

Universitätsklinikum Ulm
Klinik für Zahnärztliche Prothetik
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. dent. R. G. Luthardt

Frakturfestigkeitsprüfung monolithischer Lithiumdisilikat-Keramik-Vollkronen für den Seitenzahnbereich nach dynamischer Thermowechselast

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin der Medizinischen
Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von
Timo Weihard
aus Reutlingen
2016

Amtierender Dekan: Prof. Dr. rer. nat. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Ralph G. Luthardt

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Bernd Haller

Tag der Promotion: 22.06.2017

In Dankbarkeit meinen Eltern Bärbel und Maximilian, Oma Elisa, Bruder Robin, Onkel Andreas und meiner Freundin Sarah für ihre Liebe und Unterstützung gewidmet.

Inhalt

1	Einleitung.....	1
1.1	Entwicklung klinisch relevanter Labortests in der Zahnmedizin	1
1.2	Misserfolg von Dentalkeramiken.....	4
1.3	Einsatz und Eigenschaften von Lithiumdisilikat-Keramik.....	6
1.4	Bisherige Erkenntnisse über Oberflächenrauigkeit von e.max Press.....	7
1.5	Fragestellung und Zielsetzung.....	8
2	Material und Methode.....	10
2.1	Stumpfherstellung.....	10
2.2	Kronenherstellung.....	14
2.3	Oberflächenbearbeitung der Kronen	21
2.4	Zementierung der Kronen	24
2.5	Wasserlagerung.....	26
2.6	Die Simulation.....	26
2.7	Druckversuch.....	30
2.8	Studiendesign und statistische Auswertung	33
3	Ergebnisse	34
3.1	3D-Replika Technik zur Bestimmung der Zementspaltbreite	34
3.2	Thermocycling	35
3.3	Wirkende Kräfte im Kausimulator	36
3.4	Bruchkraft im Universal-Prüfgerät.....	40
3.5	Weibull-Statistik	47
	zur Darstellung der empirischen Verteilungsfunktionen des Bruchtests.....	47
4	Diskussion	48
4.1	Methodenkritik	48
4.2	Diskussion der Ergebnisse	53
4.3	Schlussfolgerung	59
5	Zusammenfassung.....	60
6	Literatur	62

7 Anhang	67
8 Danksagung	75
9 Lebenslauf.....	76

Abkürzungsverzeichnis I

Abw	Abweichung
ANOVA	Analysis of Variance Einfaktorielle Varianzanalyse; Datenanalytisches statistisches Verfahren
AT	Österreich
Auß	Ausreißer
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing Computergestützte Konstruktion und Fertigung
CH	Schweiz
cm	Zentimeter
CL	Cyclic Loading; Kausimulation; Wechsellast
Diff	Differenz
DIN	Deutsches Institut für Normung
EMF	Edelmetallfrei
Fbruch	Bruchkraft
Fmax	Maximalkraft
GER	Bundesrepublik Deutschland
Hz	Hertz
KN	Kilonewton
KS	Kausimulation
LIE	Fürstentum Liechtenstein
max	Maximum
min	Minimum
Min.	Minute(n)
ml	Milliliter
mm	Millimeter
n	Anzahl
N	Newton
p-Wert	Signifikanzwert (englisch: p-value)
REM	Rasterelektronenmikroskopie
SD	Standardabweichung

Abkürzungsverzeichnis II

Sek.	Sekunde(n)
SPSS	Statistical Package for the Social Science
TC	Thermocycling; Prozess der thermischen Alterung
Tol	Toleranz
USA	Vereinigte Staaten von Amerika
µm	Mikrometer
°C	Grad Celsius

1 Einleitung

Materialermüdung wird als Phänomen beschrieben, bei dem sich die Eigenschaften des Materials bei konstanten Bedingungen über die Zeit hinweg ändern [3]. Klinischer Misserfolg von dentalen Restaurationen hat sehr häufig seine Ursache in Materialermüdung [52]. Um dies zu verhindern bzw. die Langlebigkeit dentaler Restaurationen bestimmen zu können, werden Materialversuche durchgeführt.

1.1 Entwicklung klinisch relevanter Labortests in der Zahnmedizin

In-vitro Studien nehmen einen beachtlichen Anteil in der zahnmedizinischen Forschung ein. Ihre gute Reproduzierbarkeit durch die im Labor exakt gleiche Behandlung der Proben ist der große Vorteil dieses Studiendesigns. Vollkeramische Restaurationen zum Beispiel, welche im Labor getestet werden, erfahren vergleichbare Misserfolge wie im klinischen Gebrauch [24]. Zwar haben klinische in-vivo Studien in Sachen Aussagekraft und Realitätstreue eine höhere Wertigkeit als die im Labor durchgeführten Simulationen, allerdings sind deren Aufwand und Kosten immens höher und auch die Standardisierung ist in manchen Fällen problematisch [28]. Für zahnmedizinische in-vitro Simulationen gibt es allerdings keine standardisierte Testprozedur [43]. Die unterschiedlichen Methoden sind verantwortlich für die Heterogenität der Experimente [51]. Da keine Festlegung von generell akzeptierten Standardparametern vorhanden ist, lassen sich die Simulationen auch nur schwer miteinander vergleichen und die klinische Relevanz ist limitiert [20].

Die häufigste Art von Materialtests ist die statische Prüfung in einer Universal-Prüfmaschine, welche die Probe durch Zug oder Druck so lange belastet, bis sie ermüdet. Diese „Load to failure“-Tests, bei denen die Proben bis zu ihrem katastrophalen Bruch im Laufe der Kausimulation immer höheren Kaukräften ausgesetzt werden [32, 44], liefern Daten unter Extrembedingungen. Bei der Belastung von Proben in einer Universal-Prüfmaschine bis zum katastrophalen Bruch soll die Maximalkraft, welche die Proben dabei erfahren, Auskunft über eventuelle Unterschiede geben. Auch für diese Art von Belastung gibt es keine anerkannten standardisierten Parameter. Diese Methode ist erschwinglich und nicht zeitaufwändig, lässt allerdings

isoliert verwendet keine Aussage über klinische Alterung und Langlebigkeit der geprüften Materialien zu [24] und entspricht nicht der klinischen Belastung und der daraus resultierenden Ermüdung des Materials [7].

Wenn keine künstliche Alterung und dynamische Kausimulation mit den Proben durchgeführt wird, ist die Vorhersage über den Langzeiterfolg limitiert oder fehlt sogar ganz [19]. Die zyklische Kausimulation sowie das thermische Altern repräsentieren das ideale in-vitro Studiendesign für Studien, die physiologische Funktionen reproduzieren möchten [43]. Die mechanische Belastung sowie das Thermocycling (TC) ermöglichen es, eine Aussage über Langlebigkeit und Ermüdungserscheinungen des Materials treffen zu können [17]. Allerdings erschwert die Vielfalt der Testmaschinen die Vergleichbarkeit von Studien.

Der Kausimulator von *DeLong & Douglas* wurde servo-hydraulisch betrieben, konnte aber nur eine Probe aufnehmen, was sehr zeitaufwendig gewesen ist [9]. *Krejci et al.* stellten einen computergesteuerten Kausimulator vor, welcher bis zu sechs Proben aufnehmen konnte und gleichzeitig die Proben durch Thermocycling altern ließ. Die Kaubewegung wurde über Elektromagnete gesteuert [28]. *Kern et al.* stellten einen zwei-achsigen computergesteuerten Kausimulator vor, welcher die Proben dreidimensional belasten konnte. Der Druckstempel trifft vertikal auf die Probe, gleichzeitig erfolgt ein horizontaler Versatz des Balkens, auf dem die Probe montiert ist [25]. Andere Autoren stellten selbstkonstruierte Simulatoren her, um Studien durchzuführen [46].

Der in dieser Studie benutzte computergesteuerte Kausimulator ist servo-hydraulisch betrieben. Er führt auf maximal 5 Proben gleichzeitig dynamisch vertikale Kräfte in axialer Richtung aus. Dabei können die Proben thermisch durch ein sich wechselndes Wasserbad (5°/55°C) gealtert werden.

Da keine standardisierten Parameter für in vitro-Simulationen festgelegt sind, lassen sich die unterschiedlichen Begründungen, warum die Experimente mit den gewählten Parametern durchgeführt worden sind und warum die Parameter überhaupt so gewählt worden sind, teilweise nur schwer nachvollziehen. Die Begründungen reichen von simpler Zeitersparnis über eine eher willkürliche Wahl bis hin zu ausgeklügelten Kalkulationen.

Die durchschnittliche Kaufrequenz des erwachsenen Menschen beträgt 1,6Hz [4], allerdings wurden auch des Öfteren höhere Hertzahlen in anderen Studien zur Zeitersparnis verwendet und für vertretbar empfunden [19, 22].

Um eine klinische Empfehlung aussprechen zu können, sollte eine Studie die Simulation von mindestens fünf Jahren aufweisen können [25]. Viele der recherchierten Studien simulierten einen klinischen Gebrauch von fünf Jahren [46, 48]. Die Abnutzung der Proben durch 240.000 Kauzyklen in einem Kausimulator entspricht der Abnutzung der Proben nach einem Jahr in klinischem Gebrauch [10]. Jedoch findet sich zu dieser Aussage keine Begründung oder eine plausible Argumentation. Als Belastung wurde sehr häufig die durchschnittliche Kaukraft eines erwachsenen Menschen von 50N [1] verwendet.

Auch das Pfeilermaterial, auf welchem die Proben fixiert sind, hat einen Einfluss auf die Versuchsergebnisse. Vorherige Versuche mit echten Zähnen waren des Öfteren von Misserfolgen geprägt, da viele unter den großen Belastungen frakturierten und somit keine Rückschlüsse auf das Restaurationsmaterial zuließen [11].

Selbst bei der Zementierung gehen die Meinungen auseinander. In der Literatur finden sich simple Verfahren wie das Zementieren mit Fingerdruck [22] aber auch eigens für den Vorgang bestimmte Zementierungsmaschinen [3, 22]. Die Proben wurden dabei mit einer in der Literatur oft gewählten Kraft von 50N [16] belastet. Die Zeit, die für das Zementieren benötigt wurde, war dabei abhängig von Zementart und Hersteller.

Die Feuchtigkeitssättigung des Befestigungszementes spielt ebenfalls eine große Rolle. Die Masse der recherchierten Studien zog nur eine Wasserlagerung für 24 Stunden [54] in Erwägung. Andere propagierten allerdings auch längere Lagerungszeiten [3, 22]. Als Lagerungsmedium wurde destilliertes Wasser, Leitungswasser oder eine in ihrer Zusammensetzung Speichel ähnliche Flüssigkeit verwendet [46]. Die Kausimulation und damit die Belastung der Kronen mit einer Kraft ist nur eine Komponente der künstlichen Alterung. Die thermische Alterung durch Warm- bzw. Kaltbäder lässt die zu testenden Materialien kontrahieren und wieder entspannen. Die Proben werden dadurch thermischem Stress ausgesetzt, welcher diese altern lässt. In den vorher beschriebenen Kausimulatoren von *Kern et al.* und *Krejci et al.* wird diese Prozedur während des Kauvorgangs durchgeführt [25, 28]. Auch bei den Parametern des Thermocyclings, welches die thermischen Veränderungen in der Mundhöhle simuliert, gehen die Meinungen der einzelnen Studien weit auseinander.

Während manch ein Autor der Auffassung ist, dass 1.200 Zyklen thermischer Zirkulation einem klinischen Einsatz von einem Jahr entsprechen [30], sind andere der Meinung, dass schon die Simulation von 600 Zyklen einem klinischen Jahr entspricht [36]. Die Anzahl der Zyklen des Thermocyclings ist der Parameter der in-vitro Simulation, der am schlechtesten dokumentiert und begründet ist. Bei den Parametern für die Pausen- und Tauchzeiten ergab sich das gleiche Problem. Die Wahl der Temperatur der einzelnen Bäder wurde dagegen in der Literatur sehr gut dokumentiert und belegt. Das 55°C warme und das 5°C kalte Becken symbolisieren das durchschnittliche Temperaturspektrum im Mundmilieu, welches sich von einer kalten Kugel Speiseeis bis zur heißen Suppe erstreckt [48]. Der gewählte 50° Temperaturunterschied führt zu einer signifikanten Erhöhung der Frakturanfälligkeit [43]. Die Wahl des Druckstempels sowohl des Kausimulators wie auch der Universal-Prüfmaschine geht ebenfalls weit auseinander. Manche Autoren benutzten für die Kraftübertragung einen flachen Kolben [16, 46], andere wählten halbkugelige Stempel [43], Keile [49], jedoch auch Kugeln [5, 57]. Das Material der Druckstempel variierte zwischen Keramikantagonisten [3, 25], Kunststoffantagonisten [44] oder Stahl [14]. Der Kontaktpunkt des Druckstempels stellte in den meisten Fällen die zentrale Grube der Hauptfissur dar [22, 53]. Einige Autoren setzten eine Zinnfolie unterschiedlicher Dicke als Druckverteiler zwischen der Probe und dem Druckstempel ein, um eine gleichmäßige Kraftübertragung zu gewährleisten und lokale Kraftspitzen zu verhindern [5, 16, 49]. Die Masse der Studien, welche die statische Prüfung in einer Universal-Prüfmaschine in Betracht zog, legte die Geschwindigkeit des Druckstempels mit 0,5mm/min [23, 37] fest.

Auch die Untersuchungsmethoden der Proben nach bzw. während der Simulation variieren sehr stark. In der Literatur finden sich zahlreiche Varianten wie Untersuchung der Proben mit 3D-Scanner [28], computergestützter Laser-Profilometrie [25] und Stereomikroskopie in vielen Vergrößerungsmodi [16, 44, 46].

1.2 Misserfolg von Dentalkeramiken

Keramiken und andere spröde Materialien können auf unterschiedlichste Weise im klinischen Gebrauch zum Misserfolg führen. Der Bruch bleibt eine der primären Komplikationen, die Einfluss auf die Langlebigkeit der Restauration haben [45]. Die

Festigkeit der Keramik ist abhängig vom E-Modul des Materials, der sie unterstützenden Konstruktion, Eigenschaften des Befestigungsmaterials, Präparationsart, Oberflächenrauigkeit, Belastung, und Restaurationsdicke. Wasser bzw. Speichel beschleunigt bzw. fördert die Rissbildung [42].

Die Frakturfestigkeit wird zusätzlich limitiert durch den größten vorhandenen Riss [41], welcher durch Wechselwirkungen, eine spannungsabhängige chemische Reaktion zwischen Keramik und ihrer Umwelt, normalerweise Wasser/Speichel, weiter wächst. Wenn der Sprung zu einer kritischen Länge angewachsen ist, kommt es unter einer angelegten Zugspannung zum katastrophalen Bruch [3]. Risse bilden sich auch oft an der Oberfläche der Keramik durch Abrasion oder Korrosion. Die bereits vorhandenen Risse in Verbindung mit der spezifischen Festigkeit der Keramik limitieren die Langlebigkeit der keramischen Restauration. Die Variabilität der Festigkeiten ist eine Konsequenz der Rissverteilungen und ihres langsamen Wachstums bis hin zum katastrophalen Bruch.

Ermüdungsbrüche sind eine Form des Scheiterns der Keramik, ausgelöst durch Mikrorisse, welche durch unterkritische Belastungen bei der Mastikation, durch thermische Schwankungen in der Mundhöhle, durch Attrition, Abrasion und Korrosion propagiert werden. In-vitro führen Kausimulation und Thermocycling im Wasserbad zur Ausbreitung von Mikrorissen, welche sich an Oberflächenporositäten und Rauigkeiten bilden [24, 48]. Die Mikrorisse bilden zusammen längere Risse, die die Festigkeit des Materials schwächen und zum katastrophalen Bruch führen können [3, 47].

Durch die Kausimulation können oberflächliche Mikrorisse entstehen und sich in den Gebieten hoher Belastung ausbreiten. Dies führt zu einem höheren Bruchrisiko bei niedrigeren Belastungen [55]. Der Verschleiß der Keramik wird eventuell beschleunigt durch Oberflächenrauigkeiten, durch welche eine größere Oberfläche geschaffen wird [47], in der sich Flüssigkeiten und abrasive Partikel einlagern können, die das Risswachstum fördern. Unabhängig von der initialen Festigkeit des Materials ist der mikrostrukturelle Verschleiß unter Belastung für klinischen Langzeiterfolg von besonderer Bedeutung [29].

Die zusätzliche thermische Belastung durch das Thermocycling, welches einen Wechsel zwischen Expansion und Kontraktion im Material hervorruft, wirkt sich

ebenfalls verstärkend auf das Risswachstum aus. Es ist bekannt, dass der Verschleiß bzw. das Wachstum der Mikrorisse sich in Gebieten der konzentrierten Belastung häuft [29].

1.3 Einsatz und Eigenschaften von Lithiumdisilikat-Keramik

In der restaurativen Zahnheilkunde erfreuen sich die vollkeramischen Kronen durch ihre ästhetischen Vorteile immer größer werdender Beliebtheit. Durch wachsende Nachfrage nach ästhetischen Restaurationen auch im Seitenzahnbereich wurden auch hier vollkeramische Kronen, Inlays, Onlays und Brücken immer öfter eingesetzt. Der Gedanke der Biokompatibilität und die aufkommende Angst der allergischen Unverträglichkeit gegen dentale Materialien tat ihr Übriges dazu. Durch die fortschreitende computer-aided-design/computer-aided-manufacturing (CAD/CAM) Technologie in der Zahntechnik erhielten die biokompatiblen und ästhetisch ansprechenden keramischen Materialien noch zusätzlich Aufwind in der Zahnmedizin. Der größte Vorteil der Keramik in der Zahntechnik ist die Ästhetik. Ihr lichtabsorbierendes und übertragendes Verhalten gibt ihr das Potenzial, die Transluzenz, die Farbe und die Textur des natürlichen Zahnes perfekt zu imitieren. Des Weiteren zählen Biokompatibilität, chemische Widerstandsfähigkeit, niedrige Wärmeleitfähigkeit und hohe Druckfestigkeit zu ihren Vorteilen [6].

Das vollkeramische Material mit einer der am längsten durch Studien belegten Aufzeichnung ist die pressbare leuzitverstärkte Keramik IPS Empress, welche schon seit über 18 Jahren auf dem Markt ist. Die Keramik überzeugte durch klinischen Erfolg mit hoher Langlebigkeit [15]. 1998 wurde ihr Nachfolger, IPS Empress 2, eingeführt. Diese Keramik war durch Lithiumdisilikat verstärkt, bot eine höhere mechanische Festigkeit und konnte sogar für dreigliedrige Brücken im Frontzahnbereich eingesetzt werden. Allerdings musste das Material auf Grund seiner Opazität unbedingt verblendet werden. 2007 wurde IPS e.max Press vorgestellt. Wie ihre Vorgängerin war auch sie durch Lithiumdisilikat verstärkt, glänzte allerdings mit mehr Transluzenz. Somit konnten vollanatomische Restaurationen hergestellt werden, die nicht verblendet werden mussten. Zudem war die Frakturanfälligkeit geringer als bei ihrer Vorgängerin und Restaurationen aus diesem Material hatten eine längere Lebensdauer [19].

Dennoch ist die Keramik an und für sich ein sprödes Material, welches durch diese Eigenschaft zu Mikrorissen neigt und unter okklusalen Kräften fraktur anfällig sein kann [33]. Um die Sprödigkeit zu kompensieren, wurde die Silikatkeramik seit über 50 Jahren durch eine metallische Unterkonstruktion gestützt. Die Silikatkeramik gewann dadurch an Festigkeit, verlor allerdings ihre Transluzenz und die Ästhetik gestaltete sich vor allem in dünn verblendeten Bereichen schwierig.

Doch auch bei den Silikatkeramiken der neusten Generation, wie bei IPS e.max Press, limitiert die Festigkeit des keramischen Materials den klinischen Erfolg [39]. *Stappert et al.* stellte nach einer Kausimulation Mikrorisse an der Oberfläche des Materials fest [49]. Keine der Proben wies allerdings nach erfolgreicher Simulation einen katastrophalen Bruch auf.

1.4 Bisherige Erkenntnisse über Oberflächenrauigkeit von e.max Press

Die systematische Literaturrecherche über e.max Press erbrachte eine überschaubare Menge an verfügbaren Studien, verglichen mit der Vielzahl an Studien über seit Jahren etablierten Keramiken. Allerdings galten die Inhalte mehr dem Verbund zwischen Zahn und Kronen oder Implantat und Krone oder anderen Themen. Die Zahl der Artikel reduzierte sich drastisch bei Eingrenzung des Themengebietes auf Oberflächenrauigkeit, Oberflächenbearbeitung und Politur. Schließlich waren es nur noch wenige, die sich dem Thema annäherten, aber nicht exakt entsprachen.

Lohbauer et al. [31] untersuchte den Einfluss von unterschiedlicher Oberflächenrauigkeit auf die Festigkeit von e.max Press in einem 4-Punkt-Biegeversuch. Allerdings wurden hierbei Probescheiben verwendet und keine Kronen. *Yilmaz & Ozkan* [56] untersuchte die Oberflächenrauigkeit von IPS Classic, Empress Esthetic und Empress 2 nach unterschiedlichen Glasurverfahren bei der Herstellung von Kronen, allerdings nicht von e.max Press und nicht nach Oberflächenbearbeitung durch den Zahnarzt, sondern durch den Zahntechniker.

Chung et al. [8] verglich die Oberflächen von verschiedenen Silikatkeramiken nach erneutem Brennvorgang. Auch hier wurden nur Scheiben und keine Kronen des Materials getestet.

Asai et al. [2] untersuchte die Frakturanfälligkeit verschiedener CAD-Silikatkeramiken miteinander nach Politur und Glanzbrand, allerdings auch nur durch nicht der Realität entsprechende Scheibenproben.

Kara et al. [21] verglich die Oberflächenbeeinflussungen durch Sandstrahlen, Säurereizung, und Laserirritation bei IPS Empress 2 mit Scheibenproben, wobei es sich hier um die simulierte Konditionierung des Kronenlumens und nicht der eigentlichen Kronenoberfläche handelt.

Das Ergebnis der Literaturrecherche zur Oberflächenbearbeitung von e.max Press und deren Auswirkungen lässt folgende Aussagen zu:

- Alle recherchierten Studien, welche sich der Arbeitshypothese annähern, aber nicht ähnlich sind, wurden nur mit Proben in Form von Materialscheiben durchgeführt.
- Des Weiteren wurde in keiner dieser Studien eine Kausimulation oder eine thermische Alterung der Proben durchgeführt.
- Klinische Studien über okklusale Oberflächenbearbeitung wurden nicht gefunden.

1.5 Fragestellung und Zielsetzung

Mit in-vitro-Untersuchungen zur Langlebigkeit von Restaurationen soll durch unterschiedliche Verfahren die Alterung von Restaurationen nach Eingliederung nachgestellt werden. Maßnahmen hierfür sind beispielsweise Kurz- oder Langzeit- Wasserlagerung, wiederholte Temperaturwechsel (Thermocycling), Lastwechsel (Kausimulation, cyclic loading (CL)) etc.

In der Literatur finden sich unterschiedlichste Angaben zu Thermozyklisierung und zyklischer Belastung. Zyklenzahlen von 1.000 bis 50.000 sind für die Thermozyklisierung beschrieben. Kauzyklen variieren von 100.000 bis 4,2 Mio. Einheitliche Parameter gibt es derzeit nicht.

Ziel dieser Studie war es, einen 10-Jahres in-vitro Verschleißtest in einem innovativen Kausimulator für monolithische Lithiumdisilikat-Keramik-Kronen zu entwickeln, mit dem Fokus auf den Einfluss der tatsächlichen Belastung der Kronen während der Kausimulation auf die Frakturfestigkeitsmessung nach Thermowechselast. Vor diesem Hintergrund wurden folgende Arbeitshypothesen formuliert:

- (1) Es gibt einen Unterschied der Ergebnisse der Frakturfestigkeit keramischer Restaurationen bei Ausschluss von Proben, welche bei dynamischer Kausimulation abweichend belastet wurden, aus der nachfolgenden Analyse.
- (2) Es gibt einen Unterschied der Festigkeit von IPS e.max Press Lithiumdisilikat-Vollkronen im Seitenzahnbereich durch unterschiedliche okklusale Oberflächenbehandlung.

Der in-vitro-Test sollte klinisch relevante Parameter aufweisen, welche Verschleißmechanismen und Temperaturbelastungen imitieren, die in der Mundhöhle auf eine Restauration auftreten.

Außerdem sollte dabei die durch zahnmedizinische Maßnahmen in die keramischen Restaurationen eingearbeiteten Oberflächenrauigkeiten mit und ohne Politur untersucht werden, welche eventuell Mikrorisse fördern, die sich negativ auf die Langlebigkeit der Restauration auswirken können.

Zu diesem Zweck werden folgende Verfahren der Oberflächenbehandlung durchgeführt:

- Keine Oberflächenbearbeitung (Referenz)
- Oberflächenbehandlung durch Einschleifen der Kronen (Artikulations-/Okklusionskontrolle mit Korrektur).
- Oberflächenbehandlung durch Einschleifen der Kronen (Artikulations-/Okklusionskontrolle mit Korrektur) mit anschließender nach Herstellerangaben empfohlener Politur.

2 Material und Methode

Es wurden 30 EMF-Stümpfe (edelmetallfreie Legierung) zur Aufnahme von 90 monolithischen Vollkronen aus Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max press, Ivoclar Vivadent, Schaan, LIE) hergestellt. Diese Kronen wurden in 3 Gruppen zu je 30 Kronen aufgeteilt und unterschiedlich oberflächenbehandelt. (Gruppe 1: unbehandelt, Gruppe 2: beschliffen, Gruppe 3: beschliffen und poliert). Nach Zementierung und künstlicher Alterung durch das Thermocycling-Verfahren wurden diese Kronen einer dynamischen Kausimulation unterzogen. Die Proben wurden nach erfolgter dynamischer Thermowechselast bis zum Katastrophalen Bruch im Universal-Prüfgerät belastet. Die Analyse erfolgte mittels deskriptiven Statistiken, einer einfaktoriel- len Varianzanalyse sowie auf Grund der Eigenschaften des untersuchten Materials durch eine Weibull-Statistik.

2.1 Stumpfherstellung

Zur Aufnahme der Kronen wurden 30 EMF-Stümpfe hergestellt, welche nach den Präparationsanforderungen zur Aufnahme einer monolithischen Vollkeramikkrone gestaltet wurden. Ein Meisterstumpf wurde als Vorlage für alle Stümpfe hergestellt. Die Stümpfe wurden zuerst in Kunststoff, später in EMF-Legierung gegossen.

2.1.1 Herstellung des Meisterstumpfs

Ein vorhandener Metallstumpf eines ersten Oberkiefermolaren mit Hohlkehlpräpa- ration zur Aufnahme einer Vollkrone wurde als Vorlage verwendet. Dieser Stumpf wurde mit Hilfe einer additionsvernetzenden Dubliermasse (Z-Dupe; Henry Schein; Melville; USA) dubliert.

Die Dublierform wurde zur Herstellung eines Kunststoffstumpfes mit fließfähigem Kunststoff (Pattern Resin LS; GC America; Alsip; USA) ausgegossen. Der Kunst- stoffstumpf wurde in die Aufnahme des Metallstumpfes eingebracht und im Paralle- lometer (D-F44S; Harnisch + Rieth; Winterbach; GER) auf einem Frästisch einge- spannt. Mittels eines Fräasers mit abgerundetem Kopf und 2,3mm Durchmesser (H364 RF 103 023; Komet Dental Gebr. Brasseler; Lemgo; GER) wurde die Hol-

kehlpräparation für die Aufnahme einer monolithischen Lithiumdisilikatkrone modifiziert. Folgende Präparationsrichtlinien für vollkeramische Restaurationen waren zu kontrollieren und einzuhalten:

- Keine Ecken und Kanten.
- Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante bzw. Hohlkehlpräparation.
- Anatomische Form unter Einhaltung der angegebenen Mindeststärken (1,0mm) reduzieren.
- Zirkuläre Stufenpräparation mit abgerundeten Innenkanten bzw. Hohlkehlpräparation im Winkel von ca. 10° - 30°. Breite der zirkulären Stufe/Hohlkehle min. 1,0mm.
- Reduktion des Kronendrittels - okklusal - um mindestens 1,5mm.
- Die Reduktion im vestibulären bzw. oralen Bereich um mindestens 1,5mm.
- Für die konventionelle bzw. selbstadhäsive Befestigung muss die Präparation retentive Flächen und eine ausreichende Stumpfhöhe aufweisen.

Dieser modifizierte Kunststoffstumpf wurde, um Komplikationen beim Gießen zu umgehen, von basal in seiner Höhe gekürzt. Damit der Stumpf einen guten Stand hatte, wurde eine viereckige Basisplatte aus Gips (Artifix Artikulationsgips Typ 3 weiß; Amman Girrbach; Koblach; AT) hergestellt und von basal an den eingekürzten Kunststoffstumpf mit Cyanacrylat (Blau Normal; Quick Top; Bochum; GER) fixiert. Der Meisterstumpf wies nun eine Höhe von 14,5mm auf, die viereckige Basis hatte eine Kantenlänge von 17mm (Abbildung 1).



Abbildung 1: Meisterstumpf aus modifiziertem Kunststoff auf einer Gipsbasisplatte für die Prüf-
stumpferstellung

2.1.2 Die Vervielfältigung des Meisterstumpfs

Dieser Meisterstumpf wurde erneut dubliert. Aus dieser Meister-Dublierform wurden aus Kunststoff (Pattern Resin LS; GC America; Alsip; USA) 30 identische Kunststoffstümpfe gegossen (Abbildung 2). Da diese Kunststoffstümpfe allerdings für den Guss mit dentaltechnischen Maschinen und Hilfswerkstoffen zu massiv waren, mussten sie ausgehöhlt und in Ihrer Masse reduziert werden. Die Dicke der Stümpfe wurde mit einem Messtaster (Tasterzirkel; M+W Dental; Büdingen; GER) kontrolliert und gegebenenfalls durch erneutes Antragen von Material (Thowax Modellierwachs grau; Yeti Dental; Engen; GER) korrigiert. Eine Dicke des Stumpfes von 0,6 - 1,5mm wurde für gießbar erachtet.

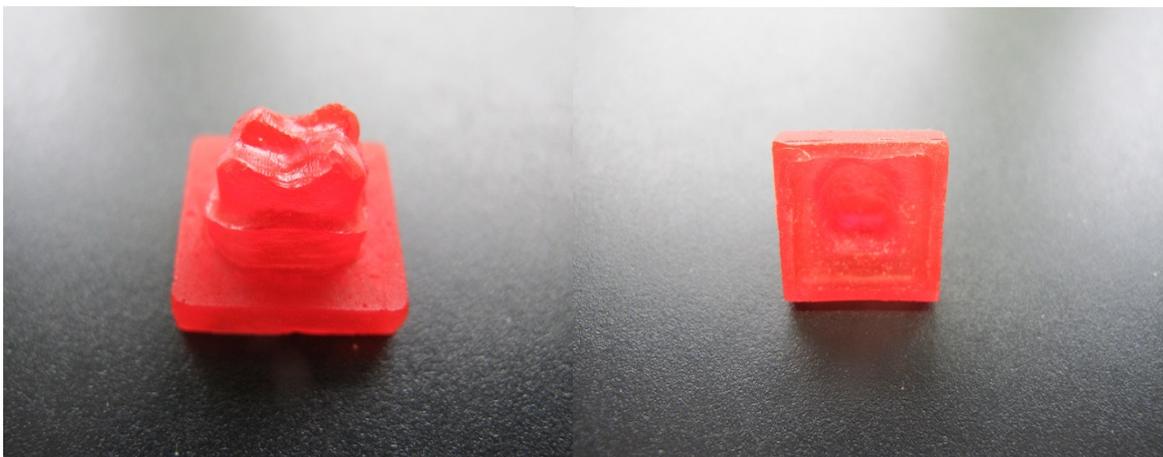


Abbildung 2: Eines der 30 identischen Kunststoff-Duplikate des Meisterstumpfs für die gusstechnische Prüfstampferstellung

2.1.3 Herstellung der Metallstümpfe

Zum Einbetten wurden immer drei Stümpfe in einer Muffel der Größe 6 zusammengefasst (Abbildung 3).

Eingebettet wurde mit einer vorportionierten Modellguss-Einbettmasse (Wiroplus S 400g; Bego; Bremen; GER) und dem dazugehörigen Einbettmasse-Liquid (Begosol 64ml; Bego; Bremen; GER). Um ein besseres Gussergebnis zu erzielen, wurden während des Anrührens die angestifteten Stümpfe mit Feineinbettung (Wiropaint Plus; Bego; Bremen; GER) vorbereitet. Nach Ablauf der Rührzeit wurden die Stümpfe auf dem Rüttler (Vibrax; Renfert; Hilzingen; GER) bei mittlerer Vibrationsstufe eingebettet.

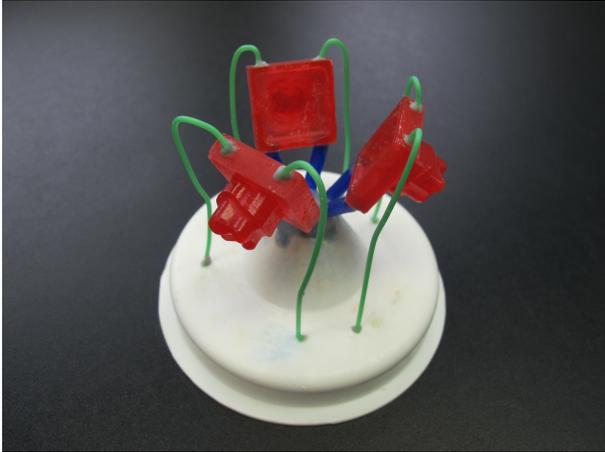


Abbildung 3: An den Muffelboden mit Wachsdraht angestiftete Kunststoffstümpfe vor der Einbettung zur gusstechnischen Prüfstumpfherstellung

Die Objekte wurden anschließend im Schleudergussverfahren (Retocast T; Reitel; Bad Essen; GER) bei offener Flamme mit einem Propan-Sauerstoff-Gemisch bei 1400° - 1500° mit 30 Gramm einer Kobalt-Chrom-Modellguss-Legierung (Wironit extrahart; Bego; Bremen; GER) gegossen.

Nach dem dreistündigen Abkühlen der Muffeln wurden nach vorheriger Grobausbettung mit Hammer und Gippschneidezange (Henry Schein; Melville; USA) die Gussobjekte mittels Aluoxid 150 Mikrometer (Alublast 150 μ m; Henry Schein; Melville, USA) bei 4 bar Druck und 2cm Abstand mit dem Sandstrahlgerät (P-G400; Harnisch+Rieth; Winterbach; GER) abgestrahlt.

Alle 30 Stümpfe wurden auf Sauberkeit und Vollständigkeit überprüft und im Anschluss mit 50 μ m Durchmesser Aluminiumoxid (Alublast 50 μ m; Henry Schein; Melville; USA) abgestrahlt und danach mit einem Abdampfgerät (Supersteam; Reitel; Bad Essen ; GER) gesäubert. Alle Stümpfe waren nach ihrer Herstellung für die Studie nutzbar (Abbildung 4). Alle Metallstümpfe erhielten eine eingravierte Stumpfnummer (1-30). Vor der Zementierung der Kronen wurden die Stümpfe mit Alkohol (Ethanol, 96%) entfettet und luftgetrocknet.



Abbildung 4: Einer der 30 fertiggestellten Metallprüfstümpfe nach gusstechnischer Herstellung und Ausarbeitung

2.2 Kronenherstellung

Es wurden 90 identische vollmonolithische Einzelkronen eines oberen ersten Molaren aus e.max Press Keramik hergestellt. Zur Herstellung wurden die Maschinen Ceramill Map300 und Ceramill Motion1 (Amann Girrbach; Koblach; AT) herangezogen. Die Kronen wurden mittels CAD/CAM Technologie in Wachs gefertigt und anschließend auf konventionellem Wege gepresst. Dafür wurden von allen 30 Metallstümpfen Abformungen im Doppelmischverfahren hergestellt, welche dann mit scanfähigem Gips (Esthetic Base 300; Dentona; Dortmund; GER) ausgegossen wurden, um Gipsstümpfe für den Scanvorgang herzustellen.

2.2.1 Abformung der Metallstümpfe

Um digitalisierbare Gipsstümpfe herstellen zu können, die für die CAD/CAM Herstellung der Wachskronen benötigt wurden, mussten Abformungen von allen Metallstümpfen genommen werden (Abbildung 5). Es wurden immer zwei Stümpfe zusammen abgeformt. Hierfür wurden individuelle Löffel aus lichthärtendem Kunststoff (Triad VLC-Löffelmaterial neutral; Dentsply; York; USA) angefertigt. Der Abstand von Löffelwand zu abformendem Objekt betrug 3mm.

Die individuellen Löffel wurden mit Adhäsiv (Universal Adhesive; Heraeus Kulzer; Hanau; GER) eingestrichen und nach fünf Minuten Einwirkzeit mit Abformmasse (Flexitime Magnum 360 Heavy Tray; Heraeus Kulzer; Hanau; GER) durch eine

Mischmaschine (3M Espe; Pentamix 2; 3M; Neuss; GER) mit aufgesteckter Mischkanüle (Penta Mischkanüle; 3M; Neuss; GER) befüllt, während die Objekte mit einer Applikatorspritze (3M; Neuss; GER) mit aufgesteckter Mischkanüle (Mixing Tips Yellow mit Intraoral Tips Yellow; Henry Schein; Melville; USA) mit dünnfließendem Abformmaterial (Flexitime Correct Flow; Heraeus Kulzer; Hanau; GER) umspritzt wurden. Nach der Abbindezeit von fünf Minuten wurden die Metallstümpfe aus den Abformungen entfernt.

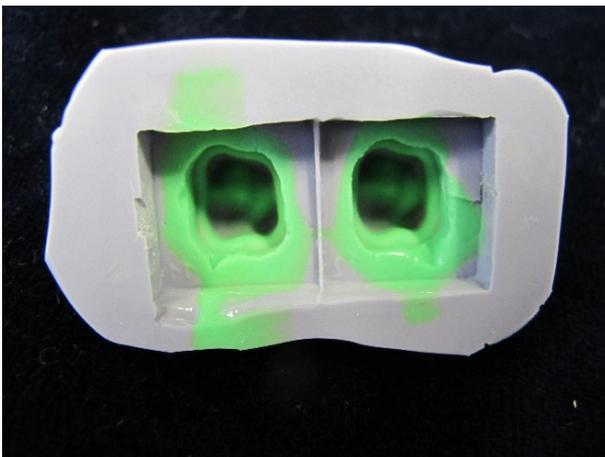


Abbildung 5: Doppelmischabformung zweier Metallstümpfe mit Hilfe eines individuellen Löffels für die Herstellung von digitalisierbaren Gips-Duplikaten

2.2.2 Herstellung der Gipsstümpfe

Nach 4 Stunden Wartezeit wurden die Abformungen mit scanbarem Gips (Esthetic Base 300; Dentona; Dortmund; GER) auf einem Rüttler bei mittlerer Vibrationsstufe mit Hilfe einer Sonde (Thomas Color Nr.2; Orbis Dental; Münster; GER) ausgegossen. Der Gips wurde im Mischungsverhältnis Gips – destilliertes Wasser 5:1 angemischt. Dabei wurde der Gips vorgelegt und mit einer Vakuumanmischmaschine 40 Sek. Angemischt. Nach 4 Stunden wurden die Abformungen entnommen und am Trockentrimmer (D-BS 320; Harnisch+Rieth; Winterbach; GER) gesäubert und getrimmt (Abbildung 6). Da die eingravierte Stumpfzahl auch mit abgeformt wurde, konnten alle Gipsstümpfe exakt ihren Originalen zugewiesen werden.



Abbildung 6: Aus der Doppelmischabformung ausgegossenes Gipsstumpf-Duplikat des Meisterstumpfs zur Überprüfung der Zementspaltbreite mittels Replikatechnik

2.2.3 Überprüfung der Zementspaltbreite mittels Replikatechnik

Zur Einstellung des Zementspalts bei der CAD/CAM Herstellung der Einzelkronen wurden bewährte Parametergrößen aus Erfahrungswerten von Zahntechnikern und Zahntechnikermeistern benutzt, die im Umgang mit den benutzten CAD/CAM Maschinen vertraut waren. Diese Parameter stimmten auch mit den vom Hersteller empfohlenen Einstellungen überein.

Um überprüfen zu können, ob die eingestellten Parameter auch der Wirklichkeit entsprachen, wurde eine Probekrone mit den empfohlenen Parametern entworfen und angefertigt (Zementspaltbreite 0,06mm, Mindeststärke der Kronen 1,5mm). Für die Überprüfung wurde die Krone zuerst auf ihrem Metallstumpf, später auch auf ihrem Gipsstumpf mittels eines dünnfließenden Präzisionsabformmaterials (Kwick Model Fluid; R-Dental; Hamburg; GER) befestigt. Das Abformmaterial nahm hierbei den eigentlichen Platz des Befestigungszementes ein (Abbildung 7).

Nach fünf Minuten konnte die Krone vorsichtig vom Stumpf gelöst werden. Das Abformmaterial verblieb hierbei auf dem Stumpf.

Replika und Stumpf wurden sukzessive mit einem optischen 3D-Digitalisierer (ODKM 97; Fraunhofer Institut IOF; Jena; GER) digitalisiert und in einer nachfolgenden 3D-Analyse (geomagic 9.0, Geomagic, Research Triangel, NC, USA) ausgewertet.



Abbildung 7: Gipsstumpf mit simulierter Zementspaltstärke aus digitalisierbarem Silikon, Replika-technik

2.2.4 Herstellung der Wachskronen

Die 90 Kronen wurden im konventionellen Pressverfahren hergestellt. Um allerdings 90 identische Kronen zu erhalten, wurden die Wachskronen, die für den Pressvorgang benötigt wurden, nicht von Hand aufgewachst, sondern per CAD/CAM (Ceramill Map 300; Amann Girrbach; Koblach; AT) entworfen und in Wachs (Ceramill Wax White 17L; Amann Girrbach; Koblach; AT) gefräst (Ceramill Motion; Amann Girrbach; Koblach; AT). Die Metallstümpfe, auf denen die Kronen später zementiert und getestet wurden, waren zwar weitestgehend identisch, konnten allerdings kleinste Unterschiede durch geringste Herstellungsabweichungen aufweisen. Damit die Kronen perfekt auf ihre Stümpfe passten, wurde jeder der 30 Stümpfe bzw. deren scanbare Gipskopie digitalisiert und die Krone perfekt auf den Stumpf hinsichtlich Passung, Friktion und Randschluss angepasst. Das morphologische Äußere der Krone wurde allerdings nur einmal entworfen und auf alle Kronen übertragen. Somit wiesen alle 90 Kronen dieselbe Morphologie auf und passten perfekt auf ihren jeweiligen Stumpf. Jede Krone war somit stumpfspezifisch, passte nur auf ihren persönlichen Stumpf perfekt und erhielt zur Identifizierung die Nummer 0-9.

Nach der Herstellung wurden alle Wachskronen von einem Zahntechnikermeister (ZTM Benjamin Votteler; Pfullingen; GER) und dem Promovenden (Zahntechniker-geselle, Timo Weihard; Pfullingen; GER) mit einem Lichtmikroskop auf Passung, Friktion, Kronenrand und Morphologie inspiziert und für den Versuch als verwendbar bewertet (Abbildung 8).



Abbildung 8: Aus einem Wachsblank durch CAD/CAM gefräste Wachskronen vor der Nachbearbeitung zur Herstellung der Lithiumdisilikatkronen

2.2.5 Herstellung der Lithiumdisilikatkronen

Die Wachskronen wurden zunächst angestiftet. Zur Kontrolle der korrekten Positionierung der Objekte wurde der IPS Sprue Guide 200g (Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE) benutzt.

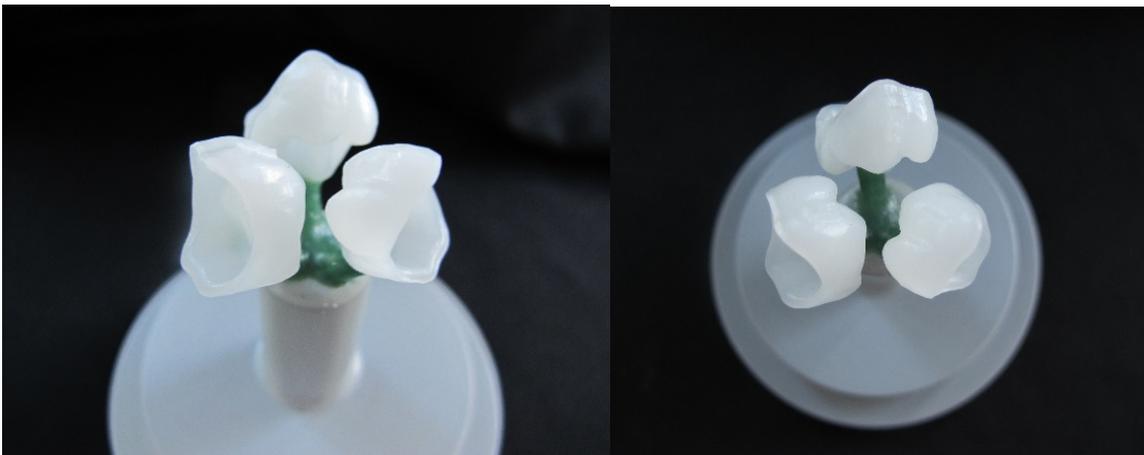


Abbildung 9: An einem Muffelboden mit Wachsdraht angestiftete Wachskronen vor Einbettung und presstechnischer Herstellung der Lithiumdisilikatkronen

Das Einbetten erfolgte mit der vorproportionierten Einbettmasse PressVest 2 Speed 200g mit dem dazugehörigen PressVest Speed Liquid (Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE). Nach erschütterungsfreiem Abbinden von 35 Min. wurden die eingebetteten Wachskronen gepresst (Programat EP 5000; Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE). Es wurden e.max Press Rohling (LT A2 L; Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE) verwendet.

Nach Ende des Pressvorgangs wurde die Muffel mit der Muffelzange aus dem Ofen entnommen und zum Abkühlen 60 Min. auf ein Abkühlgitter gestellt.



Abbildung 10: Pressen des Rohlings in die Muffeln im Presskeramikofen zur Herstellung der Lithiumdisilikatkronen

Zum Ausbetten wurde die Muffel entlang einer Markierung mittels einer Trennscheibe (H333C; Horico; Berlin; GER) separiert. Beim Ausbetten wurde zudem Glanzstrahlmittel (50 μ m; Picodent; Wipperfürth; GER) verwendet. Die Grobausbettung erfolgte mit dem Sandstrahlgerät bei 4 bar Druck, die Feinausbettung bei 2 bar Druck bei einem Strahlabstand von 2cm.

Entfernung der Reaktionsschicht

Nach der Feinausbettung wurde die beim Pressvorgang entstandene Reaktionsschicht mit IPS e.max Invex Liquid (Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE) entfernt, da es sonst zu Verbundproblemen zwischen Gerüst und Glasurmassen kommen konnte (Abbildung 11).

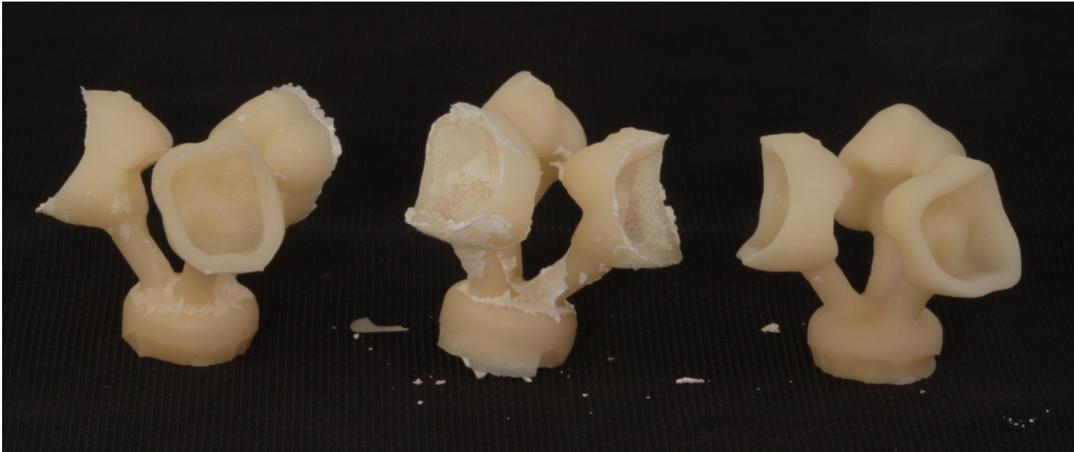


Abbildung 11: Ausgebettete Kronen von links nach rechts: nach Ausbetten, nach Einlegen in Invex Liquid, nach Entfernen der Reaktionsschicht

Ausarbeiten

Die schleiftechnische Nachbearbeitung von gepressten IPS e.max Restaurationen beschränkte sich auf ein Minimum. Um eine Überhitzung der Keramik zu vermeiden, wurde die Schleifstelle permanent befeuchtet und nur unter geringem Anpressdruck und geringer Drehzahl unter dem Mikroskop mit Licht (bei 15-facher Vergrößerung mit einer Turbine mit Wasserkühlung (Presto Aqua II; NSK; Tochigi; Japan) bearbeitet und versäubert.

Die Passung und der Randschluss wurden ebenfalls überprüft und gegebenenfalls mit demselben Diamantschleifkörper nachbearbeitet (Abbildung 12).

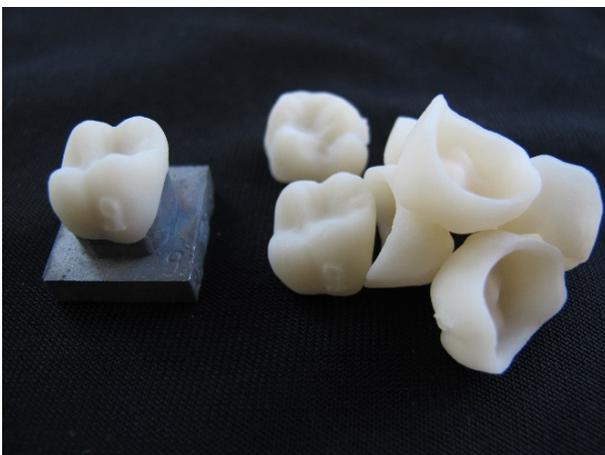


Abbildung 12: Ausgearbeitete Kronen vor Glanzbrand nach Aufpassen der Kronen auf die Prüfstümpfe

Glanzbrand und Befestigung

Der Glanzbrand wurde mit einer Pastenglasur (IPS e.max Ceram Glaze Paste; Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE) durchgeführt. Die Glasurmasse wurde mit IPS e.max Ceram Glasur- und Malfarben Liquids allround (Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE) zur gewünschten Konsistenz angemischt.

Nach homogenem Auftragen der Glasur wurde der Glanzbrand auf dem Wabenträger IPS Unitray (Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE) im Brennofen Programmat 5000 mit der Softwareversion 6.0 (Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE) zwei Mal durchgeführt (Abbildung 13).



Abbildung 13: Fertiggestellte Kronen nach durchgeführtem Glanzbrand und Nummerierung

Da die Kronen auf konventionellem Wege mit Glasionomermzement befestigt wurden, war eine Silanisierung der Kroneninnenseite nicht nötig.

2.3 Oberflächenbearbeitung der Kronen

Die 90 nummerierten Kronen wurden in drei Gruppen mit jeweils 30 Kronen aufgeteilt und den nummerierten Stümpfen zugeordnet. Diese drei Gruppen unterschieden sich in der sich anschließenden Oberflächenbearbeitung der Kronen:

- Gruppe 1: Referenz (unbehandelt).
- Gruppe 2: Zustand nach Einschleifen der Kronen.
- Gruppe 3: Zustand nach Einschleifen und anschließendem Polieren der Kronen.

2.3.1 Gruppe 1: Referenz (unbehandelt)

Die 30 Kronen der Gruppe 1 wurden nach Ihrer ordnungsgemäßen Herstellung nicht weiter oberflächenbehandelt. Sie stellte die Referenzgruppe dar (Abbildung 14), mit welcher die anderen beiden Gruppen verglichen wurden. Diese Kronen simulierten den Auslieferungszustand des Zahntechnikers an den Zahnarzt.



Abbildung 14: Referenzkrone unbearbeitet

2.3.2 Gruppe 2: Zustand nach Einschleifen der Kronen

Die Gruppe 2 simulierte den Zustand nach dem Einschleifen der Kronen durch den Zahnarzt nach Okklusionskontrolle. Ist die Krone zu hoch, wird sie durch Abtragen der Kontaktpunkte des Antagonisten in ihrer Höhe den anderen Zähnen angepasst. Dadurch passt der Zahnarzt die neue Restauration dem Okklusionsschema an. Zu starke Kontaktpunkte auf der Restauration durch den Antagonisten werden reduziert, um eine harmonische Okklusion zu erzeugen.

Es wurde eine Schablone hergestellt (Pattern Resin LS; GC America, Alsip; USA), mit welcher sich die zu bearbeitenden Stellen mit einem wasserfesten Stift (Multi-mark 1523 permanent; Faber-Castell; Stein; GER) genau anzeichnen ließen (Abbildung 15).



Abbildung 15: Markieren der zu bearbeitenden Flächen der Kronen mit Schablone.

Der Durchmesser des verwendeten kugeligen Schleifkörpers stellte dabei eine freigelegte Fläche von 2 Quadratmillimeter sicher (Abbildung 16).



Abbildung16: Krone der beschliffenen Gruppe 2

2.3.3 Gruppe 3: Zustand nach Einschleifen und Polieren der Kronen

Die 30 Kronen der Gruppe 3 wurden zunächst wie die Kronen der Gruppe 2 vorbehandelt. Zur Verringerung der Oberflächenrauigkeit wurden allerdings diese Kronen nach dem Beschleifen poliert.

Für die Politur wurde ein Diamant-Poliersystem für Keramikmaterialien (Optrafine Assortment; Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE) benutzt, welches aus einem Finisher, einem Polisher (jeweils in Knospen-, Teller- und Kegelform), einem Nylonbürstchen sowie einer Diamantpolierpaste (Optrafine HP Polishing Paste; Ivoclar vivadent; Schaan; LIE) bestand. Die durchschnittliche Gesamtpolierzeit eines Zahnarztes von 120 Sekunden pro Krone wurde auf die 3 Stufen der Politur gleichmäßig aufgeteilt.

- 1. Finieren (40 Sek.) mit Finisher unter Wasserkühlung (100ml/min) bei 15.000 U/min.
- 2. Vorpolitur (40 Sek.) mit Polisher unter Wasserkühlung (100ml/min) bei 15.000 U/min.
- 3. Hochglanzpolitur (40 Sek.) mit Nylonpolierbürstchen und Diamantpolierpaste (0,05ml) trocken.

Das Ergebnis wurde mit einer Lupenbrille mit 2,7-facher Vergrößerung mit Licht und einer zahnärztlichen Untersuchungssonde evaluiert und bei Bedarf korrigiert (Abbildung 17).



Abbildung 17: Krone der beschliffenen und polierten Gruppe 3

2.4 Zementierung der Kronen

Da einzelne Front- und Seitenzahnkronen sowie dreigliedrige Brücken bis zum zweiten Prämolaren auch konventionell eingesetzt werden können, wurden die Kronen mit einem selbsthärtenden Glasionomerkement (Vivaglass Cem; Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE) zementiert. Das Pulver-Flüssigkeitssystem erforderte keine vorherige Silanisierung des Kronenlumens.

Es wurde eine simple Vorrichtung gebaut, um alle Kronen mit der selben Kraft zu zementieren. Als Gewicht, welches die 50N aufbringen soll, wurde eine 5 kg-Gewichtscheibe aus dem Kraftsportbereich benutzt (Abbildung 18).

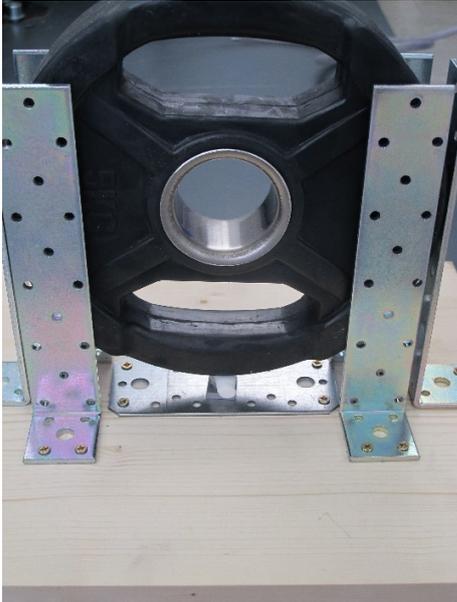


Abbildung18: Zementierungsvorrichtung zur Befestigung der Kronen auf die Metallprüfstümpfe mit Glasionomerzement

Die Kronen und Stümpfe wurden mit Wasser gereinigt, mit Ethanol (96%) entfettet und luftgetrocknet. Die Krone wurde mit Zement befüllt und zuerst von Hand mit leichtem Fingerdruck auf den Stumpf platziert, danach unter einem Gewicht von 5 kg bis zum Abschluss des Abbindevorgangs unter einer Watterolle (Roeko Luna Gr.2; Coltene/Whaledent; Altstätten; CH) platziert (Abbildung 19).

Nach dem Abbinden des Zements wurde die Krone entlastet und der überschüssige Zement mit einem Scaler (DB 370R; Aesculap; Tuttlingen; GER) entfernt.

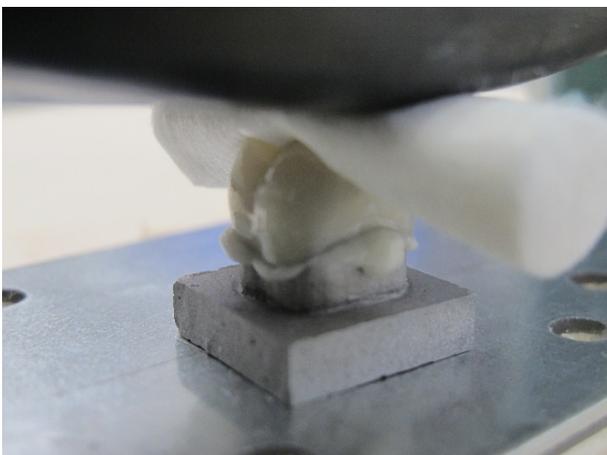


Abbildung 19: Zementierung der Kronen auf die Metallstümpfe mit Glasionomerzement mit 50N (Newton) Gewicht

2.5 Wasserlagerung

Um die Feuchtigkeitssättigung des Zements zu gewährleisten, wurden die zementierten Restaurationen für mindestens 7 Tage und bis zu Beginn der Thermowechsellast und dynamischen Prüfung bei 37° in destilliertem Wasser gelagert (Temperierschrank INB 500; Memmert; Schwabach; GER). Zur Schonung der Maschinen wurden während der Versuchsdurchführung die Proben in einem Gemisch aus 95% destilliertem Wasser und 5% Leitungswasser gelagert.

2.6 Die Simulation

Ziel der folgenden Prozedur war es, einen realistischen Alterungsprozess der Restauration zu simulieren. Nach künstlicher Alterung durch das Thermocycling-Verfahren und der dynamischen Kausimulation wurden die Kronen bis zum katastrophalen Bruch im Universal-Prüfgerät belastet.

2.6.1 Thermocycling

Die thermische Alterung wurde in einem Thermozyklriergerät (Eigenbau Universität Ulm, Temperierbecken F12; Julabo; Seelbach; GER) durchgeführt (Abbildung 20). Es wurden 5.000 Zyklen mit einem Wechsel zwischen (55°C) und (5°C) über einen elektromechanischen Schwenkarm, welcher in einem Körbchen die Proben vom einen zum anderen Becken verfuhr (Tauchzeit 20 Sek., Abtropfzeit 10 Sek.), durchgeführt. Je 15 zementierte Kronen konnten gemeinsam gealtert werden. Um Verdunstungserscheinungen vorzubeugen, wurden die Bäder durch einen Sensor mit Magnetventil über ein Wasserreservoir gespeist.

Im Anschluss wurden je 5 Proben der Kausimulation zugeführt; die anderen 10 wurden solange im Temperierschrank bei 37°C in destilliertem Wasser gehalten. Alle Kronen wurden visuell mit dem Stereomikroskop bei zehnfacher Vergrößerung auf eventuelle Schäden untersucht. Proben, die keine positiven Befunde aufwiesen, wurden weiter getestet.



Abbildung 20: Thermozykliegerät mit eingelegten und auf die Prüfstümpfe zementierten Kronen, welche über einen Schwenkarm vom 55°C (Grad Celsius) warmen ins 5°C kalte Wasserbad befördert werden

2.6.2 Kausimulation

Die Proben wurden im Kausimulator fixiert und einer dynamischen Belastung von 50N unterzogen. Es wurden 2,4 Mio. Zyklen durchgeführt. Während der Belastung lagerten die Proben bei 37°C in einem Gemisch aus 95% destilliertem Wasser und 5% Leitungswasser.

Aufbau Kausimulator

Die Kausimulation erfolgte in einem servo-hydraulisch gesteuerten Kausimulator (Amsler HC 10; Zwick/Roell; Ulm-Einsingen; GER) (Abbildung 21).

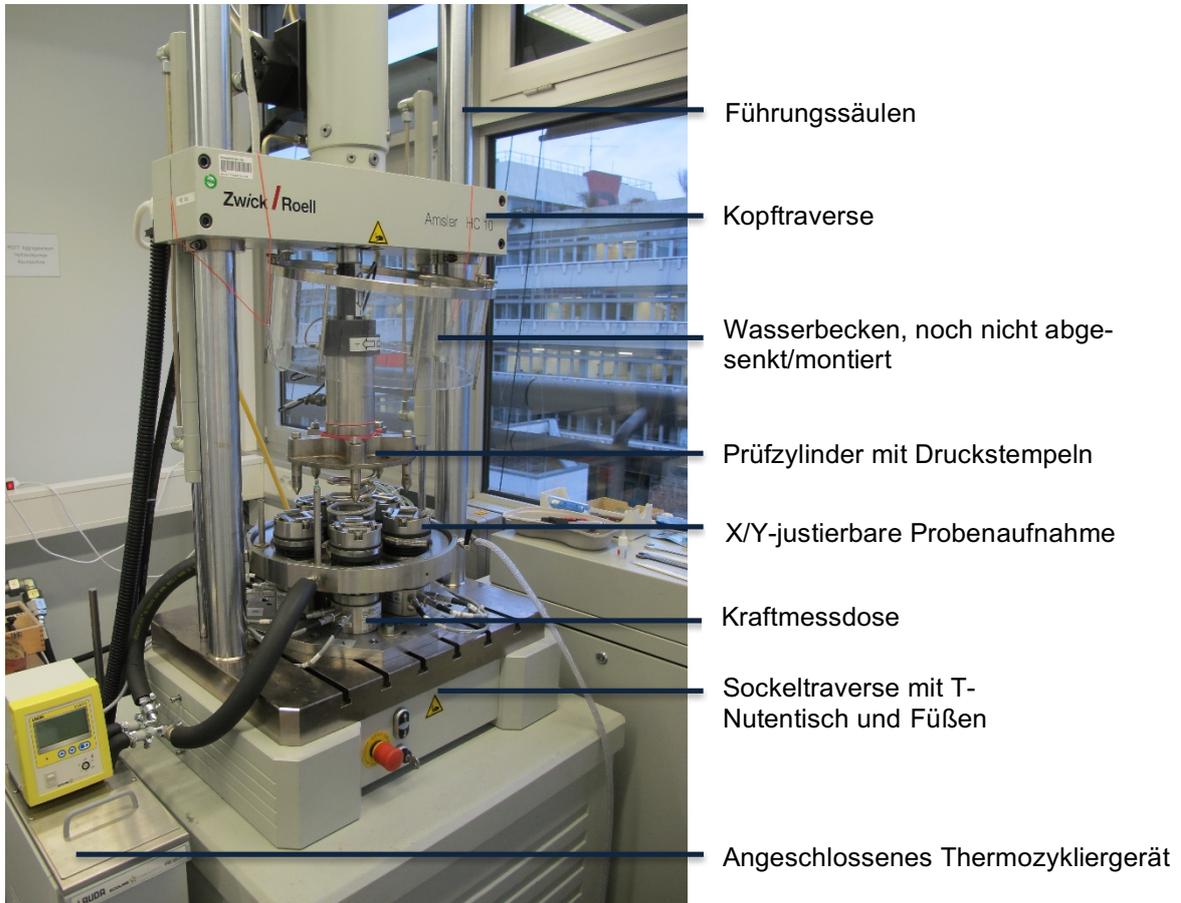


Abbildung 21: Aufbau des Kausimulators mit angeschlossenen Thermozyklriergerät zur Aufnahme der zu prüfenden, auf die Stümpfe zementierten Kronen

Die fünf Druckstempel lassen sich in der Höhe justieren und sind an ihrem Prüfende kugelförmig gestaltet (Durchmesser 5mm). Für Steuerung und Messung wurde das Anwender-Prüfprogramm (Workshop 96 toolkit; Zwick/Roell; Ulm-Einsingen; GER) verwendet. Mit angeschlossenen Thermozyklrierer (Re 204; Lauda; Lauda-Königs-hofen; GER) kann entweder eine Temperatur gehalten werden oder ein Temperaturwechsel simuliert werden. Das Bad wurde während des Testlaufs auf konstant 37° Mundhöhlentemperatur temperiert.

Funktionsbeschreibung Kausimulation

Der Prüfzylinder ist ein kombinierter Axial-/Torsionsprüfzylinder (10kN/100Nm). Der Axialzylinder ist ein hydrostatisch gelagerter Gleichgangzylinder. In der hohlgebohrten Kolbenstange und am Fußflansch ist der Wegaufnehmer eingebaut.

Die elektronische Mess-, Steuer- und Regeleinheit dient der hochpräzisen Steuerung und Datenerfassung. Die Elektronik kann bis zu acht Messkanäle erfassen.

Der Kraft- und Drehmomentaufnehmer ist zur Messung statischer und dynamischer Zug- und Druckkräfte sowie von Drehmomenten bestimmt. Die Prüfachse des Aufnehmers muss in der Prüfachse der Materialprüfmaschine liegen und darf nur bis zu seiner angegebenen Nennkraft (10kN) und seines Nenndrehmomentes (100Nm) betrieben werden. Der Kraftaufnehmer besitzt einen Sensor zur Kompensation der Beschleunigung.

Unterhalb der Probenaufnahmen sind die fünf Drei-Komponenten-Kraftaufnehmer für die Krafterfassung in X-, Y- und Z-Richtung angeordnet. Jeder Kraftaufnehmer ist mit einer der äußeren Prüfvorrichtungen verbunden.

Parametereinstellungen des Kausimulators

Für den Versuchsablauf wurden Parameter im Toolkit (Version 8.04.0001; Zwick/Roell; Ulm-Eisingen; GER) der Workshop 96 - Software eingestellt, um eine vertikale, axiale Kraft von 50N bei einer Frequenz von 20 Hz auf die Proben abzugeben. Mit diesen Einstellungen wurden 2,4 Millionen Zyklen durchgeführt zur Simulation einer Abnutzungserscheinung von 10 Jahren.

Justierung der Proben im Kausimulator

Die Proben wurden mit einem Metallkleber (Turbocoll 2000; Boldt; Wermelskirchen; GER) auf der mit Schmirgelpapier (P220; Starcke; Melle; GER) aufgerauten Basis der Probenaufnahme fixiert. Daraufhin wurden die fünf Kraftaufnehmer der Proben in X-, Y- und Z-Richtung tariert. In horizontaler Richtung wurden die Proben mit den Keilen und Einstellschrauben des Aufnahmetopfes eingestellt.

Die vertikale Höhe wurde zuerst grob mit der Fernbedienung der Höhenregulierung und dann fein durch Drehen der einzelnen Druckstempel nivelliert. Die korrekte Justierung wurde mit Okklusionspapier kontrolliert (Abbildung 22). Dabei sollte der Druckstempel mit der Krone einen gleichmäßigen, tripodisierenden Kontakt in der

zentralen Grube der Hauptfissur aufweisen. Diese drei Stellen des Kontaktes zwischen Druckstempel und den Höckerabhängen der Krone stimmten mit den in Gruppe 2 (Beschleifen) und 3 (Beschleifen und Polieren) behandelten Flächen der Kronen überein. Nach korrekter vertikaler und horizontaler Ausrichtung der fünf eingespannten Kronen wurden die eingestellten 250N Gesamtkraft gleichmäßig auf alle fünf Proben durch erneute vertikale Feinnivellierung der Druckstempel auf 50N pro Probe eingestellt und die dynamische Kausimulation gestartet.



Abbildung 22: Justierung der Proben im Kausimulator, die Position wird mit Okklusionsfolie kontrolliert, nach anschließender Fixierung wird das Becken mit Wasser geflutet

Nach erfolgreicher Kausimulation wurden durch einen gezielten Schlag mit Hammer und Gipsmesser auf die laterale Seite des Stumpfsockels die Proben von der Basis der Probenaufnahme entfernt. Die Proben wurden visuell auf Keramikrisse, Sprünge und Abplatzungen sowie Brüche untersucht. Proben, die keine positiven Befunde aufwiesen, wurden weiter getestet.

Datenaufzeichnung Kausimulation

Die Daten der Kausimulation wurden alle 10 Sek. aufgezeichnet (Workshop96) und in eine Excel97-Datei exportiert.

2.7 Druckversuch

Nach erneuter visueller Inspektion mit dem Stereomikroskop bei zehnfacher Vergrößerung hinsichtlich eventuell erkennbarer Schäden wurden alle Proben bis zum

Katastrophalen Bruch der Keramik in einem Druckversuch belastet (Z010; Zwick/Roell; Ulm-Einsingen; GER) (Abbildung 23).



Abbildung 23: Universalprüfmaschine zur Aufnahme der auf die Stümpfe zementierten Kronen nach erfolgreich durchgeführter Kausimulation zur Belastung der Proben bis zum katastrophalen Bruch

Im Rahmen der Frakturfestigkeitsprüfung wandelt der Kraftaufnehmer (10kN) die physikalische Größe Kraft in eine elektrisch messbare Spannung um. Der Druckstempel der Druckprüfmaschine ist formidentisch mit dem Druckstempel des Kausimulators.

Die Maschine wurde in Startposition gefahren und der Kraftnullpunkt tariert (Abbildung 24).

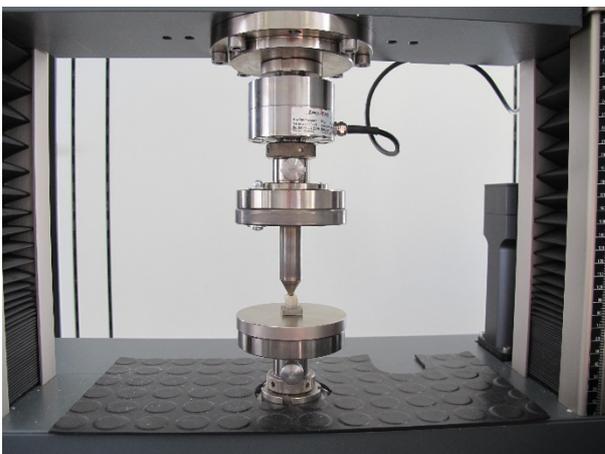


Abbildung 24: Eingerichteter Prüfplatz im Universalprüfgerät mit zur Prüfung eingelegtem Prüfkörper

2.7.1 Prüfvorschrift

Um den Druckversuch durchführen zu können, musste mittels der Prüfsoftware (testXpert II; Version 3.0; Zwick/Roell; Ulm-Einsingen; GER) eine Prüfvorschrift angelegt werden. In der Prüfvorschrift sind die Parameter (siehe Anhang Punkt 7.4) für die Prozedur des Druckversuchs festgelegt und für die einzelnen Tests der Kronen gespeichert.

2.7.2 Prüfserie

Die Probe wurde in die Maschine eingelegt und der Druckstempel in die zentrale Grube der Hauptfissur geführt, bis derselbe tripodisierende Kontakt hergestellt wurde wie im Kausimulator. Die Prüfung stoppte nach katastrophalem Bruch der Keramik bei mindestens 20% Druckabfall oder nach Erreichen der eingestellten Maximalkraft von 5000N (Abbildung 25).

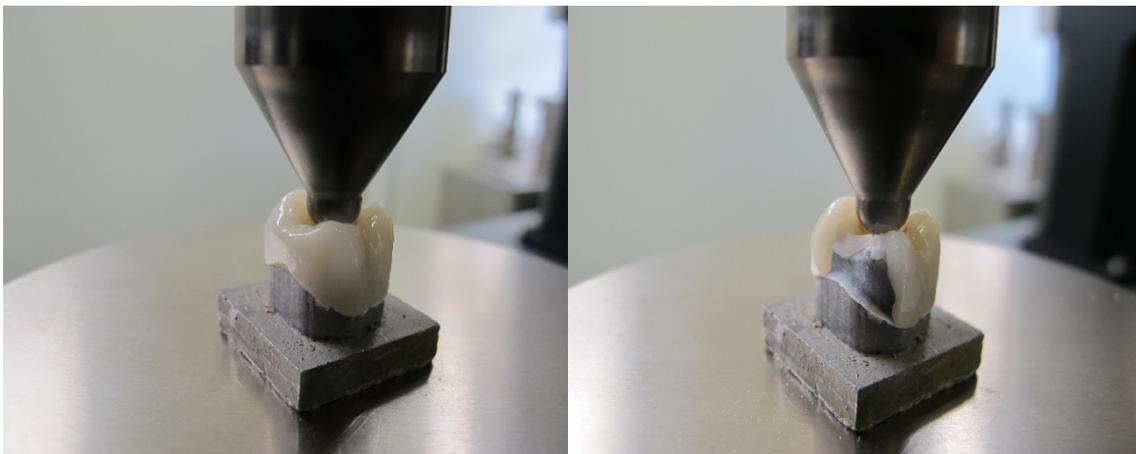


Abbildung 25: Eingelegte Krone im Universalprüfgerät vor und nach katastrophalem Bruch

Die Ergebnisse der Prüfung wurden in einer testXpert-Datei abgespeichert, welche später zur weiteren Bearbeitung in eine Excel97-Datei umgewandelt wurde. Eine Fotodokumentation der zerstörten Proben wurde zur weiteren Analyse angelegt.

2.8 Studiendesign und statistische Auswertung

Die vorliegende in-vitro-Studie wurde prospektiv und experimentell angelegt. Die statistische Analyse aller erfassten Daten erfolgte mit dem Softwareprogramm SPSS Version 20.0 (SPSS; IBM; Ehningen; GER). Mittels deskriptiven Statistiken und einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) auf einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ wurde geprüft, ob sich die einzelnen Untersuchungsergebnisse signifikant unterscheiden. Zur weiteren Beurteilung wurden Tuckey-HSD Post-Hoc Tests mit Mehrfachvergleichen durchgeführt und homogene Untergruppen erstellt. Die graphische Darstellung der statistischen Auswertung erfolgte in Form eines „Box and Whisker“-Diagrammes. Aufgrund des Bruchverhaltens und den Eigenschaften des zu untersuchenden Materials wurde zusätzlich eine Weibull-Statistik zur Darstellung der empirischen Verteilungsfunktionen des Bruchtests durchgeführt.

Während Festigkeitsmessungen an metallischen Werkstoffen im Allgemeinen nur eine sehr geringe Streuung um den Mittelwert aufweisen, ist die Streuung bei den keramischen Werkstoffen zum einen deutlich größer, zum anderen ist die Verteilung nicht symmetrisch. Die Auswertung erforderte daher statistische Verfahren, um Kennwerte für eine Werkstoffauslegung zu erhalten. Die Bruchwahrscheinlichkeit F bei einer äußeren Spannung wird durch die Weibull-Verteilung beschrieben.

An einer größeren Anzahl identischer Proben werden Messungen eines mechanischen Kennwertes durchgeführt, hier der Bruchfestigkeit. Die Festigkeitswerte werden dann eine Streuung um einen mittleren Wert aufweisen, die Verteilung ist jedoch nicht symmetrisch, sondern erstreckt sich im Unterschied zu metallischen Werkstoffen weit zu niedrigen Festigkeitswerten.

Mit einer von Weibull entwickelten Theorie, die auf dem Konzept des Versagens des schwächsten Gliedes beruht, lässt sich das Streuverhalten keramischer Materialien mathematisch beschreiben. Weibull wählte zur Beschreibung des Festigkeitsverhaltens eine spezielle Form der Extremwertverteilung, die nach ihm benannte Weibull-Verteilung.

Damit ergibt sich bei Kenntnis der Verteilungsparameter ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Belastung und der Bruchwahrscheinlichkeit. Das Festigkeitsniveau geht bei einer Ausfallwahrscheinlichkeit von 63,2% ein. Das Maß für die Festigkeitsstreuung ist das Weibull-Modul m .

3 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse vorgestellt, die aus den qualitativen Beurteilungen und quantitativen Analysen hervorgegangen sind.

3.1 3D-Replika Technik zur Bestimmung der Zementspaltbreite

Die Zementspaltbreiten wurden mit der 3D-Replika Technik auf dem Metallstumpf sowie auf dem aus der Abformung des Metallstumpfes gegossenen Meisterstumpf bemessen (Tabelle 1).

Tabelle 1: 3D-Vergleich Ergebnisse der Zementspaltbreitenmessung beim Originalstumpf aus EMF-Legierung und beim Meistermodell aus Gips in Abhängigkeit der klinisch erreichbaren Werte (0,1 - 0,3mm) und der bei der Herstellung als Vorgabe eingestellten Forderung (0,06 - 0,1mm). Es werden minimale und maximale Toleranzen, Abweichungen, Ausreißer in mm sowie die Anzahl der Datenpunkte und Ausreißer angezeigt. Ausschlaggebend sind der positive sowie negative Durchschnitt in mm und die Standardabweichung. Die positiven und negativen maximalen Toleranzen der Ausreißer werden zudem in Ihrer numerischen Anzahl und Größe in mm angezeigt.

Stumpfmateri- al Toleranztyp	Gips	EMF	Gips	EMF
	3D Abw.	3D Abw.	3D Abw.	3D Abw.
Max. Tol. + (mm)	0,30	0,30	0,10	0,10
Min. Tol. + (mm)	0,10	0,10	0,06	0,06
Min. Tol. – (mm)	0,00	0,00	0,00	0,00
Max. Tol. – (mm)	0,00	0,00	0,00	0,00
Datenpunkte (#)	43233	43424	43233	43424
Ausreißer (#)	1123	119	1123	119
Max. Abw. + (mm)	0,61	0,61	0,61	0,61
Max. Abw. - (mm)	-0,61	-0,60	-0,61	-0,60
Durchschnitt +/- (mm)	0,15/-0,29	0,11/-0,21	0,15/-0,29	0,11/-0,21
Std.-Abw. (mm)	0,08	0,06	0,08	0,06
Auß. Max. Tol. + (#)	871	398	34072	24978
Auß. Max. Tol. + (mm)	2,01	0,92	78,81	57,52
Auß. Max. Tol. - (#)	487	397	487	397
Auß. Max. Tol. - (mm)	1,13	0,91	1,13	0,91

Die errechnete Zementspaltbreite fiel auf dem Gipsstumpf größer aus (Mittelwert: 0,15/-0,29mm, SD 0,08) als auf dem Metallstumpf (Mittelwert 0,11/-0,21mm, SD 0,06).

Die Zementspaltbreiten beider Stümpfe lagen im Bereich der tatsächlich klinisch erreichten Werte von 0,1 - 0,3mm.

Der bei der CAD/CAM Herstellung der Kronen als Vorgabe eingestellte Wert von 0,06 - 0,1mm wurde allerdings deutlich überschritten.

3.2 Thermocycling

Alle Kronen haben das Thermocycling ohne auffallende Befunde überstanden.

3.3 Wirkende Kräfte im Kausimulator

Im Folgenden werden die Ergebnisse der im Kausimulator auftretenden Kräfte vorgestellt.

3.3.1 Gesamte abgegebene servohydraulische Kraft des Kausimulators

Die gesamte vom Kausimulator abgegebene Kraft wurde bei allen 18 Kausimulationen überwacht und jede 10 Sekunden gemessen (Tabelle 2). Der Gesamtdurchschnitt der Mittelwerte betrug 250,4N (SD 2,3).

Tabelle 2: Abgegebene Kräfte der Kausimulationen in Newton. Darstellung des Simulationsdurchgangs, der Anzahl der Messungen, des Mittelwertes, Standardabweichung, sowie Grenzen des 95% Konfidenzintervalls und der Minimal- und Maximalbelastungen.

Simulation	Anzahl der Messungen	Mittelwert	Standardabweichung	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert		Min.	Max.
				Untergrenze	Obergrenze		
1	11154	250,3	2,3	250,3	250,4	236,0	266,0
2	11298	250,7	1,8	250,7	250,8	239,0	262,0
3	11293	250,4	1,9	250,4	250,5	240,0	263,0
4	11027	250,1	2,2	250,1	250,2	235,0	264,0
5	11352	250,6	2,3	250,6	250,7	237,0	267,0
6	11304	250,6	1,8	250,5	250,6	238,0	265,0
7	11179	250,2	2,6	250,2	250,2	238,0	267,0
8	11015	250,7	2,3	250,7	250,8	233,0	265,0
9	10914	250,4	1,8	250,4	250,5	240,0	264,0
10	11146	250,2	2,5	250,1	250,2	237,0	267,0
11	11042	250,6	2,3	250,6	250,7	231,0	267,0
12	11175	250,3	2,1	250,2	250,3	237,0	262,0
13	11289	250,5	2,4	250,5	250,6	238,0	264,0
14	11111	250,5	2,1	250,5	250,5	237,0	262,0
15	11344	250,4	2,3	250,3	250,4	239,0	268,0
16	11123	250,3	2,7	250,3	250,4	236,0	266,0
17	11081	250,5	2,2	250,4	250,5	238,0	263,0
18	10937	250,4	2,6	250,4	250,5	239,0	265,0
Gesamt	200784	250,4	2,3	250,4	250,6	231,0	268,0

Die Hypothese, dass sich die einzelnen Kausimulationen in ihrer auf die Proben abgegebene Gesamtkraft nicht unterscheiden, wurde in einer einfaktoriellen A-NOVA (Analysis of Variance) untersucht ($\alpha=0,05$) und angenommen ($p=000$).

3.3.2 Belastung der Referenzkronen

Die Belastung der einzelnen Referenzkronen wurde während der Kausimulation alle 10 Sekunden erfasst (Tabelle 3). Der Gesamtdurchschnitt der Mittelwerte betrug 49,5N (SD 7,9).

Tabelle 3: Belastung der einzelnen Referenzkronen in Newton. Darstellung des Simulationsdurchgangs, der Anzahl der Messungen, des Mittelwertes, Standardabweichung, sowie Grenzen des 95% Konfidenzintervalls und der Minimal- und Maximalbelastungen.

Krone	Anzahl der Messungen	Mittelwert	Standardabweichung	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert		Min.	Max.
				Untergrenze	Obergrenze		
1	11154	45,4	4,5	45,3	45,5	32,5	68,2
2	11154	51,1	3,8	51,0	51,1	35,0	60,6
3	11154	61,9	9,2	61,8	62,1	35,5	82,3
4	11154	48,8	2,7	48,7	48,8	37,1	56,1
5	11154	47,8	4,3	47,7	47,9	40,3	73,8
6	11027	49,1	8,7	49,0	49,3	4,9	81,1
7	11027	48,5	3,8	48,4	48,5	26,8	116,2
8	11027	41,3	13,5	41,0	41,6	0,5	69,0
9	11027	55,6	18,0	55,2	55,9	10,9	109,7
10	11027	41,9	12,6	41,6	42,1	3,6	78,3
11	11180	49,6	3,4	49,6	49,7	35,7	59,9
12	11179	45,8	2,1	45,7	45,8	10,9	61,3
13	11179	51,6	4,0	51,5	51,6	25,3	164,0
14	11179	44,7	2,0	44,7	44,8	11,1	70,4
15	11179	54,6	3,3	54,5	54,6	26,0	66,1
16	11146	51,3	2,3	51,3	51,4	30,7	63,3
17	11146	51,2	2,0	51,2	51,3	25,1	82,3
18	11146	45,6	3,9	45,5	45,7	0,4	106,0
19	11146	52,5	1,8	52,5	52,5	27,3	81,6
20	11146	51,8	2,4	51,7	51,8	40,6	100,2
21	11289	50,2	4,3	50,1	50,2	36,6	77,6
22	11289	49,0	2,6	48,9	49,0	33,6	63,8
23	11289	48,0	5,5	47,9	48,1	23,2	114,1
24	11289	45,6	3,9	45,5	45,7	25,3	80,2
25	11289	50,2	4,7	50,1	50,2	29,1	66,0
26	11123	48,5	1,5	48,4	48,5	27,1	63,9
27	11123	42,9	2,6	42,9	43,0	38,2	57,0
28	11123	63,5	3,6	63,4	63,5	50,3	72,6
29	11123	43,3	3,7	43,2	43,4	24,0	56,3
30	11123	55,1	2,1	55,0	55,1	46,7	107,0
Gesamt	334591	49,5	7,9	49,5	49,6	0,4	164,0

Die Kronen der Referenzgruppe unterschieden sich in ihrer Belastung mit einem p-Wert < 0,001 signifikant.

21 Kronen wurden während der Kausimulation im Mittelwert mit 50N +/- 10% belastet. 9 Kronen lagen außerhalb dieser Belastung. 16 Kronen wurden im Mittelwert 50N +/- 5% belastet.

3.3.3 Belastung der beschliffenen Kronen

Die Belastung der einzelnen beschliffenen Kronen wurde während der Kausimulation alle 10 Sekunden erfasst (Tabelle 4). Der Gesamtdurchschnitt der Mittelwerte beträgt 50,7N (SD 9,2).

Tabelle 4: Belastung der einzelnen beschliffenen Kronen in Newton. Darstellung des Simulationsdurchgangs, der Anzahl der Messungen, des Mittelwertes, Standardabweichung, sowie Grenzen des 95% Konfidenzintervalls und der Minimal- und Maximalbelastungen.

Krone	Anzahl der Messungen	Mittelwert	Standardabweichung	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert		Min.	Max.
				Untergrenze	Obergrenze		
31	11298	47,6	3,6	47,6	47,7	34,8	61,0
32	11298	39,5	3,6	39,4	39,5	34,8	59,8
33	11298	54,6	1,7	54,6	54,7	40,2	67,0
34	11298	55,7	4,0	55,7	55,8	36,2	66,2
35	11298	26,3	5,9	26,2	26,4	20,1	62,0
36	11352	49,3	3,9	49,3	49,4	31,7	64,0
37	11352	46,2	1,9	46,1	46,2	38,6	55,8
38	11352	55,3	2,8	55,2	55,3	43,0	80,3
39	11352	53,3	1,7	53,3	53,3	35,0	58,7
40	11352	55,0	2,6	55,0	55,1	46,5	88,2
41	11015	47,1	1,8	47,1	47,2	39,8	59,7
42	11015	49,2	1,3	49,2	49,2	45,0	81,6
43	11015	33,7	6,5	33,5	33,8	4,0	64,6
44	11015	74,4	8,7	74,2	74,5	46,1	84,3
45	11015	38,1	5,0	38,0	38,2	29,7	57,5
46	11042	50,1	2,7	50,0	50,1	18,6	59,4
47	11042	51,4	2,2	51,3	51,4	23,4	85,5
48	11042	53,4	4,6	53,3	53,5	2,5	130,5
49	11042	52,9	2,6	52,8	52,9	10,7	90,4
50	11042	49,1	3,0	49,0	49,3	36,4	87,2
51	11111	50,1	4,9	50,0	50,2	37,7	63,9
52	11111	57,2	3,3	57,1	57,2	49,0	70,4
53	11111	50,9	3,1	50,9	51,0	23,8	59,4
54	11111	52,0	2,1	52,0	52,0	44,2	72,4
55	11111	52,3	4,1	52,2	52,4	43,9	64,4
56	11081	53,3	4,0	53,2	53,4	45,0	63,3
57	11081	54,7	4,7	54,6	54,8	37,1	63,6
58	11081	56,2	2,1	56,2	56,3	49,3	79,1
59	11081	56,1	6,1	56,0	56,2	38,5	85,4
60	11081	57,0	3,6	56,9	57,1	47,8	65,5
Gesamt	334495	50,7	9,2	50,7	50,8	2,5	130,5

Die beschliffenen Kronen unterschieden sich in ihrer Belastung mit einem p-Wert < 0,001 signifikant.

18 Kronen wurden während der Kausimulation im Mittelwert mit 50N +/-10% belastet. 12 Kronen lagen außerhalb dieser Belastung. 9 Kronen wurden im Durchschnitt mit 50N +/-5% belastet.

3.3.4 Belastung der polierten Kronen

Die Belastung der einzelnen polierten Kronen wurde während der Kausimulation alle 10 Sekunden erfasst (Tabelle 5). Der Gesamtdurchschnitt der Mittelwerte betrug 53,1N (SD 9,9).

Tabelle 5: Belastung der einzelnen polierten Kronen in Newton. Darstellung des Simulationsdurchgangs, der Anzahl der Messungen, des Mittelwertes, Standardabweichung sowie Grenzen des 95% Konfidenzintervalls und der Minimal- und Maximalbelastungen.

Krone	Anzahl der Messungen	Mittelwert	Standardabweichung	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert		Min.	Max.
				Untergrenze	Obergrenze		
61	11293	59,0	3,0	59,0	59,1	49,2	66,2
62	11293	42,9	2,9	42,9	43,0	38,2	55,2
63	11293	52,5	2,6	52,5	52,5	44,0	59,8
64	11293	51,8	3,4	51,7	51,9	42,2	59,1
65	11293	47,1	3,8	47,0	47,1	39,7	59,2
66	11304	46,6	2,5	46,5	46,6	39,5	53,4
67	11304	50,5	2,1	50,5	50,6	45,5	57,5
68	11304	51,8	2,3	51,7	51,8	46,2	58,7
69	11304	55,0	2,2	55,0	55,1	47,6	60,0
70	11304	51,1	2,0	51,1	51,2	45,4	57,7
71	10914	51,0	2,6	51,0	51,1	43,3	58,3
72	10914	46,3	2,9	46,2	46,3	39,2	54,7
73	10914	57,5	2,7	57,5	57,6	47,3	67,0
74	10914	48,3	3,9	48,2	48,4	40,1	55,7
75	10914	46,1	2,3	46,1	46,1	39,8	52,6
76	11175	50,0	5,3	49,9	50,1	41,1	67,8
77	11175	52,8	5,0	52,7	52,9	39,2	68,3
78	11175	66,7	13,3	66,5	67,0	48,4	101,0
79	11175	71,8	13,1	71,6	72,1	41,0	87,5
80	11175	61,0	8,1	60,8	61,1	45,7	84,3
81	11344	49,8	2,9	49,8	49,9	42,4	62,3
82	11344	48,8	1,7	48,8	48,9	42,2	55,9
83	11344	61,2	6,6	61,0	61,3	39,5	75,5
84	11344	49,2	2,7	49,2	49,3	41,4	58,4
85	11344	64,9	7,7	64,8	65,1	45,6	87,9
86	10937	53,1	2,1	53,0	53,1	45,3	59,3
87	10937	38,6	4,8	38,5	38,6	32,8	65,3
88	10937	72,2	9,5	72,0	72,4	33,5	85,5
89	10937	37,3	4,7	37,2	37,4	29,5	71,7
90	10937	58,8	2,2	58,8	58,9	41,5	65,0
Gesamt	334835	53,1	9,9	53,1	53,2	29,5	101,0

Die polierten Kronen unterschieden sich in ihrer Belastung mit einem p-Wert<0,001 signifikant (Tabelle 12).

17 Kronen wurden während der Kausimulation im Mittelwert mit 50N +/-10% belastet. 13 Kronen lagen außerhalb dieser Belastung. 11 Kronen wurden im Durchschnitt mit 50N +/-5% belastet.

3.4 Bruchkraft im Universal-Prüfgerät

Im Folgenden werden die Ergebnisse der im Universal-Prüfgerät auf die Proben wirkenden Kräfte vorgestellt. Die Proben wurden bis zum katastrophalen Bruch belastet.

3.4.1 Bruchkraft der Referenzkronen

Die Bruchkraft der Referenzkronen wurde im Universal-Prüfgerät erfasst (Tabelle 6). Dabei wurden die Kronen vertikal mit einer kontinuierlich zunehmenden Kraft bis zum katastrophalen Bruch belastet.

Tabelle 6: Bruchkräfte der Referenzkronen (1-30) in Newton

Krone	Bruchkraft	Krone	Bruchkraft	Krone	Bruchkraft
1	2550	11	3210	21	2650
2	2790	12	2910	22	2480
3	2630	13	3200	23	2520
4	2500	14	2290	24	2340
5	2520	15	2470	25	1980
6	2750	16	2000	26	2430
7	2640	17	2360	27	1990
8	2740	18	2220	28	2200
9	2850	19	1960	29	2850
10	2520	20	2180	30	2200

Die Bruchkraft nahm Werte zwischen 1960N und 3210N an. Der Mittelwert der Bruchkraft der Referenzkronen betrug 2497,6N (SD 333,0).

3.4.2 Bruchkraft der beschliffenen Kronen

Auch die Bruchkraft der beschliffenen Kronen wurde im Universal-Prüfgerät erfasst. Die Bruchkraft nahm Werte zwischen 2030N und 4460N an (Tabelle 7).

Tabelle 7: Bruchkräfte der beschliffenen Kronen (31-60) in Newton

Krone	Bruchkraft	Krone	Bruchkraft	Krone	Bruchkraft
31	2450	41	2140	51	3360
32	2770	42	3730	52	2400
33	3200	43	2570	53	2160
34	2330	44	2530	54	2830
35	3190	45	3634	55	3040
36	2030	46	2200	56	4030
37	2960	47	2250	57	4010
38	4170	48	2710	58	3300
39	4460	49	2640	59	3890
40	3580	50	2980	60	3260

Der Mittelwert der Bruchkraft der beschliffenen Kronen betrug 3026,8N (SD 679,0).

3.4.3 Bruchkraft der polierten Kronen

Ebenso wurde die Bruchkraft der polierten Kronen im Universal-Prüfgerät erfasst. Die Bruchkraft der polierten Kronen nahm Werte zwischen 1800N und 4070N an (Tabelle 8).

Tabelle 8: Bruchkräfte der polierten Kronen (61-90) in Newton

Krone	Bruchkraft	Krone	Bruchkraft	Krone	Bruchkraft
61	3290	71	2120	81	2000
62	2190	72	2430	82	1890
63	2430	73	2130	83	1980
64	2580	74	3270	84	2790
65	2060	75	4070	85	2360
66	2370	76	2470	86	2960
67	3310	77	3040	87	2890
68	3190	78	2450	88	2250
69	3340	79	3540	89	3420
70	1800	80	3900	90	1920

Der Mittelwert der Bruchkraft der polierten Kronen betrug 2681,3N (SD 632,0).

3.4.4 Darstellung der Bruchkräfte im Vergleich

Im Folgenden werden die Ergebnisse der im Universal-Prüfgerät auftretenden Bruchkräfte zwischen den Gruppen verglichen.

Bruchkraft aller Kronen im Vergleich (N = 90)

Die Bruchkräfte der drei Gruppen wurden **ohne Zensur** miteinander verglichen und ausgewertet (Tabelle 9).

Tabelle 9: Vergleich der Bruchkräfte der Gruppen Unbearbeitet, Beschliffen und Poliert in Newton. Darstellung der Kronengruppe, der Kronenanzahl, des Mittelwertes, Standardabweichung sowie Grenzen des 95% Konfidenzintervalls und der Minimal- und Maximalbelastungen.

Kronen- gruppe	Kronen- anzahl	Mittel- wert [N]	Standard- abweichung	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert [N]		Min. [N]	Max.[N]
				Unter- grenze	Ober- grenze		
Unbearbeitet	30	2497,7	332,3	2373,6	2621,8	1960,0	3210,0
Beschliffen	30	3026,8	679,5	2773,1	3280,5	2030,0	4460,0
Poliert	30	2681,3	631,6	2445,5	2917,2	1800,0	4070,0
Gesamt	90	2735,3	604,2	2608,7	2861,8	1800,0	4460,0

Mit einem p-Wert=0,002 unterschieden sich die Mittelwerte der Gruppen signifikant voneinander. Der F-Wert lag bei 6,689.

Um bestimmen zu können, welche Gruppen sich voneinander signifikant unterschieden, wurden Post-Hoc-Tests durchgeführt (Tabelle 10 - 11).

Tabelle 10: Tuckey-HSD Post-Hoc Test. Mehrfachvergleich zwischen den Gruppen der unterschiedlichen Oberflächenbearbeitung. Darstellung der Gruppen der Oberflächenbearbeitung, der mittleren Differenz, Signifikanz zwischen den Gruppen sowie der Grenzen des 95% Konfidenzintervalls in Newton. Die abhängige Variable ist die Bruchkraft (N).

Oberflächen- bearbeitung	Oberflächen- bearbeitung	Mittlere Differenz (I-J)	Signifi- kanz	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	
				Untergrenze	Obergrenze
Unbearbeitet	Beschliffen	-529,1	0,00	-879,4	-178,8
	Poliert	-183,7	0,43	-534,0	166,6
Beschliffen	Unbearbeitet	529,1	0,00	178,8	879,4
	Poliert	345,5	0,05	-4,8	695,8
Poliert	Unbearbeitet	183,7	0,43	-166,6	534,0
	Beschliffen	-345,5	0,05	-695,8	4,8

Die unbearbeitete Referenzgruppe unterschied sich in ihrem Mittelwert signifikant von dem Mittelwert der Gruppe der beschliffenen Kronen. Analog galt dies zwischen der Gruppe der beschliffenen und polierten Kronen. Zwischen den unbearbeiteten und den polierten Kronen gab es keinen signifikanten Unterschied.

Tabelle 11: Tuckey-HSD Post-Hoc Test. Darstellung der homogenen Untergruppen unter den Gruppen der unterschiedlichen Oberflächenbearbeitung. Die Gruppen der Oberflächenbearbeitung, die Kronenanzahl und die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen in Newton werden angezeigt. Es wird ein harmonisches Mittel für die Stichprobengröße = 30,000 verwendet.

Oberflächenbearbeitung	Kronenanzahl	Untergruppe für alpha=0,05	
		1	2
Unbearbeitet	30	2497,7	
Poliert	30	2681,3	2681,3
Beschliffen	30		3026,8
Signifikanz		0,43	0,05

Fasste man die Gruppen zu homogenen Untergruppen zusammen, deren Mittelwert bei einem 5% Signifikanzniveau nicht signifikant voneinander abwich, so bildeten sowohl die Kronen der unbearbeiteten Gruppe als auch die Kronen der beschliffenen Gruppe mit den polierten Kronen eine homogene Untergruppe (Tabelle 11).

Bruchkraft der Kronen mit Kaubelastung 50N +/- 10% (N = 56)

Die Bruchkräfte der drei Gruppen wurden miteinander verglichen und ausgewertet (Tabelle 12). Die Kronen, deren Mittelwert der Belastung mehr als +/- 10% von den gewünschten 50N Wechsellast abwich, wurden vor erneuter statistischer Berechnung zensiert. 56 Kronen flossen mit ihren Werten in die Statistik ein.

Tabelle 12: Vergleich der Bruchkräfte der Gruppen Unbearbeitet, Beschiffen und Poliert in Newton. Darstellung der Kronengruppe, der Kronenanzahl, des Mittelwertes, Standardabweichung, sowie Grenzen des 95% Konfidenzintervalls und der Minimal- und Maximalbelastungen. Nur die 56 Kronen mit einer durchschnittlichen Belastung von 50N +/- 10% flossen in die Statistik ein.

Kronen- gruppe	Kronen- anzahl	Mittel- wert [N]	Standard- abwei- chung	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert [N]		Min. [N]	Max.[N]
				Unter- grenze	Ober- grenze		
Unbearbeitet	21	2507,6	346,2	2350,0	2665,2	1960,0	3210,0
Beschliffen	18	2954,4	728,2	2592,3	3316,6	2030,0	4460,0
Poliert	17	2634,1	610,1	2320,4	2947,8	1800,0	4070,0
Gesamt	56	2689,6	593,6	2530,7	2848,6	1800,0	4460,0

Mit einem p-Wert=0,055 unterschieden sich die Mittelwerte der Gruppen nicht signifikant voneinander. Der F-Wert lag bei 3,067.

Es gab einen signifikanten Unterschied zwischen dem Mittelwert der unbearbeiteten und beschliffenen Gruppe, allerdings hatte sich der p-Wert drastisch erhöht. Zwischen den Gruppen der unbearbeiteten und polierten Gruppe sowie zwischen Poliert und Beschliffen gab es keinen signifikanten Unterschied (Tabelle 13).

Tabelle 13: Tuckey-HSD Post-Hoc Test. Mehrfachvergleich zwischen den Gruppen der unterschiedlichen Oberflächenbearbeitung. Darstellung der Gruppen der Oberflächenbearbeitung, der mittleren Differenz, Signifikanz zwischen den Gruppen sowie der Grenzen des 95% Konfidenzintervalls in Newton. Die abhängige Variable ist die Bruchkraft (N). Nur die 56 Kronen mit einer durchschnittlichen Belastung von 50N +/- 10% flossen in die Statistik ein.

Oberflächen- bearbeitung	Oberflächen- bearbeitung	Mittlere Differenz (I-J)	Signifi- kanz	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	
				Untergrenze	Obergrenze
Unbearbeitet	Beschliffen	-446,8	0,05	-890,2	-3,5
	Poliert	-126,5	0,78	-576,8	323,8
Beschliffen	Unbearbeitet	446,8	0,05	3,5	890,2
	Poliert	325,3	0,23	-146,5	787,2
Poliert	Unbearbeitet	126,5	0,78	-323,8	576,8
	Beschliffen	-320,3	0,23	-787,2	146,5

Fasste man die Gruppen zu homogenen Untergruppen zusammen, deren Mittelwerte bei einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ nicht signifikant voneinander abweichen, so bildeten alle drei Gruppen zusammen eine homogene Untergruppe ohne einen signifikanten Unterschied der Mittelwerte mit einem p-Wert=0,054 (Tabelle 14).

Tabelle 14: Tuckey-HSD Post-Hoc Test. Darstellung der homogenen Untergruppen unter den Gruppen der unterschiedlichen Oberflächenbearbeitung. Die Gruppen der Oberflächenbearbeitung, die Kronenanzahl und die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen in Newton werden angezeigt. Es wird ein harmonisches Mittel für die Stichprobengröße = 11,314 verwendet. Die Gruppengrößen sind nicht identisch. Es wird das harmonische Mittel der Gruppengrößen verwendet. Fehlerniveaus des Typs I sind nicht garantiert.

Oberflächenbearbeitung	Kronenanzahl	Untergruppe für $\alpha=0,05$
Unbearbeitet	21	1
Poliert	17	2507,6
Beschliffen	18	2634,1
Signifikanz		2954,4
		0,05

Bruchkraft der Kronen mit Kaubelastung 50N +/- 5% (N = 36)

Die Bruchkräfte der drei Gruppen wurden miteinander verglichen und ausgewertet (Tabelle 15). Die Kronen, deren Mittelwert der Belastung mehr als +/- 5% von den gewünschten 50N Wechsellast abwich, wurden aus der Statistik herausgenommen. 36 Kronen flossen mit ihren Werten in die Statistik ein.

Tabelle 15: Vergleich der Bruchkräfte der Gruppen Unbearbeitet, Beschliffen und Poliert in Newton. Darstellung der Kronengruppe, der Kronenanzahl, des Mittelwertes, Standardabweichung, sowie Grenzen des 95% Konfidenzintervalls und der Minimal- und Maximalbelastungen.

Kronengruppe	Kronenanzahl	Mittelwert [N]	Standardabweichung	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert [N]			
				Untergrenze	Obergrenze	Min. [N]	Max. [N]
Unbearbeitet	16	2510,6	376,0	2310,3	2711,0	1960,0	3210,0
Beschliffen	9	2588,9	473,1	2225,2	2952,6	2030,0	3360,0
Poliert	11	2531,8	553,8	2159,8	2903,9	1800,0	3310,0
Gesamt	36	2536,7	447,7	2385,2	2688,1	1800,0	3360,0

Mit einem p-Wert=0,919 unterschieden sich die Mittelwerte der Gruppen nicht signifikant voneinander. Der F-Wert lag bei 0,084.

Betrachtete man nur die Kronen, die im Kausimulator mit 50N +/- 5% belastet wurden, gab es keinen signifikanten Unterschied mehr zwischen den Gruppen (Tabelle 16).

Tabelle 16: Tuckey-HSD Post-Hoc Test. Mehrfachvergleich zwischen den Gruppen der unterschiedlichen Oberflächenbearbeitung. Darstellung der Gruppen der Oberflächenbearbeitung, der mittleren Differenz, Signifikanz zwischen den Gruppen sowie der Grenzen des 95% Konfidenzintervalls in Newton. Die abhängige Variable ist die Bruchkraft in Newton [N].

Oberflächenbearbeitung	Oberflächenbearbeitung	Mittlere Differenz (I-J)	Signifikanz	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert [N]	
				Untergrenze	Obergrenze
Unbearbeitet	Beschliffen	-78,3	0,91	-548,4	391,9
	Poliert	-21,2	0,99	-463,2	420,8
Beschliffen	Unbearbeitet	78,3	0,91	-391,9	548,4
	Poliert	57,1	0,96	-450,1	564,3
Poliert	Unbearbeitet	21,2	0,99	-420,8	463,2
	Beschliffen	-57,1	0,96	-564,3	450,1

Fasst man die Gruppen zu homogenen Untergruppen zusammen, deren Mittelwert bei einem 5% Signifikanzniveau nicht signifikant voneinander abwich, so bildeten alle drei Gruppen zusammen eine homogene Untergruppe ohne einen signifikanten Unterschied der Mittelwerte mit einem p-Wert=0,914 (Tabelle 17).

Tabelle 17: Tuckey-HSD Post-Hoc Test. Darstellung der homogenen Untergruppen unter den Gruppen der unterschiedlichen Oberflächenbearbeitung. Die Gruppen der Oberflächenbearbeitung, die Kronenanzahl und Die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen in Newton werden angezeigt. Es wird ein harmonisches Mittel für die Stichprobengröße = 11,314 verwendet. Die Gruppengrößen sind nicht identisch. Es wird das harmonische Mittel der Gruppengrößen verwendet. Fehlerniveaus des Typs I sind nicht garantiert.

Oberflächenbearbeitung	Kronenanzahl	Untergruppe für alpha=0,05 1
Unbearbeitet	16	2510,6
Poliert	11	2531,8
Beschliffen	9	2588,9
Signifikanz		0,91

3.5 Weibull-Statistik zur Darstellung der Verteilungsfunktionen des Bruchtests

Die empirischen Verteilungsfunktionen der drei Gruppen des Bruchtests wurden errechnet und graphisch dargestellt (Abbildung 26).

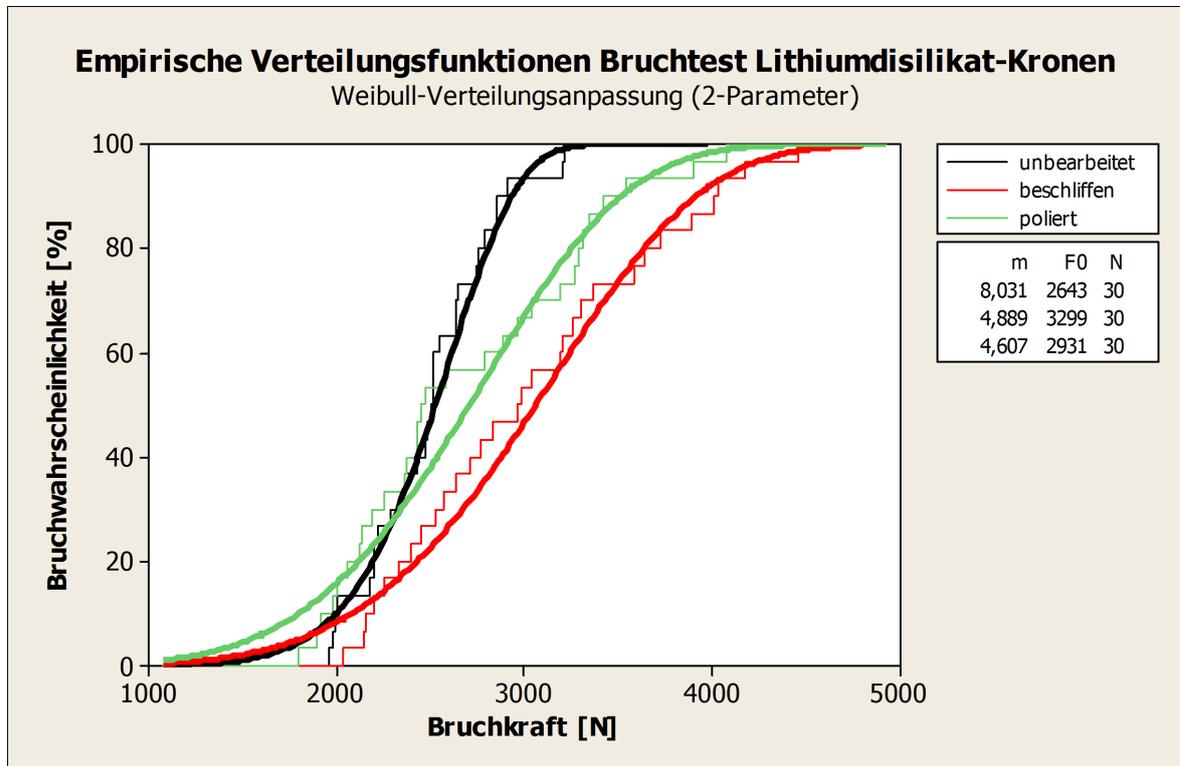


Abbildung 26: Empirische Verteilungsfunktionen des Bruchtests der Gruppen Unbearbeitet, Beschliffen und Poliert. Die Bruchkraft (N) wird in Abhängigkeit zur Bruchwahrscheinlichkeit (%) gesetzt.

Im klinisch relevanten Bereich bis ca. 1500 N zeigten alle drei Varianten trotz Alterung durch TC und CL eine geringe Bruchwahrscheinlichkeit.

Der Weibull Parameter m der unbearbeiteten Kronen wies mit 8,031 den höchsten Wert der Gruppen auf. Die Weibull Parameter der beschliffenen ($m=4,889$) und polierten Gruppe ($m=4,607$) waren nahezu identisch. Das Festigkeitsniveau, welches bei einer Ausfallwahrscheinlichkeit von 63,2% der Kronen bestimmt wird, lag bei der Gruppe der unbearbeiteten Kronen bei 2643N, bei den beschliffenen Kronen bei 3299N und bei den polierten Kronen bei 2931N.

4 Diskussion

Es werden die ermittelten Ergebnisse sowie die angewandte Methode zusammenfassend diskutiert, interpretiert und mit Ergebnissen aus der Literatur verglichen.

4.1 Methodenkritik

Eingehende Fehler im Rahmen der Methode und Durchführung werden im Folgenden diskutiert.

4.1.1 Fehlermöglichkeiten bei der Herstellung der Kronen und Stümpfe

Fehlermöglichkeiten in der zahntechnischen Herstellung von Kronen gibt es viele, jedoch können diese durch sachgerechte Behandlung der Materialien und durch exaktes und korrektes Arbeiten auf ein geringes Maß minimiert werden. Das hohe Maß an Standardisierung bei der Probenherstellung war einer der Vorteile dieses Studiendesigns. Genauso wurde durch die CAD/CAM Herstellung der Wachskronen ein Herstellungsprozess gewählt, welcher fortschrittlich und erfolgreich in der Zahntechnik Einzug hält. Somit wurden auch viele Variablen des zahntechnischen Herstellungsverfahrens, welche eventuell das spätere Ergebnis beeinflussen könnten, umgangen.

Dennoch gab es bei der Herstellung der Proben sowie den Stümpfen Fehlermöglichkeiten, die Einfluss auf das Ergebnis nehmen könnten.

Die benützten Metallstümpfe sind einer dieser Kritikpunkte. Da sie nicht exakt die Materialeigenschaften eines natürlichen Zahnes aufweisen und es im Rahmen dieser Studie nur möglich war, den Verbund Stumpf-Zement-Krone zu messen, führte dies zu sehr hohen, in der klinischen Realität nicht vorkommenden Bruchkraftwerten. Der Vorteil der Herstellung weitestgehend identischer Stümpfe ist jedoch die Standardisierung und Reproduzierbarkeit, wodurch alle Kronen dieselben Voraussetzungen hatten. Prüfstümpfe aus echtem Zahnmaterial oder Komposit könnten einen Krieeffekt aufweisen, unter der Belastung nachgeben und das Ergebnis somit beeinflussen oder keine Rückschlüsse auf das Testmaterial zulassen [11].

Um Fehlinterpretationen zu vermeiden, wurde jedem Stumpf eine Referenzkrone, eine beschliffene Krone und eine polierte Krone zugewiesen. Somit wurden stumpf-spezifische Einflüsse auf das spätere Ergebnis so gering wie möglich gehalten.

Ein Parodontal-Spalt mit seiner belastungsdämpfenden Wirkung wurde aus technischen Gründen ebenfalls nicht simuliert.

Durch die Arbeitsschritte des Herstellungsprozesses wie Abformungen, Gipsmodellerstellung, Ausarbeiten der Kronen oder die CAD/CAM-Bearbeitung können zwar Fehler eingehen, jedoch entsprach der Ablauf der klinisch-zahntechnischen Vorgehensweise und kann somit vernachlässigt werden. Die CAD/CAM Maschine informiert den Benutzer nach 60% des Schleifverlustes über einen notwendigen Wechsel des Instrumentariums. Diesem Hinweis wurde Folge geleistet.

Der Pressvorgang der Kronen an sich lief vollautomatisch ab.

Die Oberflächenbearbeitung der polierten und beschliffenen Gruppen wurde, um realitätsnah zu bleiben, manuell durchgeführt. Dabei wurden Druck und Behandlungsdauer mit Stoppuhr und Waage überprüft, um Abweichungen zu minimieren.

Alle Fräser und Polierer für die Oberflächenbearbeitung der Kronen wurden nach optischer Begutachtung, nach Schleif-/Polierkraftverlust oder mindestens nach 15 bearbeiteten Kronen ausgetauscht. Um sicherzustellen, dass an allen Kronen dieselben Flächen mit identischer Form und Größe beschliffen werden, wurde die bearbeitete Fläche durch eine Schablone kontrolliert.

Bei der Zementierung der Kronen wurde die Einhaltung der Belastung mit 50N überwacht. Um ein standardisiertes und zeitsparendes Zementieren gewährleisten zu können, wurde eine eigens dafür konstruierte Vorrichtung gebaut, welche alle Proben mit derselben Kraft belastet und einfach zu handhaben ist. Die Proben wurden dabei mit einer in der Literatur oft gewählten Kraft von 50N [16] belastet. Die Zeit, die für das Zementieren benötigt wurde, richtete sich nach den Angaben des Zementherstellers.

4.1.2 Fehlermöglichkeiten bei der Simulation

Der limitierende Faktor beim Alterungsprozess ist die Zeit bzw. die Geschwindigkeit der Alterung durch die Simulation. Es wurde versucht, die höchstmögliche Alterung in der zur Verfügung stehenden Versuchszeit zu erzielen. Jedoch musste bei manchen Parametern ein Kompromiss gefunden werden, da die einzelnen Maschinen in ihrer Bearbeitungszeit aufeinander abgestimmt werden sollten, um Wartezeiten zwischen den einzelnen zu durchlaufenden Maschinen so gering wie möglich zu halten.

Um eine hohe Wertigkeit dieser Studie zu erzielen, wurde eine hohe Anzahl an Kauzyklen angestrebt, um eine lange Lebensdauer zu simulieren. Die Tatsache, dass eine Studie die Simulation von mindestens 5 Jahren aufweisen soll [25], wurde berücksichtigt und sogar 10 Jahre simuliert.

Der benutzte servohydraulische Kausimulator bietet die Möglichkeit, Simulationen in einem sehr hohen Frequenzbereich zu fahren. Zwar wurde die durchschnittliche Kaufrequenz eines Erwachsenen von 1,6 Hz [4] nicht berücksichtigt und die Simulation aus Zeitersparnis und wirtschaftlichen Gründen bei 20 Hz gefahren, allerdings gilt diese Prozedur in der Literatur als vertretbar [19, 22]. Hydraulische Kausimulatoren sind in der Lage, Simulationen bei sehr hohen Frequenzen durchzuführen [40].

Wird die Prämisse, dass 240.000 Kauzyklen einem Jahr entsprechen, akzeptiert, kann bei einer Frequenz von 20 Hz ein klinischer Gebrauch von 10 Jahren mit 2,5 Mio. Kauzyklen in unter zwei Tagen simuliert werden. Als Belastung wurde die durchschnittliche Kaukraft eines erwachsenen Menschen von 50N [1] verwendet. Während der Belastung im Kausimulator wurde keine Lateralbewegung durchgeführt. Es wurde somit nur eine vertikal auftreffende Kraft simuliert, die nur partiell mit den klinisch auftretenden Kräften übereinstimmt.

Während der kompletten Simulation wurden die zu testenden Kronen in destilliertem Wasser gelagert, um eine Feuchtigkeitssättigung des Befestigungszements gewährleisten zu können. Destilliertes Wasser als Lagerungsmedium ist eine typische Lagerungsflüssigkeit [50] und künstlichem Speichel bezüglich Friktionseffekten während der Mastikation ebenbürtig [12]. Auf eine Integration eines Abrasionsmaterials, welches die Nahrungsbestandteile simulieren würde, wurde verzichtet. Der Abrieb durch Nahrungsbestandteile in der heutigen Wohlstandsgesellschaft ist zu

vernachlässigen [38], genauso wenig, wie sich Zahnpasta bzw. das Zähneputzen auf die Oberfläche der Restauration auswirken würde [27].

Im Rahmen dieser Studie wurde eine Lagerungszeit von mindestens sieben Tagen vollzogen. Diese Länge der gewählten Wasserlagerung hebt sich zwar deutlich von der Masse der recherchierten Studien ab, welche eine Wasserlagerung von 24 Stunden in Erwägung zogen [54], allerdings wirkt sich dies nur positiv auf die Feuchtigkeitssättigung des Befestigungszements aus, auch wenn belegt werden kann, dass die Langzeitwasserlagerung bei dem als Befestigungszement benutzten Glasionomierzement keine Verringerung der Kronenretention zu Folge hat [13]. Langzeit-Wasserlagerung hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Retention der Kronen [13]. Außerdem expandiert Glasionomierzement in wässriger Umgebung unwesentlich [26]. Dennoch war eine lange Wasserlagerung auch in Bezug auf die angestrebte Simulation der Verschleißerscheinung der Keramik anzustreben, da Wasserlagerung die Rissproliferation in Keramik unterstützt und beschleunigt [47] und einen wichtigen, essenziellen Faktor darstellt, um aussagekräftige Labortests zu erzielen [19].

Die thermische Alterung wurde bei dem hier verwendeten hochfrequenten servohydraulischen Kausimulator zuvor in einem eigenen Bearbeitungsschritt vollzogen, da die Kausimulation nur einen Bruchteil der Zeit des Thermocyclings in Anspruch nimmt. Während der Kausimulation wurde nur die Temperatur der Mundhöhle von 37° simuliert und gehalten. Das Halten der Temperatur während der Simulation findet auch in der Literatur Anklang [53].

Außerdem entfernte das Wasser zusätzlich die Debris von der Oberfläche der Krone, welche eventuell durch den Kontakt zwischen Druckstempel und Krone entstehen konnte. Diese Ablagerung konnte ansonsten als Schleifmedium agieren und die Krone wie auch das Ergebnis negativ beeinflussen [18].

Bei der Findung des Parameters der Zyklanzahl des Thermocyclings halfen die in der Literatur gefundenen Angaben nur bedingt weiter. Im Wesentlichen wurde der größte gemeinsame Nenner, der in der gesamten recherchierten Literatur gefunden wurde, gewählt.

Die Zyklanzahl wurde mit 5000 festgelegt. Bei den Parametern für die Pausen- und Tauchzeiten ergab sich das gleiche Problem. Hier wurde nach vorheriger Recherche der größte gemeinsame Nenner bei der Pausenzeit von 10 Sek. und bei der Tauchzeit von 20 Sek. gefunden. Die Temperatur des 55° warmen und des 5° kalten

Beckens, welches laut der Masse der Autoren in der Literatur das durchschnittliche Temperaturspektrum im Mundmilieu symbolisiert [48], wurde übernommen. Während diese Einstellung, der 50° Temperaturunterschied, eine erhöhte Frakturanfälligkeit der Keramik zu Folge hatte [43], hatte das Thermocycling nicht einmal nach 37.500 Zyklen einen ausschlaggebenden Einfluss auf den Glasionomerezement [34]. Dies ist positiv zu bewerten, da nicht der Verschleiß des Befestigungszements, sondern der Verschleiß der Keramischen Restauration gemessen und evaluiert werden sollte.

Da davon auszugehen war, dass nach erfolgreichem Thermocycling und vollzogener Kausimulation bei durchschnittlicher Kaukraft noch keine signifikanten Unterschiede der Proben nach ihrer Inspektion erkennbar waren, wurden die Kronen in einer Universal-Prüfmaschine bis zu ihrem katastrophalen Bruch belastet. Dieses Verfahren entspricht eher einer Belastung in einer parafunktionellen Situation als einer Schädigung durch den Kauvorgang [37]. Die Maximalkraft, die die Proben dabei erfuhren, sollte Auskunft über eventuelle Unterschiede der Proben geben. Auch hierfür gabe es keine anerkannten standardisierten Parameter.

Die festgelegte Geschwindigkeit des Druckstempels betrug 0,5 mm/min [23, 37]. Die Wahl des Druckstempels für den Kausimulator wie auch für die Universal-Prüfmaschine geht weit auseinander. Im optimalsten Falle wäre ein echter Zahn bzw. Schmelzhöcker zu wählen [28]. Aufgrund der Standardisierung und der hohen Anzahl an Proben sowie den möglichen Verschleißerscheinungen bei Benutzung eines Schmelzhöckers als Antagonisten wurde der Druckstempel aus EMF gewählt. Sowohl für die Kausimulation als auch für den Test in der Universalprüfmaschine wurde ein kugeliges Stempel mit einem Durchmesser von 5mm benutzt. Diese Wahl des Druckstempels deckte sich auch mit der Mehrheit der benutzten Druckstempel in der Literatur [48]. Zudem erzeugte die Kugel durch ihren tripodisierenden Kontakt eine Vielzahl an Belastungen auf die Probe (Kompression, Spannung; Scherkraft) und deckte sich mit der klinisch intraoralen Belastung [24]. Der Kontaktpunkt des Druckstempels stellte die zentrale Grube der Hauptfissur dar [22, 53].

Vor der Belastung der Kronen im Kausimulator sowie bis zum katastrophalen Bruch im Universal-Prüfgerät wurden die Kontaktpunkte mit Schimmstock- und Okklusionsfolie überprüft, um eine weitestgehende Übereinstimmung gewährleisten zu können.

Die während der Simulation benutzte Untersuchungsmethode der Proben, welche in der Literatur auch stark variiert, wurde nach der in der Literatur am häufigsten zitierten Untersuchungsmethode, der Stereomikroskopie, mit 10-facher Vergrößerung ausgewählt. Nach der thermalen Belastung sowie nach Kausimulation wurden die Proben visuell auf Keramikrisse, Sprünge und Abplatzungen sowie Brüche untersucht. Nur Proben, die keine positiven Befunde aufwiesen, wurden weiter getestet.

4.2. Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Studie werden im Folgenden diskutiert, interpretiert und mit Ergebnissen aus der Literatur verglichen.

4.2.1 Bedeutung der Ergebnisse der Zementspaltbreite

Die Zementspaltbreite hat großen Einfluss auf die Langlebigkeit von dentalen Restaurationen. Ist die Zementspaltbreite zu gering oder zu groß, kann sich dies negativ auf die Überlebensrate der Restauration auswirken.

Um sicherzustellen, dass die geforderte Zementspaltbreite nicht über- oder unterschritten wurde, welches sich auf die Frakturfestigkeit der Kronen auswirken könnte, wurden die Zementspaltbreiten mit der 3D-Replika Technik auf dem Metallstumpf sowie auf dem aus der Abformung des Metallstumpfes gegossenen Meisterstumpf bemessen. Die Ergebnisse der Messung der Zementspaltbreiten beim Originalstumpf sowie beim Meistermodell bedeutet zum einen, dass die im CAD-System eingegebene Zementspaltbreite deutlich größer ausfiel, zum anderen aber auch, dass der Gipsstumpf in seiner Dimension etwas kleiner war als sein Original. Die Zementspaltbreiten fielen vor allem okklusal beim EMF-Stumpf mit Werten zwischen 0,1mm bis 0,26mm und beim Gips-Stumpf mit 0,13mm bis 0,3mm deutlich größer aus als voreingestellt.

Da allerdings der eingestellte Parameter von 0,06 mm nach empfohlenen Herstellerangaben ausgewählt wurde und die Durchschnittswerte des Metallstumpfs, auf welchem die Krone auch später definitiv zementiert wurde, im Rahmen der klinisch erreichbaren Vorstellung von 0,1 - 0,3mm lagen [35], kann der im CAD-System eingestellte Parameter als repräsentativ und vertretbar angesehen werden.

Somit muss beachtet werden, dass bei der Konstruktion und Herstellung der Kronen durch CAD/CAM mit der hier benutzten Maschine und dem hier verwendeten Keramik-Material die Dimension des Zementspalts gegebenenfalls kleiner eingestellt werden muss als eigentlich vorgegeben, um das gewünschte Ergebnis zu erzielen. Dies wäre durch eine verringerte Eingabe der Zementspaltbreite im CAD-System möglich. Dennoch wäre eine Einhaltung der klinisch erreichbaren Ergebnisse der Zementspaltbreite von 0,1 - 0,3 mm auch bei unveränderter Übernahme des gewünschten Wertes der Zementspaltbreite noch gewährleistet. Die Frage, ob sich die Verkleinerung des Gipsstumpfes im Verhältnis zum Original durch die Schrumpfung des Gipses oder der Abformung oder beider ergab, kann im Rahmen dieser Studie nicht geklärt werden, genauso wenig wie sichergestellt werden kann, ob die Vergrößerung des Zementspaltes der CAD oder CAM oder beidem geschuldet ist.

4.2.2 Bedeutung der Kausimulation

Die Erfassung der tatsächlich eingehende Kraft für jede einzelne Probe im Rahmen der dynamischen Thermowechselbelastung und Ausschluss der Proben von der weiteren Auswertung, welche abweichend belastet wurden, hatte eine Harmonisierung der Ergebnisse zufolge. Die für die unterschiedlichen Simulationsgruppen festgestellte statistische Signifikanz ist vor allem der hohen Zahl der Messwerte (Messungen alle 10 Sek.) von 200.784 geschuldet. Vor diesem Hintergrund sollte der Einfluss der Kausimulation per se auf die Bestimmung der Frakturfestigkeit weitergehend analysiert werden. Trotz der servohydraulischen Steuerung der Maschine kam es zu Über- und Unterbelastungen einzelner Proben. Die Erfassung der tatsächlich auf die Proben einwirkende Kraft sollte möglichst aufgezeichnet und berücksichtigt werden. Ansonsten sind Fehlinterpretationen und verfälschte Ergebnisse eine mögliche Konsequenz.

Dies bedeutet allerdings auch, dass alle bisherigen Kausimulationen von Studien, die diese Belastungen der einzelnen Proben nicht erfasst, aufgezeichnet und berücksichtigt haben, und somit auch keine abweichenden Belastungen erkannt und eventuell eliminiert haben, ihre Ergebnisse möglicherweise unbeabsichtigt verfälscht und fehlinterpretiert haben. Vor diesem Hintergrund sind die bislang publizierten Ergebnisse einer kritischen Neubewertung zu unterziehen [25, 28].

Der in dieser Studie benutzte innovative Kausimulator ist in der Lage, die aufgenommenen Kräfte jeder einzelnen Probe zu erkennen und gibt dem Betrachter die Möglichkeit, die Werte zu evaluieren und eventuell zu intervenieren, um ein Ergebnis zu erzielen, welches auf einer absoluten Gleichbehandlung aller Proben beruht. Bisher ist keiner, außer dem in Rahmen dieser Studie verwendeten Kausimulator bekannt, der die aufgenommenen Kräfte der einzelnen Proben erfassen kann. Bei allen gängigen Kausimulatoren ist nur die eingeleitete Gesamtkraft, welche durch die Anzahl der aufgenommenen Proben geteilt wird, bekannt. Wie viel Belastung schlussendlich von den Proben aufgenommen wurde, ist jedoch unbekannt. Doch gerade dieser Wert zeigte sich als von höchster Wichtigkeit für die Bruchfestigkeitsergebnisse.

Um die tatsächlich in die Proben eingehende Kraft beurteilen zu können, ist eine Anordnung der Kraftmessdosen unterhalb der Proben erforderlich. Eine Messdosenplatzierung direkt unter den Proben ist präziser als die Teilung der gesamten abgegebenen Kraft durch die Anzahl der Proben [25, 28]. Der in dieser Studie benutzte Kausimulator wurde zuvor in Zusammenarbeit mit Herstellern (Förderkennzeichen DFG: INST40/345-1 FUGG) auf der Basis der Prüfmaschine Amsler HC25 (Zwick/Roell; Ulm-Einsingen; GER) entwickelt. Er zeichnet die speziell für jede Probe auftretenden Kräfte auf. Nur so sind die auf jede einzelne Probe einwirkenden Kräfte analysierbar und abweichende Ausreißer ausgrenzbar.

Die systematische Literaturrecherche ergab keine Studien über die Auswirkung der Kausimulation per se auf die Festigkeit der untersuchten Materialien. Bisherige Studien zeigten einzig, dass eine Alterung keramischer Restaurationen durch zyklische Thermowechselbelastung die Bruchfestigkeit des Materials negativ beeinflusst [3]. Die im Rahmen dieser Arbeit erhaltenen Ergebnisse sind in ihrem Bereich neue wissenschaftliche Errungenschaften, die aus Mangel an vergleichbaren Studien vorerst für sich stehen. Es wird aufgezeigt, wie klein der Bereich exakter Ergebnisse ist. Wird dieser Bereich allerdings angestrebt und alles andere ausgeblendet (ohne Rücksicht vor hohen Ausfallraten), so bekommt man Ergebnisse mit höchster Wertigkeit. Der Einfluss der Krafteinwirkung des Kausimulators auf die Frakturfestigkeit keramischer Restaurationen lässt sich vom Prinzip her auf andere Kausimulationen und andere keramische Materialien übertragen.

4.2.3 Bedeutung der Ergebnisse der e.max Lithiumdisilikat Keramik

Keramiken besitzen gegenüber metallischen Konstruktionswerkstoffen nur eine sehr geringe Duktilität. Die mittlere Bruchdehnung liegt für die meisten Typen unter 0,3%. Dies führt dazu, dass Keramiken eine sehr hohe Druckfestigkeit besitzen, die Zugfestigkeit jedoch relativ niedrig ist.

Das spröde-elastische Verhalten keramischer Werkstoffe ist auf den fehlenden Abbau innerer und äußerer Spannungen durch Versetzungsbewegung zurückzuführen. In den keramischen Werkstoffen treten ausschließlich kovalente und ionische Bindungen sowie Mischungen daraus auf. In solchermaßen aufgebauten Kristallgittern ist die Versetzungsbewegung sehr erschwert bis nahezu unmöglich.

Die fehlende Versetzungsbeweglichkeit führt zu starken Spannungsüberhöhungen an Gefügefehlern sowie zu einer Versetzungsanhäufung und Rissbildung. Das Festigkeits- und Bruchverhalten keramischer Werkstoffe ist damit eng an Gefügedefekte wie Poren, Fremdeinschlüsse und (Oberflächen-)Risse geknüpft.

Die Bruchwahrscheinlichkeit von keramischen Werkstoffen bei einer von außen einwirkenden Spannung wird durch die Weibull-Verteilung beschrieben. Im klinisch relevanten Bereich bis ca. 1500N zeigten alle drei Varianten (unbehandelt, beschliffen, beschliffen und poliert) trotz Alterung durch TC und CL eine geringe Bruchwahrscheinlichkeit von weniger als 5%.

Der Weibull Parameter m der unbearbeiteten Kronen wies mit 8,0 den höchsten Wert der Gruppen auf. Die Weibull Parameter der beschliffenen ($m=4,9$) und polierten Gruppe ($m=4,6$) waren nahezu identisch. Je höher der Weibull Parameter m , desto zuverlässiger ist das Material. Die unbearbeitete Keramik wies somit die größte Zuverlässigkeit auf und birgt die größte klinische Sicherheit. Im Gegensatz dazu birgt jede Art von Bearbeitung das Risiko der Schädigung, selbst wenn anschließend poliert wurde. Die hohen Frakturfestigkeitswerte resultierten aus der Messung des Verbundes Krone-Zement-EMF-Stumpf.

Dass die Bruchwahrscheinlichkeit außerhalb des klinischen Bereiches bei den unbearbeiteten Kronen höher ausfiel als bei den bearbeiteten Kronen, wird im Rahmen der normalen Streuung bei solchen Messungen gesehen und kann nicht als klinisch relevant eingeschätzt werden.

Durch neu entwickelte Technologien wurden neue Materialien wie IPS e.max Press auf den Markt gebracht, die höhere Festigkeiten mit sehr guter Transluzenz bieten

und für die Bruchfestigkeit kein Unterkonstrukt (Metalllegierungs- oder Hochleistungskeramikgerüst) benötigen. Die Vorteile liegen bei diesem Material zusätzlich in der Ästhetik und der Biokompatibilität.

Die hochfeste IPS e.max Press Keramik bietet ein Höchstmaß an Ästhetik, verbunden mit hoher Festigkeit. *Stappert et al.* stellte nach einer Kausimulation mit einer Belastung der Proben mit 49N nur Mikrorisse an der Oberfläche des Materials fest [49]. Keine der Proben wies nach erfolgreicher Simulation einen katastrophalen Bruch auf. Diese Meinung kann geteilt werden. Auch in dieser Studie wiesen alle Kronen nach Kausimulation keinen katastrophalen Bruch auf.

Die Literaturrecherche über Oberflächenrauigkeit, Oberflächenbearbeitung und Politur von e.max Press Keramik erbrachte nur wenige Artikel, die sich dem Thema dieser Studie annäherten, allerdings nicht exakt entsprachen:

Lohbauer et al. [31] untersuchte 2008 den Einfluss von unterschiedlicher Oberflächenrauigkeit auf die Festigkeit von e.max Press in einem 4-Punkt-Biegeversuch. Allerdings wurden hierbei Probescheiben verwendet und keine Kronen. Seine Erfahrung, dass die Politur von größter Bedeutsamkeit für die Langlebigkeit der e.max Press Keramik wäre, kann in dieser Studie nicht geteilt werden. Eine Politur der in diesem Rahmen der Studie behandelten keramischen Oberflächen brachte keinen Vorteil in Bezug auf die Bruchfestigkeit des Materials. Ob sich die Rauigkeit auf den Antagonisten negativ auswirkt, war nicht Teil dieser Studie.

Yilmaz & Ozkan [56] untersuchte die Oberflächenrauigkeit von IPS Classic, Empress, Esthetic und Empress2 nach unterschiedlichen Glasurverfahren bei der Herstellung von Kronen, allerdings nicht von e.max Press und nicht nach Oberflächenbearbeitung durch den Zahnarzt, sondern durch den Zahntechniker.

Sein Ergebnis, dass ein erneuter Glanzbrand die Oberflächenrauigkeit minimiert und die manuelle Politur durch rotierendes Instrumentarium die Rauigkeit deutlich erhöht sowie zu viele Durchgänge eines Glanzbrandes die Keramik verformt, kann durch diese Studie nicht belegt werden. Zum einen wurde in dieser Studie nach dem Beschleifen kein erneuter Glanzbrand durchgeführt, zum anderen war eine deutliche Verminderung der Rauigkeit nach Politur mit manuell rotierendem Instrumentarium erkennbar. Außerdem wurde bei dieser Untersuchung [56] kein Thermocycling und keine Kausimulation durchgeführt und eine ältere Version der Keramik verwendet.

Chung et al. [8] verglich die Oberflächen von verschiedenen Silikatkeramiken nach erneutem Brennvorgang. Auch hier wurden nur Scheiben und keine Kronen des Materials getestet. Außerdem wurden auch hier kein Thermocycling und Kausimulation durchgeführt. Die Ergebnisse sind nicht vergleichbar, weil eine ältere Version der Keramik verwendet wurde und darüber hinaus nicht die Oberflächenbearbeitung im Vordergrund steht.

Asai et al. [2] untersuchte die Frakturanfälligkeit verschiedener CAD-Silikatkeramiken miteinander nach Politur und Glanzbrand, allerdings auch nur durch nicht der Realität entsprechende Scheibenproben und ohne Kausimulation und Thermocycling. Zwar gab es auch in dieser Studie keine Unterschiede in der Festigkeit der Materialien nach Politur oder erneutem Glanzbrand, allerdings wurden auch hier ältere Materialien benutzt und gegenübergestellt.

Kara et al. [21] vergleicht die Oberflächenbeeinflussungen durch Sandstrahlen, Säureätzung, und Laserirritation bei IPS Empress2 mit Scheibenproben, wobei es sich hier um die simulierte Konditionierung des Kronenlumens und nicht der eigentlichen Kronenoberfläche handelt. Auch hier wurden kein Thermocycling und keine Kausimulation durchgeführt. Die Ergebnisse stehen nicht zum Vergleich zur Verfügung.

Das Ergebnis der Literaturrecherche zur Oberflächenbearbeitung von e.max Press und ihren Auswirkungen lässt folgende Aussagen zu:

- All diese recherchierten Studien, welche sich der Arbeitshypothese annähern, aber nicht ähnlich sind, wurden nur mit Proben in Form von Materialscheiben durchgeführt.
- Des Weiteren wurde in keiner dieser Studien eine Kausimulation oder eine thermische Alterung der Proben durchgeführt.
- Klinische Studien über okklusale Oberflächenbearbeitung wurden nicht gefunden.
- Keine Studie befasste sich mit vollanatomischen Kronen.

Somit kann zusammengefasst werden, dass es keine Studie im Bereich der Oberflächenbearbeitung von e.max Press und ihrer Auswirkung auf die Festigkeit des Materials gibt, die zum Vergleich dieser Studie herangezogen werden kann. Ihre

Ergebnisse sind in ihrem Bereich neue wissenschaftliche Errungenschaften, die aus Mangel an vergleichbaren Studien vorerst für sich stehen.

4.3 Schlussfolgerung

Die im angewendeten CAD-System eingestellte Werte für die Zementspaltbreite entspricht nicht dem erzielten Resultat in der Realität.

Trotz der servohydraulischen Steuerung des Kausimulators kam es zur Über- und Unterbelastung einzelner Proben. Die Erfassung der tatsächlich auf die Proben einwirkenden Kraft sollte möglichst aufgezeichnet und berücksichtigt werden.

Denn wird die tatsächlich eingehende Kraft im Rahmen einer dynamischen Thermowechselbelastung für jede einzelne Probe erfasst und die Proben, welche abweichend belastet wurden, von der weiteren Auswertung ausgeschlossen, so kommt es zu einer Harmonisierung der Ergebnisse. In der Folge wird der zuvor signifikante Unterschied zwischen den Gruppen aufgehoben. Somit müssen die einwirkenden Kräfte genau betrachtet und bewertet werden. Fehlinterpretationen oder Falschaussagen wären ansonsten die Folge.

Vor diesem Hintergrund sollte der Einfluss der Kausimulation per se auf die Bestimmung der Frakturfestigkeit weitergehend analysiert werden.

Alle drei Varianten der Versuchskronen zeigten im klinisch relevanten Bereich bis ca. 1500N trotz Alterung durch TC und CL eine geringe Bruchwahrscheinlichkeit.

Die unbehandelte Keramik hat mit dem höchsten Weibull Parameter $m=8,0$ allerdings die größte Zuverlässigkeit und größte klinische Sicherheit. Somit birgt jede Art von Bearbeitung das Risiko der Schädigung, selbst wenn anschließend poliert wird.

Es gibt bislang keine Studie im Bereich der Kausimulation und ihrer Auswirkung auf die Festigkeit der untersuchten Materialien, welche zum Vergleich dieser Studie herangezogen werden kann. Ebenso gibt es bislang keine Studie im Bereich der Oberflächenbearbeitung von e.max Press und ihrer Auswirkung auf die Festigkeit des Materials, die zum Vergleich dieser Studie herangezogen werden kann.

5 Zusammenfassung

Mit in-vitro-Untersuchungen zur Langlebigkeit von Restaurationen soll durch unterschiedliche Verfahren die Alterung von Restaurationen nach Eingliederung nachgestellt werden. Maßnahmen hierfür sind beispielsweise Kurz- oder Langzeit- Wasserlagerung, wiederholte Temperaturwechsel (Thermocycling) oder Lastwechsel (Kausimulation, cyclic loading).

In der Literatur finden sich unterschiedlichste Angaben zur Thermozyklierung und zyklischer Belastung. Zyklenzahlen von 1.000 bis 50.000 sind für die Thermozyklierung beschrieben. Kauzyklen variieren von 100.000 bis 4,2 Mio. Einheitliche Parameter gibt es derzeit nicht.

Ziel dieser Studie war es, einen 10-Jahres-in-vitro-Verschleißtest in einem innovativen Kausimulator für monolithische Lithiumdisilikat-Keramik-Kronen zu entwickeln, mit dem Fokus auf den Einfluss der tatsächlichen Belastung der Kronen während der Kausimulation auf die Frakturfestigkeitsmessung nach Thermowechsellast.

Zudem sollten die durch zahnmedizinische Maßnahmen in die keramischen Restaurationen eingearbeiteten Oberflächenrauigkeiten mit und ohne anschließende Politur im Vergleich zu unbehandelten Referenzkronen untersucht werden. Beschleifende Maßnahmen können eventuell Mikrorisse fördern, die sich negativ auf die Langlebigkeit der Restauration auswirken können.

Folgende Arbeitshypothesen wurden formuliert:

- (1) Es gibt einen Unterschied der Ergebnisse der Frakturfestigkeit keramischer Restaurationen bei Ausschluss von Proben, welche bei dynamischer Kausimulation abweichend belastet wurden, aus der nachfolgenden Analyse.
- (2) Es gibt einen Unterschied der Festigkeit von IPS e.max Press Lithiumdisilikat-Vollkronen im Seitenzahnbereich durch unterschiedliche okklusale Oberflächenbehandlung.

Um die tatsächlich in die Proben einwirkende Kraft beurteilen zu können, war eine Anordnung der Kraftmessdosen unterhalb der Proben erforderlich.

Der in dieser Studie benutzte innovative Kausimulator wurde zuvor in Zusammenarbeit mit Herstellern (Förderkennzeichen DFG: INST40/345-1 FUGG) auf der Basis der Prüfmaschine Amsler HC25 (Zwick/Roell; Ulm-Einsingen; GER) entwickelt.

Neunzig standardisierte monolithische Kronen aus Lithiumdisilikat-Keramik (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent; Schaan; LIE) wurden hergestellt und in drei Gruppen à 30 Stück unterteilt (unbehandelt, beschliffen, beschliffen und poliert).

Diese Kronen wurden nach konventioneller Zementierung in Wasser gelagert, thermozykliert und einer Kausimulation unterzogen. Anschließend wurden die Kronen in einer Universalprüfmaschine bis zum katastrophalen Bruch belastet. Die statistische Auswertung erfolgte mittels univariater ANOVA ($\alpha=0,05$) sowie in einer Weibull-Statistik zur Darstellung der empirischen Verteilungsfunktionen des Bruchtests.

Alle drei Varianten der Versuchskronen zeigten im klinisch relevanten Bereich bis ca. 1500N trotz Alterung durch TC und CL eine geringe Bruchwahrscheinlichkeit. Der Weibull Parameter m der unbearbeiteten Kronen wies mit 8,031 den höchsten Wert der Gruppen auf. Die Weibull Parameter der beschliffenen ($m=4,889$) und polierten Gruppe ($m=4,607$) waren nahezu identisch.

Hiermit wurde gezeigt, dass die unbehandelte Keramik den höchsten Weibull Parameter m aufweist und somit in seiner Qualität am zuverlässigsten und sichersten ist. Jede Art von Bearbeitung birgt das Risiko der Schädigung, selbst wenn anschließend poliert wird.

Trotz der servohydraulischen Steuerung der Maschine kam es zur Über- und Unterbelastung einzelner Proben. Die Erfassung der tatsächlichen auf die Proben einwirkende Kraft sollte im Rahmen einer Kausimulation möglichst aufgezeichnet und berücksichtigt werden.

Denn wird die tatsächlich eingehende Kraft im Rahmen einer dynamischen Thermowechselbelastung für jede einzelne Probe erfasst und die Proben, welche abweichend belastet wurden, von der weiteren Auswertung ausgeschlossen, so kommt es zu einer Harmonisierung der Ergebnisse. Der zuvor signifikante Unterschied zwischen den Gruppen wurde bei genauerer Betrachtung der einwirkenden Kräfte und Zensur der abweichend belasteten Proben aufgehoben.

Somit müssen die einwirkenden Kräfte genau betrachtet und bewertet werden. Fehlinterpretationen oder Falschaussagen wären ansonsten mögliche Folgen. Vor diesem Hintergrund sollte der Einfluss der Kausimulation per se auf die Bestimmung der Frakturfestigkeit weitergehend analysiert werden.

6 Literatur

1. Anderson DJ: Measurement of stress in mastication. I. J Dent Res 35: 664-670 (1956)
2. Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T: Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. Dent Mater J 29: 661-667 (2010)
3. Attia A, Kern M: Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 92: 551-556 (2004)
4. Bates JF, Stafford GD, Harrison A: Masticatory function-a review of the literature: (II) Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. J Oral Rehabil 2: 349-361 (1975)
5. Behr M, Weiser F, Meier M, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M: Influence of water sorption of the underlying abutment on fracture resistance of zirconia copings. Acta Odontol Scand 69: 170-175 (2011)
6. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC: Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent 89: 479-488 (2003)
7. Brunski JB: Biomechanics of oral implants: future research directions. J Dent Educ 52: 775-787 (1988)
8. Chung KH, Liao JH, Duh JG, Chan DC: The effects of repeated heat-pressing on properties of pressable glass-ceramics. J Oral Rehabil 36: 132-141 (2009)
9. 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 62: 32-36 (1983)
10. DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR: The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater 1: 238-242 (1985)
11. Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Stiesch M: Influence of the supporting structure on stress distribution in all-ceramic FPDs. Int J Prosthodont 23: 63-68 (2010)
12. Douglas WH, Sakaguchi RL, DeLong R: Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. Dent Mater 1: 115-119 (1985)

13. Ernst CP, Aksoy E, Stender E, Willershausen B: Influence of different luting concepts on long term retentive strength of zirconia crowns. *Am J Dent* 22: 122-128 (2009)
14. Evans DB, O'Brien WJ: Fracture strength of glass infiltrated-magnesia core porcelain. *Int J Prosthodont* 12: 38-44 (1999)
15. Fradeani M, Redemagni M: An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 33: 503-510 (2002)
16. Geminiani A, Lee H, Feng C, Ercoli C: The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 103: 275-282 (2010)
17. Guarda GB, Correr AB, Goncalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L: Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent* 38: 208-217 (2013)
18. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M: Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *J Prosthet Dent* 101: 269-278 (2009)
19. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M: A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater* 27: e10-19 (2011)
20. Heydecke G, Peters MC: The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent* 87: 380-386 (2002)
21. Kara HB, Dilber E, Koc O, Ozturk AN, Bulbul M: Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers Med Sci* 27: 267-272 (2012)
22. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O: Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont* 21: 28-32 (2012)
23. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA: Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 74: 1253-1258 (1995)
24. Kelly JR: Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 81: 652-661 (1999)

25. Kern M, Strub JR, Lu XY: Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 26: 372-378 (1999)
26. Kim Y, Hirano S, Hirasawa T: Physical properties of resin-modified glass-ionomers. *Dent Mater J* 17: 68-76 (1998)
27. Krejci I, Albertoni M, Lutz F: [An in-vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 2. Toothbrush/toothpaste abrasion and chemical degradation]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 1164-1168 (1990)
28. 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* 100: 953-960 (1990)
29. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP: Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 86: 495-510 (2001)
30. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G: In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 26: 130-137 (1999)
31. Lohbauer U, Muller FA, Petschelt A: Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater* 24: 250-256 (2008)
32. Magne P, Knezevic A: Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int* 40: 125-133 (2009)
33. McLean JW, Hughes TH: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 119: 251-267 (1965)
34. Mehl C, Harder S, Schwarz D, Steiner M, Vollrath O, Kern M: In vitro influence of ultrasonic stress, removal force preload and thermocycling on the retrievability of implant-retained crowns. *Clin Oral Implants Res* 23: 930-937 (2012)
35. Mormann WH, Bindl A, Luthy H, Rathke A: Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Prosthodont* 11: 333-339 (1998)
36. Naumann M, Sterzenbach G, Proschel P: Evaluation of load testing of postendodontic restorations in vitro: linear compressive loading, gradual cycling loading and chewing simulation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 74: 829-834 (2005)

37. Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR: Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. *Clin Oral Investig* 15: 157-163 (2011)
38. Powers JM, Koran A, 3rd: The wear of hard dental tissue ...a review of the literature. *J Mich State Dent Assoc* 55: 119-126 (1973)
39. Probst L, Diehl J: Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int* 23: 25-31 (1992)
40. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G: Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater* 22: 125-132 (2006)
41. Ritter JE: Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater* 11: 142-146 (1995)
42. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ: Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 80: 280-301 (1998)
43. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G: Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 22: 176-182 (2006)
44. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P: Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 105: 217-226 (2011)
45. Segal BS: Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent* 85: 544-550 (2001)
46. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C: The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 101: 119-127 (2009)
47. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC: Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 11: 255-262 (1998)
48. Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR: Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* 94: 132-139 (2005)
49. Stappert CF, Guess PC, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR: All-ceramic partial coverage restorations on natural molars. Masticatory fatigue loading and fracture resistance. *Am J Dent* 20: 21-26 (2007)

50. Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ: Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions--short term. *J Dent* 24: 417-423 (1996)
51. Strub JR, Pontius O, Koutayas S: Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 28: 120-124 (2001)
52. Torbjorner A, Fransson B: A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 17: 369-376 (2004)
53. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A: Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 24: 308-318 (2008)
54. Walker MP, Teitelbaum HK, Eick JD, Williams KB: Effects of simulated functional loading conditions on dentin, composite, and laminate structures. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 88: 492-501 (2009)
55. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC: Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 8: 413-420 (1995)
56. Yilmaz K, Ozkan P: Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence Int* 41: e125-131 (2010)
57. Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O: Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clin Oral Investig* 16: 1105-1110 (2012)

7 Anhang

7.1 Parametereinstellungen Glanzbrand

Folgende Parametereinstellung wurde für den Glanzbrand voreingestellt:

- Starttemperatur : 403°
- Steigungsgeschwindigkeit der Temperatur: 60°/min
- Steigungszeit gesamt: 6:00 min
- Endtemperatur: 770°
- Haltezeit: 1:00 min
- Start Vakuum: 450°
- Vakuum vollständig aufgebaut: 769°

7.2 Parametereinstellungen des Thermocyclings

Folgende Parametereinstellungen wurden für diese Prozedur voreingestellt:

- Temperatur Warmwasserbecken: 55°
- Temperatur Kaltwasserbecken: 5°
- Verweildauer: 20 Sek.
- Pause: 10 Sek.
- Geschwindigkeit: 50%
- Zyklendauer: 60 Sek.
- Zyklenanzahl: 5000

7.3 Parametereinstellungen des Kausimulators

Für den Versuchsablauf wurden folgende Parameter im Toolkit (Version 8.04.0001; Zwick/Roell; Ulm-Einsingen; GER) der Workshop 96 - Software eingestellt:

- Kraftrichtung: Axial
- Anzahl der Zyklen: 2,4 Mio.
- Kraftart: Dynamisch vertikal

- Funktionsart: Sinus
- Frequenz: 20 Hz
- Regelmodus: Kraft
- Zeitabschnitt: 0,05 Sek.
- Pegel A: -0,125 kN
- Pegel B: -0,375 kN
- Mittelwert: -0,250 kN
- Amplitude: 0,125
- Abfall-/Anstiegszeit: 0,025 Sek.
- Abfall-/Anstiegsgeschwindigkeit: 10 kN/Sek.
- Kraftuntergrenze: -0,350 kN
- Kraftobergrenze: 0,500 kN
- Kraftuntergrenze der einzelnen Drehmomentaufnehmer: -0,150 kN

7.4 Prüfvorschrift Universal-Prüfgerät

Um den Druckversuch durchführen zu können, musste mittels der Prüfsoftware (TestXpert II; Version 3.0; Zwick/Roell; Ulm-Einsingen; GER) eine Prüfvorschrift angelegt werden. In der Prüfvorschrift sind die Parameter für die Prozedur des Druckversuchs festgelegt und für die einzelnen Tests der Kronen gespeichert.

Folgende Parameter beinhaltet die Prüfvorschrift des Druckversuchs:

Maschine einrichten:

Steuerung:

- Messwertübertragungsrate: 100 Hz
- Max. Geschwindigkeit: 600 mm/min

Traverse:

- Softend unten: 316,0 mm
- Softend oben: 1065,0 mm
- Werkzeugabstand: 15,0 mm
- Integrationszeit: 2 ms
- Hardend unten: 280 mm
- Hardend oben: 1086 mm

- Standardwegaufnehmer: Traverse WN: 183479
- Traverse: Traverse WN: 183479

Kraft 10 kN:

- Obere Kraftgrenze: 5000 N
- Untere Kraftgrenze: -1000 N
- Integrationszeit: 100 ms
- Feindehnungsaufnehmer: keiner
- Standardkraftaufnehmer: Kraft 10 kN WN: 183480

Assistent:

Versuchsdefinition:

- Versuchsart: Druckversuch

Startposition:

- Werkzeugabstand bei Startposition: 15,0 mm
- Geschwindigkeit Startposition: 200 mm/min
- Vorlaufweg Geschwindigkeit: 20 mm/min
- Vorlaufweg auf festem Werkzeugabstand
- Vorlaufweg: 0,5 mm

Vorkraft:

- Vorkraft : 10 N
- Geschwindigkeit Vorkraft: 1 mm/min
- Halteart: lagegeregelt
- Zeit bis Vorkraft: 180 Sek.

Prüfung:

Prüfungsende:

- Kraftabschaltsschwelle: 20% F_{max}
- Obere Kraftgrenze: 4450 N

Ergebnisse:

- F_{max} : Kraftmaximum (N)
- F_{bruch} : Bruchkraft (N)

Bruchuntersuchung:

- Anzahl der Messdatensätze für Bruchuntersuchung: 50
- Kraftsprung: 5%

- Negativer Dehnungssprung: 10%
- Positiver Dehnungssprung: 10%

Aktionen nach Prüfung:

- Startposition nach Prüfung einstellen: Ja
- Eingaben nach Prüfung: Optische Beurteilung; Angaben zum Bruch

Messwertspeicher:

- Weg-Speicher Intervall bis Bruch: Standardwegsensor: 10 μm
- Zeit-Speicherintervall: 0,1 Sek.
- Kraft-Speicherintervall: 1 N

7.5 Verwendete Materialien

Folgende Materialien wurden für die praktische Durchführung verwendet:

Tabelle 18: Verwendete Materialien alphabetisch gelistet nach Hersteller, Artikelbezeichnung und Lotnummer.

<u>Firma</u>	<u>Artikel</u>	<u>Lot</u>
Amann Girrbach	Artifix Artikulationsgips Typ 3	711217
Amann Girrbach	Ceramill Fräser Roto Motion 2,5 mm	20120605
Amann Girrbach	Ceramill Fräser Roto Motion 1,0 mm	20120605
Bego	Wirobond S	201010
Bego	Wiropaint plus	500052
Bego	Begosol	911
Bego	Wironit extrahart	12658
Coltene	Roeko Luna Gr. 2	F21054E
Dentona	Esthetic-base 300	51100230
Dentona	Esthetic-rock 285	50900046
Dentsply	Triad VLC-Löffelmaterial neutral	2A139K
Dürr Dental	MD 530	1319401
Ernst Hinrichs	Dr. Kühns Abdruckgips	310264
GC America	Pattern Resin LS	1106207
Henry Schein	Z-Dupe Duplication Silicone	122989
Henry Schein	Alublast 150 µm	20120119
Henry Schein	Alublast 50 µm	20120036
Heraeus Kulzer	Flexitime correct flow 50 ml	240399
Heraeus Kulzer	Flexitime Magnum 360 Heavy Tray	50034902
Heraeus Kulzer	Universal Adhesive 10 ml	65607758
Heraeus Kulzer	Magnum 360 dynamic mixing tip 2	2703
Ivoclar Vivadent	IPS Unitray	P34741
Ivoclar Vivadent	IPS e.max Press LT A2 L/3 Stk.	R31339
Ivoclar Vivadent	IPS Alox Plunger Separator 200 mg	R43323
Ivoclar Vivadent	IPS Alox Plunger 2 Stk.	R26289
Ivoclar Vivadent	IPS Muffelsystem 200 g	R46701
Ivoclar Vivadent	IPS Silicone Ring 200 g	P85074
Ivoclar Vivadent	IPS PressVest Speed Powder 5 kg	RL3039
Ivoclar Vivadent	IPS e.max Press Invex Liquid 1 L	PL3066
Ivoclar Vivadent	IPS e.max Press Invex Liquid 50 ml	PL0255
Ivoclar Vivadent	IPS Object Fix Flow 10 ml	R53034
Ivoclar Vivadent	IPS e.max ceram glaze Paste 3 g	R41936
Ivoclar Vivadent	OpraFine Assortment	RL1793
Ivoclar Vivadent	Vivaglass Cem PI Assortment	RL2511
R-Dental	Kwikk Model fluid 50 ml	6506939
Schuler	Wachsdraht 3,0 mm	62730039
Shera	Aluminiumoxid 50 µm	31865
Shera	Aluminiumoxid 110 µm	32603

7.6 Verwendete Maschinen

Folgende Maschinen wurden für die praktische Durchführung verwendet:

Tabelle 19: Verwendete Maschinen alphabetisch gelistet nach Hersteller, Artikelbezeichnung und Seriennummer.

<u>Firma</u>	<u>Artikel</u>	<u>Seriennummer</u>
Amann Girrbach	Smartmix	1971389
Amann Girrbach	Ceramill Motion	AAB24192
Amann Girrbach	Smart Wax Duo	AAB34118
Amann Girrbach	Ceramill Map 300	AAB00925
Bandelin	Sonorex Super RK 108 H	1063
Carl Zeiss	Stemi DV4 Spot	200202120
Degussa	Multivac 4	42347
Harnisch + Rieth	DBS 320F	542
Harnisch + Rieth	PG 400	248182
Harnisch + Rieth	DF 44S	993108
Heraeus Kulzer	UniXS	23/3618
IVB Jena GmbH	ODKM 97	9710154
Ivoclar Vivadent	Programat EP 5000	800395
Ivoclar Vivadent	Vakuumpumpe VP4	2523002
Ivoclar Vivadent	Programat P 500	300913
Kavo	EWL 5444	5487616
Kavo	Gentle Power Lux 25LP	82021414
Kavo	Gentle Power Lux 29LP	82002415
Kavo	Gentle Power Lux 20LP	82028601
Kavo	KL702	6757
Kavo	Esthetica E80	200810000982
Lauda	RE 204	LCK 0862090055
Lauda	RP 200	LBT 02311090155
Leica	KL 1500 LCD	242844
Leica	EB	3090010
Memmert	INB 500	E 5121097
MiHM Vogt	SLP5	33067
NSK	Presto Aqua II	8402515
Reitel	Retocast T	8032220
Reitel	Supersteam	42066965
Renfert	Vibrax	B1030500
Sartorius	1006 MP9	35100111
Schick	C2/SK	A716335
Schott	KL 300 LED	B1201513
Wassermann	Wasi Steam 2	133928
Wassermann	HS88	75368
Zwick Roell	Kraftaufnehmer	87236

7.7 Verwendete Software

Folgende Software wurde für die praktische Durchführung verwendet:

Tabelle 20: Verwendete Software alphabetisch gelistet nach Hersteller, Artikelbezeichnung und Version.

<u>Firma</u>	<u>Artikel</u>	<u>Version</u>
Amann Girrbach	Ceramill Map	02.05.02
FHG IOF Jena	HintEL Bridge 3.0 Karteikartenverwaltung	2.1
FHG IOF Jena	HintEL Bridge 3.0 3D Visualisierer	3.11
FHG IOF Jena	HintEL Bridge 3.0 Digitalisierer	2.2
Geomagic	Qualify	9
Geomagic	Studio	9
Imageware	Surfacer	10.6
Ivoclar Vivadent	EP 500	6.00
Leica	Application Suite E2	01.06.00
Zwick Roell	Workshop Release	25.4
Zwick Roell	Toolkit	8040001
Zwick Roell	Skriptplayer	7000007
Zwick Roell	Test Xpert2	3.0
Zwick Roell	Test Control	7.1

7.8 Verwendete Handinstrumente

Folgende Handinstrumente wurden für die praktische Durchführung verwendet:

Tabelle 21: Verwendete Handinstrumente alphabetisch gelistet nach Hersteller und Artikelbezeichnung.

<u>Firma</u>	<u>Artikel</u>
Aesculap	DE421R
Aesculap	DB370R
Aesculap	DF161R
Aesculap	DA423R
Da Vinci	1522

7.9 Verwendete rotierende Instrumente

Folgende rotierende Instrumente wurden für die praktische Durchführung verwendet:

Tabelle 22: Verwendete rotierende Instrumente alphabetisch gelistet nach Hersteller, Artikelbezeichnung und Lotnummer.

<u>Firma</u>	<u>Artikel</u>	<u>Lot</u>
Comet	9527900200	110575
Comet	2R 8850314016	325335
Comet	H 364RF103023	93521
Comet	H 138EF104023	606234
Comet	H 129EF104023	86934
Comet	H 77EF104029	97364
Comet	H 71104007	380668
Comet	H 251E104060	318168
NTI Kahla GmbH	MC 073FE-014	T11.001

8 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. Ralph G. Luthardt, Direktor der Klinik für Zahnärztliche Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Universitätsklinikum Ulm, für die Möglichkeit der Durchführung dieser Studie.

Mein besonderer Dank geht an Frau Dr. Heike Rudolph für die außerordentlich gute Betreuung, vor allem für ihren kompetenten Rat in allen fachlichen Fragen, ihre Motivation und Geduld vom Anfang bis zur Fertigstellung dieser wissenschaftlichen Arbeit.

Ebenso bedanke ich mich bei Zahntechniker Herr Hans-Peter Dirner und Zahntechnikmeister Benjamin Votteler und ihren Teams, die es mir ermöglichten, in ihren Räumen die zahntechnische Arbeit der Dissertation durchzuführen. Sie standen mir jederzeit mit ihrer fachlichen Kompetenz und Erfahrung zur Seite.

Vielen Dank an Herrn Dr. Michael Fischer, der mir bei der Findung des Dissertationsthemas geholfen hat.

Ein großes Dankeschön gebührt auch der Firma Ivoclar Vivadent und Amman Girschbach. Ohne ihr selbstloses Handeln, ihre Begeisterung für wissenschaftliches Arbeiten und ihre materielle Unterstützung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Ich danke meinen Eltern, die es mir ermöglicht haben, meinen Traum zu verwirklichen. Danke auch an meinen Bruder Robin, meiner Oma Elisa und meinen Onkel Andreas für ihre großartige Unterstützung. Danke an meine Freundin Sarah, die während des Studiums und der Dissertation so viel Geduld mit mir hatte und mich in allem unterstützt hat.

Ohne die Motivation und liebevolle Unterstützung meiner Familie in allen Lebenslagen wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

9 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Timo Weihard
Geburtsdatum/-Ort: 29.03.1984 in Reutlingen

Bildung

Schulbildung: 1990 - 1994 Schloss-Grundschule, Pfullingen
1994 - 2003 Friedrich-Schiller-Gymnasium, Pfullingen
Abschluss: Abitur 2003

Aug. 2003 - Mrz. 2004 Auslandsaufenthalt Südamerika
Apr. 2004 - Okt. 2004 Produktionsmanagement, FH (Reutlingen)
Nov. 2004 - Jan. 2005 Auslandsaufenthalt Afrika

Ausbildung: Feb. 2005 - Feb. 2008 Ausbildung zum Zahntechnikergesellen
Dentaltechnik Müller, Dettingen/Erms
Fritz-Ruoff Berufsschule, Nürtingen

Zusatzqualifikation: Bestes Zwischenprüfungsergebnis 2006
Preisträger der Gesellenprüfung 2007/2008

Studium: Apr. 2008 - Jun. 2013 Studium der Zahnmedizin
an der Universität Ulm in Regelstudienzeit

Dissertation: Seit Jul. 2013 an der Klinik für zahnärztliche Prothetik
der Universität Ulm

Beruf: Seit Feb. 2014 angestellter Zahnarzt in der Klinik für Zahnheilkunde
Dr. Dinkelacker & Dr. Brendel in Sindelfingen

Publikationen:

Vortrag

Rudolph H, Weihard T, von Koenigsmarck V, Kuhn K,
Luthardt RG

Dynamische Thermowechsellast: Einfluss der Kraftereinwirkung
auf die Frakturfestigkeit keramischer Restaurationen
63. Jahrestagung der DGPro, 15.-17. Mai 2014, Aachen,
KV #30

Poster

Rudolph H, Weihard T, von Koenigsmarck V, Kuhn K,
Luthardt RG

Cyclic Loading: effective force impact on fracture strength of
restorations IADR/PER Congress, September 10-13, 2014,
#0492, Dubrovnik, Croatia

J Dent Res 93 (Spec Iss C): 0492 (IADR/PER), 2014
(www.iadr.org)