zahlreiche in-vitro-Untersuchungen geprüft werden, bevor es in der Mundhöhle eingesetzt werden darf [21]. Diese ermöglichen erste Rückschlüsse im Bezug auf die klinische Eignung der Materialien und Prognosen für bestimmte Indikationsbereiche.

Studien an in der Praxis relevanten Restaurationsformen ermöglichen weitaus präzisere Vorhersagen über das In-vivo-Verhalten als In-vitro-Untersuchungen an Prüfkörpern, die primär der Bestimmung materialspezifischer Kennwerte dienen.

Eine weitere Präzisierung der Aussagen ist möglich, wenn bei der Untersuchung und Beurteilung der Werkstoffeigenschaften die verschiedenen Einflüsse berücksichtigt werden, die dem das Restaurationsmaterial in der Mundhöhle dann tatsächlich ausgesetzt ist. Dazu gehört u.a. die ständige Anwesenheit von wässrigen Mediums Speichel, Temperaturunterschiede bei der Nahrungsaufnahme sowie zyklische Kaubelastungen [31].

In-vitro-Experimente bieten vielerlei Vorteile, die bei In-vivo-Untersuchungen nicht zu beobachten sind. Hierzu zählen neben dem geringeren Kostenaufwand und der leichteren Reproduzierbarkeit vor allem, dass sie unter standardisierten Bedingungen erfolgen können und man so die beeinflussenden Faktoren besser kontrolliert werden können.

Beispielsweise besteht die Möglichkeit die Bedingungen der Mundhöhle dank exakt festgelegter Parameter reproduzierbar zu simulieren und Vorgänge, die in Wirklichkeit erst nach einer langen Zeit wirksam geworden wären zu beschleunigen und so Zeit zu sparen.

Ein weiterer Vorteil ist die Tatsache, dass durch diese Art von Untersuchungen Schädigungen von Geweben oder ganzer Organismen ausgeschlossen werden [11, 31,35].

Jedoch ist zu beachten, dass jeder In-vitro-Test, unabhängig davon wie realitätsnah er durchgeführt wird, nur eine Modellannäherung an die klinische Situation darstellt und daher keine auf jeden Fall sicheren und eindeutigen Ergebnisse geboten werden. Ein weiterer zu beachtender Gesichtspunkt ist, dass das Umgebungsmilieu der Mundhöhle ebenfalls so weit wie möglich realistisch dargestellt werden muss, da nur so ein möglichst genaues Ergebnis erzielbar ist.

5.1.1 Belastung im Kausimulator

Der verwendete Kausimulator kann nur eine lineare Belastung erzeugen, die nicht vollständig dem physiologischen Kauverhalten gleicht. Jedoch ist zu beachten, dass die Belastungen bei jeder Testgruppe gleich ablaufen sollten, um einen Vergleich der Testergebnisse zu ermöglichen.

Bei jedem Kauzyklendurchlauf wurde genau eine Versuchseinheit belastet. Das führt zwar unmittelbar zu einer langen Versuchsdauer, gleichzeitig kann aber nur so gewährleistet werden, dass jeder Prüfkörper in ein und demselben Kausimulator behandelt wurde, was die Genauigkeit und damit auch die Aussagekräftigkeit des Versuchsergebnisses deutlich verstärkt. Eine Versuchseinheit bei diesem Versuch bestand aus fünf Prüfkörpern.

Für diesen Versuch wurde ein Kausimulator der Fa. Willeytec, München verwendet. Zur Fixierung der Prüfkörper am Teller im Kausimulator, wurde der Prüfteller nach Brodam[5] ausgetestet und optimiert. Die Fixierung der Prüfkörper auf dem Teller stellte sich als großes Hinderniss heraus. Dieses Problem wurde gelöst, indem neue Klammern und Halteelemente an den Prüfteller geschraubt wurden.

Ziel war es eine initiale Schädigung der Oberfläche zu schaffen, um festzustellen, ob der Prüfkörper dadurch geschwächt wird. Alle Proben wurden in der gleichen Vorrichtung und unter gleichbleibenden Bedingungen untersucht und obliegen somit den selben Kräften. Desweiteren waren Ergebnisse eines ähnli-

chen Versuches [5] mit größeren Prüfkörpern (3 x 4 x 35 mm) bekannt. Hier hatte man beobachtet, dass der Kausimulator bei höheren Kräften (49N bzw. 5 kg), bereits nach 686 Zyklen angehalten werden musste, da breitflächige chipping Erscheinungen die Folge waren. Bei diesem Versuch wurde eine Kraft von 1 kg als optimal empfunden, weshalb sie auch bei dieser Arbeit als Kaukraft angenommen wurde.

Die Proben wurden durch Kausimulation einer mechanischen Belastung unterzogen, die die während des Kauaktes auftretenden Kräfte simulieren sollte. Von vielen Arbeitsgruppen, die die Belastbarkeit von Zahnersatz untersuchten, werden bei der Durchführung einer Simulation ca. 240.000 Kaubelastungen mit einer einjährigen Tragedauer gleichgesetzt [31]. Aus bereits erwähnten Gründen wurde diese Untersuchungen mit 1000 Kauzyklen durchgeführt, woraus sich die Annahme einer simulierten Tragedauer von ca. 36 Stunden ergibt.

5.1.2 Destilliertes Wasser

Obwohl wissenschaftlich belegt ist, dass die Oberflächenbenetzung des Wassers nicht derjenigen des menschlichen Speichels gleicht und dies somit zu einer Überschätzung des Verschleißprozesses führt [40], wurde dieses dennoch aus zwei Gründen zur Versuchsdurchführung verwendet. Zum einen kann diese Überschätzung bei 1000 Zyklen wegen der geringen Anzahl an Zyklen vernachlässigt werden. Zum anderen gelten für alle Prüfkörper die selben Versuchsbedingungen.

5.1.3 Halterung

Wie bereits in (3.3.1.1) erklärt, wurden zuerst Vorversuche, mit Mark II durchgeführt. Da die Prüfkörper teilweise verrutschten und beschädigt wurden oder waren, musste der Kausimulator nach 200 Zyklen angehalten werden. Bis zur Idee und tatsächlichen Realisierung der neuen Halterung, wurden die Tests im Rahmen des Vorversuchs und zur Optimierung des Tellers unter der Verwendung von Klebewachs weiter durchgeführt.

Insgesamt waren 12 Prüfkörper von Mark II und 14 Prüfkörper von CAD-Temp beteiligt. Von den 26 Prüfkörpern wurden 8 beschädigt, was einem Verlustwert von 30,1% entspricht (siehe 9.4 Erste Serie)

Unter Verwendung der neuen Halterung wurde nur einer von insgesamt 60 Prüfkörpern (drei Restaurationsmaterialien mit jeweils 20 Prüfkörpern) beschädigt, was einen Verlustwert von 1,7% entspricht.

Dieser Erfolg mit 28,4% Reduktion der Beschädigung der Prüfkörper kam zum größten Teil durch die neue Halterung und demzufolge der besseren Anpassung der Prüfkörper, aber auch teilweise durch die Verwendung von Neopren, das einerseits eine Dämpfung bewirkte und andererseits für gleichmäßige Lastverteilung sorgte.

Schlussfolgerung

Die Weiterentwicklung der Versuchsvorrichtung war erfolgreich. Es wurden zielgerichtete Veränderungen vorgenommen, die insgesamt zu einer deutlichen Verbesserung ihrer Funktionsfähigkeit führten.

5.1.4 Parallelometer

Die Proben hatten zwar nur geringe Unterschiede in ihrer Größe, insbesondere in ihrer Höhe, jedoch waren diese in der Untersuchungen fatal, was sich nach dem ersten Versuch bemerkbar machte. Diese Größenunterschiede hatten, wie bereits in 3.3.1.1 beschrieben, zur Folge, dass Prüfkörper mit niedriger Höhe herausrutschten. In der unten angefügten Tabelle wurde darauf geachtet, dass die Prüfkörper zwar die gleiche Breite, aber eine unterschiedliche Höhe hatten, um eine Verbesserung der Messwerte deutlich darstellen zu können.

Zu beachten ist, dass ein Messergebnis nur dann aussagekräftig ist, wenn für jeden Prüfkörper während der Kauzyklen gleiche Bedingungen herrschen, was bei einer unterschiedlichen Höhe nicht sicher gestellt wird. Denn obwohl alle Prüfkörper mit einem Gewicht von 1 kg belastet werden, wird die Stealit-Kugel auf einen Prüfkörper mit niedrigerer Höhe einen niedrigeren Impact als auf Prüfkörper mit einer größeren Höhe ausüben.

Die Berechnungsformel der Biegefestigkeit (*Formel 3-1*) macht ersichtlich, dass die Höhe des Probekörpers einen stärkeren Einfluss auf die Biegefestigkeit hat als die Breite.

Um dennoch ein aussagekräftiges Ergebnis erzielen zu können wurden alle Prüfkörper plangeschliffen (siehe 3.3.3) bis sie einheitliche Maße (Mark II und CAD-Temp: $\pm 0,02$ mm, RIC: $\pm 0,03$ mm) hatten.

Die Auswirkungen werden exemplarisch anhand der Prüfkörper mit den Nummern 11, 17 und 20 von Mark II dargestellt, (siehe Diagramm 5-1). Die Gruppe wurde vor dem Schleifvorgang, zweimal während des Schleifvorgangs und am Ende des Schleifvorgangs mit dem Perthometer gemessen.

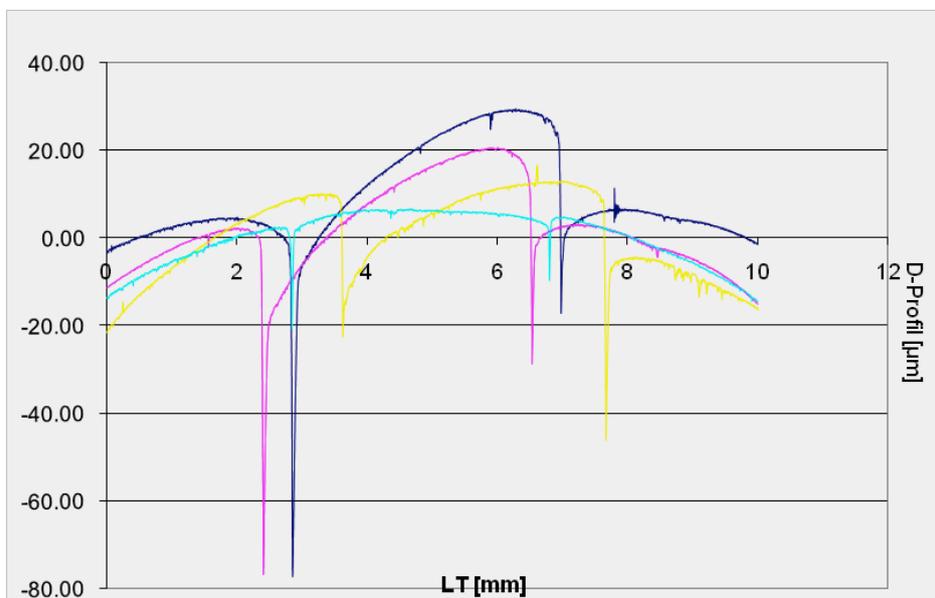


Diagramm 5-1 : Dunkelblau: Ausgangszustand, gelb und pink: Zwischenproben während des Versuches, hellblau: Zustand nach dem Schleifvorgang

Mithilfe des Perthometers wurde der Parameter D- Profil [μm] bestimmt, der in Diagramm 5-1 in dunkelblau zu sehen ist. Die Nadel fuhr über drei Prüfkörper hinweg. Beim Übergang von Prüfkörper eins zu Prüfkörper zwei und von Prüfkörper zwei zu Prüfkörper drei gab es dann bedingt durch den kleinen Spalt zwischen zwei Prüfkörpern einen Peak nach unten. Es wurde sichergestellt, dass der Parallelometertisch parallel zur Tischebene ausgerichtet ist. Nach drei Schleifvorgängen wurde je nochmals gemessen (gelb, pink und hellblau). Wie

man in dem Diagramm sehen kann, unterscheiden sich die vier Kurven dadurch, dass sie im Laufe des Versuchs immer flacher werden. Dies ist dadurch zu erklären, dass Unebenheiten bzw. unterschiedliche Höhen der Prüfkörper nach und nach, durch das parallele Planschleifen, behoben wurden.

Das parallele Planschleifen mit dem Parallelometer war erfolgreich. Nach Verwendung dieser Methode wurde eine zielführende Verbesserung deutlich: die Reduktion der Höhenunterschiede.

5.2 Diskussion der Auswertung von Mark II, CAD-Temp und RIC nach 1000 Zyklen im Kausimulator

5.2.1 Beobachtungen mit dem Lichtmikroskop

Wie schon in 4.2.1 angeführt wurde, hatten die Kauzyklen auf dem Restaurationsmaterial Mark II am meisten Spuren hinterlassen. Diese waren sehr deutlich zu sehen.

Das Material RIC hatte zwar weniger Spuren, jedoch waren diese noch deutlich (siehe Abbildung 5.2).

Die Intensität der Spuren lag zwischen der der beiden anderen Materialien.

CAD-Temp hat kaum sichtbare Veränderungen durch die Kauzyklen erhalten, es waren lediglich leichte Spuren im Gegenlicht zu sehen (Abbildung 5.1).

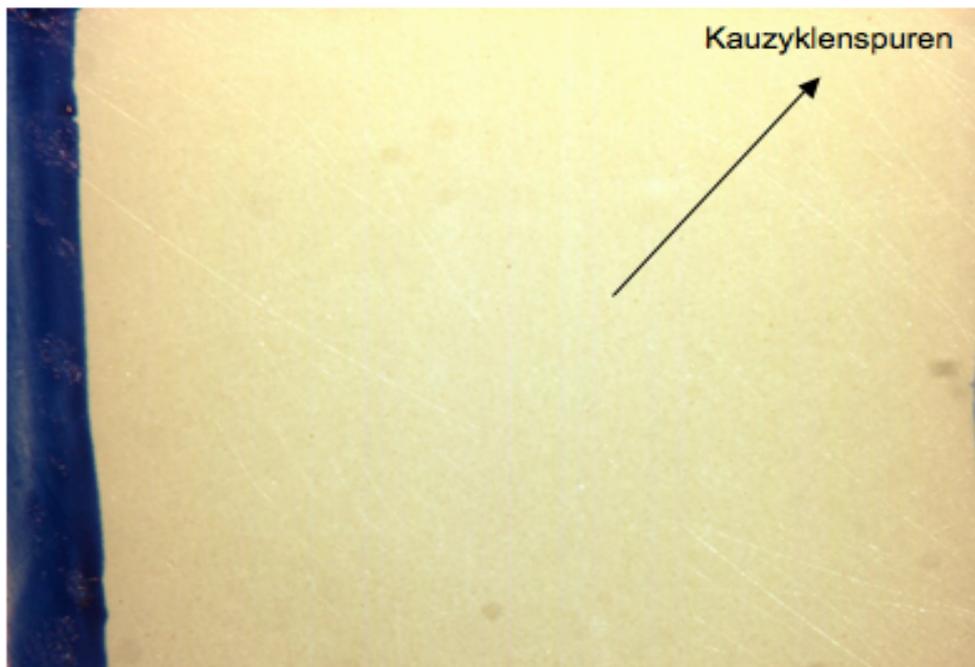


Abbildung 5.1: CAD-Temp, Gruppe 3, Prüfkörper Nr. 2, 20-fache Vergrößerung

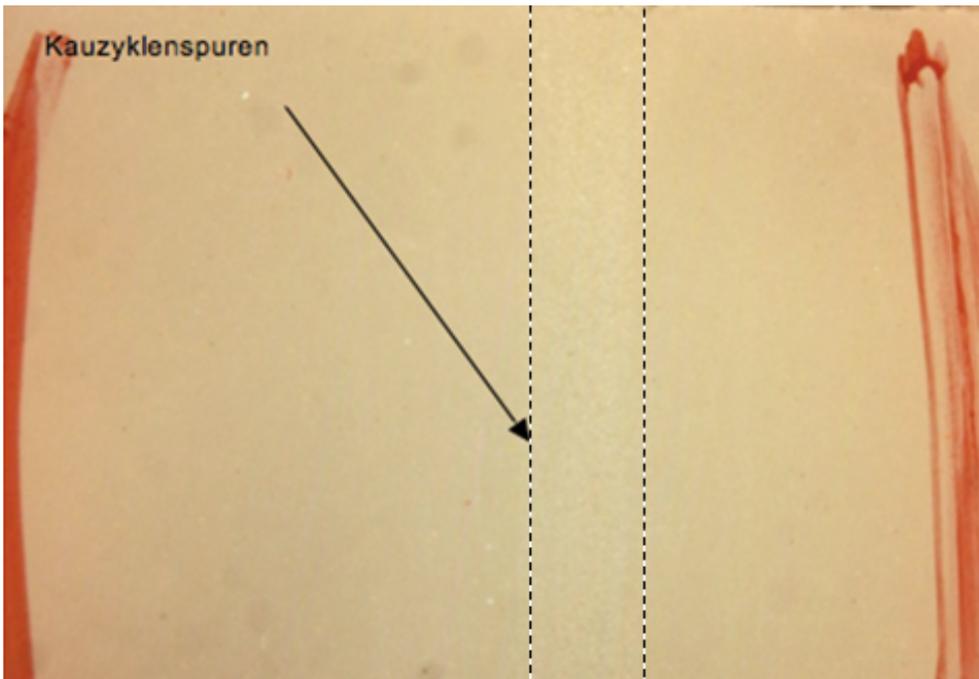


Abbildung 5.2: RIC Gruppe 4, Prüfkörper Nr.11, 15-fache Vergrößerung

5.2.2 Verschleißspuren

Die Prüfkörper wurden unter einer Belastung von 1 kg in Kontakt mit einer Steatit-Kugel gehalten und mit einer Geschwindigkeit von 40 mm/s über eine Strecke von 16 mm horizontal gleitend bewegt.

Die Prüfkörper waren ohne dazwischen liegende Abrasivmittel und nur in Gegenwart von destilliertem Wasser in direktem Kontakt mit der Steatitkugel. Nach 1000 Zyklen wurde der Steatit-Kugel Abrieb und der Materialverschleiß gemessen.

Es wurde festgestellt, dass RIC, genauso wie auch die beiden anderen Materialien keinen signifikanten Verschleiß an der Steatit-Kugel verursacht.

P_t -Wert

Der Materialverschleiß (siehe Tabelle 5.1) wurde anhand der Tiefe der erzeugten Verschleißspur (P_t -Wert) beurteilt.

Prüfkörper	Mittlere P_t [μm] nach 1000 Zyklen
RIC	$8,38 \pm 1,85$
CAD-Temp	$7,00 \pm 1,85$
Mark II	$10,81 \pm 2,37$

Tabelle 5.1: Mittlerer Verschleiß P_t [μm] nach 1000 Zyklen.

Mit dem T-Test wird die Hypothese H_0 „Die mittlere P_t zweier Materialien sind gleich“ getestet.

Zweistichproben t-Test				
	Formel	RIC & CAD- Temp	CAD-Temp & Mark II	RIC & Mark II
Probenanzahl n (Material 1)		45	45	45
Probenanzahl m (Material 2)		45	45	45
P_t (Material 1.)		8,38	7,00	10,81
P_t (Material 2)		7,00	10,81	10,81
s_x (Material 1) [μm]	Formel 3-2	1,85	1,85	1,85
s_y ((Material 2) [μm]	Formel 3-2	1,85	2,37	2,37
gewichtete Varianz s^2 [μm^2]	Formel 3-3	3,43	4,52	4,51
A		0,05	0,05	0,05
Prüfgröße t	Formel 3-4	7,05	-17,01	0,00
t-Test ($1-\alpha/2$; n+m-2)	Formel 3-5	1,99	1,99	1,99
Die Hypothese H_0 ist		Falsch	falsch	Wahr

Tabelle 5.2: Darstellung der statistischen Größen zur Prüfung der Hypothese „ P_t zweier Materialien ist gleich“

Der P_t -Wert von RIC und Mark II ist nicht signifikant unterschiedlich, bei CAD-Temp und Mark II ist dieser Wert signifikant unterschiedlich.

Zudem ist schlussfolgerbar, dass die Abriebfestigkeit von RIC zwischen der von CAD-Temp und Mark II liegt. Außerdem wird ersichtlich, dass RIC hinsichtlich der Verschleißtiefe P_t mehr dem Keramik Mark II als der Komposit CAD-Temp ähnelt.

Ein hoher P_t -Wert kann dazu führen, dass das Material schneller ermüdet, indem sich vorhandene Mikrorisse langsam ausbreiten, ohne dass es jedoch sofort zu einem Bruch kommt (unterkritisches Rißwachstum). Demzufolge ist bei RIC eine geringere Ermüdungsgefahr als bei Mark II zu erwarten.

Nach 1000 Zyklen wurde bei RIC jedoch ein P_t -Wert von $8,38 \pm 1,47 \mu\text{m}$ gemessen. Dieser Wert liegt zwischen den P_t -Werten von CAD-Temp mit $7,00 \pm 1,29 \mu\text{m}$ und Mark II mit $10,81 \pm 1,80 \mu\text{m}$.

Die P_t -Werte des Materials RIC liegt zwar zwischen den anderen Materialien, jedoch ist der Wert dem von Mark II ähnlicher (siehe Tabelle 5.2). Sowohl die mittleren P_t -Werte als auch die Biegefestigkeitsdaten lassen drauf schließen, dass RIC eine Zusammenführung bei der Materialklassen ist, wobei ein genauer Blick auf die Biegefestigkeitswerte zeigt (siehe Tabelle 4.6), dass das RIC der Keramik Mark II ähnelt.

RIC hat zwar eine größere Biegefestigkeit als Mark II (Keramik) und CAD-Temp (Komposit), im Hinblick auf den Verschleiß und Abnutzung liegt der Wert jedoch zwischen dem der beiden andere Restaurationsmaterialien (siehe Tabelle 5.3).

5.2.3 Dreipunkt-Biegetest

Desweiteren gibt es auch Fehlerquellen, die das Ergebnis beeinträchtigen. So stellt die manuelle Ausrichtung der Prüfkörper in die Prüfeinrichtung, die nur schwer immer gelingen kann, eine mögliche Verfälschung des Ergebnisses dar. Die Mittelwerte der drei untersuchten Restaurationsmaterialien liegen im Ausgangszustand zwischen 94,06 [MPa] bei CAD-Temp und 126,96 [MPa] bei RIC.

Die Biegefestigkeit von RIC gegenüber den anderen Materialien ist signifikant höher. Eine Abnahme der Biegefestigkeit ist bei RIC als auch bei Mark II nicht nachzuweisen (siehe Tabelle 4.5). Dies ist der Fall bei CAD-Temp.

Deutung

RIC hat mit 126,96 [MPa] die höchsten Biegefestigkeit im Ausgangszustand und 123,40 [MPa] nach 1000 Zyklen im Kausimulator(siehe 9.6). Dies kann auf eine langfristige Haltbarkeit und Widerstandsfähigkeit gegenüber Kaubelastungen hindeuten, welche aber nur durch Dauerfestigkeitsprüfungen festgestellt werden kann.

Aufgrund seiner hohen Bruchfestigkeit liegt ein weiterer Vorteil von RIC darin, dass es beispielsweise durch Zähneknirschen oder Zähnepressen anders als bei Mark II weniger zerstört werden kann.

Die im Seitenzahnbereich auftretenden maximalen Kaukräfte liegen nach verschiedenen Untersuchungen zwischen 150 – 665 N, bei Bruxismus bis zu 1.221 N [30] wobei große interindividuelle Variationen zu beobachten sind. Körber und Ludwig gehen auf Grundlage einer umfangreichen Literaturrecherche davon aus, dass für die maximale Kaukraft als Grundlage für die Konstruktion von parodontal gelagertem Zahnersatz im Seitenzahnbereich ein mittlerer Wert von 298,9 N anzunehmen ist [33].

5.3 Einflussnahme der Platzierung in der Verschleißhalterung auf die Biegefestigkeit

Die zweiten Prüfkörper zeigten eine niedrigere Biegefestigkeit als andere. Um eine Abhängigkeit von der Platzierung aufzuzeigen, wurden die Werte in Tabelle 5.3 dargestellt.

Prüfkörper	Mittlere Biegefestigkeit [MPa]		
	im Ausgangszustand	nach 1000 Zyklen	Zweiten Prüfkörper nach 1000 Zyklen
<i>RIC</i>	126,96	123,40	123,11
<i>CAD-Temp</i>	94,06	89,45	85,71
<i>Mark II</i>	99,60	98,18	97,37

Tabelle 5.3: Gegenüberstellung der erzielten Mittleren Biegefestigkeit der Prüfkörper, der zweiten Prüfkörper mit 1000 Zyklen und der im Ausgangszustand

Beim Betrachten des Diagramms 5-2 und der Tabelle 5.3 ist die Frage nach der Ursache der Diskrepanz der Ergebnisse berechtigt, zumal alle Prüfkörper planparallel geschliffen wurden und folglich ein derartiges Ergebnis nicht zu erwarten war. Zu beachten ist, dass der Kontakt des Antagonisten bei den Prüfkörper 1 (Anordnung auf der Tellereinrichtung) ausgerichtet wurde.

Trotz aller Bemühungen, Unterschiede in Länge und Breite der Prüfkörper zu beheben, können diese Ursache hierfür sein. Dennoch ist bei genauerer Betrachtung, mit der Ausnahme von Mark II, ein Muster erkennbar, nämlich die steigende Tendenz von Anfang bis Ende der Bahn (zweiter bis vierter Prüfkörper). Für die Feststellung dieser Tatsache war die blaue Markierung mit einem permanenten Stift auf einer Seite des Tellers sehr hilfreich (siehe Abbildung 3.13).

Schließlich wurden innerhalb der Gruppen die Prüfkörper, die am vierten Platz angeordnet war mit der gesamten Gruppe verglichen. Diese zeigte bei RIC mit 123,96 [MPa] den höchsten Wert, der von Mark II mit 103,60 [MPa] und CAD-Temp mit 93,05 [MPa] gefolgt wurde (siehe Tabelle 4.7). Außerdem wurde beo-

bachtet, dass die Werte von der zweiten bis hin zur vierten Platzierung steigen. Nur bei Mark II sinken die Werte von der zweiten bis zur dritten Platzierung, was aufgrund des Fehlens von Prüfkörper Nr.12 der vierten Gruppe zustande kommen könnte. Denn hierbei wurden bei der ersten Platzierung nur vier anstelle von fünf Prüfkörper bewertet.

Aus unbekanntem Grund gibt eine Positionsabhängigkeit. Diese äußert sich auch in den P_t -Werten. Sichtbar wird dies darin, dass der zweitplatzierte Prüfkörper einen höheren P_t -Wert als der drittplatzierte hat (siehe Diagramm 5-3).

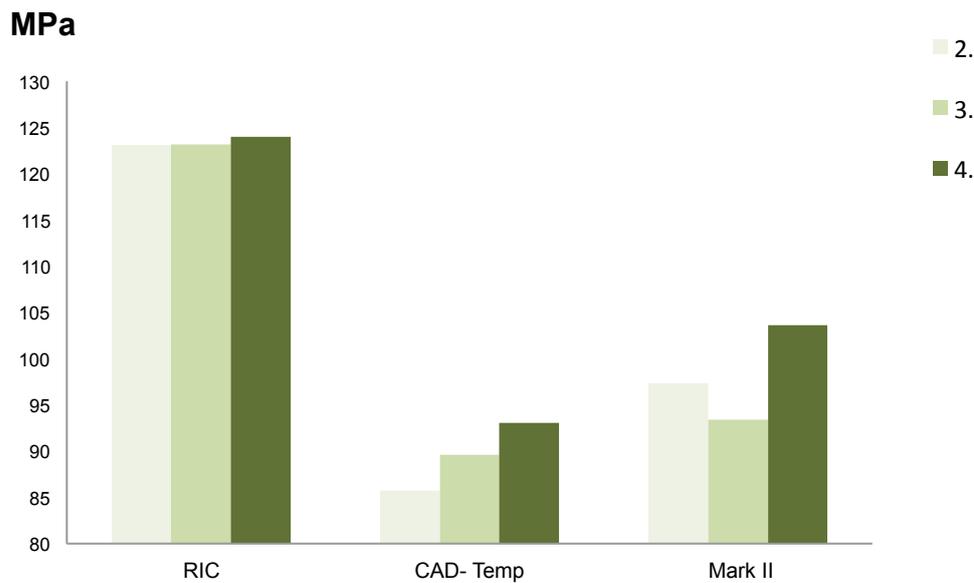


Diagramm 5-2: Einflussnahme der Platzierung auf die Biegefestigkeit

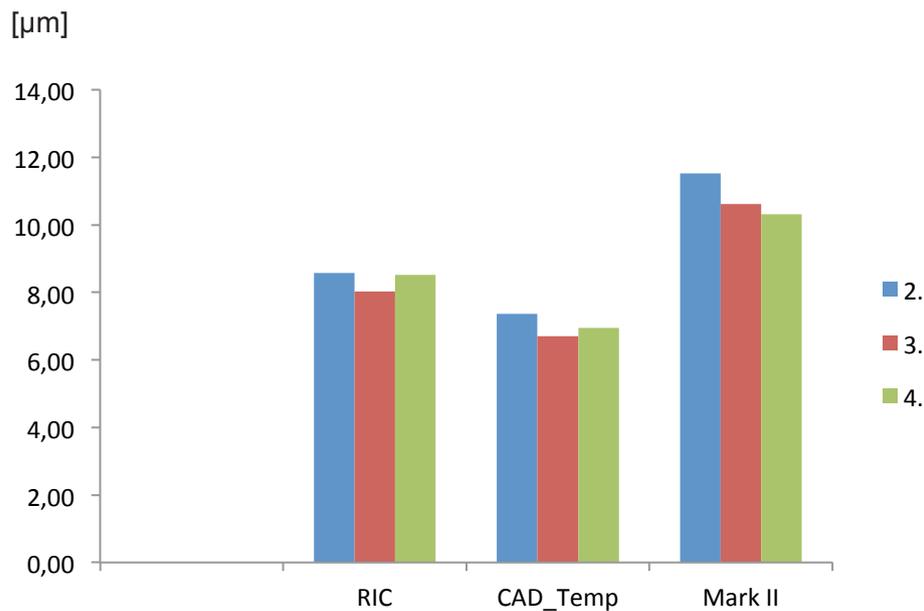


Diagramm 5-3 : Einflussnahme der Platzierung auf der P_t -Werte [μm]

Als Ursache kommen zwei verschiedene Gründe in Frage:

Als Erstes ist anzuführen, dass vermutlich die Oberfläche des Edelstahl Tellers nicht zu 100% eben ist und zur Mitte hin eine leichte Neigung enthält(siehe Abbildung 5.8). Eine eventuell seitliche Neigung wurde mithilfe einer Miniwasserwaage festgestellt (siehe Abbildung 5.4 und Abbildung 5.5). Da die Wasser-

waage nicht für wissenschaftliche und präzise Arbeit gedacht war, kann keine sichere und zweifelsfreie Aussage dazu gemacht werden. Dennoch, lies sich durch die Wasserwaage der Verdacht bestätigen, dass der Teller nach Brodam eine Neigung hatte.

Daher wurde dies nochmal mit einem Perthometer überprüft. Dabei wurde zur Orientierung die Positionierung der Prüfkörper herangezogen. Es wurden insgesamt zwei Messungen in einem rechten Winkel zueinander und durch den Mittelpunkt des Tellers durchgeführt. Die untere Abbildung stellt dies deutlich dar. Der Perthometer wurde so gelegt, dass er sowohl die Strecke AB als auch die Strecke AC abliest.

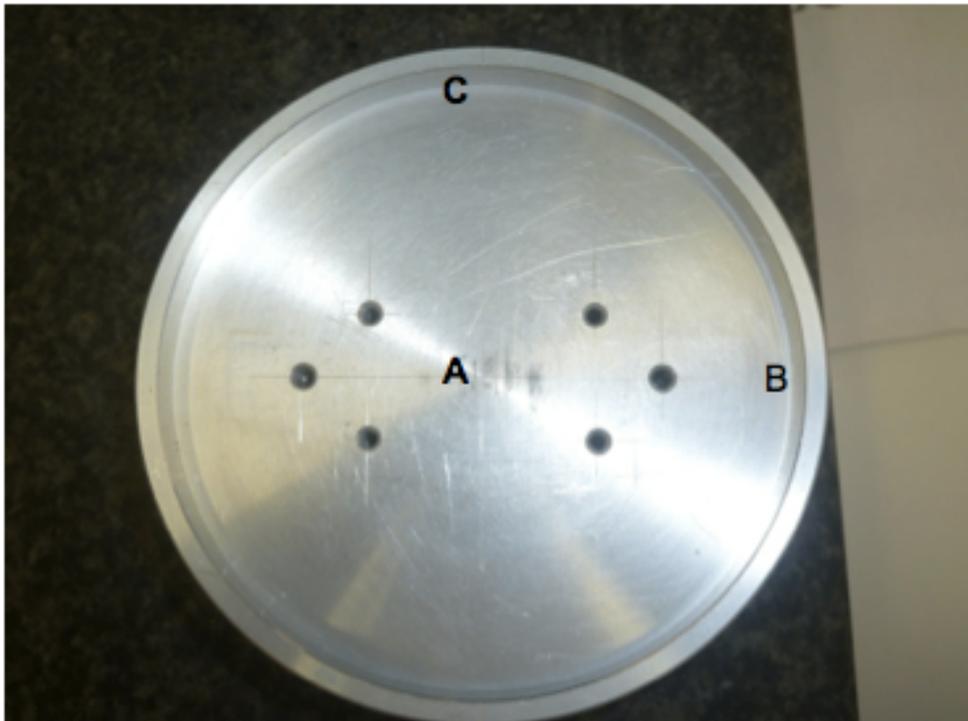


Abbildung 5.3: Vorrichtung Teller

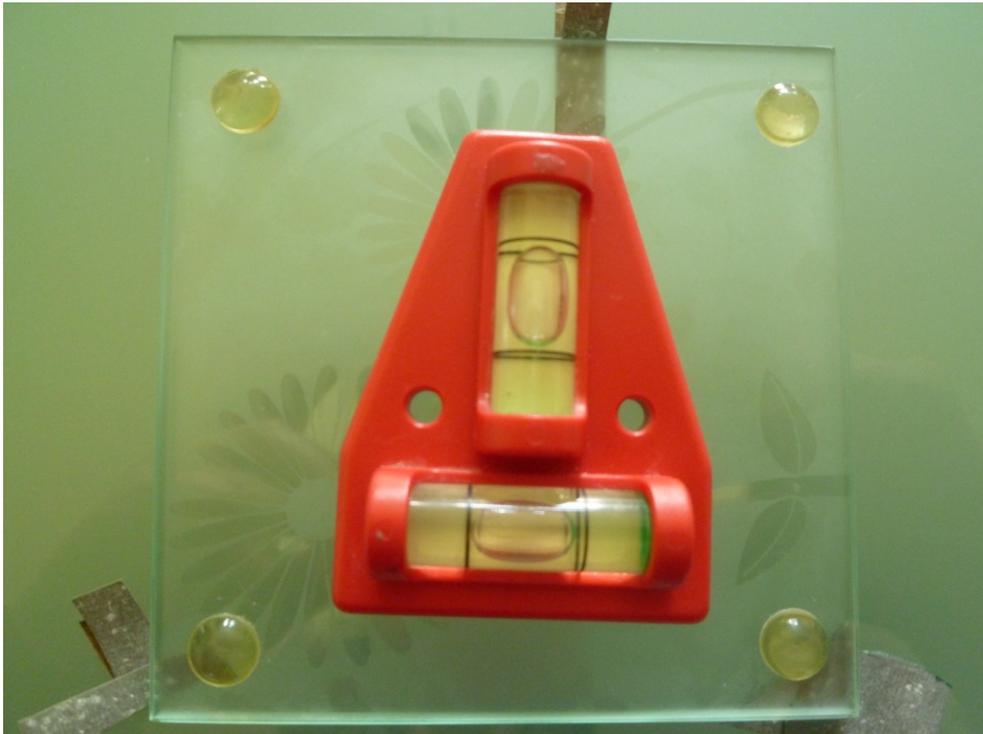


Abbildung 5.4: Zuerst wurde sicher gestellt, dass die gemessene Fläche waagrecht ist



Abbildung 5.5: Mini Wasserwaage auf dem Vorrichtung Teller

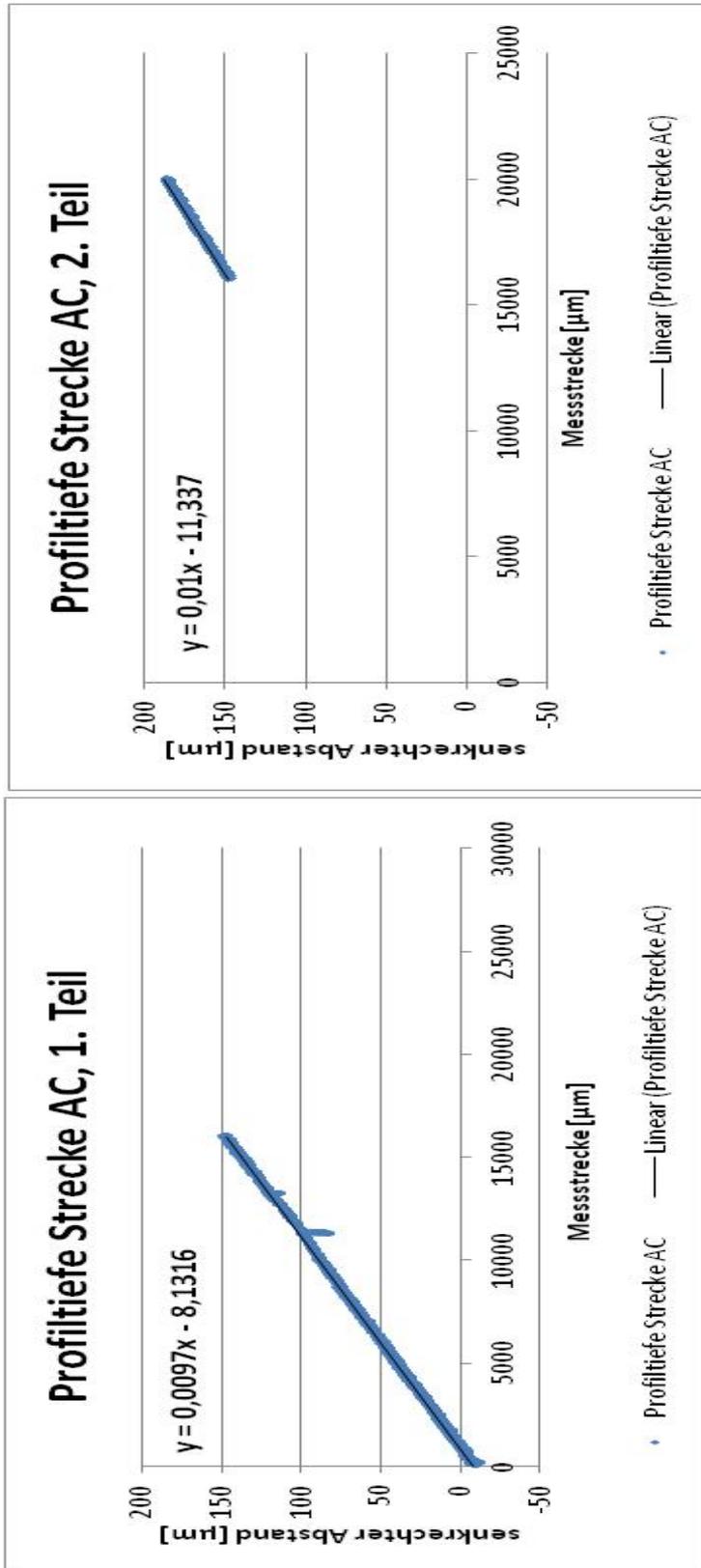


Abbildung 5.6: Messung der Strecke AC mit dem Perthometer

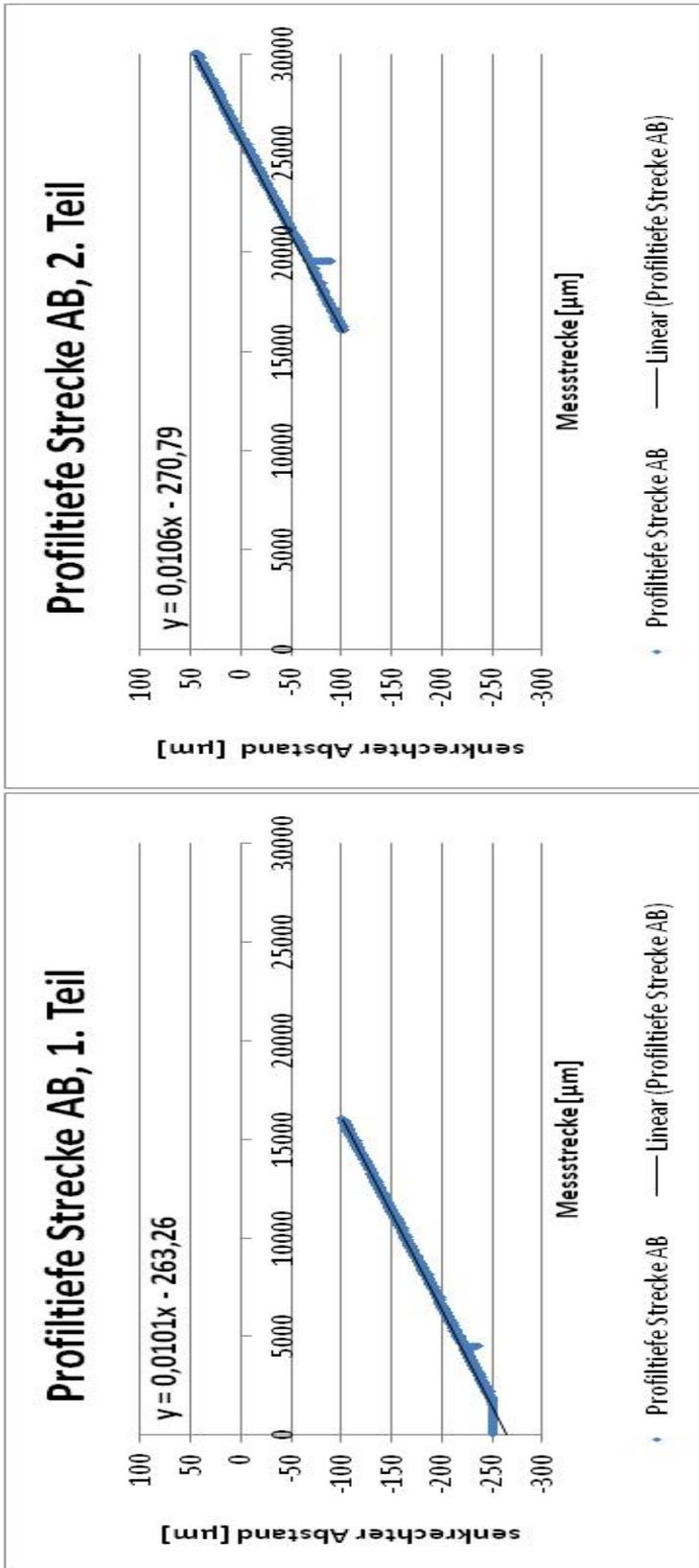


Abbildung 5.7: Messung der Strecke AB mit dem Perthometer

Aus den oberen Abbildungen wird die Neigung des Tellers deutlich erkennbar. Der Winkel beträgt bei AC: $0,55575^\circ$ und bei AB: $0,60731^\circ$.

Deutung

Die Messungen durch den Perthometer zeigten, dass bei 90 Grad Drehung (siehe Abbildung 5.3) lediglich ein Unterschied von $0,05 \text{ Grad}^7$ auftrat (siehe Abbildung 5.6 und Abbildung 5.7). Die oben erwähnte Neigung ist vernachlässigbar.

Als zweiter möglicher Grund gilt, dass der Kontakt des Antagonisten bei der Probe 1 ausgerichtet ist

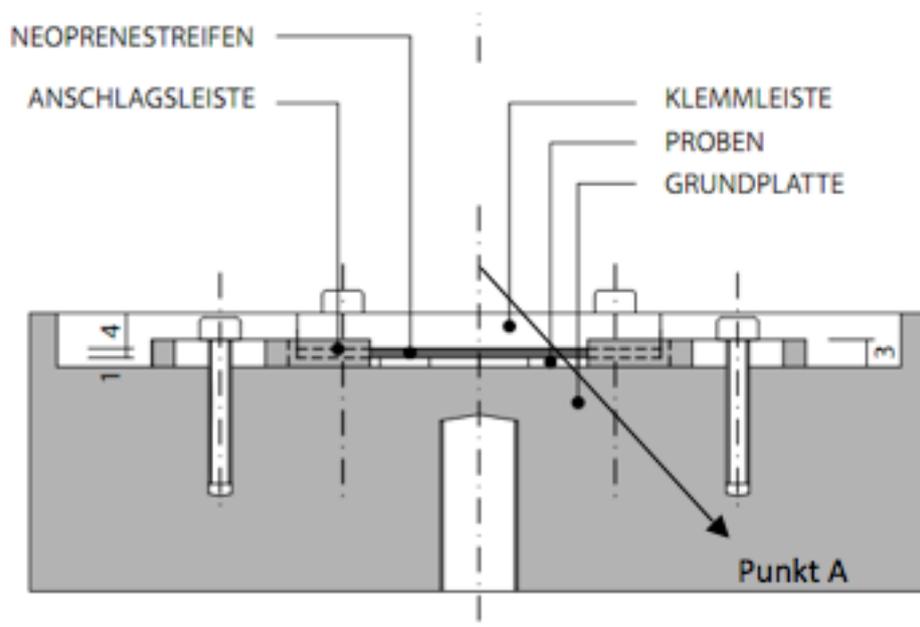


Abbildung 5.8: ungleichmäßige Belastung des Prüfkörpers

Nach Anbringen der Teller in dem Kausimulator wurde die Steatit-Kugel bis zum ersten Prüfkörper heruntergefahren. Somit wurde die Steatit-Kugel am ersten Prüfkörper orientiert. Beim Testlauf setzten Kräfte an, die orthogonal zur Fläche der Probeplatte wirkten. Ein Höhenunterschied zwischen den Prüfkörpern führte dazu, dass die Prüfkörper falsch und mit unterschiedlichem Impact belastet wurden. Dies hatte bei Mark II deutlich stärkere Auswirkung als bei den anderen

Prüfkörpern. Als mögliche Ursache hierfür die Inflexibilität von Mark II anzuführen.

Durch das Vergleichen der Werte der Tabelle 4.7 wird deutlich, dass die Werte der vierten Prüfkörper im Vergleich zu den restlichen deutlich höher liegen.

Folglich wurden bei Höhenunterschieden, die durch Ausrichtung des Kontakts des Antagonisten bei der Probe 1 zustande kommen, die restlichen Prüfkörper anders belastet als der erste. Das würde eventuell die steigenden Werte der Biegefestigkeit erklären. Als einzige Ausnahme sind die zweiten Prüfkörper des Materials Mark II zu benennen. Grund hierfür könnte zum einen, die oben bereits genannte niedrigere Flexibilität sein. Andererseits könnte es jedoch auch Prüfkörper Nr. 12 der Gruppe 4 sein, der diese Anomalie bewirkt. Dieser wurde nämlich als einziger Prüfkörper der zweiten Serie beschädigt und somit nicht im Drei-Punkt-Biegeversuch getestet. Demzufolge wurden bei Mark II anstelle von fünf, wie bei RIC und CAD-Temp, nur vier Prüfkörper bewertet. In dem unten gezeichneten Schaubild (siehe Abbildung 5.9) ist die Anordnung der Prüfkörper verdeutlicht worden. Die Prüfkörper, die zur Auswertung herangezogen wurden sind in diesem Schaubild von 2 – 4 durchnummeriert. Der beschädigte Prüfkörper bei Mark II befand sich an der Stelle des 2. Prüfkörpers (mit grün gekennzeichnet).

<i>Platzhalter</i>	<i>2 Prüfkörper</i>	<i>3 Prüfkörper</i>	<i>4 Prüfkörper</i>	<i>Platzhalter</i>
--------------------	---------------------	---------------------	---------------------	--------------------

Abbildung 5.9: Prüfkörperanordnung

⁷ Unterschied zwischen Messung der Strecke AC und AB mit dem Perthometer.

5.3.1 Schlussfolgerung

Zusammenfassend, jedoch unter Berücksichtigung der begrenzten Aussagekraft von In-vitro-Studien, ist zu sagen, dass das untersuchte RIC als Restaurationmaterial für den klinischen Einsatz innerhalb der in dieser Arbeit getesteten Bereichen geeignet zu sein scheint und tatsächlich die Vorzüge beider Materialien (Keramik und Komposit) erkennen lässt.

Wie aus Tabelle 5.4 ersichtlich wird, liegt der mittlere P_t -Wert von RIC mit $8,38 \pm 1,47$ [μm] zwischen denen der beiden anderen Restaurationmaterialien. Genauso liegt auch die Reduktion der mittleren Biegefestigkeit von RIC nach 1000 Zyklen mit 2,8% zwischen CAD-Temp mit 4,9% und Mark II mit 1,4%. Die Betrachtung dieser beiden Werte macht die oben genannten Vorzüge deutlich.

Prüfkörper	Mittlere P_t [μm] nach 1000 Zyklen	Reduktion der mittleren Biegefestigkeit nach 1000 Zyklen in %
<i>RIC</i>	$8,38 \pm 1,47$	2,8
<i>CAD-Temp</i>	$7,00 \pm 1,29$	4,9
<i>Mark II</i>	$10,81 \pm 1,78$	1,4

Tabelle 5.4: Darstellung der mittleren P_t -Werte und Reduktion der mittleren Biegefestigkeit nach 1000 Zyklen

Anhand der für diese Arbeit ermittelten Werte wurde nachgewiesen, dass RIC hinsichtlich der Verschleißtiefe P_t eher dem Keramik Mark II, als dem Komposit CAD-Temp ähnelt (siehe Tabelle 5.2).

Um das In-vivo-Verhalten über einen begrenzten Zeitraum hinaus zu evaluieren, sind jedoch weiterführende kontrollierte klinische Studien erforderlich.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Einleitung:

Zunehmend höhere ästhetische Ansprüche in unserer modernen Konsumgesellschaft, als auch die grosse Nachfrage nach biokompatiblen Materialien führen dazu, dass Zahnersatz immer häufiger aus vollkeramischen Systemen erstellt wird.

Dies führt jedoch zu zwei grundlegenden Problemen. Zum Einen ist die niedrige Biegefestigkeit der Verblendkeramiken sowie die häufig auftretenden Chippingerscheinungen von großem Nachteil. Außerdem gibt es Einschränkungen bei CMD (Craniomandibuläre Dysfunktion) wie beispielsweise Kontraindikation bei Bruxismus [18]. Kompositmaterialien haben ihrerseits jedoch auch Nachteile. Diese bestehen in den auftretenden Verfärbungen und Abrasion. Zudem sind Komposite nicht langzeitbeständig [36]. Dieses Problem stellt eine große Herausforderung an die zahnmedizinische und zahntechnische Welt dar.

Ziel der Arbeit:

Das Ziel der Arbeit war es, den neuartigen Werkstoff RIC (Resin Infiltrated Ceramic) im Vergleich mit einer Keramik (Mark II) und einem Komposit (CAD-Temp) im Dreipunkt-Biegetest mit und ohne vorheriger Verschleißeinwirkung hinsichtlich ihrer Biegefestigkeit in-vitro zu untersuchen.

So unterschiedlich sie auch sein mögen, haben alle drei gemeinsam, dass sie für die Herstellung von Langzeitprovisorien sowie für den definitiven Zahnersatz im Frontzahnbereich genauso wie im Seitenzahnbereich dienen sollen.

Material und Methode:

In dieser Arbeit wurden drei Restaurationsmaterialien: RIC, Mark II und CAD-Temp untersucht. Pro Restaurationsmaterial wurden jeweils 30 Prüfkörper, von denen jeweils 10 im Ausgangszustand, also ohne Verschleiß, und je 15 nach 1000 Zyklen im Kausimulator durch den Dreipunkt-Biegetest auf ihre Biegefestigkeit untersucht. Fünf Prüfkörper, die als Platzhalter fungierten, wurden verworfen.

Nach 1000 Zyklen wurde die Verschleißtiefe P_t mit einem Perthometer gemessen.

Ergebnisse:

Die Biegefestigkeit von RIC nach 1000 Zyklen im Kausimulator wurde mit $123,4 \pm 14,05$ [MPa] bestimmt. Dieser Wert ist im Vergleich zu CAD-Temp mit $89,45 \pm 6,24$ [MPa] und Mark II mit $98,18 \pm 6,54$ [MPa] der höchste unter den drei geprüften Materialien.

Die Biegefestigkeit im Ausgangszustand für RIC und Mark II ist innerhalb der Fehlertoleranzen gleich (siehe Diagramm 4-2).

Bei RIC konnte eine Verringerung der Biegefestigkeit nach Beanspruchung - wie auch bei Mark II - nicht nachgewiesen werden. Eine signifikanten Unterschied dieses Wertes gibt es ausschließlich bei CAD-Temp. Alle Vergleichsaussagen gelten mit dem Signifikanzniveau $\alpha=0,05$ (siehe Tabelle 4.5) .

Der mittlere Verschleiß P_t von RIC ($8,38 \pm 1,85$ μm) liegt zwischen dem der beiden anderen Materialien, CAD-Temp ($7,00 \pm 1,85$ μm) und Mark II ($10,81 \pm 2,37$ μm).

Es wurde nachgewiesen, dass RIC hinsichtlich der Verschleißtiefe P_t und Keramik Mark II signifikant nicht unterschiedlich sind (siehe Tabelle 5.2).

Zusammenfassung:

Es konnte gezeigt werden, dass der neu entwickelte Werkstoff RIC tatsächlich den Vorzug von Komposit und die hohe Biegefestigkeit von Keramik vereint und somit eine verbesserte Werkstoffklasse bildet.

7 ABILDUNGS- UND TABELLEN VERZEICHNIS

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Konventionelle Compositezeigen ungleiche Verhältnisse zwischen den Glasfüllern zur Matrix [11]	6
Abbildung 1.2: Die homogene Mikrostruktur mit einem anorganischen Füllstoffgehalt von mehr als 73 % verleiht CERAMAGE keramikähnliche Eigenschaften [11].....	6
Abbildung 1.3: Übersicht dentale vollkeramische Systeme [38].....	8
Abbildung 1.4: Eine auf Druck belastete stabil verlegte Fliesen [38]	11
Abbildung 1.5: Auf Druck belastete Fliesen, wenn ein kleines Stein sich daruntersitzt [38].....	11
Abbildung 3.1: CAD-Temp [44]	16
Abbildung 3.2: Steatit-Kugel.....	19
Abbildung 3.3: Einpolymerisierte Steatit-Kugel im Sockel.....	20
Abbildung 3.4: Steatit-Kugel samt Sockel im Kausimulator	20
Abbildung 3.5: Profiltiefe P_t [26].....	22
Abbildung 3.6: Perthometer (Mahr, Göttingen)	23
Abbildung 3.7: Versuchsaufbau in der Universalprüfmaschine.....	25
Abbildung 3.8: Schema des 3-Punkt Biegetests im Querschnitt [18].....	26
Abbildung 3.9 : Prinzipaufbau des 3-Punkt-Biegeversuchs in der Aufsicht.....	27
Abbildung 3.10: Grundplatte nach Brodam mit eingespannten Biegestäbchen (3 x 4 x 35 mm)[6]	36
Abbildung 3.11: Probepfättchen	37
Abbildung 3.12: Mark II Serie 1, Probe Nr.19.....	38
Abbildung 3.13: Die optimierte Halterung.....	41
Abbildung 3.14: Darstellung des alten und neuen Versuchsaufbaus.....	43
Abbildung 3.15: Halter für Schleifpapier und Parallelometer.....	45
Abbildung 3.16: Prüfkörper auf dem Parallelometer	46
Abbildung 3.17: Flussdiagramm des Versuchsablaufs	47
Abbildung 4.1: Mark II Gruppe 3, Prüfkörper Nr. 7, 25-fache Vergrößerung(Chipping).....	55
Abbildung 4.2 : CAD-Temp Gruppe 3, Prüfkörper Nr. 7, 20-fache Vergrößerung.....	55
Abbildung 4.3: RIC Gruppe 4, Prüfkörper Nr.16, 20-fache Vergrößerung	56
Abbildung 4.4: Steatit-Kugel vor dem Abrieb	57
Abbildung 4.5: 10-fache Vergrößerung der Steatit-Kugel der für Gruppe zwei des CAD-Temp verwendet wurde [41]	57
Abbildung 4.6: 10-facher Vergrößerung der Steatit-Kugel nach 5000 Kauzyklen [41].....	58
Abbildung 4.7: Der Bruch liegt außerhalb der Spur.....	60
Abbildung 4.8 : Der Bruch geht quer durch die Spur.....	60
Abbildung 4.9: Der Bruch geht in die Kauzyklenspur hinein	61
Abbildung 4.10: Betrachtung der Bruchstelle bei 20-facher Vergrößerung.....	62
Abbildung 4.11: CAD-Temp in 12,5-facher Vergrößerung (Prüfkörper Nr. 16).	63
Abbildung 4.12: CAD-Temp in 12,5-fache Vergrößerung (Prüfkörper Nr. 18).	63
Abbildung 4.13: Betrachtung der Bruchstelle bei 20-facher Vergrößerung	64
Abbildung 4.14: Mark II in 125-fache Vergrößerung	65
Abbildung 4.15: Mark II in 12,5-facher Vergrößerung	66
Abbildung 4.16: Betrachtung der Bruchstelle bei Mark II in 20-facher Vergrößerung	66

Abbildung 5.1: CAD-Temp, Gruppe 3, Prüfkörper Nr. 2, 20-fache Vergrößerung.....	75
Abbildung 5.2: RIC Gruppe 4, Prüfkörper Nr.11, 15-fache Vergrößerung	76
Abbildung 5.3: Zuerst wurde sicher gestellt, dass die gemessene Fläche waagrecht ist	84
Abbildung 5.4: Mini Wasserwaage auf dem Vorrichtung Teller.....	84
Abbildung 5.5: Vorrichtung Teller	83
Abbildung 5.6: Messung der Strecke AC mit dem Perthometer.....	85
Abbildung 5.7: Messung der Strecke AB mit dem Perthometer.....	86
Abbildung 5.8: ungleichmäßige Belastung des Prüfkörpers.....	87
Abbildung 5.9: Prüfkörperanordnung	88

Diagrammenverzeichnis

Diagramm 3-1: Darstellung der Normalverteilung der Mittelwertabweichungen der Messwerte für Mark II.....	34
Diagramm 4-1: Mittlere Messwerte der Biegefestigkeit und deren Standardabweichungen im Ausgangszustand mit n=10	48
Diagramm 4-2: Boxplot-Diagramm der Biegefestigkeit im Ausgangszustand; n=10 und nach der Belastung durch die Kausimulation n=15 (NK : nach 1000 Zyklen im Kausimulator)	51
Diagramm 4-3: Boxplot-Diagramm der P_t -Werte ($n_{\text{Gesamt}}= 135$)	59
Diagramm 4-4: Einflussnahme der Platzierung des Prüfkörpers auf der Tellervorrichtung auf den Mittelwert der Biegefestigkeit derjenigen Prüfkörper an zweiter, dritter und vierter Stelle.....	67
Diagramm 5-1 : Dunkelblau: Ausgangszustand, gelb und pink:Zwischenproben während des Versuches, hellblau: Zustand nach dem Schleifvorgang	73
Diagramm 5-2: Einflussnahme der Platzierung auf die Biegefestigkeit.....	82
Diagramm 5-3 : Einflussnahme der Platzierung auf der P_t -Werte.....	82
Die Biegefestigkeit im Ausgangszustand für RIC und Mark II ist innerhalb der Fehlertoleranzen gleich (siehe Diagramm 6-1).	91

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.1: Zusammensetzung von Porzellan und Dentalkeramiken [9]	7
Tabelle 3.1: Chemische Zusammensetzung von VITABLOCS Mark II [37]	15
Tabelle 3.2: Physikalische Eigenschaften laut Hersteller [38].....	17
Tabelle 3.3: Eigenschaften und Einstellungen des Perthometers.....	23
Tabelle 3.4: Biegefestigkeitsformel [2]	25
Tabelle 3.5: Messwerte der Biegefestigkeit und deren Standardabweichung von Mark II (Ausgangszustand)	29
Tabelle 3.6: Messwerte der Biegefestigkeit und deren Standardabweichung von Mark II (nach Kausimulation).....	30
Tabelle 3.7: Zweistichproben t-Test: Zusammenfassung der Berechnung der Prüfgröße t.	31

Tabelle 3.8: Einteilung der Mittelwertabweichungen in Klassen, Berechnung und Vergleich der Testprüfgröße χ^2	33
Tabelle 4.1: Darstellung der Messergebnisse mit Standardabweichung	49
Tabelle 4.2: Vergleich der Proben im Ausgangszustand und Prüfung der Gleichheit der Mittelwerte von σ	49
Tabelle 4.3: Nachweis der Normalverteilung der Messwerte durch den χ^2 -Test.....	50
Tabelle 4.4: Gegenüberstellung der erzielten Biegefestigkeit der mit 1000 Zyklen und der im Ausgangszustand.....	51
Tabelle 4.5: Darstellung der statistischen Größen zur Prüfung der Hypothese „Unveränderlichkeit der Biegefestigkeit“	53
Tabelle 4.6: Zusammenfassung der Ergebnisse des t-Testes	54
Tabelle 4.7: Mittlere Biegefestigkeit in [MPa] nach Anordnung in der Vorrichtungsteller	68
Tabelle 5.1: Mittlerer Verschleiß P_t [μm] nach 1000 Zyklen.	77
Tabelle 5.2: Darstellung der statistischen Größen zur Prüfung der Hypothese „ P_t zweier Materialien ist gleich“	77
Tabelle 5.3: Gegenüberstellung der erzielten Mittleren Biegefestigkeit der Prüfkörper, der zweiten Prüfkörper mit 1000 Zyklen und der im Ausgangszustand	80
Tabelle 5.4: Darstellung der mittleren P_t -Werte und Reduktion der mittleren Biegefestigkeit nach 1000 Zyklen.....	89
Bei RIC konnte eine Verringerung der Biegefestigkeit nach Beanspruchung - wie auch bei Mark II - nicht nachgewiesen werden. Eine signifikanten Unterschied dieses Wertes gibt es ausschließlich bei CAD-Temp. Alle Vergleichsaussagen gelten mit dem Signifikanzniveau $\alpha=0,05$ (siehe Tabelle 4.5)	91
Es wurde nachgewiesen, dass RIC hinsichtlich der Verschleißtiefe P_t mehr dem Keramik Mark II als der Komposit CAD-Temp ähnelt (Tabelle 5.2).	89
Tabelle 9.1: Auswertung von P_t und Standardabweichung S.....	122
Tabelle 9.2: Auswertung von P_t und Standardabweichung S.....	123
Tabelle 9,3: Auswertung von P_t und Standardabweichung S.....	124
Tabelle 9,4: Mark II im Ausgangszustand	125
Tabelle 9,5: Mark II nach 1000 Zyklen	125
Tabelle 9,6: CAD-Temp im Ausgangszustand	126
Tabelle 9,7: CAD-Temp nach 1000 Zyklen	127
Tabelle 9,8: RIC im Ausgangszustand	128
Tabelle 9,9: RIC Nach 1000 Zyklen im Kausimulator.....	128

Formelverzeichnis

<i>Formel 3-1: Biegefestigkeitsformel [2]</i>	25
<i>Formel 3-2 : Standardabweichung [11]</i>	28
<i>Formel 3-3: empirischen Standardabweichung [5]</i>	28
<i>Formel 3-4: Prüfgröße t [33]</i>	28
<i>Formel 3-5 [33]</i>	29
<i>Formel 3-6: Wahrscheinlichkeitsverteilung[36]</i>	32
<i>Formel 3-7</i>	32
<i>Formel 3-8</i>	32

8 LITERATURVERZEICHNIS

1. 3M ESPE, Expertise, Wissenschaftliche fakten: Abrasionsverhalten von LavaZirkonoxid, Seite 1, (03.2011)
http://www.geiger-dentaltechnik.de/index_htm_files/WF_Abrasion_1109.pdf
Stand: 11.07.2013 um 22:26
2. Abdalla A.I., Davidson C.L.: Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro class II restorations. J Dent, Seiten 21, 158-162 (1993)
3. Abert C.: Die kritische Wertung der Bestimmung der kritischen Risszähigkeit von Zirkoniumdioxidsinterkeramik mit der Indenter- Technik. Dissertation, Universität Berlin, Seiten 18-20 (2009)
4. Beuer F., Schweiger J.: Hochleistungskunststoffe für die CAD-/CAM-Fertigung. DIGITAL_DENTAL.NEWS, 2. Jahrgang, Seite 16 (12/2008)
http://www.google.de/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CC0QFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ddnoli-ne.net%2Fuploads%2Fsmartsection%2F354_ddn_1208_schwei-ger.pdf&ei=TOXgUeXGM4nNsgaH8ICoAg&usg=AFQjCNGo0opL-yF16gsFsyB4ovTgBWbouA&bvm=bv.48705608,d.Yms
Stand: 11.07.2013 um 22: 40
5. Brevier TECHNISCHE KERAMIK, Verband der Keramischen Industrie e.V., ISBN 3-924158-36-3, 10.5.1.1 (2003)
6. Brodam S.: In-Vitro-Studie zum Einfluss der Brenntemperatur auf das Frakturverhalten von LavaTM Ceram bei Kausimulationen. Dissertation, Univeritätsklinikum Tübingen, Seiten 42-63 (2010)
7. Bühner M., Ziegler M.: Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler. Pearson Studium, Seite 254 (2009)
8. Ceram X, Nano Keramisches Füllungsmaterial. DENSPLY DETREY, Vorläufige Technische Information, Seite 6 (2003)
9. Ceramage: PURE AESTHETICS Zirconium Silicate Micro ceramic indirect restorative, Shofu Dental Corporation, Brochure, SN47-0108, Seite 1, (1/2008)

10. Datzmann G.: CEREC VITABLOCS Mark II Machinable Ceramics. in: Mörmann W.H.: CAD/CAM in Esthetic Dentistry. Quintessence, Seiten 205-215 (1996)
11. DeLong R., Douglas WH: Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. J Dent Res , Seiten 62, 32-36 (1983)
12. DIN EN ISO 4287: Geometrische Produktspezifikation (GPS) – Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren - Benennungen, Definitionen und Kenngrößen der Oberflächenbeschaffenheit (ISO 4287:1997 + Cor 1:1998+ Cor 2:2005+ Amd 1:2009); Deutsche Fassung EN ISO 4287: 1998+ AC:2008+ A1:2009. Deutsches Institut für Normung. Berlin: Beuth (2009)
13. Dolić D.: Statistik mit R. Oldernbourg Wissenschaftsverlag, Seite 70 (2004)
14. Eichner K., Kappert HF.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, Grundlagen und ihre Verarbeitung, Seite 330 (2005)
15. Falkensammer F.: Vollkeramik- und Adhäsivtechnik, Seiten 6, 24
<http://www.medunigraz.at/zahnklinik/Download/AdhaesivskriptEndfassung.pdf>
Stand: 11.07.2013 um 22: 50
16. Geis-Gerstorfer J., Kanjantra P.: Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, Seiten 4, 618-621 (1992)
17. Marxkors R., Meiners H., Geis-Gerstorf J.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, Seite 168 (2008)
18. Geller W., Herrmann R., Kohler W., Kühn T., Sieber C., Suçkert R., Funktionelle Frontzahn-Ästhetik (1990)
19. Hahn R., Löst C.: Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, Seiten 47, 659-664 (1992)
20. Hajtó J.: Reduktion des Frakturrisikos vollkeramischer Restaurationen durch die Verwendung von Lithiumdisilikat. ZMK, Seiten 1-5 (2009)

21. Heintze S.D., Zimmerli B., Relevanz von In-Vitro-Untersuchungen von Adhäsiv- und Kompositmaterialien, Seite 805 (2011)
22. Henze N.: Stochastik für Einsteiger. Vieweg + Teubner 8. Auflage, Seiten 321-325 (2011)
23. Hinz S.: Vergleich der Randqualitäten von Kompositfüllungen, Inserts und adhäsiven Inlays in ausgedehnten Seitenzahnkavitäten vor und nach Belastungstests. Dissertation, Universität Berlin, Seite 70 (2006)
24. Hoppert H.: Verbundkonstruktionen Keramik-Metall und Keramik -Kunststoff, ETEC Gesellschaft für Technische Keramik mbH Siegburg, Seiten 104-107
25. Kappert H.F.: Dentalkeramik. In: Voss R, Meiners H (Hrsg.). Fortschritte in der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Hanser Verlag, München, Seiten 341-388 (1989)
26. Kappert H.F.: Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. Z. M. 93, Nr.7: Seiten 802-806 (2003)
27. Kenter M.: Laborskript Fertigungsmesstechnik. Hochschule Bremen, Seite 35 (2009)
http://www.hs-bre-men.de/internet/einrichtungen/fakultaeten/f5/abt1/forschung/abore/fertigungstechnik/skript_messtechnik_2009.pdf
28. Kern M., Kohal R.J., Pospiech P., Frankenberger R., Reiss B., Wiedhahn K., Kunzelmann K.H.: Vollkeramik auf einen Blick, Seiten 10, 19-29, 75 (2012)
29. Kern M.: Vollkeramik auf einen Blick, Quintessenz Zahntech, 32 (5), Seite 516 (2006)
30. Kohorst P., Dittmer M.P., Stiesch M.: Welche Faktoren beeinflussen die Belastbarkeit von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid? DIGITAL_DENTAL.NEWS, 3. Jahrgang, (04/2009)
31. Kohorst P.: Experimentelle In-Vitro- Untersuchung zur Belastbarkeit viergliedriger Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumdioxid. Dissertation, Hannover, Seiten 1-2, 62, 71 (2007)
32. Komatsu M., Finger W.J.: Dentin bonding agents: correlation of early bond strength with margin gaps. Dent Mater, Seiten 2, 257-262 (1986)

33. Körber K.H., Ludwig K.: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Labor, Seiten 31, 55 (1983)
34. Krammer R.: Medizintechnik: Verfahren, Systeme, Informationsverarbeitung. Springer-Verlag, Seite 450 (2002)
35. Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M.: An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems.1. A computer-controlled mastication simulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed Seiten 100, 953-960 (1990)
36. Niekusch U: Unabhängige Patientenberatung Deutschland (UPD), Zahnthema kompakt, Zahnfüllungen, Zahnärztliche Kompetenzstelle Heidelberg, Seite 9 (08/2008),
37. Oestreich M., Romberg O.: Keine Panik vor Statistik! Erfolg und Spaß im Horrorfach nichttechnischer Studiengänge. Springer Spektrum, Seite 214 (2012)
38. Perthometer. Oberflächen-Kenngrößen. Göttingen: Mahr GmbH, Seite 7 (09/1999)
39. Pospiech P., Tinschert J., Raigrodski A.: Keramik – Vollkeramik. Ein Kompendium für keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin 3M ESPE, Seiten 11-13, (2004)
40. Reeh E.S., Douglas W.H., Levine M.J. (1995) Lubrication of human and bovine enamel compared in an artificial mouth Arch Oral Bio, Seiten 40, 1063-1072
41. Schmalz G., Federlin M., Geurtsen W.: Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 49: Seiten 197-240 (1994)
42. Stock T.V.: Vergleichende Untersuchungen zu Zwei – Medien – Abrasion an den Kompositen Artglass®, Arabesk Top®, Diamond Lite®, Sinfony®. Dissertation, Universität Tübingen , Seiten 33, 56-57(2008)
43. VITABLOCS for CEREC/in Lab: Verarbeitungsanleitung, 1455D-0512 (5), Seite 7 (2012)
44. VITABLOCS. Gebrauchsinformation, 1594D-0209 (2), Seite 4 (2009)

45. VITA CAD-Temp for in Lab, Verarbeitungsanleitung, Seite 4, (03/2007)
http://www.zahntechnik-korte.de/Fachartikel/CAD_Temp_Handbuch.pdf
Stand: 11.07.2013 um 22: 55
46. VOCO DIE DENTALISTEN Wissenschaftliche Produktinformation Grandio/Grandio Flow VC 84 001810 De 079 V, Seiten 17-18
47. Wassell R.W., Mc Cabe J.E., Walls A.W.G.: Wear characteristics in a two body wear test Dent Res 73 (9), Seiten 1546-1553 (1994)
48. Witkowski S.: Hightech-Biokeramiken für die Zukunft. Quintessenz Zahntech 32, 1, Seiten 66–76 (2006)

9 ANHANG

9.1 Messwerte der Prüfkörper mittels einer Schieblehre der **ersten Serie**:

9.1.1 CAD-Temp

Material CAD-Temp	Prüfkörper- nummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	1	1	20,00	3,92	1,16	
	1	2	20,06	3,94	1,13	
	1	3	19,98	3,98	1,12	
			20,01	3,95	1,14	Mittelwert
	2	1	19,99	3,99	1,15	
	2	2	20,01	3,92	1,16	
	2	3	19,97	3,99	1,19	
			19,99	3,97	1,17	Mittelwert
	3	1	19,93	3,96	1,17	
	3	2	19,98	3,99	1,18	
	3	3	20,01	4,00	1,18	
			19,97	3,98	1,18	Mittelwert
	4	1	19,87	3,93	1,14	
	4	2	19,88	3,96	1,13	
	4	3	19,92	3,99	1,11	
			19,89	3,96	1,13	Mittelwert
	5	1	19,84	4,01	1,16	
	5	2	19,92	3,99	1,16	
	5	3	19,80	4,00	1,16	
			19,85	4,00	1,16	Mittelwert
	6	1	19,99	3,96	1,20	
	6	2	19,92	3,95	1,18	
	6	3	19,95	4,01	1,23	
			19,95	3,97	1,20	Mittelwert
	7	1	19,97	4,01	1,18	
	7	2	20,11	3,98	1,14	
	7	3	20,05	4,02	1,18	
			20,04	4,00	1,17	Mittelwert
	8	1	19,91	3,99	1,15	
	8	2	19,99	3,99	1,17	
	8	3	19,93	4,00	1,19	
			19,94	3,99	1,17	Mittelwert
	9	1	19,95	3,91	1,16	
	9	2	19,97	4,00	1,12	
	9	3	19,99	3,98	1,15	
			19,97	3,96	1,14	Mittelwert
Material	Prüfkörper-	Messungen	Länge	Bereite	Dicke	

CAD-Temp	nummer		[mm]	[mm]	[mm]	
	10	1	19,95	3,97	1,16	
	10	2	19,98	3,94	1,17	
	10	3	20,01	3,97	1,12	
			19,98	3,96	1,15	Mittelwert
	11	1	20,01	4,08	1,15	
	11	2	20,07	3,96	1,16	
	11	3	20,09	3,95	1,15	
			20,06	4,00	1,15	Mittelwert
	12	1	19,88	3,98	1,19	
	12	2	19,82	3,91	1,17	
	12	3	19,76	3,94	1,10	
			19,82	3,94	1,15	Mittelwert
	13	1	20,12	4,03	1,19	
	13	2	20,04	3,95	1,17	
	13	3	20,11	4,00	1,18	
			20,09	3,99	1,18	Mittelwert
	14	1	19,94	3,98	1,18	
	14	2	20,09	3,98	1,16	
	14	3	20,03	3,99	1,14	
			20,02	3,98	1,16	Mittelwert
	15	1	19,96	4,02	1,16	
	15	2	20,01	3,98	1,19	
	15	3	19,97	3,94	1,19	
			19,98	3,98	1,18	Mittelwert
	16	1	20,01	3,98	1,17	
	16	2	20,04	4,02	1,17	
	16	3	19,99	4,01	1,18	
			20,01	4,00	1,17	Mittelwert
	17	1	20,03	4,01	1,16	
	17	2	20,02	3,96	1,17	
	17	3	19,99	3,98	1,19	
			20,01	3,98	1,17	Mittelwert
	18	1	19,96	4,01	1,18	
	18	2	19,98	3,93	1,17	
	18	3	19,90	4,00	1,17	
			19,95	3,98	1,17	Mittelwert
	19	1	19,94	4,01	1,14	
	19	2	19,98	3,98	1,11	
	19	3	20,00	3,94	1,15	
			19,97	3,98	1,13	Mittelwert
	20	1	19,91	4,00	1,16	
	20	2	19,82	3,97	1,17	
	20	3	19,81	3,97	1,17	
			19,85	3,98	1,17	Mittelwert

9.1.2 RIC

Material RIC	Prüfkörpernummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	1	1	18,57	4,01	1,22	
	1	2	18,55	4,01	1,19	
	1	3	18,59	3,99	1,19	
			18,57	4,00	1,20	Mittelwert
	2	1	18,59	3,99	1,18	
	2	2	18,64	4,00	1,16	
	2	3	18,58	4,01	1,15	
			18,60	4,00	1,16	Mittelwert
	3	1	18,72	4,00	1,17	
	3	2	18,75	3,99	1,17	
	3	3	18,75	3,95	1,15	
			18,74	3,98	1,16	Mittelwert
	4	1	18,72	3,91	1,16	
	4	2	18,69	3,93	1,13	
	4	3	18,72	3,92	1,17	
			18,71	3,92	1,15	Mittelwert
	5	1	18,61	4,01	1,18	
	5	2	18,60	3,99	1,15	
	5	3	18,67	3,99	1,13	
			18,63	4,00	1,15	Mittelwert
	6	1	18,90	3,99	1,16	
	6	2	18,91	4,01	1,18	
	6	3	18,96	3,96	1,17	
			18,92	3,99	1,17	Mittelwert
	7	1	18,77	3,93	1,19	
	7	2	18,74	4,00	1,20	
	7	3	18,78	3,96	1,20	
			18,76	3,96	1,20	Mittelwert
	8	1	18,60	4,01	1,19	
	8	2	18,62	3,96	1,16	
	8	3	18,70	3,98	1,13	
			18,64	3,98	1,16	Mittelwert
	9	1	18,75	3,97	1,19	
	9	2	18,76	3,95	1,18	
	9	3	18,67	3,96	1,13	
			18,73	3,96	1,17	Mittelwert
	10	1	18,58	3,94	1,18	
	10	2	18,64	3,95	1,18	
	10	3	18,61	3,99	1,17	
			18,61	3,96	1,18	Mittelwert

Material RIC	Prüfkörpernummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	11	1	18,61	4,02	1,20	
	11	2	18,71	4,17	1,18	
	11	3	18,73	4,00	1,18	
			18,68	4,06	1,19	Mittelwert
	12	1	18,76	4,03	1,18	
	12	2	18,74	3,97	1,20	
	12	3	18,72	3,98	1,17	
			18,74	3,99	1,18	Mittelwert
	13	1	18,59	4,00	1,20	
	13	2	18,61	4,08	1,19	
	13	3	18,54	4,11	1,20	
			18,58	4,06	1,20	Mittelwert
	14	1	18,73	4,01	1,19	
	14	2	18,72	4,02	1,20	
	14	3	18,65	4,03	1,18	
			18,70	4,02	1,19	Mittelwert
	15	1	18,45	4,00	1,20	
	15	2	18,6	3,99	1,22	
	15	3	18,6	4,00	1,18	
			18,55	4,00	1,20	Mittelwert
	16	1	18,60	4,02	1,20	
	16	2	18,72	4,02	1,21	
	16	3	18,76	4,02	1,15	
			18,69	4,02	1,19	Mittelwert
	17	1	18,40	4,02	1,15	
	17	2	18,48	4,01	1,20	
	17	3	18,54	4,00	1,18	
			18,47	4,01	1,18	Mittelwert
	18	1	18,74	4,01	1,15	
	18	2	18,71	3,96	1,13	
	18	3	18,67	3,97	1,15	
			18,71	3,98	1,14	Mittelwert
	19	1	18,70	4,02	1,20	
	19	2	18,73	4,01	1,20	
	19	3	18,72	3,98	1,16	
			18,72	4,00	1,19	Mittelwert
	20	1	18,70	3,98	1,21	
	20	2	18,69	4,00	1,20	
	20	3	18,66	3,99	1,20	
			18,68	3,99	1,20	Mittelwert

9.1.3 Mark II

Material Mark II	Prüfkörper- Nummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	1	1	17,88	3,99	1,19	
	1	2	17,84	3,98	1,18	
	1	3	17,84	4,00	1,19	
			17,85	3,99	1,19	Mittelwert
	2	1	17,93	4,04	1,21	
	2	2	17,91	4,06	1,20	
	2	3	17,96	4,01	1,21	
			17,93	4,04	1,21	Mittelwert
	3	1	21,35	4,01	1,17	
	3	2	21,34	4,09	1,18	
	3	3	21,34	4,07	1,11	
			21,34	4,06	1,15	Mittelwert
	4	1	20,61	4,00	1,14	
	4	2	20,71	4,07	1,16	
	4	3	20,73	4,06	1,18	
			20,68	4,04	1,16	Mittelwert
	5	1	21,37	3,96	1,14	
	5	2	21,38	4,05	1,11	
	5	3	21,38	4,00	1,16	
			21,38	4,00	1,14	Mittelwert
	6	1	17,79	4,09	1,18	
	6	2	17,83	4,08	1,21	
	6	3	17,82	4,09	1,19	
			17,81	4,09	1,19	Mittelwert
	7	1	21,18	3,98	1,14	
	7	2	21,21	4,02	1,16	
	7	3	21,19	4,01	1,13	
			21,19	4,00	1,14	Mittelwert
	8	1	21,41	4,00	1,13	
	8	2	21,45	4,02	1,14	
	8	3	21,43	3,98	1,16	
			21,43	4,00	1,14	Mittelwert
	9	1	21,41	3,97	1,21	
	9	2	21,43	4,15	1,22	
	9	3	21,39	4,11	1,21	
			21,41	4,08	1,21	Mittelwert
	10	1	21,41	4,02	1,19	
	10	2	21,46	4,04	1,15	
	10	3	21,40	4,03	1,17	
			21,42	4,03	1,17	Mittelwert

Material Mark II	Prüfkörper- Nummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	11	1	20,64	3,98	1,20	
	11	2	20,60	3,97	1,21	
	11	3	20,60	3,99	1,19	
			20,61	3,98	1,20	Mittelwert
	12	1	21,30	4,00	1,16	
	12	2	21,35	4,01	1,14	
	12	3	21,36	3,93	1,12	
			21,34	3,98	1,14	Mittelwert
	13	1	20,65	3,99	1,19	
	13	2	20,64	4,02	1,15	
	13	3	20,65	3,98	1,18	
			20,65	4,00	1,17	Mittelwert
	14	1	21,37	3,96	1,18	
	14	2	21,38	4,09	1,17	
	14	3	21,45	3,97	1,14	
			21,40	4,01	1,16	Mittelwert
	15	1	20,46	3,96	1,17	
	15	2	20,43	3,99	1,19	
	15	3	20,40	4,00	1,14	
			20,43	3,98	1,17	Mittelwert
	16	1	20,76	3,99	1,16	
	16	2	20,72	3,99	1,15	
	16	3	20,67	3,96	1,17	
			20,72	3,98	1,16	Mittelwert
	17	1	21,31	4,05	1,17	
	17	2	21,38	4,02	1,19	
	17	3	21,41	4,05	1,19	
			21,37	4,04	1,18	Mittelwert
	18	1	20,49	3,97	1,14	
	18	2	20,52	3,96	1,15	
	18	3	20,53	3,96	1,11	
			20,51	3,96	1,13	Mittelwert
	19	1	21,33	3,95	1,16	
	19	2	21,28	3,99	1,15	
	19	3	21,29	3,95	1,17	
			21,30	3,96	1,16	Mittelwert
	20	1	21,32	3,95	1,13	
	20	2	21,34	3,98	1,10	
	20	3	21,33	3,93	1,15	
			21,33	3,95	1,13	Mittelwert

9.2 Messwerte des Prüfkörpers mittels einer Schieblehre der zweiten Serie:

9.2.1 CAD-Temp

Material CAD-Temp	Prüfkörper- nummer	Messun- gen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	1	1	20,05	4,02	1,20	
	1	2	20,06	4,02	1,22	
	1	3	19,98	3,99	1,20	
			20,03	4,01	1,21	Mittelwert
	2	1	19,99	4,07	1,21	
	2	2	20,01	4,06	1,23	
	2	3	19,97	4,04	1,21	
			19,99	4,06	1,22	Mittelwert
	3	1	20,10	3,96	1,17	
	3	2	20,11	3,99	1,18	
	3	3	20,05	3,98	1,18	
			20,09	3,98	1,18	Mittelwert
	4	1	19,87	4,98	1,15	
	4	2	19,88	4,01	1,17	
	4	3	19,92	3,99	1,18	
			19,89	4,33	1,17	Mittelwert
	5	1	19,96	4,03	1,19	
	5	2	20,02	3,99	1,19	
	5	3	19,99	4,00	1,19	
			19,99	4,01	1,19	Mittelwert
	6	1	20,05	4,09	1,20	
	6	2	20,06	4,10	1,21	
	6	3	20,03	4,10	1,24	
			20,05	4,10	1,22	Mittelwert
	7	1	19,97	4,01	1,18	
	7	2	20,11	3,98	1,19	
	7	3	20,05	4,02	1,18	
			20,04	4,00	1,18	Mittelwert
	8	1	19,91	4,02	1,17	
	8	2	20,02	4,06	1,20	
	8	3	20,04	4,03	1,18	
			19,99	4,04	1,18	Mittelwert
	9	1	20,14	4,01	1,21	
	9	2	20,21	4,00	1,22	
	9	3	20,26	4,04	1,20	
			20,20	4,02	1,21	Mittelwert
	10	1	20,10	4,04	1,21	
	10	2	20,09	4,02	1,19	
	10	3	20,10	4,06	1,21	
			20,10	4,04	1,20	Mittelwert

Material CAD-Temp	Prüfkörper- nummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	11	1	20,04	4,01	1,20	
	11	2	20,02	4,03	1,21	
	11	3	20,07	4,02	1,22	
			20,04	4,02	1,21	Mittelwert
	12	1	20,06	4,04	1,20	
	12	2	20,04	4,08	1,22	
	12	3	20,02	3,99	1,23	
			20,04	4,04	1,22	Mittelwert
	13	1	20,12	4,05	1,19	
	13	2	20,04	4,07	1,23	
	13	3	20,11	4,05	1,22	
			20,09	4,06	1,21	Mittelwert
	14	1	20,02	3,98	1,19	
	14	2	20,13	3,91	1,21	
	14	3	19,99	3,99	1,22	
			20,05	3,96	1,21	Mittelwert
	15	1	20,00	4,02	1,17	
	15	2	20,02	3,98	1,17	
	15	3	20,08	4,00	1,17	
			20,03	4,00	1,17	Mittelwert
	16	1	20,01	3,98	1,19	
	16	2	20,04	4,02	1,20	
	16	3	19,99	4,01	1,18	
			20,01	4,00	1,19	Mittelwert
	17	1	20,03	4,01	1,18	
	17	2	20,02	3,96	1,20	
	17	3	19,99	3,98	1,20	
			20,01	3,98	1,19	Mittelwert
	18	1	20,07	4,01	1,18	
	18	2	20,05	4,03	1,20	
	18	3	20,06	4,04	1,21	
			20,06	4,03	1,20	Mittelwert
	19	1	20,15	4,01	1,16	
	19	2	20,16	4,00	1,20	
	19	3	20,12	4,01	1,17	
			20,14	4,01	1,18	Mittelwert
	20	1	20,09	4,00	1,22	
	20	2	20,08	4,04	1,19	
	20	3	20,07	4,05	1,21	
			20,08	4,03	1,21	Mittelwert

Material CAD-Temp	Prüfkörper- nummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	21	1	20,04	4,01	1,18	
	21	2	20,02	4,03	1,18	
	21	3	20,07	4,02	1,18	
			20,04	4,02	1,18	Mittelwert
	22	1	20,06	4,04	1,15	
	22	2	20,04	4,01	1,20	
	22	3	20,02	3,99	1,17	
			20,04	4,01	1,17	Mittelwert
	23	1	20,07	4,05	1,21	
	23	2	20,00	4,07	1,23	
	23	3	20,11	4,05	1,22	
			20,06	4,06	1,22	Mittelwert
	24	1	20,06	3,98	1,19	
	24	2	20,13	3,97	1,21	
	24	3	19,99	4,00	1,22	
			20,06	3,98	1,21	Mittelwert
	25	1	20,18	4,00	1,17	
	25	2	20,02	3,98	1,18	
	25	3	20,08	3,97	1,18	
			20,09	3,98	1,18	Mittelwert
	26	1	20,01	4,00	1,21	
	26	2	20,04	4,02	1,22	
	26	3	19,99	4,01	1,23	
			20,01	4,01	1,22	Mittelwert
	27	1	20,03	4,01	1,21	
	27	2	20,07	3,96	1,20	
	27	3	20,19	3,98	1,22	
			20,10	3,98	1,21	Mittelwert
	28	1	20,01	3,97	1,15	
	28	2	20,03	3,92	1,20	
	28	3	20,00	4,04	1,20	
			20,01	3,98	1,18	Mittelwert
	29	1	20,15	4,05	1,19	
	29	2	20,16	4,06	1,22	
	29	3	20,14	4,07	1,20	
			20,15	4,06	1,20	Mittelwert
	30	1	20,09	4,00	1,20	
	30	2	20,08	4,00	1,16	
	30	3	20,07	3,94	1,17	
			20,08	3,98	1,18	Mittelwert

9.2.3 RIC

Material RIC	Prüfkörpernummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	1	1	18,92	4,01	1,29	
	1	2	18,84	4,01	1,25	
	1	3	18,99	3,99	1,24	
			18,92	4,00	1,26	Mittelwert
	2	1	18,84	4,04	1,22	
	2	2	19,02	4,00	1,24	
	2	3	18,58	4,01	1,25	
			18,81	4,02	1,24	Mittelwert
	3	1	19,02	4,40	1,20	
	3	2	19,01	4,06	1,21	
	3	3	18,75	4,02	1,20	
			18,93	4,16	1,20	Mittelwert
	4	1	18,95	4,03	1,21	
	4	2	18,93	3,99	1,21	
	4	3	18,84	3,93	1,19	
			18,91	3,98	1,20	Mittelwert
	5	1	18,98	4,01	1,19	
	5	2	18,91	3,99	1,19	
	5	3	18,67	3,99	1,19	
			18,85	4,00	1,19	Mittelwert
	6	1	19,00	3,99	1,24	
	6	2	19,20	4,01	1,24	
	6	3	19,11	3,99	1,28	
			19,10	4,00	1,25	Mittelwert
	7	1	19,04	3,93	1,19	
	7	2	19,07	3,99	1,19	
	7	3	19,03	3,96	1,17	
			19,05	3,96	1,18	Mittelwert
	8	1	18,79	4,03	1,15	
	8	2	18,62	4,02	1,17	
	8	3	19,00	4,04	1,15	
			18,80	4,03	1,16	Mittelwert
	9	1	18,93	4,06	1,20	
	9	2	19,00	4,07	1,21	
	9	3	18,67	4,01	1,23	
			18,87	4,05	1,21	Mittelwert
	10	1	19,03	4,04	1,21	
	10	2	19,06	4,07	1,19	
	10	3	18,99	4,01	1,21	
			19,03	4,04	1,20	Mittelwert

Material RIC	Prüfkörpernummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	11	1	18,75	4,10	1,18	
	11	2	18,71	4,06	1,21	
	11	3	18,68	4,09	1,23	
			18,71	4,08	1,21	Mittelwert
	12	1	19,11	4,01	1,25	
	12	2	19,08	4,06	1,25	
	12	3	19,10	4,03	1,20	
			19,10	4,03	1,23	Mittelwert
	13	1	18,72	4,07	1,22	
	13	2	18,71	4,02	1,21	
	13	3	18,69	4,03	1,22	
			18,71	4,04	1,22	Mittelwert
	14	1	18,95	4,04	1,24	
	14	2	19,08	4,03	1,24	
	14	3	19,00	4,04	1,22	
			19,01	4,04	1,23	Mittelwert
	15	1	18,84	4,01	1,21	
	15	2	18,87	3,97	1,22	
	15	3	18,83	3,99	1,23	
			18,85	3,99	1,22	Mittelwert
	16	1	18,83	3,93	1,22	
	16	2	18,92	4,01	1,23	
	16	3	18,92	3,99	1,22	
			18,89	3,98	1,22	Mittelwert
	17	1	18,96	3,95	1,17	
	17	2	18,95	3,93	1,18	
	17	3	19,13	3,93	1,20	
			19,01	3,94	1,18	Mittelwert
	18	1	19,03	3,89	1,16	
	18	2	19,06	4,01	1,17	
	18	3	19,12	3,98	1,17	
			19,07	3,96	1,17	Mittelwert
	19	1	18,92	4,00	1,20	
	19	2	18,89	4,05	1,21	
	19	3	18,92	4,05	1,20	
			18,91	4,03	1,20	Mittelwert
	20	1	18,85	3,96	1,16	
	20	2	18,8	3,98	1,16	
	20	3	18,73	4,02	1,21	
			18,79	3,99	1,18	Mittelwert

Material RIC	Prüfkörpernummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	21	1	18,82	4,40	1,19	
	21	2	18,89	4,05	1,20	
	21	3	18,88	4,07	1,23	
			18,86	4,17	1,21	Mittelwert
	22	1	18,98	3,96	1,21	
	22	2	19,01	3,97	1,15	
	22	3	19,98	4,01	1,17	
			19,32	3,98	1,18	Mittelwert
	23	1	18,89	4,03	1,21	
	23	2	18,93	4,06	1,22	
	23	3	18,86	4,02	1,24	
			18,89	4,04	1,22	Mittelwert
	24	1	19,07	3,96	1,24	
	24	2	19,05	4,00	1,22	
	24	3	18,99	4,03	1,19	
			19,04	4,00	1,22	Mittelwert
	25	1	18,91	4,05	1,25	
	25	2	19,03	4,03	1,24	
	25	3	19,01	4,05	1,23	
			18,98	4,04	1,24	Mittelwert
	26	1	18,99	4,01	1,15	
	26	2	19,02	3,97	1,16	
	26	3	18,95	3,92	1,16	
			18,99	3,97	1,16	Mittelwert
	27	1	19,01	4,04	1,29	
	27	2	18,93	4,02	1,26	
	27	3	18,99	3,98	1,26	
			18,98	4,01	1,27	Mittelwert
	28	1	18,85	4,02	1,20	
	28	2	18,80	3,97	1,22	
	28	3	18,80	3,95	1,21	
			18,82	3,98	1,21	Mittelwert
	29	1	18,90	3,99	1,17	
	29	2	18,80	3,97	1,19	
	29	3	18,84	3,95	1,15	
			18,85	3,97	1,17	Mittelwert
	30	1	18,87	4,06	1,26	
	30	2	18,99	4,00	1,27	
	30	3	18,93	4,00	1,26	
			18,93	4,02	1,26	Mittelwert

9.2.4 Mark II

Material Mark II	Prüfkörper- nummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	1	1	17,88	3,99	1,19	
	1	2	17,84	3,98	1,18	
	1	3	17,84	4,00	1,19	
			17,85	3,99	1,19	Mittelwert
	2	1	17,93	4,04	1,21	
	2	2	17,91	4,06	1,20	
	2	3	17,96	4,01	1,21	
			17,93	4,04	1,21	Mittelwert
	3	1	17,83	4,04	1,18	
	3	2	17,85	4,05	1,17	
	3	3	17,81	4,04	1,18	
			17,83	4,04	1,18	Mittelwert
	4	1	17,76	3,97	1,20	
	4	2	17,84	4,03	1,19	
	4	3	17,86	4,04	1,20	
			17,82	4,01	1,20	Mittelwert
	5	1	17,90	4,06	1,21	
	5	2	17,89	4,01	1,22	
	5	3	17,84	4,08	1,21	
			17,88	4,05	1,21	Mittelwert
	6	1	17,79	4,09	1,18	
	6	2	17,83	4,08	1,21	
	6	3	17,82	4,09	1,19	
			17,81	4,09	1,19	Mittelwert
	7	1	17,90	4,07	1,18	
	7	2	17,73	4,06	1,20	
	7	3	17,75	3,99	1,19	
			17,79	4,04	1,19	Mittelwert
	8	1	17,82	4,02	1,15	
	8	2	17,89	4,04	1,17	
	8	3	17,83	4,02	1,18	
			17,85	4,03	1,17	Mittelwert
	9	1	17,74	4,10	1,21	
	9	2	17,86	4,04	1,22	
	9	3	17,72	4,07	1,20	
			17,77	4,07	1,21	Mittelwert
	10	1	17,97	3,95	1,20	
	10	2	17,98	3,99	1,22	
	10	3	17,78	3,99	1,22	
			17,91	3,98	1,21	Mittelwert

Material Mark II	Prüfkörper- nummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	11	1	17,86	4,01	1,20	
	11	2	17,94	4,08	1,21	
	11	3	17,91	4,08	1,21	
			17,90	4,06	1,21	Mittelwert
	12	1	17,84	4,06	1,18	
	12	2	17,86	4,08	1,20	
	12	3	17,88	3,99	1,19	
			17,86	4,04	1,19	Mittelwert
	13	1	17,95	4,04	1,23	
	13	2	17,98	4,09	1,24	
	13	3	17,89	4,04	1,23	
			17,94	4,06	1,23	Mittelwert
	14	1	17,88	4,00	1,21	
	14	2	17,85	4,03	1,22	
	14	3	17,82	4,04	1,23	
			17,85	4,02	1,22	Mittelwert
	15	1	17,83	3,96	1,20	
	15	2	17,86	4,05	1,21	
	15	3	17,84	4,06	1,18	
			17,84	4,02	1,20	Mittelwert
	16	1	17,91	4,02	1,19	
	16	2	17,89	4,05	1,19	
	16	3	17,88	4,03	1,20	
			17,89	4,03	1,19	Mittelwert
	17	1	17,87	3,99	1,19	
	17	2	17,87	4,01	1,18	
	17	3	17,92	4,03	1,19	
			17,89	4,01	1,19	Mittelwert
	18	1	17,86	4,06	1,21	
	18	2	17,69	4,02	1,21	
	18	3	17,76	4,00	1,22	
			17,77	4,03	1,21	Mittelwert
	19	1	17,75	3,99	1,28	
	19	2	17,94	4,06	1,26	
	19	3	17,95	3,99	1,25	
			17,88	4,01	1,26	Mittelwert
	20	1	17,89	4,03	1,18	
	20	2	17,88	4,06	1,19	
	20	3	17,82	4,01	1,21	
			17,86	4,03	1,19	Mittelwert

Material Mark II	Prüfkörper- nummer	Messungen	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]	
	21	1	17,91	4,06	1,19	
	21	2	17,94	4,02	1,18	
	21	3	17,90	4,00	1,20	
			17,92	4,03	1,19	Mittelwert
	22	1	17,82	4,01	1,21	
	22	2	17,89	4,07	1,25	
	22	3	17,85	4,05	1,24	
			17,85	4,04	1,23	Mittelwert
	23	1	17,66	4,06	1,16	
	23	2	17,87	4,08	1,15	
	23	3	17,87	4,09	1,17	
			17,80	4,08	1,16	Mittelwert
	24	1	17,92	4,01	1,18	
	24	2	17,87	3,99	1,19	
	24	3	17,91	3,99	1,17	
			17,90	4,00	1,18	Mittelwert
	25	1	17,71	3,99	1,19	
	25	2	17,79	4,04	1,17	
	25	3	17,84	4,00	1,20	
			17,78	4,01	1,19	Mittelwert
	26	1	17,80	3,96	1,21	
	26	2	17,86	4,05	1,20	
	26	3	17,85	4,06	1,18	
			17,84	4,02	1,20	Mittelwert
	27	1	17,91	4,02	1,19	
	27	2	17,89	4,05	1,17	
	27	3	17,88	4,03	1,16	
			17,89	4,03	1,17	Mittelwert
	28	1	17,87	3,99	1,22	
	28	2	17,87	4,01	1,20	
	28	3	17,92	4,03	1,19	
			17,89	4,01	1,20	Mittelwert
	29	1	17,86	4,06	1,22	
	29	2	17,69	4,02	1,24	
	29	3	17,76	4,00	1,22	
			17,77	4,03	1,23	Mittelwert
	30	1	17,75	3,99	1,19	
	30	2	17,94	4,06	1,20	
	30	3	17,95	3,99	1,19	
			17,88	4,01	1,19	Mittelwert

9.3 Messwerte nach Messung mit digitaler Schieblehre **der zweiten Serie**

CAD-Temp				RIC				Mark II			
	Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]		Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]		Länge [mm]	Bereite [mm]	Dicke [mm]
1	20,03	4,01	1,21	1	18,92	4,00	1,26	1	17,85	3,99	1,19
2	19,99	4,06	1,22	2	18,81	4,02	1,24	2	17,93	4,04	1,21
3	20,09	3,98	1,18	3	18,93	4,16	1,20	3	17,83	4,04	1,18
4	19,89	4,33	1,17	4	18,91	3,98	1,20	4	17,82	4,01	1,20
5	19,99	4,01	1,19	5	18,85	4,00	1,19	5	17,88	4,05	1,21
6	20,05	4,10	1,22	6	19,10	4,00	1,25	6	17,82	4,09	1,19
7	20,04	4,00	1,18	7	19,05	3,96	1,18	7	17,79	4,04	1,19
8	19,99	4,04	1,18	8	18,80	4,03	1,16	8	17,85	4,03	1,17
9	20,20	4,02	1,21	9	18,87	4,05	1,21	9	17,77	4,07	1,21
10	20,10	4,04	1,20	10	19,03	4,04	1,20	10	17,91	3,98	1,21
11	20,04	4,02	1,21	11	18,71	4,08	1,21	11	17,90	4,06	1,21
12	20,04	4,04	1,22	12	19,10	4,03	1,23	12	17,86	4,04	1,19
13	20,09	4,06	1,21	13	18,71	4,04	1,22	13	17,94	4,06	1,23
14	20,05	3,96	1,21	14	19,01	4,04	1,23	14	17,85	4,02	1,22
15	20,03	4,00	1,17	15	18,85	3,99	1,22	15	17,84	4,02	1,20
16	20,01	4,00	1,19	16	18,89	3,98	1,22	16	17,89	4,03	1,19
17	20,01	3,98	1,19	17	19,01	3,94	1,18	17	17,89	4,01	1,19
18	20,06	4,03	1,20	18	19,07	3,96	1,17	18	17,77	4,03	1,21
19	20,14	4,01	1,18	19	18,91	4,03	1,20	19	17,88	4,01	1,26
20	20,08	4,03	1,21	20	18,79	3,99	1,18	20	17,86	4,03	1,19
21	20,04	4,02	1,18	21	18,86	4,17	1,21	21	17,92	4,03	1,19
22	20,04	4,01	1,17	22	19,32	3,98	1,18	22	17,85	4,04	1,23
23	20,06	4,06	1,22	23	18,89	4,04	1,22	23	17,80	4,08	1,16
24	20,06	3,98	1,21	24	19,04	4,00	1,22	24	17,90	4,00	1,18
25	20,09	3,98	1,18	25	18,98	4,04	1,24	25	17,78	4,01	1,19
26	20,01	4,01	1,22	26	18,99	3,97	1,16	26	17,84	4,02	1,20
27	20,10	3,98	1,21	27	18,98	4,01	1,27	27	17,89	4,03	1,17
28	20,01	3,98	1,18	28	18,82	3,98	1,21	28	17,89	4,01	1,20
29	20,15	4,06	1,20	29	18,85	3,97	1,17	29	17,77	4,03	1,23
30	20,08	3,98	1,18	30	18,93	4,02	1,26	30	17,88	4,01	1,19
standardabweichung			0,02	standardabweichung			0,03	standardabweichung			0,02

9.4 Reihenfolge der Prüfkörper

Zweite Serie *die zu prüfenden Prüfkörper sind farbig markiert

Mark II, Gruppe 1:

23	23
3	3
8	8
27	27
24	24

Kausimulator Richtung:



Mark II, Gruppe 2:

18	18
4	4
15	15
26	26
28	28

Kausimulator Richtung:



Mark II, Gruppe 3:

18	18
1	1
6	6
7	7
28	28

Kausimulator Richtung:



Mark II, Gruppe

18	18
12	12
16	16
17	17
28	28

Kausimulator Richtung:



Mark II, Gruppe 5:

18	18
20	20
21	21
25	25
28	28

Kausimulator Richtung:



30	30
----	----

als Reserve falls 18 oder 28 beschädigt geworden wären

CAD-Temp, Gruppe 1:

9	9
10	10
18	18
29	29
20	20

Kausimulator Richtung:



CAD-Temp, Gruppe 2:

9	9
5	5
16	16
17	17
20	20

Kausimulator Richtung:



CAD-Temp, Gruppe 3:

9	9
3	3
7	7
8	8
20	20

Kausimulator Richtung:



CAD-Temp, Gruppe 4:

9	9
19	19
21	21
25	25
20	20

Kausimulator Richtung:



CAD-Temp, Gruppe 5:

28	28
4	4
15	15
22	22
30	30

Kausimulator Richtung:



6	6
---	---

als Reserve falls 9 oder 20 beschädigt geworden wären

RIC, Gruppe 1:

18	18
17	17
20	20
22	22
29	29

Kausimulator Richtung:



RIC, Gruppe 2:

18	18
3	3
5	5
7	7
29	29

Kausimulator Richtung:



RIC, Gruppe 3:

18	18
----	----

4	4
10	10
19	19
29	29

RIC, Gruppe 4:

18	18
11	11
21	21
28	28
29	29

RIC, Gruppe 5:

18	18
13	13
15	15
16	16
29	29

Erste Serie

Mark II, Gruppe 2:

*	*
10	10
13	13
15	15
°	°

Kausimulator Richtung:



Nach 1000Zyklen im Kausimulator:

10	10
13	13
15	15
°	°

An der linken Ecke fehlt ein Dreieck 

Unauffällig

An der Bahn auffällige Beschädigungen

Zerstört

Mark II, Gruppe 3:

*	*
7	7
8	8
12	12
18	18

Kausimulator Richtung:



Nach 1000 Zyklen im Kausimulator:

7	7
8	8
12	12
18	18

Am Bahnende auffällige Beschädigungen 

Am Bahnende auffällige Beschädigungen 

Unauffällig

An der rechten Ecke fehlt ein Dreieck 

Mark II, Gruppe 4:

*	*
14	14
16	16
19	19
18	18

Kausimulator Richtung:



Nach 1000 Zyklen im Kausimulator:

14		14
----	---	----

Am Bahnende auffällige Beschädigungen 

16		16
----	--	----

Unauffällig

19		19
----	--	----

Unauffällig

18		18 
----	--	--

An der rechten Ecke fehlt ein Dreieck 

CAD-Temp, Gruppe 1:

5		5
15		15
13		13
3		3
6		6

Kausimulator Richtung:



CAD-Temp, Gruppe 2:

20		20
18		18
17		17
16		16
6		6

Kausimulator Richtung:



CAD-Temp, Gruppe 3:

20		20
2		2
7		7
8		8
6		6

Kausimulator Richtung:



CAD-Temp, Gruppe 4:

20		20
10		10
11		11
12		12
6		6

Kausimulator Richtung:



RIC, Gruppe 1:

6		6
2		2
3		3
8		8

9	9
---	---

RIC, Gruppe 2:

6	6
10	10
12	12
17	17
9	9

RIC, Gruppe 3:

6	6
13	13
15	15
20	20
9	9

RIC, Gruppe 4:

6	6
11	11
14	14
16	16
9	9

Kausimulator Richtung:



Kausimulator Richtung:



Kausimulator Richtung:



Kausimulator Richtung:



9.5 Auswertung von P_t in $[\mu\text{m}]$

9.5.1 Mark II

Prüfkörper- Nummer	P_t Messungen			P_t Mittelwert $[\mu\text{m}]$		Standardabweichung S	
	1.	2.	3.			S $[\mu\text{m}]$	Mittelwert
3	6,96	6,98	9,13	7,69		1,25	
8	7,70	9,77	10,57	9,35		1,48	
27	10,53	6,76	6,60	7,96		2,22	
					8,33		1,66
4	10,93	10,97	12,71	11,54		1,02	
15	13,77	11,30	12,73	12,60		1,24	
26	15,46	11,05	12,74	13,08		2,22	
					12,41		1,53
1	13,28	12,05	11,48	12,27		0,92	
6	10,72	12,53	13,42	12,22		1,38	
7	10,05	10,63	9,58	10,09		0,53	
					11,53		1,39
17	11,31	11,00	11,12	11,14		0,16	
12	15,96	14,41	13,80	14,72		1,11	
16	10,38	12,39	9,92	10,90		1,31	
					12,25		2,05
20	14,39	10,74	9,00	11,38		2,75	
21	6,29	10,17	7,47	7,98		1,99	
25	9,58	9,07	9,18	9,28		0,27	
					9,54		2,26

Tabelle 9.1: Auswertung von P_t und Standardabweichung S

9.5.2 CAD-Temp

Prüfkörper- Nummer	P _t Messungen			P _t Mittelwert [µm]		Standardabweichung S	
	1.	2.	3.			S [µm]	Mittelwert
10	7,83	8,00	8,39	8,07		0,29	
18	5,44	4,33	4,65	4,81		0,57	
29	5,26	5,18	4,66	5,03		0,33	
					5,97		1,62
5	6,66	7,01	6,55	6,74		0,24	
16	5,40	5,49	8,08	6,32		1,52	
17	5,29	5,07	5,33	5,23		0,14	
					6,10		1,03
3	11,03	8,18	8,67	9,29		1,52	
7	8,51	8,83	8,92	8,75		0,22	
8	10,19	12,32	9,55	10,69		1,45	
					9,58		1,37
19	8,23	4,80	4,21	5,75		2,17	
21	7,36	8,76	7,26	7,79		0,84	
25	8,50	7,72	6,54	7,59		0,99	
					7,04		1,60
4	7,56	7,72	5,57	6,95		1,20	
15	5,71	5,81	5,92	5,81		0,11	
22	6,78	5,69	6,09	6,19		0,55	
					6,32		0,83

Tabelle 9.2: Auswertung von P_t und Standardabweichung S

9.5.3 RIC

Prüfkörper- Nummer	P _t -Messungen			P _t -Mittelwert [µm]		Standardabweichung S	
	1.	2.	3.			S [µm]	Mittelwert
17	6,59	7,33	7,77	7,23		0,60	
20	5,03	5,90	7,35	6,09		1,17	
22	7,27	9,48	8,08	8,28		1,12	
					7,20		1,28
3	11,20	14,53	13,01	12,91		1,67	
5	9,62	9,33	8,65	9,20		0,50	
7	9,11	9,09	8,82	9,01		0,16	
					10,37		2,10
4	8,79	7,12	8,29	8,07		0,86	
10	9,78	6,71	8,61	8,37		1,55	
19	8,65	10,98	11,08	10,24		1,38	
					8,89		1,51
11	7,49	6,85	7,17	7,17		0,32	
21	6,32	8,40	10,04	8,25		1,86	
28	7,29	9,85	8,07	8,40		1,31	
					7,94		1,29
13	6,56	7,40	8,54	7,50		0,99	
15	7,11	7,96	9,72	8,26		1,33	
16	5,83	7,58	6,61	6,67		0,88	
					7,48		1,16

Tabelle 9,3: Auswertung von P_t und Standardabweichung S

9.6 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse des Dreipunkt-Biegetests

9.6.1 Mark II

9.6.1.1 Im Ausgangszustand

Prüfkörper- Nummer	Breite [mm]	Höhe [mm]	Bruchlast F [N]	Biegefestigkeit σ [MPa]
5	4,05	1,21	26,03	85,60
9	4,07	1,21	29,38	96,14
10	3,98	1,21	30,46	101,93
11	4,06	1,21	30,75	100,87
13	4,06	1,23	35,91	114,00
14	4,02	1,24	27,19	85,78
19	4,01	1,26	35,97	110,18
22	4,04	1,23	28,14	89,78
29	4,03	1,23	35,06	112,13
30	4,01	1,19	21,95	75,38
Mittelwert	4,03	1,22	30,08	97,18

Tabelle 9,4: Mark II im Ausgangszustand

9.6.1.2 Nach 1000 Zyklen im Kausimulator

Prüfkörper- nummer	Breite[mm]	Höhe[mm]	Bruchlast F[N]	Biegefestigkeit σ [MPa]
3	4,04	1,18	28,4	98,45
8	4,03	1,17	27,34	96,64
27	4,03	1,17	30,41	107,49
4	4,01	1,2	27	91,18
15	4,02	1,2	29,12	98,09
26	4,02	1,2	30,72	103,48
1	3,99	1,19	28,84	99,53
6	4,09	1,19	27,48	92,52
7	4,04	1,19	31,55	107,54
12	4,04	1,19	-----	-----
16	4,03	1,19	24,07	82,25
17	4,01	1,19	28,59	98,18
20	4,03	1,19	29,36	100,32
21	4,03	1,19	28,56	97,59
25	4,01	1,19	29,51	101,34
Mittelwert	4,03	1,19	28,64	98,19

Tabelle 9,5: Mark II nach 1000 Zyklen

9.6.2 CAD-Temp

9.6.2.1 Biegefestigkeit im Ausgangszustand

Prüfkörper- nummer	Breite [mm]	Höhe [mm]	Bruchlast F[N]	Biegefestigkeit σ [MPa]
1	4,01	1,21	27,86	92,53
2	4,06	1,22	27,36	88,29
11	4,02	1,21	26,18	86,74
12	4,04	1,22	30,5	98,91
13	4,06	1,21	27,52	90,28
14	3,96	1,21	28,65	96,36
23	4,06	1,22	27,85	89,87
24	3,98	1,21	29,43	98,49
26	4,01	1,22	28,6	93,44
27	3,98	1,21	31,6	105,75
Mittelwert	4,02	1,21	28,55	94,06

Tabelle 9,6: CAD-Temp im Ausgangszustand

9.6.2.2 Biegefestigkeit nach 1000 Zyklen im Kausimulator

Prüfkörper- nummer	Breite [mm]	Höhe [mm]	Bruchlast F [N]	Biegefestigkeit σ [MPa]
10	4,04	1,20	23,79	79,74
18	4,03	1,20	25,84	86,83
29	4,06	1,20	25,64	85,52
5	4,01	1,19	27,7	95,12
16	4,00	1,19	28,86	99,35
17	3,98	1,19	27,49	95,11
3	3,98	1,18	24,91	87,65
7	4,00	1,18	25,66	89,84
8	4,04	1,18	25,85	89,61
19	4,01	1,18	24,75	86,44
21	4,02	1,18	24,63	85,80
25	3,98	1,18	28,07	98,77
4	4,33	1,17	24,2	79,61
15	4,00	1,17	24,2	86,18
22	4,01	1,17	27,09	96,23
Mittelwert	4,03	1,18	25,91	89,45

Tabelle 9,7: CAD-Temp nach 1000 Zyklen

9.6.3 RIC

9.6.3.1 Biegefestigkeit Im Ausgangszustand

Prüfkörpernummer	Breite[mm]	Höhe[mm]	Bruchlast F[N]	Biegefestigkeit σ [MPa]
1	4,01	1,21	34,88	115,85
2	4,06	1,22	37,65	121,49
11	4,02	1,21	44,90	148,76
12	4,04	1,22	35,11	113,86
13	4,06	1,21	36,86	120,92
14	3,96	1,21	37,63	126,56
23	4,06	1,22	44,11	142,34
24	3,98	1,21	33,54	112,24
26	4,01	1,22	41,63	136,01
27	3,98	1,21	39,32	131,58
Mittelwert	4,02	1,21	38,56	126,96

Tabelle 9,8: RIC im Ausgangszustand

9.6.3.2 Nach 1000 Zyklen im Kausimulator

Prüfkörpernummer	Breite[mm]	Höhe [mm]	Bruchlast F[N]	Biegefestigkeit σ [MPa]
17	4,04	1,20	33,28	111,55
20	4,03	1,20	35,39	118,92
22	4,06	1,20	28,97	96,63
3	4,01	1,19	35,74	122,73
5	4,00	1,19	29,34	101,00
7	3,98	1,19	31,59	109,30
4	3,98	1,18	36,31	127,77
10	4,00	1,18	36,30	127,09
19	4,04	1,18	41,29	143,13
11	4,01	1,18	35,23	123,04
21	4,02	1,18	37,78	131,62
28	3,98	1,18	35,80	125,97
13	4,33	1,17	39,66	130,48
15	4,00	1,17	38,47	137,00
16	4,01	1,17	40,75	144,76
Mittelwert	4,03	1,18	35,73	123,40

Tabelle 9,9: RIC Nach 1000 Zyklen im Kausimulator

10 DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. J Geis-Gerstorfer für die Überlassung des Themas. Ihnen möchte ich vor allem für die wertvolle und hilfreiche Betreuung, aber auch für die mir gegebenen Freiräume sowie die Hilfe bei der Realisierung von eigenen Ideen besonders herzlich danken.

Auch bei Frau Ch. Schille, die mir während und nach der Versuchsdurchführung stets unterstützend zur Seite stand, möchte ich mich recht herzlich bedanken.

Es war mir immer eine große Ehre mit ihr zu arbeiten.

Die Arbeit an den hier vorgestellten Untersuchungen hat mir insgesamt viel Freude bereitet. Dazu hat nicht zuletzt die gute Atmosphäre innerhalb der Abteilung beigetragen, bei der ich mich hiermit ebenfalls sehr herzlich bedanken möchte.

Ich möchte Herrn Moro herzlich danken, der mir bei der Anfertigung der technischen Zeichnung geholfen hat.

Außerdem bin ich meinem Ehemann, Herrn Bijan Farivar Tanha für seine Unterstützung im statistischen Teil der Arbeit außerordentlich dankbar.

Mein größter Dank geht an meine Familie, die mich während des Studiums unermüdlich unterstützt haben. Ihr unerschütterlicher Glaube an mich war meine größte Motivation.

11 CURRICULUM VITAE

PERSÖNLICHE DATEN

Geburtsdatum	16.04.1970
Geburtsort	Teheran, Iran
Nationalität	Deutsch/ Iranisch
Familienstand	verheiratet, zwei Kinder

Schulische und berufliche Laufbahn

02.2013- Dato	Entlastungsassistentin bei der zahnärztlichen Praxisklinik Kornwestheim
29.11.2012	Zahnärztliche Prüfung
08 2005 - 11.2012	Studentin der Zahnmedizin an der Eberhard Karls Universität Tübingen Abschluss: Staatexamen
09.2003 – 07.2005	Abendgymnasium Stuttgart Abschluss: Abitur
01.2001 – 01.2003	Besuch der Alliance Francaises, Paris/ Frankreich
07.1999 – 12.2000	Wohnhaft in Shanghai/ China
03.1998 – 06.1999	Besuch der Abendschule, Niedersachsen Abschluss: Fachbezogener Hochschulzugang im Fach Informatik
01.1996 – 02.1998	Wohnhaft in Shanghai/ China Besuch eines Mandarin-Sprachkurs
12.1992 – 12.1995	Familienphase Erziehung meiner Pflgetochter und Geburt meiner Tochter
02.1991 – 11.1992	Besuch eines deutschen Sprachkurses Abschluss: Grundbaustein Zertifikat Deutsch als Fremdsprache und Sprachkurs bei der VHS
Oktober 1990	Anreise nach Deutschland
06.1988 – 06.1990	Mitarbeiterin bei Azady – Baufirma/ Iran
09.1987 – 06.1988	Behazin Gymnasium, Teheran/ Iran Abschluss: Iranisches Abitur im Fach Biologie

SPRACHKENTNISSE

Deutsch	Fließend in Wort und Schrift
Farsi	Muttersprache
Englisch	Fließend in Wort und Schrift
Französisch	Sehr gute Kenntnisse in Wort und Schrift
Mandarin	Gute Kenntnisse in Wort und Schrift

EDV KENTNISSE

MS-Office	Word, Excel, PowerPoint, Outlook u, a,
Webdesign	HTML