

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München
Direktor: Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet

**In-vitro-Untersuchung zum Frakturverhalten
vollkeramischer Kronen
nach Perforation**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Gundula Kerler
aus Fürstenfeldbruck
2010

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. Florian Beuer

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. Matthias Folwaczny

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser,
FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 13.12.2010

| Inhaltsverzeichnis | | Seite |
|--------------------|---|-------|
| 1 | Einleitung | 6 |
| 2 | Literaturübersicht | 7 |
| 2.1 | Keramik in der Zahnheilkunde..... | 7 |
| 2.1.1 | Definition..... | 7 |
| 2.1.2 | Geschichtliche Entwicklung..... | 8 |
| 2.1.3 | Werkstoffe..... | 10 |
| 2.1.3.1 | Oxidkeramiken..... | 11 |
| 2.1.3.2 | Glaskeramiken..... | 13 |
| 2.1.3.3 | Verblendkeramik in der Zahnheilkunde..... | 14 |
| 2.2 | CAD/CAM Systeme..... | 15 |
| 2.2.1 | Cercon® von Degussa Dental..... | 16 |
| 2.2.2 | Everest® von KaVo..... | 19 |
| 2.3 | Bearbeitung von Keramiken in Labor und Praxis..... | 20 |
| 2.4 | Materialprüfungen..... | 21 |
| 2.4.1 | Alterungssimulation..... | 22 |
| 2.4.2 | Bruch- und Biegetests..... | 23 |
| 2.5 | Trepanation nach Kronenversorgung..... | 24 |
| 3 | Material und Methode | 26 |
| 3.1 | Herstellung der Prüfkörper..... | 26 |
| 3.1.1 | Herstellung der Stümpfe..... | 26 |
| 3.1.2 | Herstellung der Zirkoniumdioxidkeramikronen..... | 29 |
| 3.1.2.1 | Verblendung mit Cercon® ceram kiss..... | 30 |
| 3.1.2.2 | Überpressen mit Cercon® ceram press..... | 32 |
| 3.1.3 | Herstellung der Kronen aus Lithiumdisilikatkeramik (e.max)..... | 34 |
| 3.1.4 | Herstellung der Kronen aus Zirkoniumsilikat (HPC)..... | 36 |
| 3.1.5 | Perforation der Prüfkörper..... | 37 |
| 3.1.6 | Füllen der Kavität..... | 38 |
| 3.1.7 | Künstliche Alterung..... | 38 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 3.2 | Untersuchung der Probenkörper..... | 39 |
| 3.2.1 | Überprüfung der Bruchlast..... | 39 |
| 3.2.2 | Statistische Auswertung..... | 41 |
| 3.2.3 | Anfertigung der REM-Proben..... | 41 |
| 3.2.4 | Bruchkantenanalyse mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM)..... | 42 |
| 4 | Ergebnisse | 44 |
| 4.1 | Bruchfestigkeit der Keramiken..... | 44 |
| 4.1.1 | Deskriptive Statistik der Bruchfestigkeit | 44 |
| 4.1.2 | Einfaktorielle Varianzanalysen der Bruchfestigkeit..... | 46 |
| 4.2 | Analyse der Bruchfragmente..... | 46 |
| 4.2.1 | Makroskopische Analyse..... | 46 |
| 4.2.2 | Analyse der elektronenmikroskopischen Befunde..... | 48 |
| 5 | Diskussion | 51 |
| 5.1 | Zirkoniumdioxid..... | 51 |
| 5.2 | In-vitro-Untersuchung..... | 52 |
| 5.3 | Material und Methode..... | 52 |
| 5.4 | Ergebnisse..... | 56 |
| 5.4.1 | Cercon® base verblendet mit Cercon® ceram kiss | 56 |
| 5.4.2 | Cercon® base überpresst mit Cercon® ceram press | 57 |
| 5.4.3 | IPS® e.max CAD..... | 57 |
| 5.4.4 | Everest® HPC..... | 58 |
| 5.5 | Statistische Auswertung..... | 58 |
| 5.6 | Vergleichende Betrachtungen zu den geprüften Materialien..... | 59 |
| 5.7 | Schlussfolgerungen für die Praxis..... | 59 |
| 6 | Zusammenfassung | 61 |
| 7 | Literaturverzeichnis | 62 |

| | | |
|-----------|----------------------------|-----------|
| 8 | Materialliste | 72 |
| 9 | Danksagung | 75 |
| 10 | Lebenslauf | 76 |

1 Einleitung

„Zum menschlichen Körper passt Keramik, Metall ist Substitution...“ [3]. Mit diesen Worten fasste Pospiech die Vorteile keramischer Restaurationen in einem Satz zusammen. Aufgrund ihrer hervorragenden Ästhetik und Farbstabilität, ihrer guten Gewebeverträglichkeit und der geringeren Plaquebesiedelung eignen sich keramische Restaurationen für den dentalen Bereich [3, 14, 13]. Der Gedanke, keramische Massen zur Herstellung von Zahnersatz zur Erreichung einer verbesserten Ästhetik zu verwenden ist nicht neu und kann schon Mitte des 18. Jahrhunderts nachgelesen werden. Im Jahr 1956 wurde die uns heute bekannte Metallkeramikkrone eingeführt [43]. Die Herstellung von vollkeramischen Kronen begann mit der Einführung der Mantel- oder Jacketkronen erst Ende des 19. Jahrhunderts [44]. Mit Einführung von Zirkoniumdioxid vor einigen Jahren im dentalen Bereich ist es möglich vollkeramische Restaurationen auch im Seitenzahnbereich mit Erfolg einzusetzen [19, 33, 32, 12]. Der Substanzabtrag am Zahn ist heute nicht mehr höher als für eine herkömmliche Metallkeramikkrone.

Da aber jede Präparation ein Trauma für die Zahnpulpa darstellt, können endodontische Behandlungen an bereits definitiv mit Kronen versorgten Zähnen nicht ausgeschlossen werden [11, 20, 21, 22, 30]. Sollten irreversible postoperative Sensibilitäten auftreten gibt es zwei therapeutische Alternativen: Entweder die Entfernung der Restauration und die komplette Neuversorgung nach der Wurzelkanalfüllung oder aber die Trepanation durch die bestehende Restauration und ein adhäsiver Verschluss der Perforation nach erfolgter Wurzelfüllung.

In der täglichen Praxis wird vor allem die Variante der Trepanation durch bestehende Restauration bevorzugt, da die Neuanfertigung meist aus Kostengründen entfällt.

Fraglich ist nun inwieweit diese Perforation die Gesamtrestauration schwächt und ob vollkeramische, trepanierte Kronen im Seitenzahnbereich belassen werden können.

In dieser Arbeit soll experimentell geklärt werden, wie weit eine vollkeramische Einzelkrone nach Trepanation mechanisch belastbar ist. Untersucht wurden verblendete und überpresste Zirkoniumdioxid-, vollanatomisch gefräste Zirkoniumdioxid- und Glaskeramikronen. Die Hälfte der Kronen wurde nach der Perforation im Kausimulator künstlich gealtert, um der Verweildauer im Mund nahe zu kommen.

2 Literaturübersicht

2.1 Keramik in der Zahnheilkunde

2.1.1 Definition

Definitionsgemäß sind Keramiken nichtmetallische anorganische Werkstoffe. Sie unterscheiden sich in ihrem Herstellungsverfahren, der klinischen Anwendung und ihrem Befestigungsmodus [37].

Die in der Zahnheilkunde verwendeten dentalen Keramiken haben grundsätzlich dieselben Grundmaterialien wie Porzellan, nämlich Feldspat, Quarz und Kaolin. Der prozentuale Anteil der einzelnen Bestandteile ist jedoch unterschiedlich. Feldspat stellt bei zahnkeramischen Massen den Hauptanteil. Der im zahntechnischen Bereich verwendete Kalifeldspat bildet in der schmelzflüssigen Phase Leuzitkristalle und verleiht so den Keramiken innerhalb des Schmelzintervalls hohe Viskosität und Standfestigkeit beim Brand. Auch die mechanische Festigkeit und der Wärmeausdehnungskoeffizient der gebrannten Keramik werden durch den Leuzitgehalt bestimmt. Feldspat sorgt für Transparenz und glasähnlichen Charakter [46, 43]. Quarz (Siliziumoxid) ist ebenfalls ein wichtiger Bestandteil. Er verringert die Schwindung durch sein thermovolumetrisches Verhalten und verleiht als Netzbildner die nötige Festigkeit. Als Flussmittelzusätze zur Erniedrigung der Schmelztemperaturen, dienen Kalium- und Natriumkarbonat, Kaliumphosphat, Borax, Bleioxid, Kaliumoxid, Magnesiumoxid u.a., als Farbzusätze und Trübungsmittel verschiedene brennfeste Metalloxide und Metallsalze zur Nachahmung der natürlichen Zähne Fluoreszenzbildner, wie Caesium, Samarium und Uran und zur Erhöhung der Bruchfestigkeit werden gefügestärkende Kristallite zugefügt. Die Herstellung von keramischem Zahnersatz im zahntechnischen Labor kann auf verschiedene Weise erfolgen, zum Beispiel durch Gießen, Pressen oder Fräsen. Aufbrennkeramiken können geschichtet oder überpresst werden. Die Brenntemperaturen bewegen sich zwischen 700 und 2000 °C. Dabei muss die Sinterschrumpfung, die sich, je nach Material, zwischen 20 % und 35 % bewegt, beachtet werden [46].

2.1.2 Geschichtliche Entwicklung

Der Begriff „Keramik“ bezeichnet ursprünglich die Kunst Gegenstände aus Ton herzustellen. Als Porzellan bezeichnet man das edelste Produkt der Töpferei. Vorgeschichtliche Funde lassen vermuten, dass die Ursprünge der Keramik bis auf einige tausend Jahre vor Christus zurückgehen. Das eigentliche Porzellan wird allerdings jünger geschätzt und wurde zuerst von den Chinesen hergestellt. Dies bestand aus einem Gestein, das aus Quarz und verteiltem Glimmer bestand und Tun oder Pertuntse genannt wurde. Dies wurde zusammen mit einer anderen weichen, weißen Erdeart verarbeitet. Vermutlich kam erst im 15. Jahrhundert durch die Portugiesen das Porzellan nach Europa. Im Jahre 1709 gelang J. F. Böttger erstmals die Herstellung des weißen europäischen Porzellans. Daraufhin wurde 1710 die Porzellanmanufaktur in Meißen gegründet, auf die bald weitere in Berlin, Wien, Frankreich und Russland folgten. Das in Meißen und Berlin hergestellte Porzellan war hart und kaolinreich. In Frankreich wurde dagegen 1770 ein Weichporzellan hergestellt das aus einer Mischung von Quarzsand, Gips, Salpeter, Alabaster, Soda u.a. bestand [43].

Schon zu Beginn des 18. Jahrhunderts fand die Keramik Interesse in der Herstellung von Zahnersatz, den die bisher verwendeten Tierzähne, Knochen und Elfenbein wiesen erhebliche Mängel in Funktion und Ästhetik auf. Aus diesem Grund wurde vermehrt nach Möglichkeiten gesucht den Zahnschmelz nachzubilden. 1710 berichtete *Guillemeau* über eine Masse für künstliche Zähne, die vor allem aus Mastix, Harz und gepulverter Koralle bestand. Besonders *Fauchard* beschäftigte sich 1728 mit einem Email, das den Zahnersatz dem Zahnschmelz ähnlich machen sollte und ihm eine bessere, regelmäßige und unauflösliche Farbe geben sollte. Etwa zeitgleich wurde das so genannte „Frittenporzellan“ erfunden, das in Frankreich auch „künstliches Porzellan“ genannt wurde. *Chémant* gilt als einer der Wegbereiter der Herstellung künstlicher Porzellanzähne, wie die „Académie des Sciences“ in Paris im Jahr 1783 berichtet. Denn aus seinen Vorarbeiten entwickelte sich in England die Herstellung künstlicher Zähne. Im Jahr 1802 berichtete *Chémant* das erste Mal von einem Stiftzahn mit Porzellankrone. Auch der Italiener *Fonzi* (1808) schmolz Stifte und Haken aus

Platin in die aus einer porzellanartigen Masse hergestellten Zähne ein, um sie besser in Prothesen verankern zu können [43].

Ab Mitte des 19. Jahrhunderts begann durch die Zahnfabriken *S.W. Stockton* und *S.S. White Corporation* in Amerika die industrielle Herstellung von künstlichen Zähnen.

In den Jahren 1925/26 gelang der Porzellan-Jacketkrone durch die Arbeiten von *Brill* und *Lewin* der Durchbruch. Diese erfuhr durch stetige Verbesserung der Präparations- und Abformtechniken, der Weiterentwicklung des keramischen Materials, sowie der Herstellung, weite Verbreitung, war aber aufgrund hoher Frakturanfälligkeit ausschließlich für den Frontzahnbereich geeignet. In den Jahren nach 1945 wurden verschiedene Systeme einer dentalen Aufbrennkeramik auf den Markt gebracht und damit wurde es möglich, Metall und Keramik zu verbinden. Es gelangen neue ästhetisch ansprechende und belastbare Kronen- und Brückenversorgungen auch im Seitenzahnbereich [43].

1965 wurde die mit Aluminiumoxid verstärkte Dentalkeramik durch *McLean* und *Hughes* eingeführt. Damit konnten Metallgerüste im Seitenzahnbereich ersetzt werden, die in Biokompatibilität und Ästhetik Vorzüge gegenüber der Metallkeramikversorgung hatten.

Die Weiterentwicklung der technischen Eigenschaften der Keramiken führte in den 80er Jahren des 20. Jahrhunderts auch zu einer Weiterentwicklung der Herstellungsverfahren. So wurden neben der bis dahin bekannten Sintertechnologie weitere Verfahren wie das Guss-, Press- und Fräsverfahren eingeführt. Mit Einführung von CAD/CAM-Systemen, Kopierfräsung oder Sonoerosion wurde es möglich auch mit geringerem labortechnischem und klinischem Aufwand vollkeramische Kronen herzustellen [46].

Die Vollkeramikrestauration verdrängt die etablierte Metallkeramikrestauration aus mehreren Gründen immer weiter. Zum einen ist sie in Biokompatibilität und Ästhetik dieser eindeutig überlegen [46, 3, 26, 14]. Die Anfangs nicht ausreichenden mechanischen Eigenschaften werden weiter verbessert und auch die steigenden Metallpreise tragen dazu bei, dass Vollkeramikversorgungen in den Vordergrund rücken.

2.1.3 Werkstoffe

Die mechanischen Eigenschaften werden vor allem durch den Glascharakter der Keramiken bestimmt. Füllstoffe erhöhen die Festigkeit und beeinflussen optische Eigenschaften, wie Opaleszenz und Farbgebung [15].

Die gebrannte Keramik besitzt eine hohe Härte und Druckfestigkeit, aber auch hohe Sprödigkeit und ist nur gering biege-, scher- und zugfest [6, 45]. Somit können Spannungen, die durch Verformung entstehen, nicht abgebaut werden und führen somit zum Bruch. Im Gegensatz dazu haben Metalle die Fähigkeit sich mikroplastisch zu verformen und damit eine höhere Belastbarkeit [6].

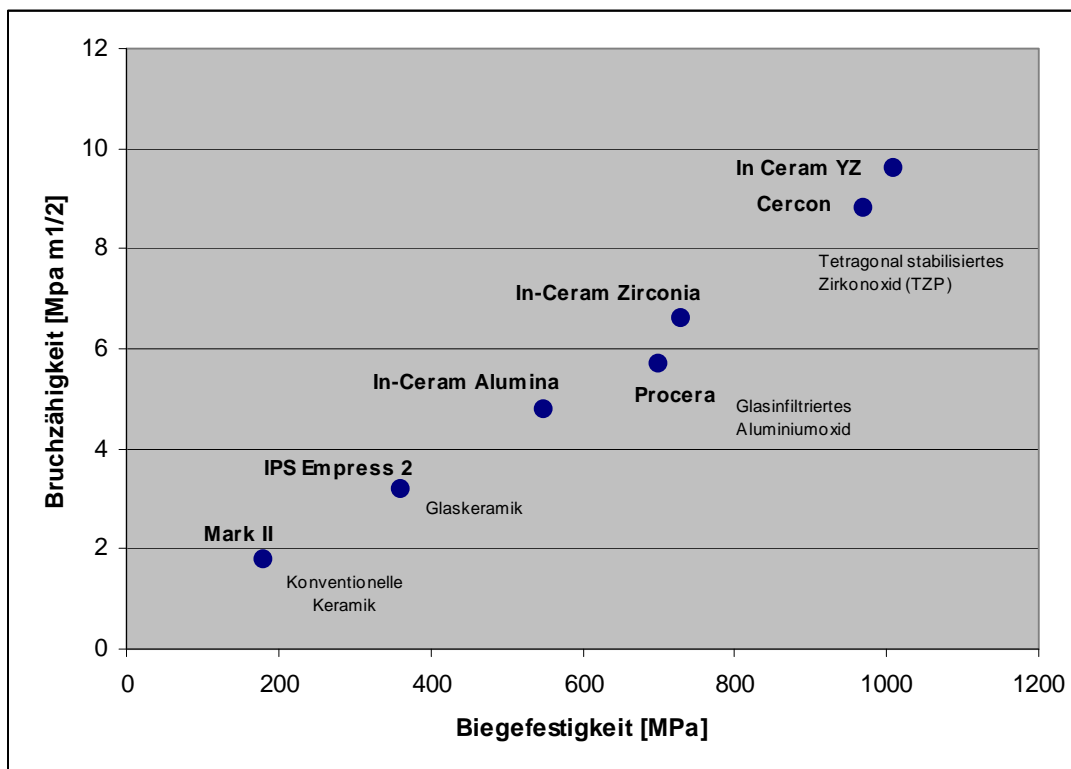


Abb. 1 Vier Keramiksysteme und ihre Werkstoffeigenschaften [76].

2.1.3.1 Oxidkeramiken

Unter Oxidkeramiken versteht man einphasige Materialien, die aus Oxiden zusammengesetzt sind. Die Oxide werden mit unedlen Metallen gebildet, deren Oxidationspotential sehr hoch ist. Damit sind diese sehr stabil. Hier werden vor allem Aluminiumoxid-, Magnesiumoxid-, Zirkoniumdioxid- und Titandioxidkeramiken verwendet [49].

In der Zahnheilkunde unterscheidet man glasinfiltrierte und dicht gesinterte Oxidkeramiken. Die Infiltrationskeramik besteht aus oxidkeramischen Mikropartikeln, also Aluminium-, Zirkoniumdioxid oder Magnesium-Aluminium-Spinell. Diese wird mit lanthanhaltigem Glas infiltriert. Das so entstandene Keramikgerüst ist praktisch porenfrei. Das Infiltrationsglas führt zusammen mit der dichten Kornpackung und den Sinterbrücken zwischen den oxidkeramischen Partikeln zu einer sehr hohen Biegefestigkeit und hohem Widerstand gegen Rissausbreitung [45] (s. Abb. 2/3).

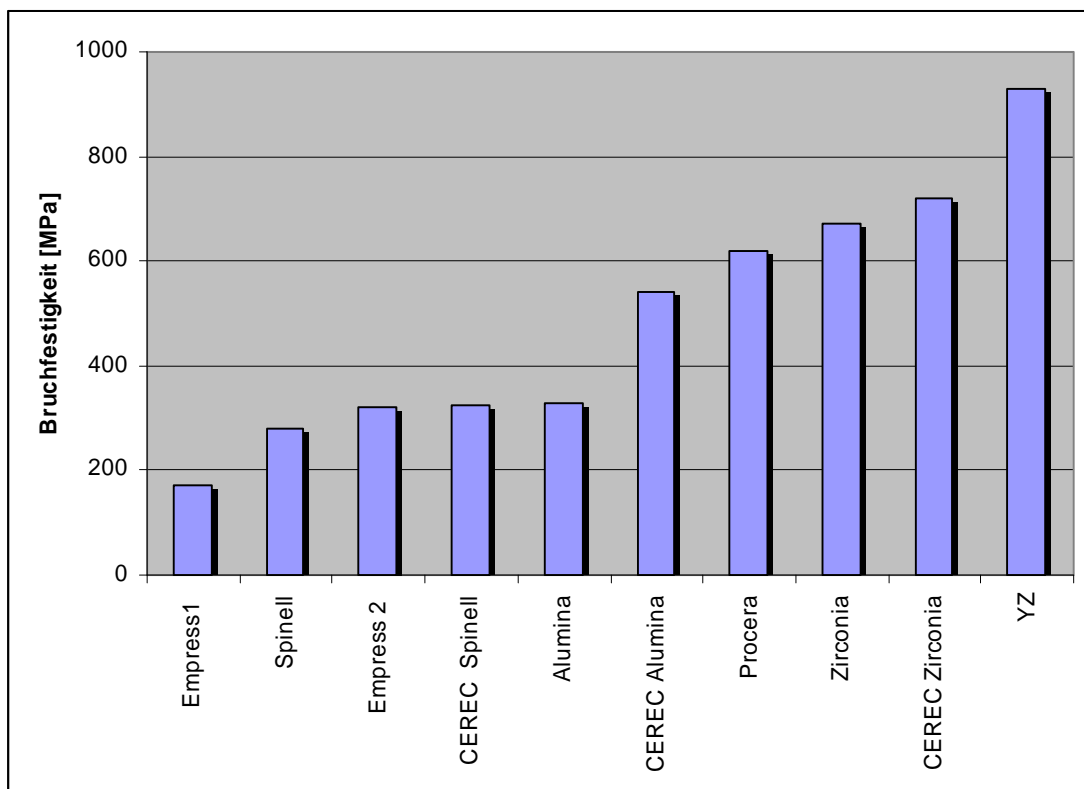


Abb. 2 Die Biegefestigkeit diverser Gerüstkeramiken [76].

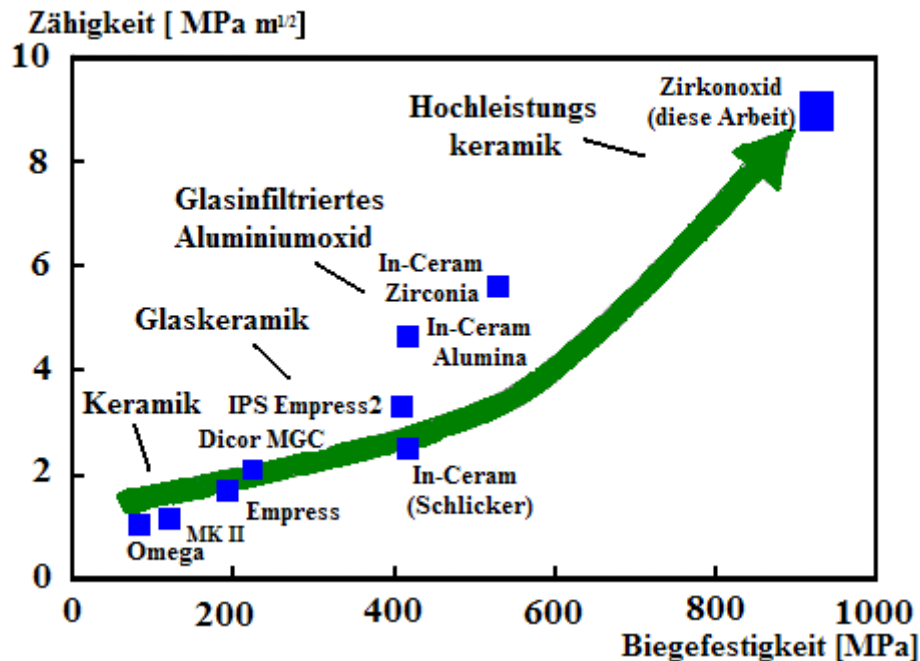


Abb. 3 Bruchzähigkeit von Keramiken [77, 78].

Infiltrationskeramiken werden als Gerüstwerkstoff für Kronen und Brücken verwendet. Da nicht nur die Festigkeit, sondern auch die Opazität mit dem Anteil des Metalloxid-Kristallgehalts steigt, muss das Gerüst mit Verblendmassen versehen werden [49].

Die dicht gesinterten Oxidkeramiken bestehen nur aus kristallinen Metalloxiden und haben keine Glasphase [45]. Das Zirkoniumdioxid liegt abhängig von der Temperatur in unterschiedlichen Modifikationen vor. Oberhalb von 1170 °C entsteht aus dem monoklinen Zirkoniumdioxid durch martensitische Phasenumwandlung die tetragonale Modifikation [33]. Durch Zugabe von Yttriumoxid (Y_2O_3) unter 5 mol% Stoffmenge wird das Zirkoniumdioxid in der tetragonalen Modifikation bis zur Raumtemperatur teilstabilisiert. Es wird mit einer Korngröße von unter 0,4 μm als Zirconia-TZP (tetragonal zirconia polycrystals) bezeichnet [45, 33, 12]. Das vollstabilisierte Zirkoniumdioxid enthält Yttriumoxid in höheren Konzentrationen (Y-TZP). Das teilstabilisierte Zirkoniumdioxid übertrifft das vollstabilisierte Zirkoniumdioxid in seiner Risszähigkeit [33]. Dies bedeutet, dass bei mechanischer Belastung an der Spitze eines Risses (s. Abb. 4) dessen Ausbreitung verhindert wird, da sich die tetragonalen Körner an der Risspitze in monokline Körner umwandeln. Diese sind größer und

brauchen mehr Platz. Durch diese Ausdehnung wird der Riss gestoppt und das Gefüge teilstabilisiert. Die Festigkeit kann nochmals erhöht werden, indem Zirkoniumdioxid

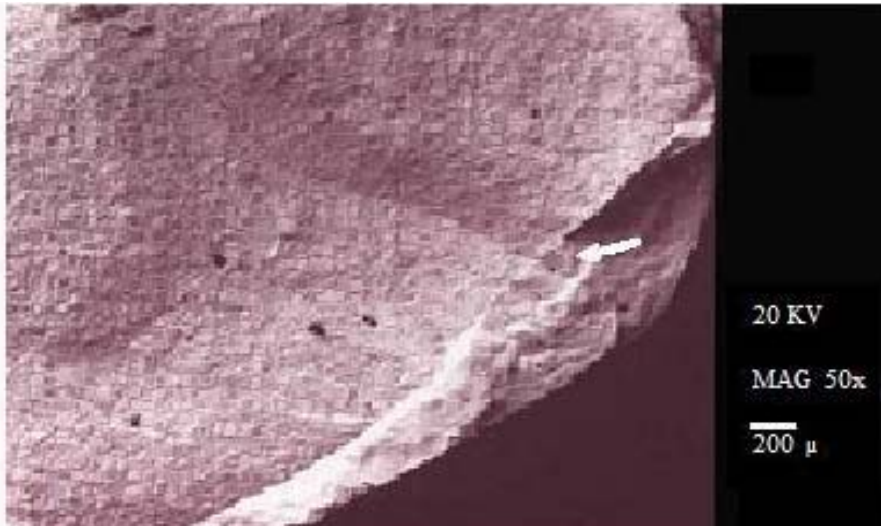


Abb. 4 Subkritisches Risswachstum [3].

im heißen Zustand isostatisch gepresst wird. Auf diese Weise entsteht das so genannte heißisostatisch gepresste (HIP) Zirkoniumdioxid [33, 45].

Ausgangspunkt für die Bearbeitung im zahntechnischen Labor ist Y-TZP. Dieses wird zuvor industriell zu fräsbaren porösen Blanks, auch Grünkörper genannt, gepresst. Daraus entsteht durch Teilsinterung der Weißling, der ebenfalls noch porös ist und im Zahntechniklabor in kurzer Zeit mit CAM-Systemen werkzeugschonend gefräst werden kann [56].

2.1.3.2 Glaskeramiken

Glaskeramische Materialien sind im Ausgangszustand Gläser, deren Endmikrostruktur durch partielle, gesteuerte Kristallisation entsteht. Grundsysteme für die Glaskeramik

sind Gläser mit Entmischungsstruktur. Hier werden keimbildende Zusätze, sogenannte Katalysatoren eingebracht und damit eine gleichmäßige Verteilung sehr feiner Kristalle erreicht. Damit lassen sich die Eigenschaften des Keramikmaterials variieren, da diese stark von Anzahl und Art der Kristallisationskeime und deren Wachstum abhängen [46]. Glaskeramiken verfügen über den sogenannten Chamäleon-Effekt, das heißt über sehr gute Transluzenz, Transparenz, Lichtbrechung und Brillanz, so dass der daraus gefertigte Zahnersatz sich sehr natürlich in die Zahnreihe einpasst [45]. Restaurationen aus Glaskeramik können gegossen oder gepresst werden. Beide Verfahren funktionieren nach dem Lost-wax-Prinzip.

Seit neuester Zeit gibt es neben diesen herkömmlichen Herstellungsverfahren auch die Möglichkeit, Restaurationen aus Glaskeramik mit Hilfe von CAD/CAM Systemen herzustellen. Der Vorteil der gießbaren, pressbaren und durch CAD/CAM hergestellten Glaskeramiken liegt bei dem Wegfall der Sinterschrumpfung und der damit erleichterten Modellation. Die abschließende Farbgebung erfolgt durch das Einbrennen von Malfarben, die sich aber mit der Zeit abrasiv abnutzen können, oder das Gestalten eines Grundgerüsts mit darauf folgender Beschichtung nach der Sintertechnik.

2.1.3.3 Verblendkeramik in der Zahnheilkunde

Mechanisch stabile, aber opak weiße Gerüstwerkstoffe können mit einer Verblendkeramik ansprechend gestaltet und an die Zahnfarbe des Patienten angepasst werden. Dabei kommt es auf einen optimalen Verbund an, der aber auch die Gesamtkonstruktion in ihren Eigenschaften nicht beeinträchtigen darf.

Verblendkeramiken sind Glaskeramiken, die in Schlickertechnik auf ein Gerüst aus Keramik oder Metall aufgebracht und gebrannt werden. Verschiedene Massen (Opaker, Dentin, Schneide, Schmelz, Glasur) werden manuell nach Angaben des Herstellers geschichtet, um so die verschiedenen Farbnuancen des Zahnes zu imitieren. Der Opaker dient dazu, störende Grautöne eines Metallgerüsts abzudecken. Danach werden die einzelnen Keramikmassen farblich geschichtet und gebrannt, wobei die Sinterschrumpfung beachtet werden muss. Begonnen wird mit einer Masse, die die optischen Eigenschaften des Dentins nachahmen soll. Darauf folgt der Aufbau der

Schmelzmasse, die wie der Schmelz nach dem Brand eine höhere Transluzenz besitzt. Der abschließende Glasurbrand verdichtet und glättet die Oberfläche der Verblendung. Bei opaken Keramikgrundgerüsten wird statt des Opakers ein Liner aufgetragen, der dem Gerüst die jeweilige Grundfarbe verleiht, den Haftverbund aber nicht beeinflusst [50].

Seit einigen Jahren können Gerüste aus Zirkoniumdioxid auch mit Glaskeramik überpresst werden. Das Gerüst wird wie bei der Schlickertechnik vorbehandelt und mit Liner eingepinselt und die endgültige Form aus Wachs auf das Gerüst modelliert. Nach dem Lost-wax-Prinzip wird die Verblendung auf das Gerüst gepresst. Hierfür wird das Keramikgerüst mit der Wachsmodellation in eine geeignete Masse eingebettet und das Wachs ausgebrannt. In die so entstandene Hohlform wird anschließend die Keramik gepresst. Die Verblendung kann anschließend beliebig mit Schlickertechnik ergänzt werden und die so Farbabstufungen hervorgehoben werden [50, 51].

Der Verbund zwischen Zirkoniumdioxidgerüst und der keramischen Verblendung kommt durch Wasserstoffbrückenbildung und Schrumpfung der Verblendmasse auf das Gerüst zustande [12, 52].

Ein neuer Weg ist das Einfärben des sehr opaken Zirkoniumdioxidgerüstes. So bieten einige Hersteller eingefärbte Rohlinge oder Färbelösungen an. Somit soll der Grundton des Keramikgerüstes verbessert und eine optimale Farbgebung erzielt werden.

2.2 CAD/CAM Systeme

Die Idee der Automatisierung der Herstellung von Kronen und Brücken ist bereits in den 80er Jahren entstanden. Zu dieser Zeit gab es die ersten Entwicklungen in diesem Bereich durch *F. Duret* und *D. Rekow*, die als die Pioniere der CAD/CAM- Technologie gelten. Bereits im Jahr 2003 gab es schon mehr als 15 verschiedene Systeme auf dem Markt, die aus der modernen Zahntechnik nur schwer wegzudenken sind [24, 63]. Auch die Materialvielfalt ist durch dieses Verfahren gestiegen [27], denn die Hochleistungskeramiken können aufgrund ihrer Materialeigenschaften nur auf computergesteuerten Fräsautomaten subtraktiv verarbeitet werden [56]. Als weitere Vorteile von CAD/CAM

ist die Steigerung der Effizienz in der Herstellung von Zahnersatz zu nennen, auch wenn die Erstananschaffung noch mit hohen Kosten verbunden ist [23].

CAD steht für „computer aided design“ und bedeutet „computergestützte Konstruktion“. Die Restauration wird am Computer mit Hilfe einer Software virtuell modelliert. CAM steht für „computer aided manufacturing“, d.h. „computergestützte Fertigung“. Die zuvor von der Software virtuell modellierte Krone wird nun von einer Schleifmaschine aus einem Rohling herausgefräst.

Ein CAD/CAM System besteht demzufolge immer aus drei Komponenten: Ein Scanner, der die vorhandene Form in einen Datensatz umwandelt, eine Bearbeitungssoftware, die den Datensatz für das herzustellende Produkt erzeugt, und eine Fertigungstechnologie, die den Datensatz wiederum in eine reale Form umwandelt. Die Herstellung kann auf dreierlei Arten erfolgen: Chairside, Labside oder in zentralen Fertigungszentren erfolgen [7, 8, 14, 23, 59]. Chairside bedeutet die Fertigung direkt am Patientenstuhl, Labside ist die Fertigung in einem zahntechnischen Labor nach Anweisung des behandelnden Zahnarztes. Aus Gründen der Übersichtlichkeit soll hier nur auf die in dieser Studie verwendeten CAD/CAM- Systeme näher eingegangen werden.

2.2.1 Cercon® von Degussa Dental

Im Jahr 2001 wurde erstmalig das CAM- Vollkeramiksystem Cercon® von der Firma Degussa Dental vorgestellt [12]. Das System besteht aus drei aufeinander abgestimmten Teilen, dem Scanner cercon® eye, der Bearbeitungsmaschine cercon® brain und dem Sinterofen cercon® heat (s. Abb. 5/6).

Der optische Scanner erstellt die digitalen Datensätze mittels eines Laserprojektionsverfahrens. Es wird eine Messgenauigkeit von +/- 10 µm angegeben [8]. Die Bearbeitungsmaschine ist eine 3-Achsfräsmaschine. Sie hat Bewegungsgrade in den drei Raumrichtungen, in denen die Fräsbahnen genau definiert sind. Die Fräsmaschine ist in der Lage das Werkstück bei der Bearbeitung von Innen- und Außenseite um 180° zu drehen. Unterschnitte, Achsdivergenzen und –konvergenzen

sind frästechnisch aber nicht darstellbar. Cercon® brain stellt ein geschlossenes System dar und arbeitet ohne Wasserkühlung [12,23].



Abb.5 Scanner cercon® eye von Degussa Dental

Mit dieser Schleifmaschine können nur die herstellereigenen Rohlinge bearbeitet werden. Diese sind mit einem Barcode versehen, der den Vergrößerungsfaktor und andere Fräsparameter enthält [12]. Die Rohlinge sind vorgesintert und können so werkzeugschonend bearbeitet werden [62]. Der komplette Fräsvorgang dauert für eine Einzelkrone ca. 35 min, für eine viergliedrige Brücke ca. 80 min. Die Sinterdauer beträgt ca. 6 h [12].



Abb. 6 Cercon® brain Schleifmaschine, Degussa Dental.



Abb. 7 Rohling cercon® von Degussa Dental.

2.2.2 Everest® von KaVo

Die Markteinführung des Everest® Systems von KaVo war im Jahr 2002. Es ist ebenfalls ein geschlossenes System.

Der optische Scanner arbeitet mit Weißlichtstreifenprojektion. Die Außenkontur der Restauration wird konventionell modelliert und zusätzlich zu den Stümpfen digitalisiert. Anschließend werden Innen- und Außenkontur der Restauration maschinell bearbeitet [8].



Abb. 8 Everest® Scanner, KaVo.

Die Bearbeitungsmaschine ist eine 5-Achsfräsmaschine. Hier gibt es neben den 3 Raumrichtungen eine schwenkbare Spannbrücke und die Möglichkeit der Rotation der Frässpindel. Damit ist es möglich auch Unterschnitte zu erfassen und komplexe

Geometrien zu fräsen. Die Maschine arbeitet nass, somit ist auch die Bearbeitung von Titan, Glaskeramik und Zirkoniumdioxidkeramik mit höherem Vorsintergrad möglich [23].



Abb. 9 Everest® Fräsmaschine, KaVo.

2.3 Bearbeitung von Keramiken in Labor und Praxis

Die Bearbeitung im zahntechnischen Labor und in der zahnärztlichen Praxis ist problematisch. Bei abtragender Bearbeitung werden aus der Oberfläche des spröden Materials Werkstoffpartikel herausgeschlagen. Dies führt dazu, dass in der Bearbeitungsrandzone extreme Zugspannungen entstehen, die zu Mikrorissen führen können [6]. Auch Ecken und Kanten in der Präparation können zu Spannungs-

überhöhungen in der Restauration führen. Bereits bei der Präparation sollte dies alles bedacht werden [3].

Keramische Werkstoffe müssen mehrfach mechanisch bearbeitet werden. Die Anpassung an die optimale Okklusion, Nachbearbeitung des Kronenrandes und Aufpassen der Krone auf den Stumpf werden vom Zahntechniker mit abtragenden Schleifinstrumenten durchgeführt [6]. Der Zahnarzt bearbeitet die fertige Keramikrestauration ebenfalls. Nachschleifen der Okklusion, Anpassung der Approximalkontakte, Beschleifen keramischer Abutments oder Wurzelstifte [6] und die Trepanation durch keramische Kronen, um eine Wurzelbehandlung durchzuführen, sind typische Vorgänge in der täglichen Zahnarztpraxis.

Grundsätzlich werden Glaskeramiken wegen ihrer unübertroffenen optischen Eigenschaften [3] vor allem im Frontzahnbereich verwendet. Oxidkeramiken haben eine höhere Festigkeit, wodurch mehrgliedrige Brückengerüste und Implantat-Abutments aus Zirkoniumdioxid hergestellt werden können [6]. Ein Nachteil der Zirkoniumdioxidkeramik ist die 10-12mal geringere Wärmeleitfähigkeit als zum Beispiel bei Aluminiumoxidkeramik [6, 27]. Dadurch wird bei Einwirkung eines Fräasers kurzzeitig die Randzone des Zirkoniumdioxidwerkstoffes aufgeschmolzen [6]. Durch unsachgemäßes Bearbeiten kommt es zu einem Hitzestau in der Randzone und damit zu einer mechanischen Schädigung der Oberfläche [6, 27].

Aus diesem Grund muss die Bearbeitung von Keramiken vom Zahnarzt und Zahntechniker fachgerecht mit schnell laufendem Winkelstück bzw. Laborturbine, aber auf jeden Fall mit Wasserkühlung und einem intakten Feinkorndiamant durchgeführt werden [3, 26, 27, 51].

2.4 Materialprüfungen

Werkstoffprüfverfahren für dentalkeramische Erzeugnisse dienen der vergleichenden Beurteilung von Materialien, Materialkombinationen und Technologien. Es wurden Mindestanforderungen für dentalkeramische Massen u.a. in der ISO-Norm 6 872 und

DIN 13 925 festgelegt, die durchaus nicht alle klinisch wichtigen Materialparameter umfassen [44, 46].

Zur präklinischen Bewertung von Dentalmaterialien werden in der Zahnheilkunde In-vitro-Versuche durchgeführt. Mit Hilfe von Belastbarkeitstests werden Keramiken für den Einsatz im Front- und Seitenzahnbereich untersucht. Die Festigkeit spielt eine entscheidende Rolle für den klinischen Erfolg einer Versorgung [16, 32, 44]. Das Vertrauen auf die Qualität und die Dauerfestigkeit vollkeramischer Restaurationen wächst, aber in vielen Fällen liegen noch keine klinischen Studien vor, wodurch die Alltagstauglichkeit bewiesen und damit dem Anwender und Patienten Sicherheit gewährt wird [44].

2.4.1 Alterungssimulation

Aus den genannten Belastungstests für die Materialien kann noch nicht auf eine ausreichende Dauerfestigkeit geschlossen werden. Bei der Feldspatkeramik VK 68 beschrieb Schwickerath [19] bei mechanischer Dauerbelastung nach 1000 Zyklen eine Minderung der Festigkeit um 40 %, bei Lagerung in Wasser oder Korrosionslösungen um weitere 10 %. Die Berücksichtigung der Dauerfestigkeit, die mit einem Kausimulator geprüft werden kann, sollte also ebenfalls Gegenstand der Materialprüfung sein.

Mit dem Kausimulator kann eine standardisierte Simulation mechanischer, hydrolytischer und thermischer Belastungskomponenten beim Kauvorgang erfolgen. So ist es möglich zahntechnische Konstruktionen und Materialien in kurzer Zeit bezüglich ihrer Kaufestigkeit zu bewerten [67, 68, 69].

Da in der Mundhöhle durch Aufnahme kalter und warmer Speisen starke Temperaturschwankungen Auftreten sollte dies bei der Alterungssimulation ebenfalls berücksichtigt werden. Der Münchner Kausimulator berücksichtigt die Kaukraft, die Belastung der Zähne bei verschiedenen Temperaturen, das unterschiedlich feuchte Mundmilieu, die Mahlbewegung und die Beweglichkeit des Zahnhalteapparats. Die Kaubelastung wird dabei durch Stempel als Antagonisten erzeugt. Die Kaukräfte und

die Dauer der thermischen und hydrolytischen Belastung durch die Spülflüssigkeit sind frei einstellbar. Die Parameter werden durch ein Computersystem kontrolliert, eine optische Überwachung der Probenkammern ist ebenfalls möglich.

In diesem Verfahren lassen sich auch Abtragungen der Oberfläche, Farbveränderungen und Veränderungen des Randschlusses untersuchen [67, 68, 69].



Abb. 10 Münchener Kausimulator.

2.4.2 Bruch- und Biegetests

Die keramischen Materialien sind grundsätzlich spröde und haben eine hohe Druckfestigkeit. Zur Messung der Druckfestigkeit werden Bruchtests durchgeführt [16]. Die Prüfkörper werden dabei in einem standardisierten Verfahren einer ansteigenden Kraft bis zu ihrem Bruch ausgesetzt. Die Gefahr der Rissbildung durch die geringere Zugfestigkeit keramischer Materialien wurde in mehreren Arbeiten betont [19, 44].

Neben dem Bruchtest sind weitere Verfahren zur Materialprüfung in Gebrauch, die aber im Allgemeinen in der Praktikabilität und im Ergebnis diesem unterlegen sind [46]: Zu erwähnen wären der biaxiale und 3-Punkt- Biegetest, sowie die Spaltzugprüfung. Bei Verbundmaterialien gibt es den Biege- und Torsionstest, Zugtest und Zug- Schertest, die alle sehr lange bekannt und in den Normen noch enthalten sind.



Abb. 11 Universalprüfmaschine nach Zwick.

2.5 Trepanation nach Kronenversorgung

Nach einer Kronenversorgung vitaler Zähne ist ein Präparationstrauma nicht auszuschließen. Fünf Jahre nach Überkronung weisen 4% der Zähne eine

röntgenologisch sichtbare apikale Ostitis auf [22, 11]. Bereits nach zehn Jahren reagieren 15% der Zähne desensibel. Demnach gehören endodontische Probleme nach Überkronung eines Zahnes zu den häufigsten Extraktionsursachen [22]. Auf dem Weg zu einer fertigen prothetischen Versorgung mit einer Krone ist der Zahn verschiedenen Traumata ausgesetzt, wie Präparation, Abformung, provisorische Versorgung des Stumpfes und Befestigung der definitiven Krone. Jeder dieser Schritte muss so atraumatisch wie möglich durchgeführt werden [22], um eine langfristige Pulpenschädigung zu vermeiden. Hinzu kommt die Pulpatoxizität von Befestigungszementen, die in eigenen Studien diskutiert wird [18]. Zähne, die für eine Überkronung vorgesehen sind, sind meist stark vorgeschädigt. Hier wirken sich weitere traumatisierende Einflüsse oft stärker aus, da die verbleibende, schützende Dentinschicht geringer ist.

Die Trepanation durch eine vollkeramische Krone kann problematisch werden, da Schäden an der Versorgung verursacht werden können. Diese Schäden können vom Abplatzen der Verblendung um die Trepanationsöffnung bis hin zum vollständigen Bruch der Krone reichen [11].

3 Material und Methode

3.1 Herstellung der Prüfkörper

3.1.1 Herstellung der Stümpfe

Zuerst erfolgte die Präparation eines Kunststoffzahnes nach den allgemein gültigen Präparationsrichtlinien für Kronen mit einem grobkörnigen Diamantschleifer der Form Torpedo. Danach wurde die Hohlkehle mit einem Diamantfinierer (1,8 mm, 4° Neigungswinkel) im Parallelometer verfeinert und der Präparationswinkel damit gleichmäßig auf 8° angepasst. Der Stumpf wurde dann in eine bereits mit Superhartgips gefüllte und mit Aussparungen versehene Küvettenhälfte in Silikon eingebettet. Mit einem Wachsdraht der Stärke 3,5 mm wurde ein Kanal für den Zulauf des Wachses von der Öffnung der Küvette, sowie mit Wachsdrähten der Stärke 3,0 mm wurden um den Stumpf Entlastungskanäle für den Wachsüberschuss gelegt. Das erhärtete Silikon wurde mit Silikon Isolierspray behandelt. Die mit Gips gefüllte und mit passenden Aussparungen versehene 2. Küvettenhälfte wurde aufgesetzt und mit den dazugehörigen Halteringen fixiert. Durch ein vorgefertigtes Loch im Gips wurde der Stumpf wieder mit Silikon gekontert. Nach Trocknung des Silikons wurde die Küvette geöffnet und der Kunststoffstumpf, sowie die Wachsdrähte entfernt. Auf diese Weise haben wir eine Hohlform des zuvor präparierten Stumpfes gewonnen (Abb.12).

Im Wachsspritzverfahren, wie man es auch in der Goldschmiedekunst verwendet wurden nun 20 gleiche Wachsstümpfe hergestellt. Das Wachs wurde auf 65° erwärmt und mit 0.7 bar in die Küvette eingebracht. Nach Erkalten konnte die Wachstform leicht aus der Küvette entnommen werden, der Wachsablauf wurde vorsichtig mit einem warmen Wachsmesser abgetrennt und geglättet, der Wachszulauf wurde belassen. Er diente später als Gusskanal. Es war darauf zu achten, dass die Präparationsgrenze scharf und ohne Blasenbildung im Wachs wiedergegeben wurde (Abb. 13).



Abb. 12 Küvetten zur Herstellung der Wachsstümpfe.



Abb. 13 Wachsstumpf nach dem Ausbetten aus der Küvette.

Die Wachsstümpfe wurden eingebettet und in Remanium 2000 mit einer Hochfrequenzschleuder (Rematitan Automatic Caster, Dentaforum, Ispringen) gegossen. Nach dem Ausbetten wurden die Gusskanäle abgetrennt und die gesamte Oberfläche der Metallstümpfe mit einem Diamantschleifer grob geglättet. Im Wurzelbereich wurde eine Retention mit einer Trennscheibe eingeschliffen, damit der Stumpf anschließend im Kunststoffsockel besser verankert werden konnte (Abb. 14).



Abb. 14 Metallstumpf mit Retention im Wurzelbereich.

Aus rosa Plattenwachs wurde ein Sockel der Grösse 2,5 cm x 1,5 cm und 2 cm Höhe um den Stumpf angefertigt, aus dem nach anschließendem Einbetten in Silikon und Ausbrühen eine Hohlform entstand. Der Metallstumpf verblieb in der Silikonform, die mit Kunststoff gefüllt wurde und im Drucktopf bei 2 bar 20 Minuten ausgehärtet wurde. In dem so hergestellten stabilen Kunststoffsockel waren die Metallstümpfe gut verankert (Abb.15). Anschließend wurden die Stümpfe im Parallelometer mit einem

Diamantschleifer feiner Körnung und 4° Neigungswinkel, wie anfangs bei Durchführung der Präparation endgültig geglättet und die Präparationsgrenze verfeinert.



Abb. 15 Fertiger Stumpf mit Kunststoffsockel.

3.1.2 Herstellung der Zirkoniumdioxidkeramikronen

Zur Herstellung der Kappchen aus Zirkoniumdioxidkeramik im CAD/CAM Verfahren musste Form und Oberfläche der Metallstümpfe mit einem optischen Scanner eingescannt werden. Der Stumpf wurde zuvor mit Scan- Spray (Arti Spray BK 285 Occlusionsspray weiss, Bausch, Köln) nach Herstellerangaben besprüht um die Genauigkeit des Scanvorgang zu erhöhen. Bei der virtuellen Modellierung des Kappchens wurden die als Standard vorgegebenen Werte im Programm eingestellt: Wandstärke 0,5 mm, Zementspalt $25\mu\text{m}$. Die Trockenbearbeitung erfolgte mithilfe der 3-Achsfräsmaschine Cercon® brain (Abb. 6). Die Scandaten werden auf die

Fräsmaschine übertragen, der Barcode des Zirkoniumdioxidrohlings wurde eingelesen und nach Herstellerangaben eingesetzt. Nach Beendigung des Fräsvorgangs musste das noch kreideweiche Käppchen endgesintert werden (Cercon® heat). Nach dem Sintervorgang wurden Ecken und Kanten am Käppchen zur Vermeidung von späteren Spannungen in der Verblendkeramik mit Hilfe einer wasserkühlenden Turbine und einem feinkörnigen Diamanten geglättet. Das Zirkoniumdioxidgerüst wurde vor der Weiterverarbeitung gemäß Herstellerangaben mit Aluminiumoxid (Körnung 110-125µm, bei 3 bar Druck) kurz abgestrahlt und im Ultraschallbad 3 Minuten gereinigt.

3.1.2.1 Verblendung mit Cercon® ceram kiss

Zunächst wurde ein Pastenliner auf das mit Luft kurz getrocknete Käppchen aufgetragen. Es war darauf zu achten, dass das Käppchen nach der Reinigung nicht mehr mit bloßen Händen berührt werden durfte, um mögliche Verunreinigungen und damit unerwünschte Einschlüsse in die Keramik zu vermeiden. Nach dem Brand des Liners erfolgte die Verblendung mit Cercon® ceram kiss Dentinmasse. Auf einer Glasplatte wurden das Pulver und die zugehörige Modellierflüssigkeit mit einem Kunststoffspatel vermischt. Das Käppchen wurde mit einem feinen Nadelhalter vorsichtig gehalten. Mit einem dünnen, mit destilliertem Wasser angefeuchteten Pinsel wurde die Keramikmasse aufgeschichtet, so dass das Käppchen vollständig bedeckt war und die anatomische Form nachvollzogen werden konnte. Nach dem Brand und Abkühlen der Krone erfolgte eine weitere Schicht Dentinmasse auf die gleiche Weise, mit der die Form der Krone korrigiert wurde. Eine zu trockene Keramikmasse konnte mit destilliertem Wasser oder Modellierflüssigkeit angefeuchtet werden. Nachdem auch diese Schicht gebrannt worden war, folgte die Glasur. Dazu wurde die ebenfalls pulverförmige Glasur wieder mit Modellierflüssigkeit vermischt. Das Gemisch sollte etwas flüssiger sein, als die Mischung der Dentinmasse. Die Glasur wurde dünn auf die Krone aufgetragen, so dass die ganze Fläche bedeckt war. Es folgte der Glanzbrand. Die Brände erfolgten im Keramikofen Vacumat 40 laut den allgemeinen Brennempfehlungen des Herstellers.

| Brand | Vorwärmen °C | Trockenzeit min | Aufheizrate °C/min | Endtemperatur °C | Haltezeit min | Vakuum hPa |
|--------------|-------------------------|----------------------------|-------------------------------|-----------------------------|--------------------------|-----------------------|
| Pastenliner | 575 | 8:00 | 55 | 970 | 1:00 | 50 |
| Dentin 1 | 450 | 5:00 | 55 | 830 | 1:30 | 50 |
| Dentin 2 | 450 | 5:00 | 55 | 820 | 1:30 | 50 |
| Glanzbrand | 450 | 3:00 | 55 | 800 | 1:00 | - |

Tab. 1 Brennparameter der Cercon® ceram kiss Verblendung.

Die erste geschichtete und fertig gebrannte Krone diente als Muster für alle weiteren handverblendeten Kronen. Die Maße wurden mit einem Stechzirkel abgegriffen, so erhielten alle weiteren Kronen ungefähr die gleichen Außenmaße. Die Dicke wurde mit einem Tasterzirkel zentral, mesial und distal, sowie bukkal und lingual gemessen und

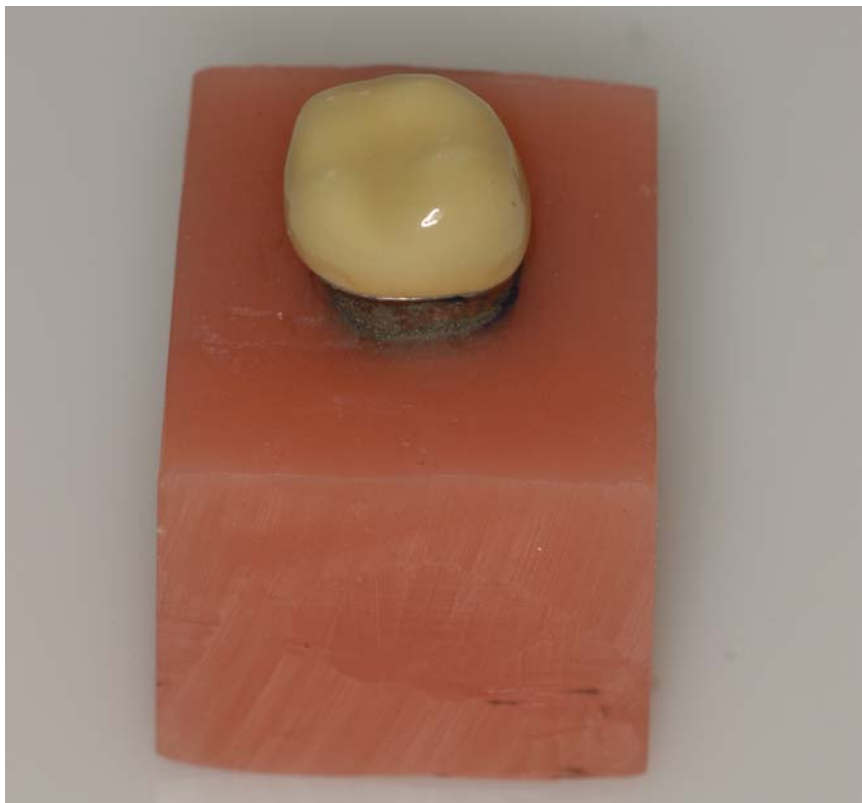


Abb. 16 Zirkoniumdioxidkeramikkrone verblendet mit Cercon® ceram kiss.

für alle Modelle auf 1-1,5 mm festgelegt. Dennoch konnten bei dieser Herstellungsart geringe Schwankungen nicht vermieden werden. Auf diese Weise wurden 30 Kronen hergestellt (Abb. 16).

3.1.2.2 Überpressen mit Cercon® ceram press

Die Verblendung der Käppchen erfolgte in dieser Gruppe mithilfe der Presskeramik Cercon® ceram press. Das Cercon® base-Gerüst wurde durch eine vollanatomische Wachsmodellation (Full Wax-up) ergänzt. Vor der Modellation wurde das Gerüst, wie oben bereits beschrieben abgestrahlt gereinigt und dünn mit Pastenliner gemäß Herstellerangaben überbrannt. Auch hier war zu beachten, dass das Käppchen nach der Reinigung nur noch mit einer Pinzette oder Handschuhen berührt werden durfte.

Die Wachsmenge für eine Krone betrug durchschnittlich 0,19 g. Die Menge wurde ermittelt, indem das mit Liner überbrannte Käppchen und anschließend die fertig modellierte Krone gewogen wurde. Das Wachsgewicht konnte so rechnerisch durch Subtraktion des Käppchengewichts ermittelt werden. Die Schichtdicke betrug etwa 1 mm und wurde mit einem Tasterzirkel zentral, mesial und distal, sowie bukkal und oral kontrolliert. Hier wurde zusätzlich mit dem Silikonschlüssel gearbeitet, der zuvor von der ersten handverblendeten Krone angefertigt wurde. Dennoch kam es auch hier unausweichlich zu leichten Schwankungen in Form und Dicke, die durch die manuelle Herstellung bedingt waren. Zum Anstiften der Modellation wurden übliche Wachsgusskanäle der Stärke 3,5 mm verwendet. Der weiche Cergo® Muffelring und Muffelformer wurden dünn mit Vaseline eingerieben. In eine Muffel wurden jeweils drei Kronen eingebettet. Die Einbettmasse (Cergo® fit speed, DeguDent, Hanau) wurde nach den Empfehlungen des Herstellers für Seitenzahnrestorationen 19:6 (ml) konzentriert. Auch der Anmischvorgang erfolgte streng nach Herstellerangaben (Multivac compact, DeguDent). Nach einer Trocknungszeit von 15 min wurde der Muffelring mit dem Muffelformer entfernt und die fest gewordene Einbettmasse in den auf die Vorwärmtemperatur von 850° vorgeheizten Ofen mit Rillenboden gesetzt. Nach 60 min Haltezeit wurde der Pressstempel eingesetzt und der Pressvorgang nach

Herstellerangaben im Keramikpressofen (IPS Empress EP 500) begonnen. Nach dem Abkühlen wurden die Kronen vorsichtig ausgebettet. Dazu wurde die Einbettmasse mit einem Sandstrahler zunächst mit grober Körnung, anschließend mit feinerer Körnung abgestrahlt. Mit Alkohol 70 % zur Kühlung wurde der Presskanal mit einer Trennscheibe abgetrennt und die Oberfläche der Krone mit einem feinen Diamantschleifer unter Wasserkühlung nachbearbeitet. Anschließend erfolgte der Glanzbrand mit Glasur in gleicher Weise wie bei den handverblendeten Kronen nach Herstellerempfehlungen (Abb. 17).



Abb. 17 Zirkoniumdioxidkronen überpresst mit Cercon® ceram press nach dem Ausbetten.

3.1.3 Herstellung der Kronen aus Lithiumdisilikatkeramik (e.max)

Für die Herstellung dieser Kronen mussten zunächst die 20 Stümpfe mit ihren zugehörigen Kronen eingescannt werden (Everest® scan, KaVo). Nach virtueller Modellation der Krone durch die Software und Übertragung der Scandaten auf die Software der Fräsmaschine, wurde der Lithiumdisilikat Glaskeramik Block mit breiter Seite nach unten in die Positionierhilfe eingebettet. Dazu wurde der Keramikblock mittig positioniert und die beiden Komponenten von Everest Inplast im Verhältnis 1:1 nach Herstellerangaben gemischt und in die Positionierhilfe um den Keramikblock gegossen. Nach 20 min Trocknungszeit wurde der Block mit Positionierhilfe sachgemäß in die Fräsmaschine (Everest®, KaVo, Abb. 3) eingelegt und der Fräsvorgang in Nassbearbeitung begonnen. In einem Fräszyklus konnten jeweils vier Kronen gefräst werden. Nach Beendigung des ersten Fräsvorgangs, in dem die Innenseite der Krone bearbeitet wurde, wurden die Kronen in der Maschine belassen und mit einer handelsüblichen Sprühflasche mit Wasser gesäubert und anschließend mit Luft getrocknet. Gegengebettet wurde ebenfalls mit Everest Inplast, welches im Verhältnis 1:1 gemischt war. Inplast wurde möglichst blasenfrei in die Innenseite der Krone gegossen, bis diese vollständig bedeckt war. Die Zeit von 20 Minuten wurde am Computer eingestellt und die Maschine geschlossen. Der Fräsvorgang wurde automatisch nach eingestellter Wartezeit begonnen. Nach Beendigung des zweiten Fräsvorgangs wurde die Krone in der Positionierhilfe aus der Maschine entnommen. Der Inplast Kunststoff wurde mit einem Heißluftföhn erweicht und entfernt. Wenn nötig wurde die Krone im vorkristallisierten Zustand mit einem feinen Diamantschleifer unter Wasserkühlung nachbearbeitet.

Zum Kristallisationsbrand wurde die Krone, gemäß den Angaben des Herstellers mit Brennhilfspaste gefüllt, auf den Brenngutträger aufgebracht und mit Glasur bepinselt. Somit resultierten Glanz und Kristallisation in einem Brand (Abb. 18). Auch hier betrug nach Fertigstellung die Schichtdicke der Krone etwa 1,0-1,5 mm.

| Bereitschafts- temperatur | Schliesszeit | Heizrate 1 | Brenn- temperatur 1 | Haltezeit 1 | Heizrate 2 |
|------------------------------|--------------|------------|------------------------|-------------|------------|
| 403°C | 6:00 min | 90°C/min | 820°C | 0:10 min | 30°C/min |

| Brenn- temperatur 2 | Haltezeit 2 | Vakuum 1 | Vakuum 2 | Langzeit- abkühlung | Kühlrate |
|------------------------|-------------|-----------|-----------|------------------------|----------|
| 840°C | 7:00 min | 550/820°C | 820/840°C | 700°C | 20°C/min |

Tab. 2 Brennparameter Kombinationsbrand Kristallisation / Glanz (Verarbeitungsanleitung IPS® e.max CAD, Ivoclar Vivadent).



Abb. 18 Glaskeramikkronen IPS e.max CAD vor und nach Kristallisation.

3.1.4 Herstellung der Kronen aus Zirkoniumsilikat (HPC)

Auch hier wurden 20 Stümpfe mit ihren Kronen wie oben beschrieben eingescannt und die Scandaten auf die Software der Fräsmaschine übertragen. Die Rohlinge wurden auf die gleiche Weise in die Positionierhilfe mit Everest Inplast eingebettet und in die Fräsmaschine (Everest®, KaVo, Abb.3) eingesetzt. Nach Beendigung des ersten Fräsvorgangs, in dem wiederum die Innenseite der Krone gefräst wurde, wurde die Krone wie oben beschrieben in der Maschine belassen, gesäubert und getrocknet. Mit Everest Inwax wurde gegengebettet. Dazu wurde Inwax in einer feuerfesten Schale mit einem Heißluftföhn geschmolzen. Das flüssige Wachs wurde möglichst blasenfrei in die Kroneninnenseite gegossen bis die Krone vollständig bedeckt war. Die Wartezeit von 15 Minuten wurde am Computer eingestellt und die Maschine geschlossen. Der Fräsvorgang startete automatisch nach der vorgegebenen Wartezeit. Nach Beendigung des Fräsvorgangs wurde die Krone in ihrer Positionierhilfe aus der Maschine



Abb. 19 Zirkoniumsilikatkrone im Grünzustand, nach Sinterung und Politur.

entnommen und ca. 30 Minuten in einen 100° warmen Vorwärmeofen auf ein Papiertuch gelegt, damit das Wachs ausgeschwemmt werden konnte. Der Anteil von Inplast war danach ebenfalls weich und konnte leicht mit den Fingern von der Krone gelöst werden. Bei diesem Material durfte kein Heißluftföhn verwendet werden, da es sonst zu einem Hitzesprung kommen konnte. Direkt darauf folgte der Sinterbrand nach Herstellerangaben. Danach musste die Oxydschicht entfernt werden. Dazu wurde die Krone mit 50 µm Edelkorund bei max. 2 bar Druck abgestrahlt. Die Nachbearbeitung dieser Kronen erfolgte mit einem feinkörnigen Diamantschleifer unter Wasserkühlung. Mit einem dreiteiligen Polierset (Diapol Polierset grob, mittel, fein) wurde nachpoliert (Abb. 19).

3.1.5 Perforation der Prüfkörper

Die Kronen wurden auf die nach Nummerierung passenden Stümpfe aufgepasst. Der Stumpf wurde mit einem wasserlöslichen Filzstift bemalt. Durch das Aufsetzen der Krone wurden die Störstellen auf der Kroneninnenseite markiert und konnten mit einem kleinen, feinen, kugelförmigen Diamantschleifer vorsichtig entfernt werden bis der Rand der Krone auf dem Stumpf bündig abschloss [73]. Die Krone wurde konventionell mit Ketac cem (3M Espe, Seefeld) aus Kapseln zementiert. Nach Trocknung und Entfernung der Zementreste mit einer Zahle wurde ein Silikonschlüssel angefertigt, damit die Oberfläche nach Perforation mit Füllungsmaterial exakt nachmodelliert werden konnte. Da die Praxisgegebenheiten einer Trepanation in vivo möglichst nachempfunden werden sollten, erfolgte die Perforation an einer Behandlungseinheit mit rotring Winkelstück bei 40.000 Umdrehungen/min unter Wasserkühlung. Dazu wurde zunächst ein neuer feinkörniger Diamantschleifer in Walzenform mit einem Durchmesser von ca. 2 mm zum Perforieren verwendet. Mit einem reifenförmigen Diamantschleifer wurde die Öffnung auf einen Durchmesser von 3,5 mm genormt (Abb. 20). Die Perforation erfolgte manuell und zentral in die Okklusalfäche.



Abb. 20 Diamantschleifer zur Perforation der Kronen.

3.1.6 Füllen der Kavität

Vor dem Füllen wurde die Kavität lege artis mit 35% Phosphorsäure und Syntac classic (3-Flaschen-System) vorbehandelt. Anschließend wurde das Füllungskomposit (Tetric evo ceram) mit einem Kugelstopfer eingebracht, mit dem zuvor hergestellten Silikonschlüssel abgeglichen und, gemäß Empfehlung des Herstellers, 40 s unter einer Blaulichtlampe ausgehärtet.

3.1.7 Künstliche Alterung

15 der so erstellten Probenkörper aus jeder Gruppe wurden vor der Überprüfung der Bruchlast durch 10 000 Temperaturwechsel von 5°C auf 55°C im Kausimulator künstlich gealtert. Die Verteilung der Proben für den Bruchtest erfolgte nach nachstehendem Schema:

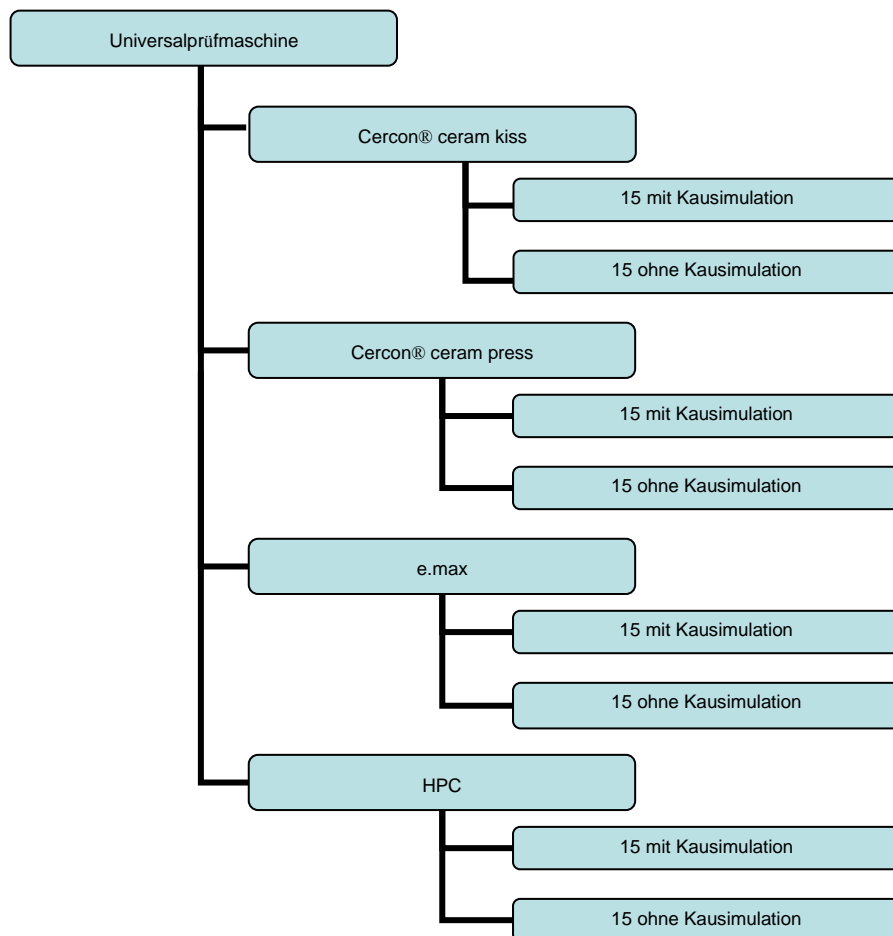


Abb. 21 Prüfkörperaufteilung.

3.2 Untersuchung der Probenkörper

3.2.1 Überprüfung der Bruchlast

Alle 120 Probenkörper, künstlich gealtert oder nicht, wurden in der Universalprüfmaschine (Zwick / Ulm) in einem Bruchtest bis zum klinischen Versagen der Restauration belastet. Der Prüfkörper wurde so in den Probenschlitten eingespannt, dass der kugelförmige Stempel zentral auf die Okklusalfäche im 90° Winkel auftrifft. Der Durchmesser der Kugel betrug 2 cm. Dazwischen wurde eine Folie gelegt (Abb. 22).

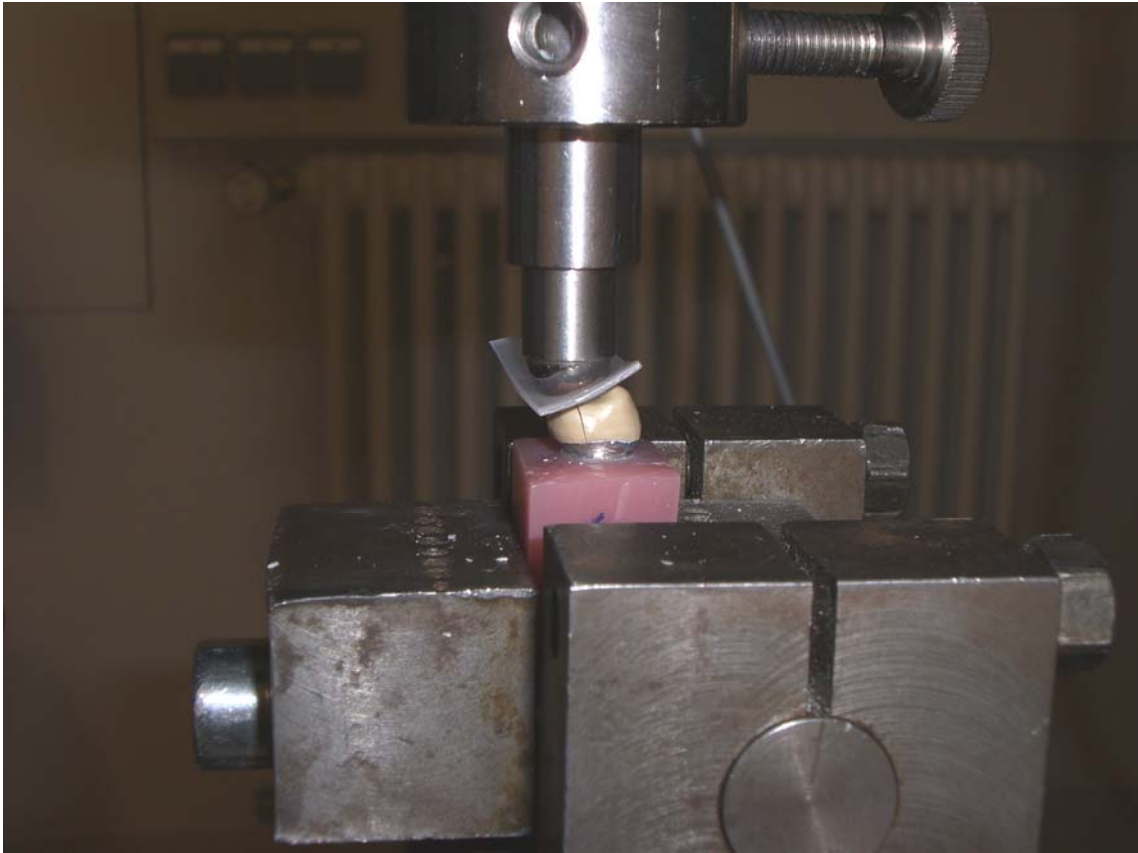


Abb. 22 Universalprüfmaschine beim Bruchtest.

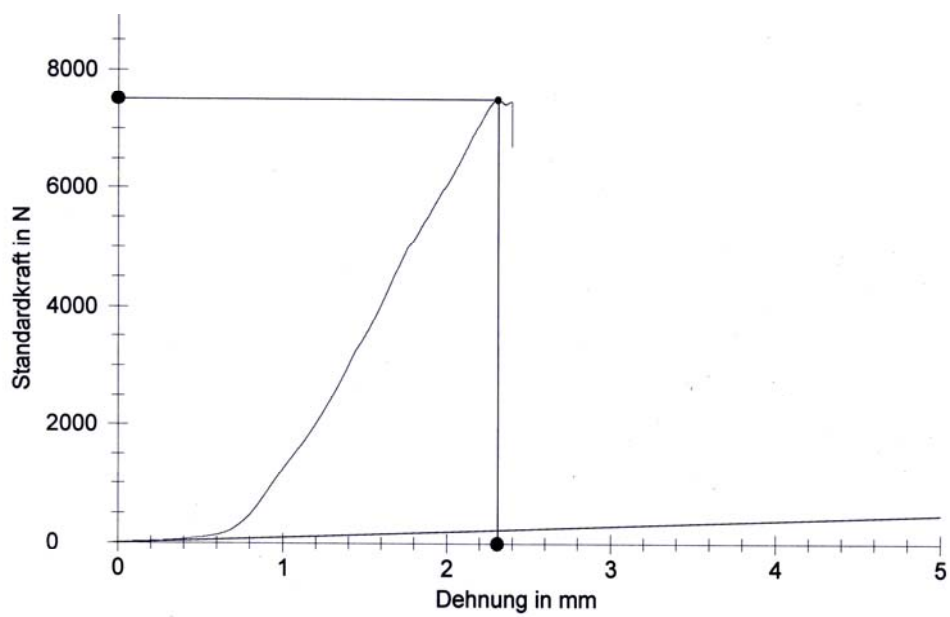


Abb. 23 Beispiel eines Kraft- Dehnungsdiagramms beim Bruchtest.

Während des Bruchtests betrug die Vorschubgeschwindigkeit des Stempels 0,5 mm /min. Die Universalprüfmaschine zeichnete die gemessenen Werte in einem Kraftdehnungsdiagramm per Computer auf (Abb. 23) und ermittelte die entstandenen Bruchlasten. Die Bruchfragmente wurden für die weitere Analyse gesammelt.

3.2.2 Statistische Auswertung

Nach dem Messen der Bruchkräfte wurden diese statistisch miteinander verglichen. Hierfür wurde das Statistikprogramm SPSS 11.5 angewendet. Zur übersichtlichen Darstellung wurden Boxplot-Diagramme (Abb. 24) verwendet, die den Medianwert, die Standardabweichung und die Extremwerte anzeigen. Zur Überprüfung der statistischen Signifikanz kam der parameterfreie Test nach Mann-Whitney zum Einsatz. Als Signifikanz-Niveau wurde der Wert auf $p \leq 0,05$ festgelegt.

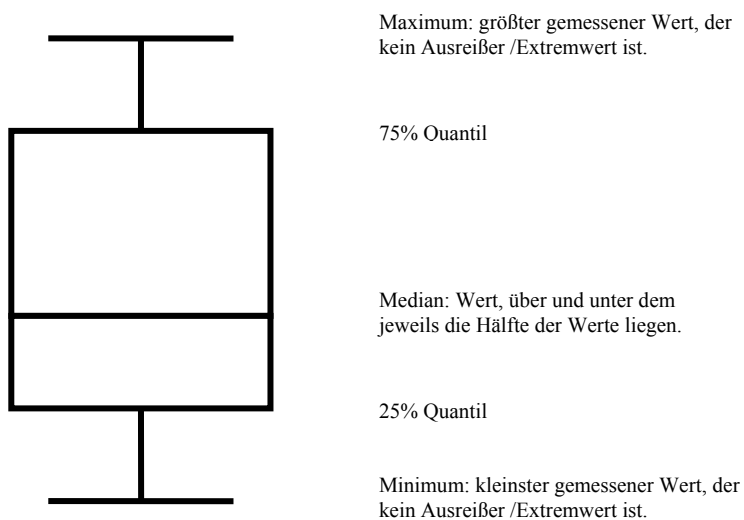


Abb. 24 Box- whiskers Diagramm.

3.2.3 Anfertigung der REM- Proben

Die zerstörten Proben wurden abwechselnd in einem 70%igen Alkoholbad und einem Bad mit destilliertem Wasser für 10 Minuten gesäubert, um Verunreinigungen zu

beseitigen. Nach einer Trocknungszeit von ca. 24 Stunden wurden die Scherben auf einen Probenhalter festgeklebt und anschließend 1,5 min unter Argon-Atmosphäre bei 15 mA in einer Sputteranlage mit Gold bedampft (Abb. 25). Da die Oberflächen der Proben nicht leitfähig waren und das Rasterelektronenmikroskop nur solche erkennen konnte, mussten die Bruchfragmente vorher mit Gold besputtert werden, um ein aussagekräftiges Bild zu erhalten.

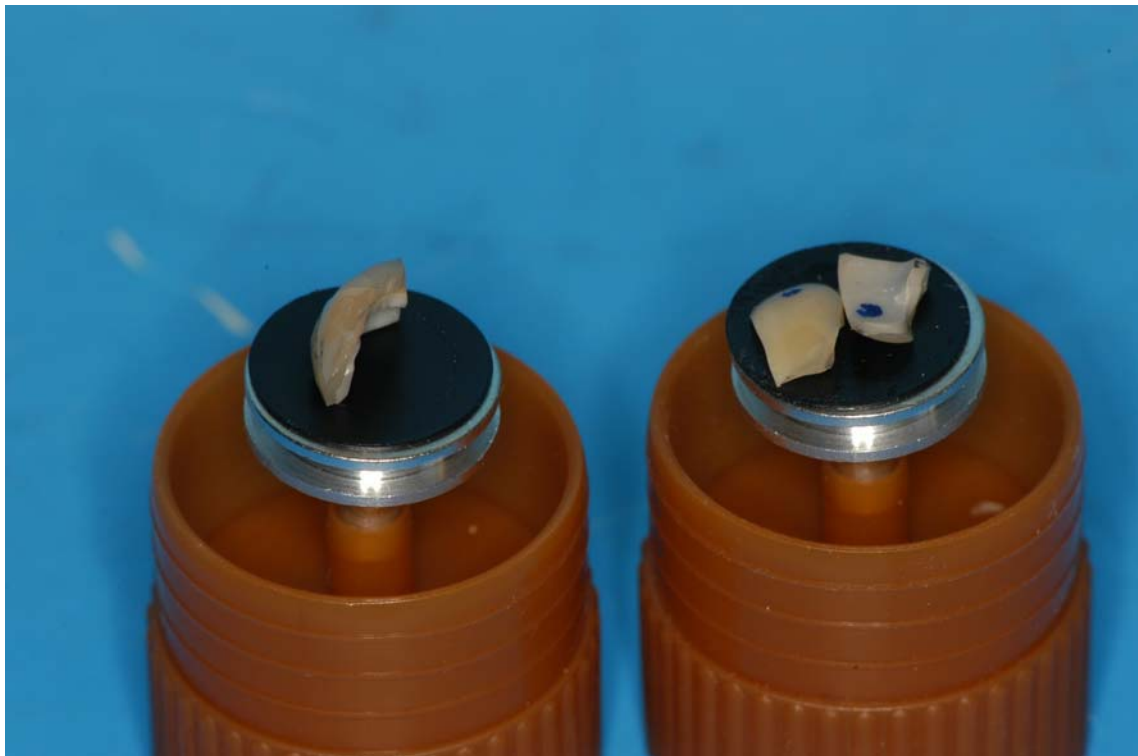


Abb. 25 Besputterte Proben auf dem Probenhalter.

3.2.4 Bruchkantenanalyse mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM)

Die mit Gold bedampften Kronenfragmente wurden im Rasterelektronenmikroskop mit einer bis zu 1000-fachen Vergrößerung analysiert. Dafür wurden je 4 Probenhalter auf einen in dreidimensionaler Richtung verschiebbaren Schlitten aufgesteckt. Um ein

eindeutiges und scharfes Bild zu bekommen, war es wichtig durch Bewegen des Schlittens den Elektronenstrahl möglichst senkrecht auf die Bruchkante zu richten. Mit Hilfe einer digitalen Kamera wurden die Bilder aufgenommen und anschließend zur weiteren Auswertung auf einen PC übertragen.

4 Ergebnisse

4.1 Bruchfestigkeit der Keramiken

4.1.1. Deskriptive Statistik der Bruchfestigkeit

| Material | n | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standard- abweichung |
|---------------------|----|---------|---------|------------|-------------------------|
| ----- | | | | | |
| Cercon® ceram kiss | | | | | |
| ohne Kausimulation | 15 | 1852,03 | 7201,77 | 3910,01 | 1580,74 |
| mit Kausimulation | 15 | 2048,17 | 9282,48 | 5195,28 | 2442,08 |
| Cercon® ceram press | | | | | |
| ohne Kausimulation | 15 | 2636,32 | 5024,97 | 3762,31 | 727,36 |
| mit Kausimulation | 15 | 2281,29 | 4646,15 | 3364,84 | 690,50 |
| e.max CAD | | | | | |
| ohne Kausimulation | 15 | 1948,44 | 5399,36 | 2984,59 | 955,30 |
| mit Kausimulation | 15 | 2018,95 | 4557,37 | 3092,93 | 755,22 |
| HPC | | | | | |
| ohne Kausimulation | 15 | 1390,57 | 5718,88 | 2206,23 | 1099,51 |
| mit Kausimulation | 15 | 0,00 | 5283,17 | 2452,52 | 1223,79 |

Tab. 3 Ergebnisse der Bruchtests.

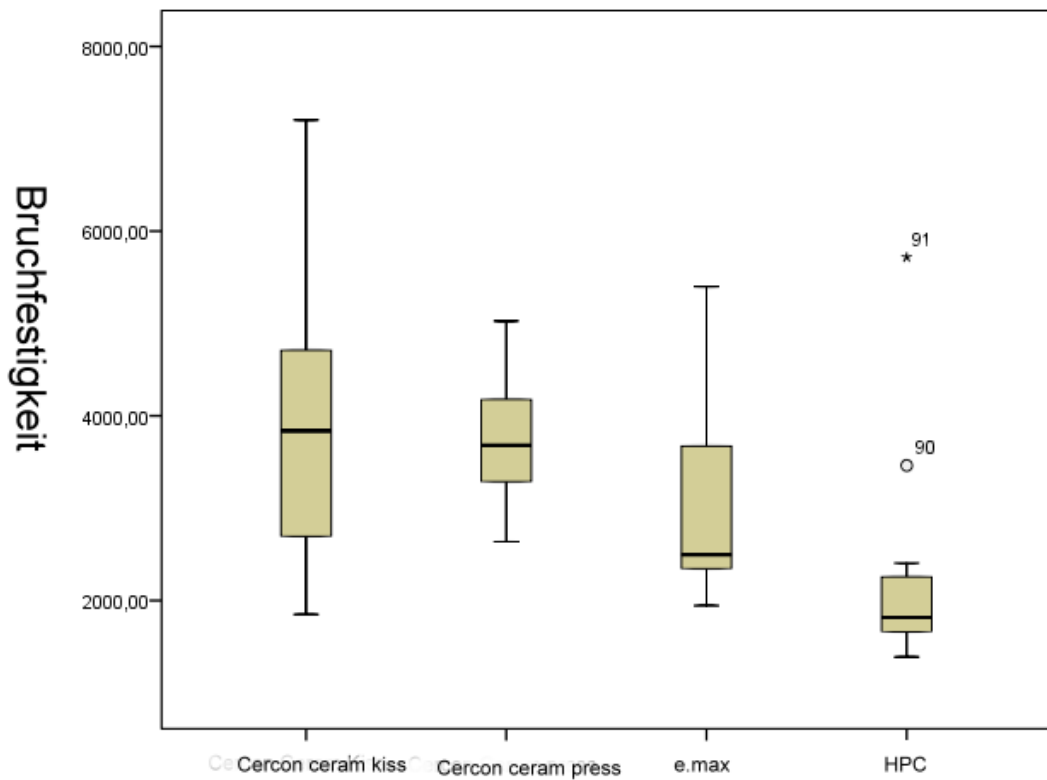


Abb. 26 Box- whiskers Diagramm der Bruchfestigkeit von Proben ohne Kausimulation.

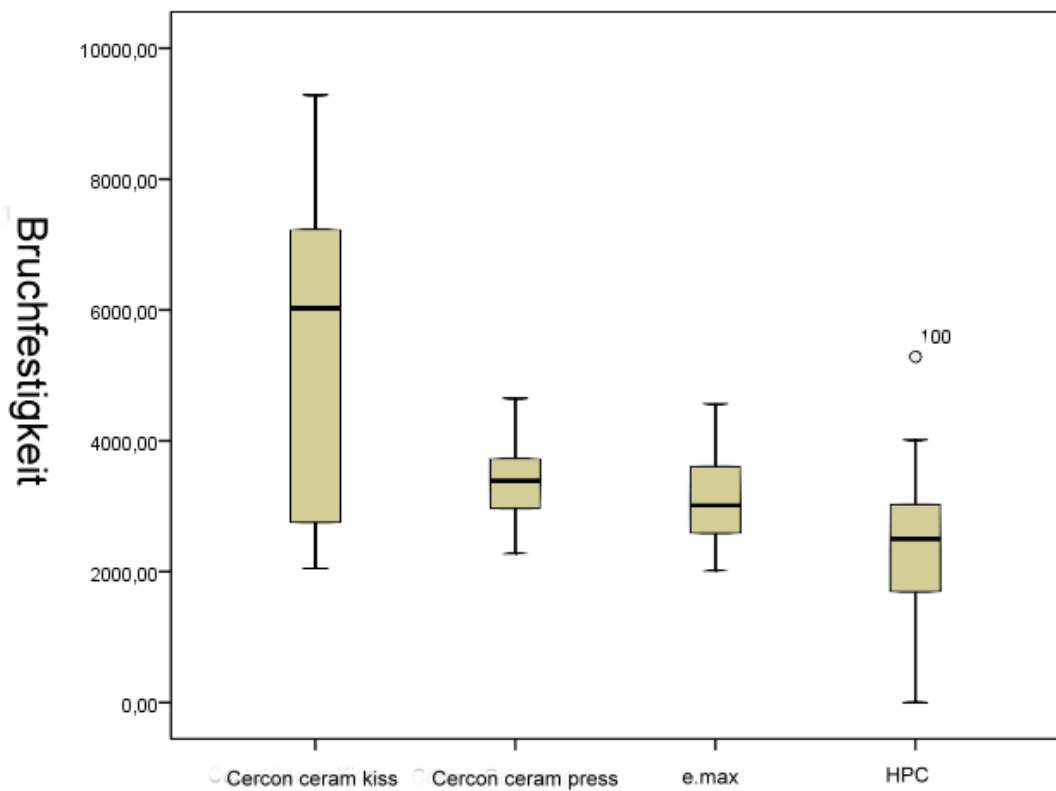


Abb. 27 Box- whiskers Diagramm der Bruchfestigkeit von Proben nach Kausimulation.

4.1.2 Einfaktorielle Varianzanalysen der Bruchfestigkeit

Der Vergleich von Cercon® ceram kiss, Cercon® ceram press, e.max und HPC, sowie der Materialien mit und ohne künstliche Alterung durch die Kausimulation zeigte in der Varianzanalyse folgende Ergebnisse:

Cercon® ceram kiss und ceram press: $p = 0,019$

Cercon® ceram kiss mit Kausimulation und ohne Kausimulation: $p = 0,098$

Cercon® ceram press mit Kausimulation und ohne Kausimulation: $p = 0,134$

e.max CAD mit Kausimulation und ohne Kausimulation: $p = 0,733$

HPC mit Kausimulation und ohne Kausimulation: $p = 0,567$

In der Varianzanalyse zeigte sich kein signifikanter Einfluss der Alterung auf die Bruchfestigkeit. Cercon® ceram kiss zeigte eine signifikant höhere Bruchfestigkeit als die übrigen geprüften Materialien unter der Voraussetzung einer Normalverteilung. Im Mann-Whitney-U-Test konnte aber eine Signifikanz nicht bestätigt werden ($p = 0,152$).

4.2 Analyse der Bruchfragmente

4.2.1 Makroskopische Analyse

Die erste Begutachtung der einzelnen Bruchfragmente erfolgte visuell. Alle Bruchstücke zeigten innerhalb ihrer Probengruppe ähnliche Merkmale auf. So zerbrachen die verblendeten Keramikronen in 3 bis 5 Stücke. Die Frakturkanten waren sehr geradlinig. Kleinteilige Keramiksplitter entstanden an der Kontaktfläche der Stempelaufgabe. Es fiel auf, dass die Füllungen der Kavitäten regelmäßig unverletzt blieben und sich leicht von der Keramik lösten. Des Weiteren war auffällig, dass die Verbindung zwischen Gerüst und Verblendung nicht versagte. Die Krone frakturierte immer durchgehend (Abb. 28/29). Auch die vollanatomisch gefrästen Kronen, sowohl die aus Glaskeramik, als auch die aus Zirkoniumsilikatkeramik brachen glatt und

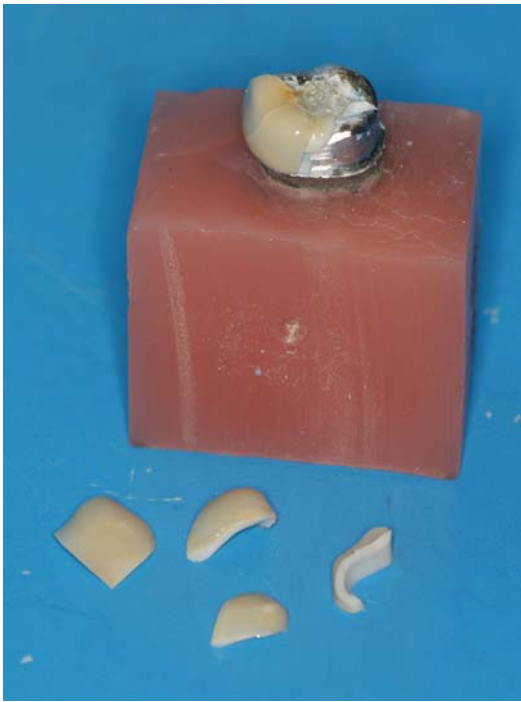


Abb. 28 Mit Cercon® ceram kiss verblendete Krone nach Bruchtest.

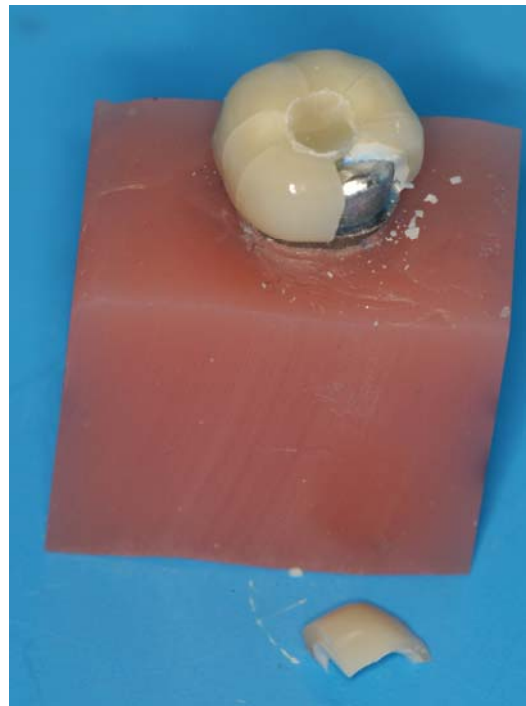


Abb. 29 Mit Cercon® ceram press überpresste Krone nach Bruchtest

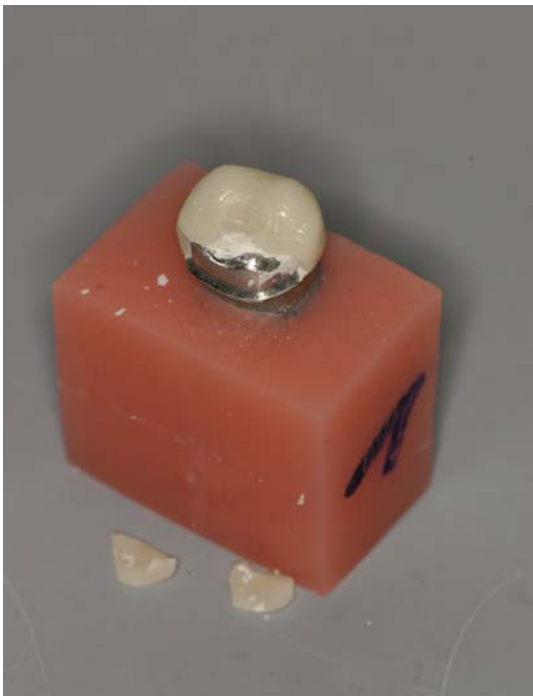


Abb. 30 Anatomisch gefräste Glaskeramikkrone nach Bruchtest.

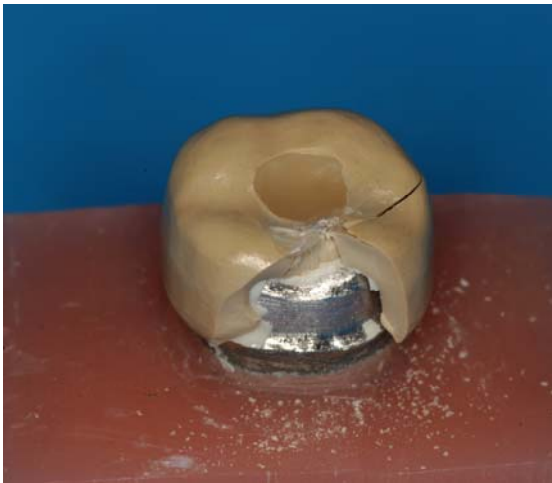


Abb. 31 Vollanatomisch gefräste Zirkoniumsilikatkeramikkrone nach Bruchtest.



Abb. 32 Bruchstücke.

durchgehend. Es bildeten sich auch hier 3 bis 5 Bruchstücke, ähnlich wie bei den verblendeten Proben. Ein Teil der Bruchstücke blieb auf dem Stumpf zementiert (Abb. 30/31/32).

4.2.2 Analyse der elektronenmikroskopischen Befunde

Die Auswertung der bis zu 1000-fach vergrößerten Aufnahmen zeigten bei Cercon® ceram kiss glatte Konturen der Bruchkanten ohne Rissbildungen. Im Gegensatz dazu fiel die unregelmäßige Oberfläche der Cercon® ceram press Verblendungen mit z.T. tiefgehenden Rissen auf.

Bei den vollanatomischen Keramiken zeigten sich bei e.max glatte Bruchkanten mit Schleifspuren. Bei HPC war die Oberfläche der Bruchkanten rau (Abb. 33-44).

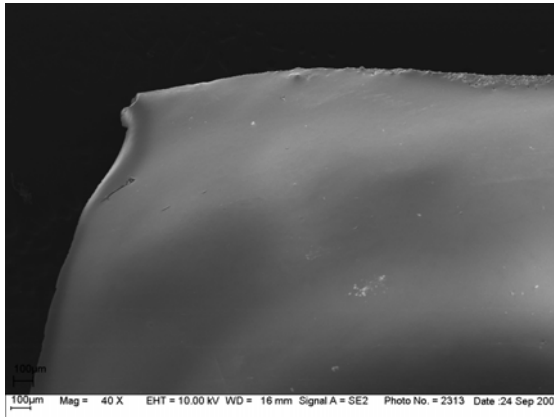


Abb. 33 Bruchkanten Cercon® ceram kiss 1:40.

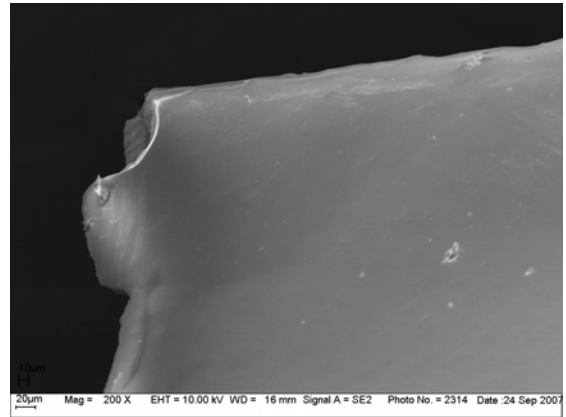


Abb. 34 Bruchkanten Cercon® ceram kiss 1:200.

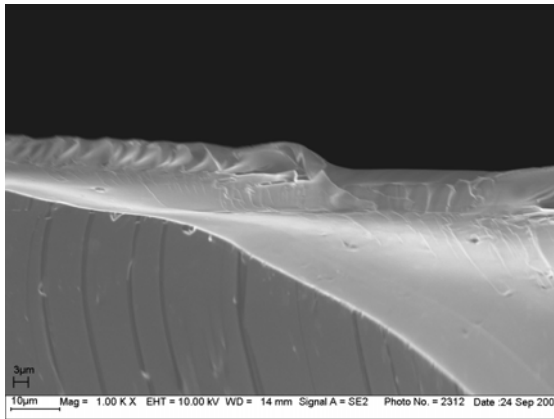


Abb. 35 Bruchkanten Cercon® ceram kiss 1:1000.

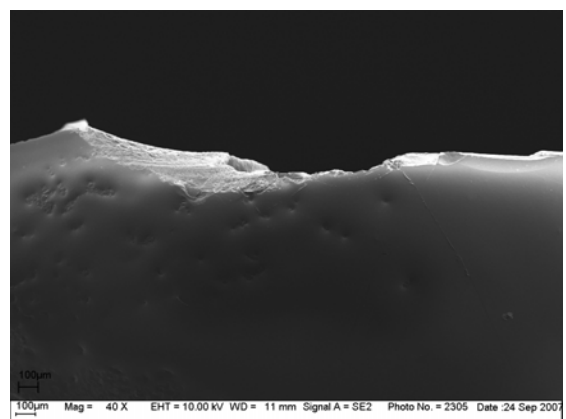


Abb. 36 Bruchkanten Cercon® ceram press 1:40.

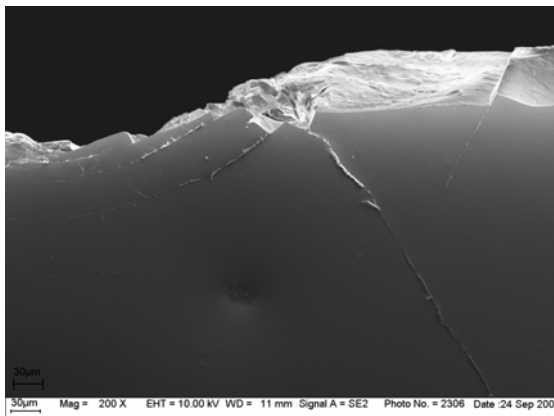


Abb. 37 Bruchkanten Cercon® ceram press 1:200.

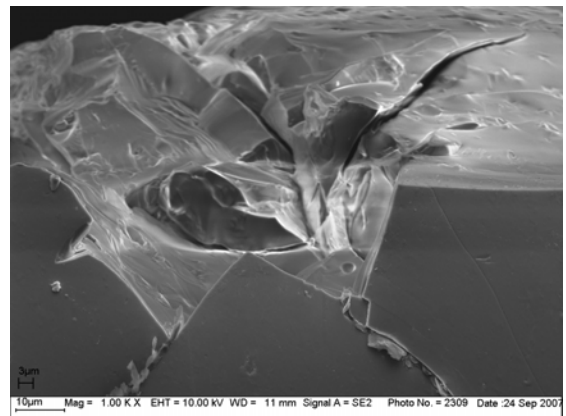


Abb. 38 Bruchkanten Cercon® ceram press 1:1000.

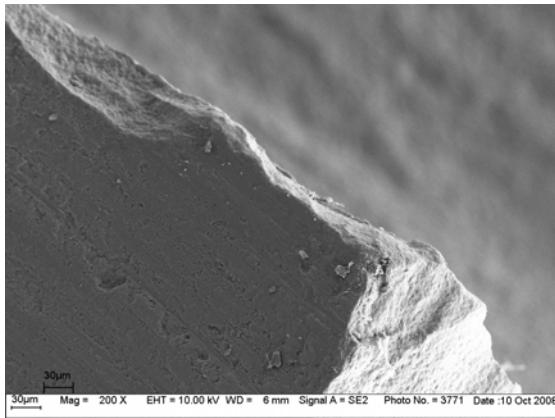


Abb. 39 Bruchkanten e.max 1:40.

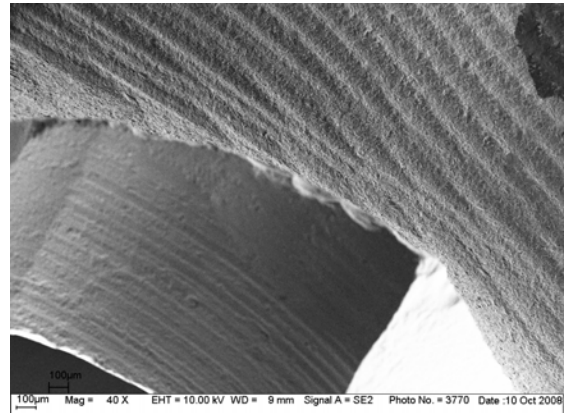


Abb. 40 Bruchkanten e.max 1:200.

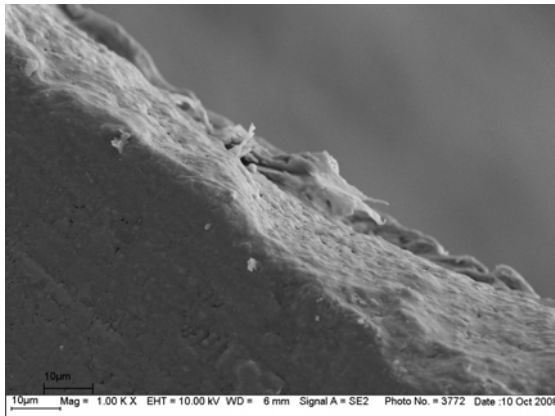


Abb. 41 Bruchkanten e.max 1:1000.

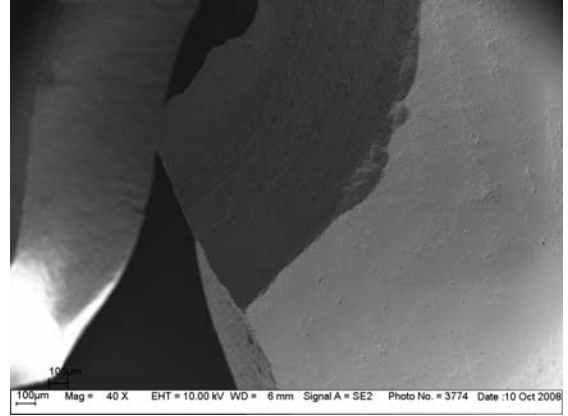


Abb. 42 Bruchkanten HPC 1:40.

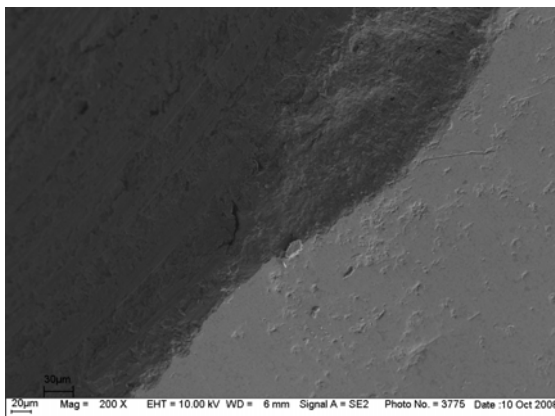


Abb. 43 Bruchkanten HPC 1:200.

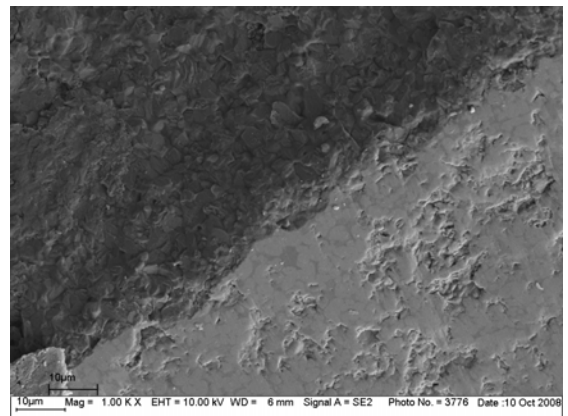


Abb. 44 Bruchkanten HPC 1: 1000.

5 Diskussion

5.1 Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxidkeramik scheint das Material der Wahl für eine vollkeramische Zahnersatzversorgung im stark belasteten Seitenzahnbereich zu sein. So hohe Festigkeitswerte werden von keiner anderen Keramik erreicht. Darüber hinaus besitzt es eine hohe Risszähigkeit und somit eine gute Dauerfestigkeit [38]. Ein Vergleich mit Metalllegierungen zeigt, dass nur die besten sich auf dem Markt befindenden CoCr-Legierungen bezüglich ihres Elastizitätsmoduls und ihrer Biegefestigkeit mit dem gleichen Erfolg eingesetzt werden können. Bei einem Belastungstest mit einem Zirkoniumdioxidgerüst können folglich höhere Festigkeitswerte erzielt werden, als bei gleichartigen Tests mit Edelmetalllegierungen [44].

Der Zahnhartsubstanzabtrag bei der Präparation für eine Krone mit einem Gerüst aus Zirkoniumdioxidkeramik kann ähnlich gering gehalten werden, wie bei einer metallkeramischen Versorgung. Durch geeignete Verblendkeramiken oder Einfärben des Zirkoniumdioxidrohrlings kann eine individuelle und natürliche Ästhetik erreicht werden, die mit metallgestützten Verblendkronen nicht in dem Maße erreicht werden kann [38].

Eine immer gleich bleibend hohe Qualität ist durch industriell gefertigte Rohlinge gegeben. Durch CAD/CAM-Systeme ist auch das Problem der schweren Bearbeitbarkeit weitgehend gelöst [63]. Die Passung der gefrästen Kronengerüste aus Zirkoniumdioxidkeramik wird, vorausgesetzt die Präparationsempfehlungen werden eingehalten, als sehr gut beschrieben [52, 79].

Es ist bekannt, dass bei überkronen Zähnen pulpitische Beschwerden auftreten können [11, 22]. Eine endodontische Behandlung ist auch bei einem Zahn möglich, der mit einer Zirkoniumdioxidkrone versorgt ist. Die Trepanation ist allerdings durch die Härte des Gerüstmaterials gegenüber einer Metallkeramikkrone erschwert und stellt höhere Ansprüche an den Schleifkörper.

5.2 In-vitro-Untersuchung

In-vitro-Versuche in der Zahnmedizin werden durchgeführt zur praeklinischen Bewertung von Dentalmaterialien. Belastbarkeitstests helfen vollkeramischen Einzelzahnersatz für den Einsatz im Front- und Seitenzahnbereich zu untersuchen [76, 78]. Denn erst die Festigkeit bringt den klinischen Erfolg für eine Restauration [44, 80]. Diese Tests sind allerdings nur eine Annäherung an die wahren klinischen Gegebenheiten, auch wenn sie sehr praxisnah durchgeführt werden. Die Ergebnisse müssen reproduzierbar und untereinander vergleichbar sein, da erst dann eine Aussage über die Materialien getroffen werden kann. Ergebnisse von verschiedenen Untersuchungen mit unterschiedlichen Versuchsaufbauten können nicht exakt miteinander verglichen werden [80].

5.3 Material und Methode

In der vorliegenden Arbeit wurde die Bruchfestigkeit von keramischen Kronen geprüft. Hierfür wurden Stümpfe aus Stahl hergestellt. Um diese herzustellen wurde ein Kunststoffzahn nach den Regeln der Hohlkehlpräparation beschliffen und dubliert. Alle Stümpfe sollten hier identisch sein, damit eine Vergleichbarkeit hergestellt werden konnte und somit ein eventueller Einfluss der Präparationsform ausgeschlossen werden konnte. Anschließend wurden die Stümpfe mit Kunststoff gesockelt, um sie in die Halterung des Kausimulators fest einspannen zu können.

Im Gegensatz zu Dentin, das organische Bestandteile und permeable Strukturen besitzt, außerdem elastisch und verformbar ist [71], ist das verwendete Stumpfmaterial (Remanium 2000, Dentaureum, Ispringen) ein sehr hartes Material (340 HV 10) mit einer hohen Dichte (8,6 g/cm³). Dadurch konnte ausgeschlossen werden, dass bei der hohen Krafteinwirkung, die bei vorgenommenem Bruchtest herrschte, der Stumpf bricht, bevor der Bruchwert der Krone ermittelt wurde. Es wurden vier verschiedene Arten von vollkeramischen Kronen hergestellt. Zwei Gruppen bestanden aus

CAD/CAM gefertigten Kronengerüsten aus Zirkoniumdioxidkeramik. Das Sintern der Käppchen erfolgte im herstellereigenen Cercon® heat Brennofen nach vorgegebenen Herstellerangaben, um eine vorhersehbare Schrumpfung und sehr homogene Prüfkörper zu erhalten. Erst nach der Sinterung durften die Käppchen unter Wasserkühlung nachgearbeitet werden, da sie vorher sehr zerbrechlich waren. Anschließend wurden die Gerüste mit dem herstellereigenen Liner bepinselt. In der Literatur ist beschrieben, dass der Liner keinerlei Einfluss auf die Haftung zwischen Gerüst und Verblendung hat. Er soll dem Gerüst nur seine Grundfarbe verleihen [50]. In einer Gruppe wurden die Kronen von Hand verblendet. Es wurde versucht die Kronen möglichst identisch herzustellen, was bei dieser Herstellungsart schwierig zu verwirklichen war. Die äußeren Maße, sowie die Dicke der Kronen wurden mit einem Tasterzirkel gemessen und auf weitgehend gleiche Werte gebracht, dennoch ist es zu leichten Schwankungen gekommen. Die Ergebnisse im Bruchtest waren davon aber nicht beeinflusst. In der zweiten Gruppe wurden die Zirkoniumdioxidgerüste mit Modellierwachs zur Krone ergänzt und mit Verblendmaterial überpresst. Hier konnten die Schwankungen in Form und Dicke der Verblendung mit Hilfe eines Silikonschlüssels minimiert werden, so dass 30 nahezu identische Kronen hergestellt werden konnten. In beiden Fällen wurden genau die Brennanweisungen des Herstellers beachtet. Damit sollten Schäden beim Brand und beim Pressvorgang vermieden werden. Zwei Gruppen bestanden aus Monoblockrestorationen, ebenfalls CAD/CAM gefertigt. In einer Gruppe wurde Zirkoniumdioxidkeramik verwendet, in der anderen Gruppe Lithiumdisilikatkeramik. Diese wurden nach Einscannen des Stumpfes und virtueller Modellation alle identisch gefräst.

Die gesamten hergestellten Kronen wurden nach dem Zementieren perforiert. Das Setzen der Kavität wurde in der Mitte der Okklusalfäche durchgeführt und hatte eine kreisrunde Form mit einem definierten Durchmesser von 3,5 mm. In der Praxis muss sich der behandelnde Zahnarzt nach den anatomischen Gegebenheiten der Pulpa richten. Form und Größe der Trepanationsöffnung variieren. Dennoch wurde die Trepanation sehr praxisnah durchgeführt, d.h. mit einem schnellaufenden Winkelstück mit Umdrehungen im höchsttourigen Bereich und ausreichender Wasserkühlung. Die Wasserkühlung war wichtig, um eine Überhitzung und damit Schäden in der Keramik

zu vermeiden. Ein Verkanten des Diamantbohrers während der Perforation musste vermieden werden, da es ansonsten zum vollständigen Bruch der Krone kommen konnte. Es musste gleichmäßig ohne hohen Anpressdruck gearbeitet werden. Mit einem roten feinkörnigen Diamantschleifer wurde die Trepanationsöffnung bis zum Metallstumpf durch gebohrt. Mit dem blauen groben Schleifkörper wurde nur noch der Durchmesser erweitert und festgelegt. Da die Gefahr des Verkantens durch die grobe Körnung besonders groß war, war es wichtig, dass die Vorbohrung der Öffnung mit dem feinkörnigen Diamanten schon das Gerüst schon komplett perforiert hatte. Für die Vorbohrung ist jeweils ein neuer Diamantschleifkörper verwendet worden, um eine hohe Schneidleistung zu erzielen und auch Schäden an der Keramik durch Überhitzung und zu hohen Anpressdruck zu vermeiden. Damit wurde eine größere Vergleichbarkeit erreicht.

Der adhäsive Verschluss der Trepanationsöffnung wurde mit dem Kompositmaterial Tetric ceram vorgenommen. Die Vorbehandlung erfolgte mit 35 %iger Phosphorsäure, und unter Verwendung des Bondingsystems Syntac classic, analog der in vivo Anwendung bei einer Schmelz-Dentin Haftung. Diese Art der Haftung konnte in den Versuchen nicht simuliert werden, da kein Zahngewebe vorhanden war. Somit ist keine Aussage über eine mögliche Veränderung der Bruchwerte durch den Verschlusskomposit und dessen Haftung zu treffen. Es ist zu vermuten, dass in vivo die trepanierte Zahnkrone durch das Kompositmaterial stabilisiert wird, fraglich bleibt ob die ummantelnde Vollkeramikkrone ebenso stabilisiert wird.

Jeweils die Hälfte der Kronen jeder Gruppe wurde zusätzlich im Kausimulator künstlich gealtert. Die thermische, mechanische und hydrolytische Belastung war hierbei standardisiert. Eine chemische Belastung durch z.B. künstlichen Speichel, Enzyme oder Säuren blieben in unserer Versuchsanordnung außer Betracht. Damit war ein Vergleich möglich, zwischen Kronen die einer physiologischen Belastung, ähnlich der Mundssituation, ausgesetzt waren und Restaurationen ohne vorherige Belastung möglich. Es war also möglich eine Aussage darüber zu treffen, ob die alltäglichen Belastungen im Mund die Bruchwerte der perforierten Krone beeinflussen. Anschließend wurden alle Kronen einem Bruchtest mit der Universalprüfmaschine nach

Zwick, bis zum Versagen der Restauration ausgesetzt. Die Stahlkugel wurde im 90° Winkel zur Okklusalfäche eingestellt. Der Endpunkt der Belastung war der durch hörbares Knacken einsetzende Bruch des Materials. Dies entsprach keinesfalls physiologischen Verhältnissen, da eine solche Kontinuität der Kraft im Mund unter normalen Umständen nicht erreicht werden kann. Der Versuchsaufbau stellte ein Modell dar. Es kam hier nur darauf an, die rein mechanische Kraft, die zum Versagen des Materials führte, zu messen.

Die Bruchstücke wurden zunächst visuell begutachtet, um den Bruchverlauf festzustellen. Es war zu erkennen, dass die Kronen durchgehend zerbrachen. Der Verbund zwischen Gerüst und Verblendung blieb erhalten. Die Verbundfestigkeit zwischen dem Gerüstwerkstoff Zirkonoxid und cercon® ceram Verblendmassen wurde bereits durch andere In-vitro-Tests nachgewiesen [12]. Auch die Bruchstücke der Monoblockrestaurationen waren glatt und durchgehend. Die Kompositfüllung löste sich leicht von Stumpf und Verblendung.

Danach wurden die Bruchstücke unter dem Rasterelektronenmikroskop untersucht, um Risse zu erkennen und zu analysieren. Dazu mussten die Bruchstücke mit destilliertem Wasser und Alkohol gereinigt werden, damit die Bilder nicht durch Schmutzpartikel getrübt wurden. Sie wurden auf einen Träger aufgeklebt und mit Gold bedampft, damit die Elektronenleitfähigkeit für das Rasterelektronenmikroskop gegeben ist. Dieser Vorgang wird „Besputtern“ genannt. Desweiteren wurden die Bruchkanten rasterelektronenmikroskopisch begutachtet. In diesen Bildern konnten die Folgen des Belastungstests gesehen werden und die Haltbarkeit des Materials abgeschätzt werden. Die Anfertigung der Prüfkörper entsprach weitgehend der Praxis am Patienten. Das Ergebnis einer Zahnersatzbehandlung ist aber nicht nur von der Qualität des Materials, sondern auch von der Art der Bearbeitung abhängig, die in der Praxis variieren kann. In unserer Studie wurden auch nur einzelne Kronen getestet, keine Brückenkonstruktionen. Dies ist eigenen Studien vorbehalten. Andererseits war durch die Gleichartigkeit von jeweils 15 Prüfkörpern eine hohe statistische Zuverlässigkeit gewährleistet und damit durchaus eine Übertragbarkeit der Ergebnisse für die zahnärztliche Praxis gegeben.

5.4 Ergebnisse

Das Ziel der Untersuchung lag darin, herauszufinden ob eine vollkeramische Krone nach Trepanation den Kaubelastungen im Seitenzahnbereich standhält und ob es somit empfehlenswert ist diese perforierte Krone im Mund zu belassen. Es sollten hier verschiedene Materialien und Herstellungsarten in ihren Bruchwerten verglichen werden, um hier auch eventuell eine praxisnahe Aussage für den Zahnarzt über die Wahl des Materials und des Herstellungsverfahrens zu treffen.

5.4.1 Cercon® base verblendet mit Cercon® ceram kiss

Die Belastungen die zum Bruch führten, betragen im Mittel 3910 N ohne vorherige Kausimulation und 5195 N mit Kausimulation. In der Bruchfestigkeit ergab sich innerhalb der Gruppe in den durchgeführten statistischen Tests kein signifikanter Unterschied mit und ohne Kausimulation. Die Kausimulation ergab eine größere Streuung um den Mittelwert und ließ eine Materialbeeinträchtigung vermuten. Bei statistischer Prüfung hatte die Kaubelastung aber keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit. Dies sprach dafür, dass dieses Material auch nach Perforation den hohen Belastungen im Seitenzahnbereich gewachsen war oder die Art der Kausimulation keinen Einfluss auf das Kronenmaterial hatte [72]. Die Kaukräfte im Seitenzahnbereich werden mit durchschnittlich 400 N angegeben [34, 60]. Dieser Wert liegt weit unter den ermittelten Bruchwerten. Die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen zeigten in 50facher, 200facher und 1000facher Vergrößerung scharfe Bruchkanten. Die Randzonen der Perforation erschienen glatt und ohne Mikrorisse. Dies deutete darauf hin, dass bei diesem Material durch eine Perforation, die lege artis durchgeführt wurde, keine Schäden in der Keramik gesetzt werden.

5.4.2 Cercon® base überpresst mit Cercon® ceram press

Die Belastungen die zum Bruch führten betragen im Mittel 3762 N ohne vorherige Kausimulation und 3365 N mit vorheriger Kausimulation. Auch hier ergab sich kein signifikanter Unterschied der Bruchfestigkeit durch die Kausimulation. Also ist auch dieses Material nach Perforation im Seitenzahnbereich zu belassen.

Die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen zeigten hier in 200facher Vergrößerung tiefe Risse, die von den Bruchkanten ausgingen. Diese legten eine geringere Zugfestigkeit bei höherer Sprödigkeit nahe. Die Randzonen der Perforation blieben glatt.

Schon in früheren Studien wurde geschildert, dass bei Kronen mit anatomisch reduziertem Gerüst die Risse überwiegend von der Verblendkeramik in das Gerüst verliefen. [4, 60]. Bei diesem Material war ein kleinteiligerer Bruch zu beobachten, der wahrscheinlich auf diesen Umstand zurückzuführen ist.

5.4.3 IPS® e.max CAD

Die zum Bruch führenden Belastungen betragen hier im Mittel 2985 N ohne vorheriger Kausimulation und 3093 N mit vorheriger Kaubelastung. In der Varianzanalyse ergab sich, dass die Kausimulation keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit hatte.

Auch hier lagen die Bruchwerte weit über den durchschnittlichen Kaubelastungen.

Auf der elektronenmikroskopischen Aufnahme stellten sich die Bruchkanten glatt dar, bei 1000facher Vergrößerung schien allerdings der Randbereich der Perforation ausgefranst. Das Setzen der Perforation hatte hier schädigenden Einfluss auf die Keramik. In den Bruchwerten wurde allerdings auch hier die durchschnittliche Kaubelastung weit überschritten, die zum Bruch führende Kraft war aber doch geringer als die der verblendeten Zirkoniumdioxidkeramik. Die Entscheidung für oder gegen die Glaskeramik muss dadurch nicht beeinträchtigt sein und kann nach ästhetischen Gesichtspunkten gefällt werden.

5.4.4 Everest® HPC

Die Belastungen die zum Bruch führten betragen hier im Mittel 2206 N ohne vorherige Kausimulation und 2453 N mit vorheriger Kausimulation. Auch hier entstand durch die Kausimulation kein signifikanter Unterschied in der Bruchfestigkeit.

In der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahme zeigte sich die Oberfläche der Bruchkanten im Vergleich zu den anderen Materialien weniger glatt. Der Randbereich der Perforation wies keine Risse auf, aber es stellten sich deutlich Schleifspuren von der Bearbeitung dar. Bei der Bearbeitung dieser Kronen fiel auf, dass das Material weicher und damit leichter zu bearbeiten war, als die anderen Materialien. Die Bruchfestigkeitswerte lagen zwar auch hier weit über der durchschnittlichen Kaubelastung, aber waren geringer als bei allen anderen geprüften Materialien in dieser Studie. Daraus konnte man den Schluss ziehen, dass eine Krone aus diesem Material im Seitenzahnbereich nach Trepanation zwar belassen werden kann, aber einem anderen Material aufgrund der höheren Bruchwerte möglichst der Vorzug gegeben werden sollte.

5.5 Statistische Auswertung

Die Berechnung der Mittelwerte und Standardabweichungen der Bruchfestigkeiten haben keine Abhängigkeit von der Alterung des Materials erkennen lassen. Die Voraussetzung der Aussagekraft war hierbei die Normalverteilung der Messergebnisse. Das Verteilungsmuster der Messergebnisse wurde in der Darstellung der „Box-plots“ (Abb. 18, 19) deutlich. Eine Normalverteilung lag danach für die verblendeten Keramikronen annähernd vor, nicht jedoch für die Monoblockrestaurationen. Die Mediane lagen für diese Materialien durchweg im unteren Bereich.

5.6 Vergleichende Betrachtungen zu den geprüften Materialien

Die Bruchfestigkeit der geprüften Materialien zeigte sich praktisch gleichwertig. Bei den Verblendmaterialien führte die Bruchlast zu einem gleichzeitigen Bruch beider Schichten und nicht zu einer Ablösung der Verblendschicht vom Gerüstmaterial. Der Verbund erwies sich also äußerst stabil.

Ein Vergleich zwischen den verblendeten und überpressten Kronen in der Bruchfestigkeit zeigte in der Varianzanalyse einen signifikanten Unterschied unter Voraussetzung der Normalverteilung ($p= 0,019$). Dies ließ sich jedoch im Mann-Whitney-U Test nicht bestätigen. Es lag also keine Normalverteilung vor.

Unterschiede waren unter dem Rasterelektronenmikroskop zu erkennen, wobei die Cercon® ceram press Keramik deutlich mehr Risse bei 200facher Vergrößerung zeigte als Cercon® ceram kiss.

Bei vollanatomisch gefrästen Kronen zeigte sich in den Lasten die zum Bruch führten kein wesentlicher Unterschied. Auch im Rasterelektronenmikroskop waren bei beiden Materialien keine Rissbildungen zu erkennen.

Da die Bruchwerte aller geprüften Materialien weit über der physiologischen Kaubelastung lagen, konnten diese Materialien im Seitenzahnbereich eingesetzt werden und auch nach einer Perforation belassen werden.

5.7 Schlussfolgerungen für die Praxis

Für die Praxis lässt sich die Schlussfolgerungen ziehen, dass Einzelkronen im aus Zirkoniumdioxid- und Lithiumdisilikatkeramik auch nach Trepanation im Seitenzahnbereich noch eine gute Prognose haben. Alle untersuchten Materialien aus Zirkoniumdioxid- oder Glaskeramik zeigten eine sehr hohe Bruchfestigkeit, die eine hohe Kaubelastung toleriert und dabei keine Brüche dadurch erwarten lässt. Dies gilt in gleicher Weise für verblendete Keramikkronen und vollanatomisch gefrästen Zahnersatz. Die Wahl des Materials kann weitgehend von ästhetischen Gesichtspunkten abhängig gemacht werden. Die untersuchten Materialien werden in ihrer Bruch-

festigkeit durch die Kaubelastung im Alltag der Patienten nicht beeinträchtigt und lassen daher eine hohe Lebensdauer erwarten.

Bei Perforation der untersuchten Materialien im Rahmen einer Wurzelbehandlung entsteht keine Beeinträchtigung der Bruchfestigkeit. Wenn es aus anatomischen Gründen möglich ist die Krone für eine endodontische Behandlung zu belassen, kann die Kavität nach der Behandlung problemlos verschlossen werden. Das Zahnersatzmaterial muss nicht erneuert werden. Es bleibt erhalten und erspart dem Patienten beträchtliche Behandlungszeiten und Kosten.

6 Zusammenfassung

Metallfreie Restaurationen erfreuen sich aufgrund guter ästhetischer und biokompatibler Eigenschaften großer Beliebtheit. Endodontische Behandlungen an derart definitiv versorgten Zähnen können nicht ausgeschlossen werden. In der vorliegenden in-vitro Untersuchung sollte die Beeinträchtigung der Bruchfestigkeit des Materials durch Perforation getestet werden.

Zunächst wurde ein Kunststoffzahn (Frasaco 46, Tettang) präpariert und in Wachs dubliert. Diese so gewonnenen Wachsstümpfe wurden in Stahl (Remanium 2000, Dentaforum, Ispringen) gegossen und mit Kunststoff gesockelt. Für diese Stümpfe wurden je 30 verblendete Zirkoniumdioxidkronen (Cercon® base verblendet mit Cercon® ceram kiss und Cercon® ceram press, Degudent, Hanau) und je 30 vollanatomisch gefräste Keramikronen (IPS® e.max Vivadent, Schaan, Everest® HPC, KaVo, Biberach) hergestellt. Diese wurden konventionell zementiert (Ketac-Cem Aplicat, 3M Espe, Seefeld) und anschließend mit einem Diamanten mit 3,5 mm Durchmesser zentral in die Okklusalfäche perforiert. Die Perforation wurde mit einem bei einer Zahnbehandlung üblichen Winkelstück mit 40 000 Umdrehungen/ min unter Wasserkühlung durchgeführt. Die Öffnung wurde anschließend mit einem Bondingsystem (Syntac classic, Ivoclar Vivadent, Schaan) vorbehandelt und einem lighthärtenden Kompositmaterial (Tetric evo ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan) verschlossen. Die Hälfte jeder Gruppe (n=15) wurde in einem Kausimulator (Willytec München) künstlich gealtert. Alle Kronen wurden anschließend einem Bruchtest zur Ermittlung der Bruchfestigkeit bis zum Versagen des Materials unterzogen. Die Ergebnisse wurden mit der Analysesoftware SPSS 10.0 statistisch ausgewertet. Die Bruchstücke wurden gesammelt und rasterelektronenmikroskopisch untersucht.

Die Studie zeigt, dass sich keine wesentlichen Beeinträchtigungen der Materialeigenschaften durch die Bearbeitung und durch die künstliche Alterung der Materialien ergeben. Dem Patienten kann nach einer endodontischen Behandlung an einem derart überkronen Zahn das Belassen der Versorgung empfohlen werden, da die Bruchfestigkeit seiner Krone durch die mit Komposit verschlossene Trepanationsöffnung nicht wesentlich herabgesetzt ist. Eine komplette Neuversorgung ist unter diesen Umständen nicht erforderlich.

7 Literaturverzeichnis

1. *Trautmann G., Gutmann J.L., Witherspoon D.E., Shulman J.D.:* Restoring teeth that are endodontically treated through existing crowns.
Part II: Survey of restorative materials commonly used.
Quintessence Int 31, 719-728 (2000)
2. *Wall J., Cipra D.L.:* Alternative crown systems. Is the Metal-Ceramic Crown Always the Restoration of Choice?
Dent Clin North Am 36, 765 (1992)
3. *Pospiech P.:* Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken.
Dental-Praxis 9/10, 255-257 (2002)
4. *Thompson J.Y., Anusavice K.J., Naman A. Morris H.F.:* Fracture Surface Characterization of Clinically Failed All-ceramic Crowns.
J Dent Res 73, 1824-1832 (1994)
5. *Harrington Z., McDonald A., Knowles J.:* An in vitro Study to Investigate the Load at Fracture of Procera AllCeram Crowns with Various Thickness of Occlusal Veneer Porcelain.
Int J Prosthodont 16, 54-8 (2003)
6. *Fischer H., Weinzierl P., Weber M., Marx R.:* Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 484-488 (1999)
7. *Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M.:* Aktuelle CAD/CAM- Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz, Teil 1: Systeme ohne zusätzliche Sinterung des keramischen Grundmaterials.
ZWR 11, 747-754 (2001)

8. *Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M.* : Aktuelle CAD/CAM Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil 2: Systeme mit zusätzlicher Sinterung des keramischen Grundmaterials.
ZWR 12, 797-802 (2001)
9. *Cohen B.D., Wallace J.A.*: Castable glass ceramic crowns and their reaction to endodontic therapy.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 72, 108-110 (1991)
10. *Davis M.W.*: Providing endodontic care for teeth with ceramic crowns.
JADA 129, 1746-1747 (1998)
11. *Haselton D.R., Lloyd P.M., Johnson W.T.*: A comparison of the effects of two burs on endodontic access in all-ceramic high Lucite crowns.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 89, 486-492 (2000)
12. *Völkl L.*: cercon- das CAM- Vollkeramiksystem von Degussa Dental
Quintessenz 52, 811-814 (2001)
13. *Erpenstein H., Kerschbaum Th.*: Frakturanfälligkeit von glas- und galvanokeramischen Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 50, 668-670 (1995)
14. *Mehl A., Gloger W., Hickel R.*: Erzeugung von CAD-Datensätzen für Inlays und Kronen mit funktionellen Kauflächen.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 520-524 (1997)
15. *Kelly J.R.*: Dental ceramics: current thinking and trends
Dent Clin N Am 48, 513-530 (2004)

16. *Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Augthun M., Spiekermann H.:* Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study.
Int J Prosthodont 14, 231-238 (2001)
17. *Polansky R., Reichhold Ch., Lorenzoni M., Haas M., Arnetzl G., Bratschko R.O.:* Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnbereich nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 643-647 (1998)
18. *Grund P., Raab W. H.-M.:* Zur Pulpentoxizität von Befestigungszementen
Dtsch Zahnärztl Z 45, 736-739 (1990)
19. *Kappert H.F., Knode H., Schultheiss R.:* Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel.
Dtsch Zahnärztl Z 46, 129-131 (1991)
20. *Hellwig E., Kimmel K., Lehmann K.M.:* Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung
Stellungnahme der DGZMK V 1.1, DZZ 54 (1999)
21. *Kerschbaum Th.:* Das Risiko des Vitalitätsverlustes nach einer Überkronung
Stellungnahme der DGZMK V 1.1, DZZ Mitt. 2 (1983), Kontr. (1998)
22. *Gente M.:* Empfehlungen zur Verringerung des Risikos des Vitalitätsverlustes bei Überkronung
Gemeinsame Stellungnahme der DGZPW und der DGZMK, DZZ 62, 532-533 (2007)
23. *Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D.:* Automatisierte Herstellung von Zahnersatz.
Wissen kompakt 4, 17-27 (2007)

24. *Weber A., Rudolph H., Quaas S., Thöne A., Luthardt R.G.:* Umfrage unter Zahnärzten und Zahntechnikern zur CAD/CAM-Technik in Deutschland. Dtsch Zahnärztl Z 62, 679-684 (2007)
25. *Peintinger G., Antley K., Wiesler A.:* Vollkeramik- Die Metallfreie Lösung. R&W 2, 60-61 (2008) Interview
26. *Kern M.:* Vollkeramik- klinisch und Praktisch bewährt? Dtsch Zahnärztl Z 63, 145-150 (2008)
27. *Edelhoff D.:* CAD/CAM Führerschein R&W 3, 30-32 (2008) Interview
28. Produktbeschreibung und Gebrauchsanweisung für die Überpresskeramik Cercon ceram press, Degudent GmbH, Hanau
29. Verarbeitungsanleitung, IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent
30. *Klötzer W.T.:* Die traumatische Schädigung der Pulpa bei der Überkronung. Dtsch Zahnärztl Z 39, 791-794 (1984)
31. *Rheinberger V., Schaan:* Materialtechnologie und Eigenschaften einer neuen Lithiumdisilicat-Glaskeramik. Zahnärztl Wlt/Ref 4, 214-217 (1999)
32. *Hölsch W., Kappert H.F.:* Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 47, 621-623 (1992)

33. *Luthard R., Musil R.:* CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkonoxid-Keramik.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 380-384 (1997)
34. *Schwickerath H., Coca I.:* Einzelkronen aus Glaskeramik.
Phillip J 4, 336 (1987)
35. *Wood K.C., Berzins D.W., Luo Q., Thompson G.A., Toth J.M., Nagy W.W.:*
Resistance to fracture of two all ceramic crown materials following endodontic access.
J of prosthetic Dent 95, 1, 33-41 (2006)
36. *Rudolph H., Quaas S., Luthardt R.G.:* CAD/CAM- Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik.
Dtsch Zahnärztl Z 58, 559-567 (2003)
37. *Manhardt J.:* Vollkeramische Restaurationen- vom Veneer bis zur Seitenzahnbrücke (Teil 1).
BZB 8, 29-31 (2004)
38. *Manhardt J.:* Vollkeramische Restaurationen- vom Veneer bis zur Seitenzahnbrücke (Teil 2).
BZB 9, 52-54 (2004)
39. *Gente M.:* Empfehlungen zur Verringerung des Risikos des Vitalitätsverlustes bei Überkronung.
Gemeinsame Stellungnahme der DGZPW und der DGZMK, Dtsch Zahnärztl Z 62, 532-533 (2007)

40. *Schmalz G., Geurtsen W., Haller B., Federlin M.: Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers.*
Gemeinsame Stellungnahme der DGZ und der DGZMK, Zahnärztl Mitt 97, 17 (2007)
41. *Verarbeitungsanleitung HPC-Blanks, KaVo, Biberach*
42. *Ernst C.-P., Blum C., Schattenberg A., Stender E., Willershäusen B.: In-vitro-Retentionskräfte bei selbstadhäsiver Befestigung von Zirkonoxid-Kronen.*
Dtsch Zahnärztl Z 63, 623-631 (2008)
43. *Eichner K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2, Werkstoffe unter klinischen Aspekten.*
Dr. Alfred Hüthing Verlag, Heidelberg, 5. Auflage 1985
44. *Kappert H.F., Krahl M.: Keramiken- Eine Übersicht.*
Quintessenz Zahntech 27, 6, 668-704 (2001)
45. *Marxkors R., Meiners H, Geis-Gerstorfer J.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.*
Carl Hanser Verlag, München 165-201 (2008)
46. *Eichner K., Kappert F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1: Grundlagen und Verarbeitung*
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 7. Auflage, 326-397 (2000)
47. *Quorum Technologies, SC7620 Mini Sputter Coater, Operating Manual, Issue 2 (08/05)*
48. *Zeiss, Manual for the SUPRA (VP) and ULTRA Scanning Electron Microscopes, September 2005*

-
49. *Strup J.R., Türp J.C., Witkowski S. Hürzeler M.B., Kern M.:* Curriculum Prothetik Band I-III
Quintessenz Verlag, Berlin 43-61 (1999)
 50. Verarbeitungshinweise Cercon ceram kiss / express
 51. press & smile Cercon ceram press Verarbeitungsanleitung
 52. *Reich S., Hofmann J.:* Grünbearbeitung von Zirkonoxid
Dental-labor 52, 6, 973-979 (2004)
 53. *Bienek K.W., Spiekermann H.:* Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme- eine kritische Bewertung (I)
Quintessenz 44, 529-542 (1993)
 54. *Bienek K.W., Spiekermann H.:* Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme- eine kritische Bewertung (II)
Quintessenz 44, 689-697 (1993)
 55. *Chong K.-H., Chai J., Takahashi Y., Wozniak W. :* Flexural Strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia Core Materials.
Int J prosthodont 15, 183-188 (2002)
 56. *Kern M.:* Computergestützte Kronen- und Brückentechnik mit neuen Perspektiven. Ist „keramischer Stahl“ das „weiße Gold“?
Quintessenz Zahntech 30, 9, 966-973 (2004)
 57. *Bindl A., Mörmann W.H.:* An up to 5-Year Clinical Evaluation of Posterior In-Ceram CAD/CAM Core Crowns.
Int J Prosthodont 15, 451-456 (2002)

58. *Kern M.:* Keramik-Spezialisten zogen Bilanz
Quintessenz Zahntech 30, 10, 1147-1151 (2004)
59. Von Experten für Experten, 1. CAD 4 practice Kongress in der eazf München
R&W 4, 26-30 (2008)
60. *Stawarczyk B., Jahn D., Becker I., Hämmerle F.:* Design ist nicht nur Schein.
Untersuchungen zu Bruchlast und Chippingverhalten von Verblendkeramiken auf
Zirkonoxidgerüsten
Int J Digital-Dental-News 10, 6-15 (2008)
61. *Bär G.:* Der Werkstoff der alles möglich macht? Kritische Betrachtungen zu
Zirkoniumdioxid und dem Verblenden metallfreier Gerüste
Zahntech Mag 11, 3, 90-97 (2007)
62. *Noack F.:* Weißling kommt von wissen
dental dialogue 9, 52-60 (2008)
63. *Rudolph H., Quaas S.:* Dentales CAD/CAM heute : Technologien und Werkstoffe
DFZ 10, 49-57 (2008)
64. ZirkonZahn, Zirkon- Information für Zahnärzte
65. *Pröbster L.:* Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich
anerkannt?
Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK (1999), ZM 1(2002)
66. *Trampisch H.J., Windeler J., Ehle B., Lange S.:* Medizinische Statistik
Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1997

-
67. *Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M.:* In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 953-960 (1990)
68. *Krejci I., Lutz F.:* In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1445-1449 (1990)
69. *Behr M.:* Der Regensburger Kausimulator. Abayfor, Zukunft im Brennpunkt 2, 77-78 (2003)
70. *Spiestersbach a., Röhrig B., Du Prel J.-B., Gerhold-Ay A., Blettner M.:* Descriptive Statistik. Angabe statistischer Maßzahlen und ihre Darstellung in Tabellen und Grafiken. Teil 7 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen. Dtsch Arztebl Int 106, 36, 578-83 (2009)
71. *Hellwig E., Klimek J., Attin Th.:* Einführung in die Zahnerhaltung. 3.Auflage, Urban und Fischer, München, Jena (2003)
72. *Beuer F., Steff B., Naumann M., Sorensen J.:* Load-bearing capacity of all-ceramic Three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. Eur J Oral Sci. 116, 4, 381-6 (2008)
73. *Beuer F., Aggstaller H., Edelhoff D., Gernet W., Sorensen J.:* Marginal and internal fits of fixed dental protheses zirconia retainers. Dent Mater. 25, 1, 94-102 (2009) Epub 2008

-
74. *Beuer F., Schweiger J., Eichberger M., Kappert HF, Gernet W., Edelhoff D.:* High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings- a new fabrication mode for all-ceramic restorations.
Dent Mater. 25, 1, 121-8 (2009) Epub 2008
75. *Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D.:* Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations.
Br Dent J 204, 9, 505-11 (2008)
76. *Baltzer A., Kaufmann-Jonian V.:* Die Belastbarkeiten von Vita In-Ceram.
Quintessenz Zahntech 29, 11, 1318-1342 (2003)
77. *Filser F., Kocher P., Weibel F., Lüthy H., Schärer P., Gauckler L. J.:* Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes hergestellt im DCM-Verfahren.
Int J Comp Dent 4, 89-106 (2001)
78. *Filser F., Lüthy H., Kocher P., Schärer P., Gauckler L. J.:* Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich.
Quintessenz Zahntech 28, 48-60 (2002)
79. *Beuer F.:* Zirkonoxid – ein Werkstoff für jede zahnärztliche Praxis?
BZB Juli-August, 39-41 (2003)
80. *Geis-Gerstorfer J., Kanjantra P.:* Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und IN-Ceram.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 618-621 (1992)

8 Verwendete Materialien und Geräte

Kunststoffzahn 46 Frasaco, Tett nang

Diamantfinierer 1,8 mm 4° Neigungswinkel mit abgerundeter Kante, Komet

Fräsgerät F1, Parallelometer, Degussa Dental GmbH, Hanau

Küvette, Haereus Kulzer, Hanau

Adisil blau, Siladent, Goslar

Silikonisolierspray, Non Stick, Hager Werken, Duisburg

Multivac compact, Vacuumanrührgerät mit Gefäß, Degussa Dental, Hanau

Wachsdrähte: 3,5 und 2 mm, Schuler-Dental, Ulm

Gerät für Wachsspritzverfahren: Fischer Goldschmiedebedarf, Pforzheim

Wachs für Wachsspritzverfahren: Fischer Goldschmiedebedarf Pforzheim

Jet 2000, Einbettmasse Siladent, Goslar

Remanium 2000, Nichtedelmetalllegierung Dentaaurum, Ispringen

Modellierwachs rosa, Schuler-Dental, Ulm

PalaXPress, Sockelkunststoff, Haereus Kulzer, Hanau

Cercon® eye, Scanner, Degudent, Hanau

Arti Spray BK 285 Occlusionsspray weiss, Scan-Spray, Bausch, Köln

Cercon® brain, Fräsmaschine, DeguDent, Hanau

Cercon® base 12, Zirkoniumoxidrohling, DeguDent, Hanau

Cercon® heat, Sinterofen, DeguDent, Hanau

Cercon® ceram kiss Pastenliner D3, DeguDent, Hanau

Cercon® ceram kiss Dentin D3, DeguDent, Hanau

Ducera SD Liquid, Modellierflüssigkeit für Cercon® ceram kiss, DeguDent, Hanau

Cercon® ceram kiss Glasur, DeguDent, Hanau

Vacumat 40, Keramibrennkofen, Vita, Bad Säckingen

Modellierwachs beige, Art. Nr. 600611, Schuler-Dental, Ulm

Optosil Comfort Putty, Silikon, Heraeus Kulzer, Hanau

Activator universal, Heraeus Kulzer, Hanau

Cergo® fit speed, Einbettmasse, DeguDent, Hanau

Cergo® Muffelformer für 200g Muffel, DeguDent, Hanau

Cergo® Gummimanschette für 200g Muffel, DeguDent, Hanau

Cercon® ceram press D3 Pellets, DeguDent, Hanau
Cergo® Einbettmassenpressstempel, DeguDent, Hanau
Multivac compact, Vaccummanmischgerät, DeguDent, Hanau
IPS e.max® CAD C14, Ivoclar Vivadent, Schaan
Everest® Scan , Scanner, KaVo, Biberach
Everest® engine, Fräsmaschine, KaVo, Biberach
Everest® Diamond Grinding Pin1, Ref. 1.001.6000, KaVo, Biberach
Everest® Diamond Grinding Pin 3, Ref. 1.001.6001, KaVo, Biberach
Everest® Insert und Positionierhilfe, KaVo, Biberach
Everest® Universal Inplast, KaVo, Biberach
IPS Object Fix, Brennhilfpaste, Ivoclar Vivadent, Schaan
IPS e.max Crystallisation Pin, -Tray, Brenngutträger, Ivoclar Vivadent, Schaan
IPS e. Max CAD Crystall/Glaze Paste, Glasur Ivoclar Vivadent, Schaan
Programmat P100, Ivoclar Vivadent, Schaan
Everest® HPC- Blank 16/16, KaVo, Biberach
Everest® Milling Pin ZS1, Ref. 1.002.8027, KaVo, Biberach
Everest ® Milling Pin ZS3, Ref. 1.002.8028, KaVo, Biberach
Everest® ZS-Inwax, KaVo, Biberach
Everest® therm, Sinterofen, KaVo, Biberach
Diapol grob, mittel, fein, Polierset, Eve Ernst Vetter GmbH, Pforzheim
Ketac-Cem Aplicat, Glasionomerzement 3M Espe, Seefeld
Duomat 2, Rüttler für Zementkapseln, Degussa Dental, Hanau
Winkelstück. Rotring, KaVo Biberach
Diamantschleifer reifenförmig 3,5 mm Durchmesser, Art. Nr. 068524035 FG,
Meisinger, Neuss
Diamantschleifer rottring, Art. Nr. 8836KR 314 016, Komet
IPS® Ceramic Ätzgel, Ivoclar Vivadent, Schaan
Syntac classic, Bondingsystem, Ivoclar Vivadent, Schaan
Phosphorsäure
Tetric evo ceram A4, Füllungskomposit, Ivoclar Vivadent, Schaan
Kausimulator Münchner Modell, Willytec München

Rasterelektronenmikroskop Stereoscan 250, Cambridge Instruments, Cambridge UK

Sputter SCD 030 BAL-TEC GmbH Witten

Digitalkamera: Fine Pix S1 Pro, Fujifilm Europe Düsseldorf

Universalprüfmaschine Zwick/Roell, Ulm

Software zur Universalprüfmaschine: testXpert

Copyplast, zähelastische Folie 1x125mm, Scheu Dental GmbH, Iserlohn

SPSS 10.0, SPSS Inc. Chicago

Kair plus, Laborturbine, KaVo, Biberach

Targis Quick, Blaulichtlampe, Ivoclar Vivadent, Schaan

IPS Empress EP500, Keramikpressofen, Ivoclar Vivadent, Schaan

Rematitan Automatic Caster, Hochfrequenzschleuder, Dentaurum, Ispringen

Sandmaster FG 3-82, Sandstrahler, Wülsag AG/LTD, Zofingen

9 Danksagung

Mein Dank gilt dem Vorstand der Zahnärztlichen Prothetik in der Ludwig-Maximilians-Universität zu München, Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet, für die Bereitstellung der Dissertationsarbeit.

Oberarzt Dr. F. Beuer danke ich besonders für die immer schnelle und kompetente Beratung und Hilfe bei der praktischen und schriftlichen Fertigstellung dieser Arbeit.

Für die technische Einweisung an der Zwick-Maschine, deren Bereitstellung und Anleitung bei der Auswertung der Bruchdaten möchte ich Herrn Dr. K. Erdelt danken.

Dem gesamten Zahntechniker-Team der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, das mir sehr hilfsbereit mit Rat und Tat zur Seite stand, gebührt meine Anerkennung. Besonders hervorheben möchte ich Herrn J. Schweiger, der mit seinem Fachwissen zu einem steten Fortschreiten der praktischen Durchführung der Dissertation beigetragen hat und Frau M. Eichberger für die Unterweisung an den zahntechnischen Geräten.

Für die Einweisung am Rasterelektronenmikroskop möchte ich Frau Köbele und Frau Dax danken.

Weiterhin bedanke ich mich bei Herrn K. Filser, der mir mit seinem zahntechnischen Wissen zuverlässig zur Seite stand, bei Dr. M. Rogl und dem gesamten Praxisteam.

Meiner Familie und meinen Freunden spreche ich für ihre positive Motivation meine Dankbarkeit aus, insbesondere meinem Vater, der durch seine geduldige und besonnene Art mir den nötigen Rückhalt bot, und meinem Mann Tassilo, der mich ebenfalls mit aller Kraft motivierte.

10 Lebenslauf

Name: KERLER
Vorname: Gundula Beate
Geburtsdatum: 22. Februar 1978
Geburtsort: Fürstenfeldbruck
Familienstand: verheiratet
Kinder: eine Tochter
Vater: Dr. Klaus Reichenbach-Klinke, Facharzt für Labormedizin
Mutter: Erika Reichenbach-Klinke, Fachlehrerin

Schulbildung:

1984-1988 Grundschule Fürstenfeldbruck
1988-1997 Gymnasium Fürstenfeldbruck

Studium:

1999-2004 Studium der Zahnheilkunde
LMU München

Berufstätigkeit:

seit April 2005 Vorbereitungsassistent