Aus der Klinik und Poliklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Untersuchungen zum Einfluss von Befestigungsmodus und Alterung auf die Bruchfestigkeit von Cercon-Kronen

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Rico Glävke
aus Kyritz

Gutachter:

1. Prof. Dr. W. B. Freesmeyer
2. Prof. Dr. D. Edelhof
3. Prof. Dr. P. Pospiech

Datum der Promotion: 3. Juni 2012

Hinweise

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein patent- oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung 9

2. Literatur 11

2.1. Einteilung der Keramiken 12

2.2. Zirkonoxid 13

2.2.1. Vorkommen und Herstellung 13

2.2.2. Eigenschaften 14

2.2.3. Struktur 14

2.3. CAD/CAM 17

2.3.1. Definition 17

2.3.2. Entwicklung 17

2.3.3. CAD/CAM-Bearbeitung 18

2.4. Übersicht 18

2.4.1. Everest 18

2.4.2. Lava 19

2.4.3. CEREC 20

2.4.4. Cercon 20

2.5. Spezielle Keramik für das Cercon-System 21

2.5.1. Gerüstkeramik Cercon base 21

2.5.2. Verblendkeramik Cercon ceram kiss 22

2.6. Bruchfestigkeit und Bruchlast 22

2.7. Anforderungen an vollkeramische Einzelkronen im Seitenzahnbereich 22

2.8. Bruchlastwerte in der Literatur 23

2.9. Befestigung 23

2.9.1. Zinkphosphatzement (Harvard) 25

2.9.2. Glasionomerzement (Ketac Cem) 25

2.9.3. Komposit (Panavia 21) 26

2.10. Wasserlagerung 26

2.11. Bruchlastversuche und Thermocycling 27

3. Fragestellung 28

4. Material und Methode 29

4.1. Übersicht 29

4.2. Präparation 30

4.3. Kronenherstellung 30

4.3.1. Abformung und Stumpfherstellung 30

4.3.2. Herstellung der Zirkonoxidgerüste 31

4.3.3. Verblendung 32

4.4. Gruppenbildung 33

4.5. Befestigung 33

4.6. Wasserlagerung 35

4.7. Künstliche Alterung 35

4.8. Untersuchung der Bruchfestigkeit 35

4.9. Statistische Auswertung 36

5. Ergebnisse 38

5.1. Versuchsergebnisse 38

5.2. Ermittelte Bruchlastwerte 20.000 TWL 41

5.2.1. Gruppe Cercon-Kronen Ketac Cem 20.000 TWL 41

5.2.2. Gruppe Cercon-Kronen Harvard 20.000 TWL 41

5.2.3. Gruppe Cercon-Kronen Panavia 21 20.000 TWL 41

5.2.4. Vergleich der Bruchlastwerte 20.000 TWL 42

5.3. Ermittelte Bruchlastwerte 40.000 TWL 43

5.3.1. Gruppe Cercon-Kronen Ketac Cem 40.000 TWL 43

5.3.2. Gruppe Cercon-Kronen Harvard 40.000 TWL 43

5.3.3. Gruppe Cercon-Kronen Panavia 21 40.000 TWL 43

5.3.4. Vergleich der Bruchlastwerte 40.000 TWL 44

5.3.5. Vergleich der Bruchlastwerte bei gleichen Zementen und unterschiedlichen TWL 44

5.4. Grafische Darstellung der Ergebnisse 45

5.5. Nebenversuch 47

5.5.1. Vergleich Messwerte und grafische Darstellung 51

5.5.2. Statistische Auswertung Nebenversuch 53

6. Diskussion und Schlussfolgerung 55

6.1. Versuchsergebnisse 55

6.2. Versuchsaufbau 56

6.3. Präparation 57

6.4. Individuelle Herstellung 58

6.4.1. Gerüste 58

6.4.2. Verblendung 59

6.5. Bruchlasttests 59

6.5.1. Bruchlasttests verblendete Kronen 59

6.5.2. Bruchlasttests Gerüste 61

6.6. Befestigung 62

6.7. Wasserlagerung und Thermocycling 63

6.8. Vergleich der Ergebnisse mit ähnlichen Studien in der Literatur 64

6.9. Schlussfolgerung 66

7. Zusammenfassung 67

8. Summary 68

9. Literaturverzeichnis 69

10. Verwendete Geräte und Materialien 85

10.1. Geräte 85

10.2. Materialien 85

11. Danksagung 87

12. Lebenslauf 88

13. Erklärung 89

1. Einleitung

Seit jeher ist eines der wichtigsten Ziele der Zahnmedizin, verlorene Zahnhartsubstanzen zu ersetzen. Neben der Wiederherstellung der Funktion gewinnt auch eine möglichst perfekte Ästhetik zunehmend an Bedeutung. Metallkeramischen Restaurationen sind dabei durch die Farbe und nicht vorhandene Transluzens der Metallgerüste Grenzen gesetzt. Bei den Patienten wächst der Wunsch nach metallfreien Versorgungen, auch um mögliche Allergien auf Bestandteile von Dentallegierungen zu vermeiden. Vollkeramische zahnärztliche Restaurationen zeichnen sich durch hohe Ästhetik, Biokompatibilität und geringe Plaqueanlagerungen aus (40), (45), (92). Hohe Frakturraten früherer Vollkeramiksysteme haben gezeigt, dass Keramiken mit Biegefestigkeiten unter 200 MPa für konventionelles Zementieren nicht geeignet waren. Durch adhäsives Zementieren konnten bessere Resultate erzielt werden (86).
Neuere Keramiksysteme zeigen weit höhere Biegefestigkeiten, was sich durch hohe Überlebensraten nach mehren Jahren belegen lässt (103).
Hohe Erwartungen in Bezug auf Zuverlässigkeit und Werkstoffeigenschaften hat man an Systeme, welche Zirkonoxid als Gerüstmaterial verwenden. Mehrjährige klinische Erfahrungen, auch mit größeren Brückenkonstruktionen, liegen vor und sind vielversprechend (13), (27), (114). Langzeitstudien werden zeigen müssen, ob ähnliche Haltbarkeiten wie bei Metallkeramiksystemen erreicht werden können (108). Da in anderen Untersuchungen immer wieder Zusammenhänge zwischen gewählter Befestigungsart und Frakturresistenz von Vollkeramikrestaurationen nachgewiesen wurden, sollte im Folgenden das Cercon-System untersucht werden, welches yttriumstabilisiertes Zirkonoxid (Y-TZP) verwendet. Trotz der hohen Biegefestigkeit und Zähigkeit dieses Materials stellt sich die Frage, ob die Prognose solcher Restaurationen durch die Art der Befestigung noch verbessert werden kann (105), (120).

Aus dieser Fragestellung wurde ein In-vitro-Versuch entwickelt, der einem In-vivo-Versuch möglichst nahekommen soll. 60 Cercon-Einzelzahnkronen werden mit drei verschiedenen Zementen auf natürlichen Zahnstümpfen befestigt und nach künstlicher Alterung bis zum Bruch belastet. Der Kompositzement Panavia 21 scheint durch seine spezielle Zusammensetzung besonders für Zirkonoxid geeignet zu sein.

Glasionomerzement hat sich vielfach bewährt. Zinkphosphatzement soll für die Kontrollgruppe verwendet werden (15), (21), (77), (121), (125).
Die Auswirkungen der Befestigungsart und der Alterung werden untersucht.

2. Literatur

Vollkeramische Materialien erlangen in der Zahnmedizin eine immer größere Bedeutung. Mit ihrer Hilfe werden seit vielen Jahren haltbare Einzelzahnkronen angefertigt. Aufgrund der guten Lichtdurchlässigkeit und des fehlenden Metallrandes entstehen sehr natürliche Versorgungen, die von den Patienten gut akzeptiert werden. Die geringere Plaqueanlagerung und Wärmeleitfähigkeit im Vergleich zu metallkeramischen Versorgungen sind weitere Vorteile.

Die Herstellung von vollkeramischen Einzelkronen hat eine lange Tradition. Schon Ende des 19. Jahrhunderts wurde die Jacketkrone durch Charles Land erfunden. Dabei wurde das Modell des präparierten Zahnstumpfs mit einer Platinfolie abgedeckt und eine Feldspatkeramik darauf gebrannt. Es entstand eine Krone mit schlechter Passung und hoher Bruchgefahr (31). Eine Erhöhung der Festigkeit und Verbesserung der optischen Eigenschaften der Keramik gelang 1940 durch Einführung eines Vakuumbrennverfahrens der Firma Wienand.
Durch Zugabe von Aluminiumoxid erreichten Mc Lean und Hughes 1965 eine weitere Verfestigung (74).
1986 wurde das Patent für das DICOR-System erteilt, mit welchem Glasrohlinge im Lost-Wax-Verfahren verarbeitet wurden. Der Vorteil dieses Verfahrens besteht in der guten Passgenauigkeit. Die Erwartungen an die Dauerfestigkeit im Seitenzahnbereich konnten jedoch nicht erfüllt werden (37).
Das 1989 eingeführte In-Ceram-System erreicht wesentlich höhere Festigkeiten. Hierbei wird ein Aluminiumoxidschlicker auf einen feuerfesten Stumpf gesintert und mit Bor-Lanthanglas infiltriert und Vitadur-N-Keramik verblendet. Diese Kronen hatten eine ähnliche Bruchfestigkeit wie Metallkeramik und konnten konventionell befestigt auch im Seitenzahnbereich eingesetzt werden (43).
Mit dem IPS-Empress-System, welches 1991 eingeführt wurde, konnten ebenfalls haltbare Einzelzahnrestaurationen hergestellt werden (107).
Das Bestreben, auch Brücken im Front- und Seitenzahnbereich aus Keramik herzustellen, führte zur Nutzung der Hochleistungskeramik Zirkonoxid für die Zahnheilkunde.

2.1. Einteilung der Keramiken

Es werden 3 Gruppen unterschieden:

Silikatkeramik

- mehrphasiger Werkstoff
- Bestandteile sind die Silikatträger Tonerde, Kaolin, Feldspat und Speckstein
- beim Sintern entsteht neben kristalliner Phase ein hoher Anteil Glasphase
- wesentlicher Bestandteil ist Siliziumoxid
- niedrige Sintertemperatur, günstige Rohstoffe
- zahnärztliche Keramiken sind hauptsächlich Silikatkeramiken

Oxidkeramik

- besteht zu 90% aus einphasigen und einkomponentigen Metalloxiden
- kristalline Struktur
- enthält keine Glasphase
- wegen hoher Sintertemperaturen gleichmäßiges Mikrogefüge
- hohe Bruchzähigkeit, Verschleiß- und Korrosionsbeständigkeit
- Vertreter sind Aluminiumoxid, Magnesiumoxid und Zirkonoxid

Nichtoxidkeramik

- Ausgangsstoffe sind Bor, Kohlenstoff, Stickstoff und Silizium
- hoher Anteil an kovalenten Bindungen
- hohe Festigkeit und Härte, hohes Elastizitätsmodul
- Vertreter sind Siliziumkarbid, Borkarbid, Aluminiumnitrid (37)

2.2. Zirkonoxid

Das zu den Hochleistungskeramiken gehörende Zirkonoxid wird schon seit 1969 in der orthopädischen Chirurgie als Hüftgelenkersatz verwendet und hat sich dort bewährt. Es ist sehr inert und setzt nahezu keine Ionen frei. In Studien zur Biokompatibilität wurden keine Hinweise auf mutagene, kanzerogene oder lokaltoxische Wirkungen gefunden (17), (89), (117). Die überragenden mechanischen Eigenschaften sorgen für eine zunehmende Verwendung in der Zahnheilkunde als Alternative zu metallkeramischen Versorgungen (108).

2.2.1. Vorkommen und Herstellung

Im Jahre 1798 entdeckte der deutsche Chemiker Klaproth das Zirkoniumdioxid. Es ist das Oxid des weichen, silbrig glänzenden Metalls Zirkonium. In natürlicher Form existiert es als Inselsilikat Zirkon ($ZrSiO_4$) in Schwermetallsanden und als Zirkoniumdioxid (ZrO_2) in dem Erz Baddeleyit. Zirkon wird als Nebenprodukt bei der Förderung von Titanerzen gewonnen. Hauptabbaugebiete sind Australien, USA, Indien und Südafrika.

Baddeleyit kommt seltener vor und ist ein Nebenprodukt der Kupfer- und Uranförderung in Brasilien und Südafrika (111). Für zahnmedizinische Anwendungen wird synthetisiertes Zirkoniumdioxid verwendet, welches durch aufwendige Reinigungsmethoden aus natürlichem Zirkon oder Baddeleyit hergestellt wird.

Zirkoniumdioxid ist durch geringe Anteile von Hafnium, Thorium und Uran 238 radioaktiv. Durch den Reinigungsprozess werden auch diese Bestandteile zum größten Teil entfernt. Die verbleibende Reststrahlung von 0,001–0,007 Bq/g liegt weit unter dem gültigen Grenzwert von 1 Bq/g aus der Norm EN ISO 6872 (89), (99).

2.2.2. Eigenschaften

Wie auch andere Oxidkeramiken ist das Zirkonoxid gekennzeichnet durch:
- hohe Dichte
- Porenfreiheit
- sehr geringen Glasanteil
- äußerst geringe Verunreinigungen
- sehr geringe Löslichkeit

2.2.3. Struktur

Die hervorragenden physikalischen Eigenschaften, die dem Zirkonoxid auch die Bezeichnung »Hochleistungskeramik« zukommen lassen, sind in der dreidimensionalen Struktur begründet. So liegt diese Keramik temperaturabhängig in verschiedenen Modifikationen vor. Von Raumtemperatur bis 1.173℃ ist die monokline Phase stabil (Dichte 5,6 g/cm³), bis 2.370℃ findet man die tetragonale (Dichte 6,1 g/cm³) und darüber die kubische Phase (6,3 g/cm³). Der Schmelzpunkt liegt bei 2.690℃.
Betrachtet man die Abkühlphase, so kommt es bei 950℃ zur martensitischen Umwandlung von der tetragonalen zur monoklinen Phase. Diese schlagartige Umwandlung ist mit einer Volumenzunahme von ca. 3% verbunden, die bei vollständiger Abkühlung bis Raumtemperatur auf 4,9% anwächst. Der Vorgang ist reversibel. In der Aufheizphase wechselt die monokline Phase bei 1.173℃ in die tetragonale Phase. Der Vorgang wiederum ist mit einer entsprechenden Volumenabnahme von ca. 3% verbunden. Diese sprunghafte Volumenzunahme in der Abkühlphase macht die Herstellung von Sinterkeramiken aus reinem Zirkonoxid unmöglich, da die Volumenzunahme unweigerlich zu hohen Spannungen und Rissen führen würde. Da die Sintertemperaturen im Bereich von 1.500℃ bis 1.600℃ liegen, wird diese Umwandlungsphase auf jeden Fall durchlaufen. Diese Umwandlung kann nur vermieden werden, wenn die Umwandlungstemperatur von 950℃ unter Raumtemperatur gesenkt wird (99).

Dies geschieht durch Zugabe von Yttriumoxid. Bei einem Zusatz von 5,1 Gew.-% entsteht stabilisiertes Zirkonoxid (Zirconia-TZP), in dem bei Raumtemperatur die tetragonale Phase vorliegt.

Zirconia-TZP zeigt den charakteristischen Mechanismus der Umwandlungsverstärkung.

Bei hoher mechanischer Spannung entstehen lokale Spannungsspitzen, die zur Bildung von Mikrorissen führen können. Das Spannungsfeld an der Rissspitze induziert eine Umwandlung der umgebenen Körner von der tetragonalen Phase in die monokline Phase. Durch die Volumenzunahme von 4% werden die Rissflanken zusammengedrückt. Der Rissfortschritt ist gebremst. Durch diesen Mechanismus werden bei TZP-Keramiken Biegefestigkeiten von 1.200 MPa und Bruchzähigkeiten von 6–8 MPa erreicht (42).

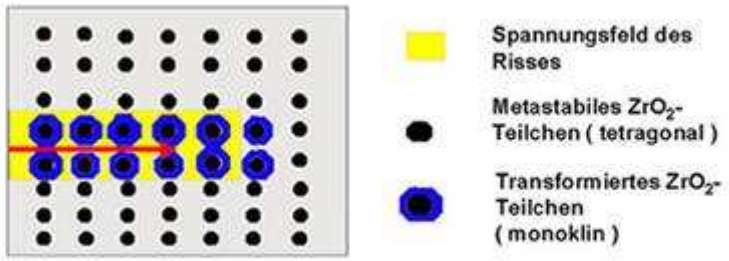

Abb. 1: Prinzip der Umwandlungsverstärkung (Quelle AG Vollkeramik München)

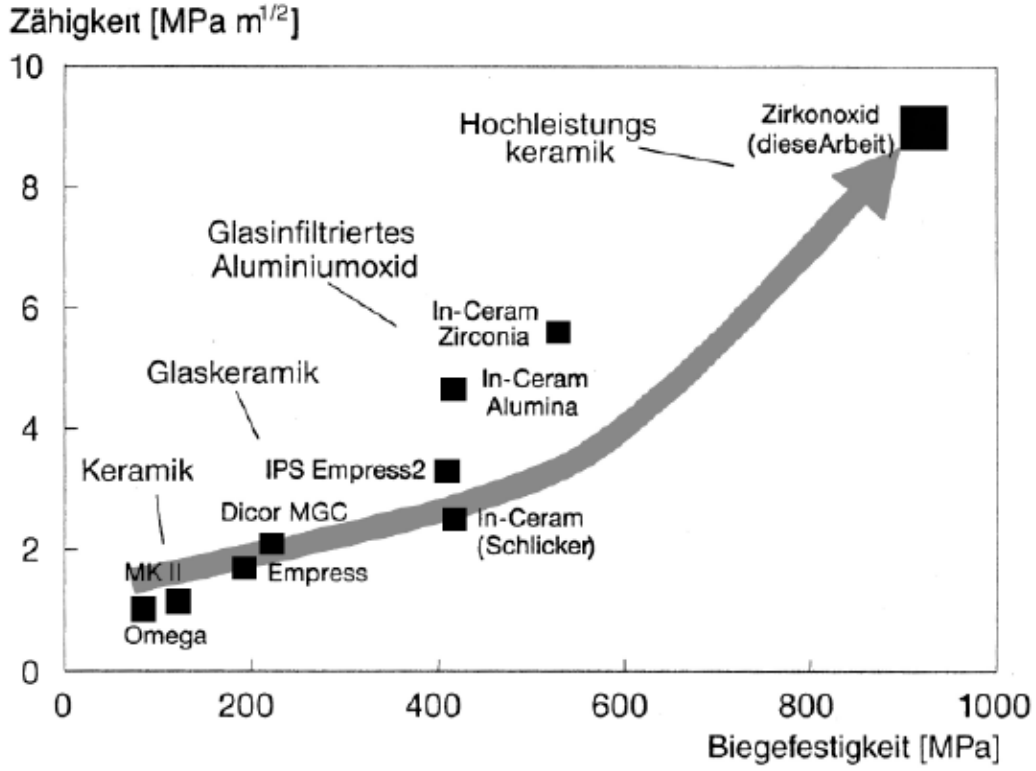

Abb. 2: Vergleich der Biegefestigkeiten verschiedener Keramiken (26)

2.3. CAD/CAM (Definition und Entwicklung)

2.3.1. Definition

Der Begriff CAD/CAM stellt eine Abkürzung für »Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing« dar. Dieser Prozess kann in drei Bereiche unterteilt werden.

1. Digitalisierung von präpariertem Zahn, Zahnmodell oder Modellation der Restauration mittels mechanischer, optischer Abtastung oder Laser.
   Es entsteht eine virtuelle Kopie.

2. Verarbeitung der gewonnenen Daten durch CAD-Software, virtuelle Modellation.

3. Produktion der Restauration durch CAM-Prozess. Der aus dem CAD-Programm entnommene Datensatz wird in eine Produktionsanlage gespeist. Die dreidimensionalen Daten werden in dreidimensionale Fräs- und Schleifbahnen umgewandelt (39).

2.3.2. Entwicklung

1985 wurde an der Universität Zürich das erste direkt am Patientenstuhl mittels CAD/CAM-Technik hergestellte Keramikinlay eingesetzt.
1987 kam das von Mörmann und Brandestini entwickelte CEREC-System (Siemens, Bensheim) auf den Markt. Es war das erste und ist bis heute das einzige System, das direkt am Patienten eingesetzt wird. Die anfängliche Skepsis löste eine Vielzahl von Arbeiten aus, die schließlich 1994 zur wissenschaftlichen Anerkennung des Systems führten (75).
Die Firma DCS (Allschwill, Schweiz) arbeitete in den 90er Jahren an einem Verfahren zur CAD/CAM-Bearbeitung von industriell gesintertem Zirkonoxid. Es ermöglichte die Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten. Auch andere Dentalfirmen widmeten sich diesem Thema und brachten eigene Systeme auf den Markt.

2.3.3. CAD/CAM-Bearbeitung

Durch die speziellen physikalischen Eigenschaften ist die zahntechnische Bearbeitung der Y-TZP-Keramik nicht im herkömmlichen Sinne zu bewerkstelligen. Hohe Schmelz- und Sintertemperaturen lassen Guss- oder Pressverfahren im Dentallabor nicht zu. Diese Materialien können nur mit Hilfe von CAD-CAM-Verfahren sicher und ökonomisch bearbeitet werden. Dabei kommen industriell hergestellte Keramikrohlinge zum Einsatz, welche den Vorteil eines konstanten, homogenen Gefüges haben. Die Bearbeitung dieser Rohlinge kann im vorgesinterten Zustand als Weißkörper oder im dichtgesinterten Zustand erfolgen. Die Weißkörperverarbeitung erfolgt mit Hartmetallfräsen schnell und kostengünstig, allerdings muss dabei eine nachfolgende Sinterschrumpfung von ca. 25% durch den Computer berechnet und berücksichtigt werden. Eine Schwierigkeit bei diesem Vorgehen stellt der mögliche Verzug des Werkstückes dar.
Eine weitere Möglichkeit ist die Verwendung von dicht gesinterten Rohlingen, welche allerdings nur mit Diamantschleifkörpern bearbeitet werden können. Die Bearbeitungszeit und der Materialeinsatz an Schleifkörpern erhöhen sich dadurch beträchtlich, und die Gefahr von Mikrodefekten wird diskutiert (58), (67), (87).

2.4. Übersicht

Die bis heute entstandenen Systeme zur Verarbeitung von Zirkonoxid unterscheiden sich vor allem in der Gewinnung der Daten, der Nutzung der Ausgangsstoffe und deren Bearbeitung zur Herstellung von Keramikgerüsten. Die wichtigsten Eigenschaften sollen im Folgenden kurz beschrieben werden.

2.4.1. Everest (KaVo Dental GmbH, Leutkirch)

Das Everest-System besteht aus Scanner, Fräsmaschine Everest engine und Sinterofen Everest therm. Es werden zwei verschiedene Scanner angeboten, die beide mit dem Streifenlichtverfahren arbeiten. KaVo Everest scan eignet sich bei einer Messfeldgröße von 40 x 60 mm für Einzelzahnrestaurationen und

Brückengerüste bis maximal 45 mm und hat eine Auflösung von 768 x 512 Bildpunkten. Die erweiterte Version KaVo Everest scan pro bewältigt Brückengerüste bis 14 Glieder. Dies wird durch ein vergrößertes Messfeld von 60 x 80 mm erreicht, wobei die Bildauflösung um das 4-Fache auf 1.392 x 1.040 Bildpunkte erhöht ist (6).
Die Messgenauigkeit erreicht bei beiden Scannerarten hohe Werte. Da der Messteller während der Messung kippt, kann die CCD-Kamera auch unter sich gehende Bereiche erfassen.
Diese Bereiche, und auch andere schwierige Konstruktionen, können durch die 5-Achsen-Fräs- und Schleifeinheit Everest engine hergestellt werden. Diese Technologie und die Vielzahl von zur Verfügung stehenden Materialien wie Titan, faserverstärkter Kunststoff, Glaskeramik, vorgesintertes oder dicht gesintertes, gehiptes Zirkonoxid ergeben ebenso vielfältige Indikationen vom Veneer bis zur zirkulären Brücke (44).

2.4.2. Lava (3M ESPE, Seefeld)

Dieses System besteht aus den Komponenten Lava Scan ST, Lava Form und Lava Therm.
Lava Scan ST arbeitet mittels optischer Weißlichttriangulation mit Streifenprojektion aus verschiedenen Richtungen. Die automatische Fräseinheit Lava Form ist für die Massenfertigung konzipiert und deshalb mit je einem Magazin für entsprechende Zirkonoxidrohlinge und fertig gefrästen Restaurationen ausgestattet. Ohne den Fräsprozess zu unterbrechen, können Rohlinge nachgelegt und Arbeiten entnommen werden. Der Fräskopf der Maschine ist in drei Achsen beweglich, der Rohling kann um 180° gedreht werden. Das verwendete Material Lav a Frame ist ein vorgesintertes Zirkonoxid, welches sich leicht und ohne Wasserkühlung bearbeiten lässt. Die beim vollständigen Sintern durchlaufene Schrumpfung wurde bei jeder Charge bestimmt, ist auf dem Rohling angegeben und wird automatisch beim Fräsen berücksichtigt. So hergestellte Gerüste können durch ein Tauchbad eingefärbt werden, was der Ästhetik zugutekommt. Die dichte Sinterung bei 1.500℃ vollzieht sich im Sinterofen Lava Therm ebenfalls vollautomatisch (6).

Als Material kommt bei diesem System ausschließlich vorgesintertes Zirkonoxid zur Verwendung, welches mit der Feldspatkeramik Lava Ceram verblendet wird. Somit beschränken sich die Indikationen auf Kronen und Brücken bis zu sechs Gliedern.

2.4.3. CEREC (Sirona, Bensheim)

Die Bestandteile dieses Systems sind Scanner inEos, welcher mit Streifenlichtprojektion arbeitet, und Schleifeinheit CEREC in lab mit integriertem Punktlaser zur optischen Abtastung kleinerer Modelle und angeschlossenem Computer. Zur thermischen Nachbearbeitung bestimmter Keramiksorten, wie auch Zirkonoxidrohlingen, ist der entsprechende Infiltrations- oder Sinterofen vorgesehen. In der Schleifeinheit befindet sich ein Tandemschleifgerät mit sechs Freiheitsgraden. Mit dem CEREC-System können alle Materialien verarbeitet werden. Allerdings müssen für große Konstruktionen aus Zirkonoxid über 42 mm Länge oder aus Metallen die Scan-Daten an ein Fräszentrum übermittelt werden, welches die fertiggestellten Gerüste zur Weiterverarbeitung zurückschickt. Brücken bis 42 mm anatomische Länge werden aus vorgesinterten Rohlingen geschliffen, und es ist auch hier eine per Barcode angegebene Schrumpfung von ca. 20% zu berücksichtigen. Mit den Vita-InCeram-Keramiken stehen diesem System Infiltrationskeramiken zur Verfügung, aus denen sich auch für den Seitenzahnbereich ausreichend stabile Einzelkronen herstellen lassen.

2.4.4. Cercon (DeguDent, Hanau)

Die in dieser Arbeit untersuchten Kronen wurden mit dem Cercon-System hergestellt, welches im Folgenden ausführlicher beschrieben wird.
Cercon ging aus dem DCM-System hervor, das in einer Zusammenarbeit der ETH Zürich mit der Zahnklinik der Universität Zürich entstand. Es handelt sich dabei im Wesentlichen um ein Kopierfräsverfahren, bei dem aus Wachs oder Kunststoff modellierte Gerüste mit einem Laser abgetastet und danach um 30% vergrößert aus einem Rohling herausgeschliffen werden. Dazu muss die Modellation in einen Rahmen eingewachst und mit Silberpuder bestäubt werden. In einem ähnlichen

Rahmen befindet sich auch der mit Barcode versehene Rohling. Beides wird in die Scan- und Fräseinheit Cercon brain eingespannt, nacheinander automatisch gescannt und gefräst. Da der Rohling Cercon base vorgesintert in einem kreideähnlichen Zustand ist, genügen zur Bearbeitung Hartmetallfräsen. Zum Erreichen der für Keramikgerüste notwendigen Eigenschaften muss das Werkstück im Sinterofen Cercon heat bei 1.350℃ für ca. 6 Stu nden dicht gesintert werden, was mit einer Volumenschrumpfung von 30% einhergeht.
Notwendige Korrekturen am dicht gesinterten Gerüst dürfen auch im zahntechnischen Labor nur mit der Turbine und diamantierten Schleifern unter Wasserkühlung vorgenommen werden, um eine lokale Überhitzung und Vorschädigung der Keramik zu vermeiden (123).
Seit 2006 ist auch eine CAM-Komponente für dieses System erhältlich. Mit dem Scan-Modul Cercon eye können Einzelstümpfe, aber auch komplette Arbeitsmodelle gescannt werden. Der Scanvorgang erfolgt durch Laserprojektion und optische Abtastung mittels stereoskopisch angeordneter Kameras. Der Computer erlaubt die virtuelle Konstruktion von Einzelkronengerüsten bis zu 6-gliedrigen Endpfeilerbrücken. Die frästechnische Umsetzung erfolgt in bekannter Weise (91).
Das Cercon-System ist für Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich, Endpfeilerbrücken mit maximal 47 mm anatomischer Länge und Inlaybrücken mit einer maximalen Zwischengliedbreite von 10 mm freigegeben. Vollkeramische Primärkronen und Extensionsbrücken sind ebenfalls möglich. Aufgrund der speziellen Eigenschaften von Brücken aus Zirkonoxid, welche mit Feldspatkeramik verblendet sind, scheinen Langzeithaltbarkeiten von 20 Jahren und mehr möglich (34), (113).

2.5. Spezielle Keramik für das Cercon-System

2.5.1. Gerüstkeramik Cercon base

Bei dieser Keramik handelt es sich um eine mit 0,25% Aluminiumoxid dotierte Variante des Yttriumoxid-teilstabilisierten Zirkonoxides. Der Zusatz von 5% Yttriumoxid erhöht die Risszähigkeit, Festigkeit und Lebensdauer. Aluminiumoxid sorgt für eine bessere Langzeitstabilität im feuchten Milieu. Die Herstellung der

Cercon base-Rohlinge erfolgt in einem mehrstufigen Prozess, bei dem zuerst das Zirkonoxidpulver isostatisch gepresst und dann durch maschinelle Bearbeitung in Form gebracht wird. Abschließend erfolgt ein Vorsintern dieses sogenannten Grünlings für zwei Stunden bei 850℃ (122).
Diese Rohlinge stehen in den Größen 12, 30, 38 und 47 mm zur Verfügung. Sie sind außerdem mit einem Barcode gekennzeichnet, der Informationen über Fräsparameter und den Vergrößerungsfaktor enthält.

2.5.2. Verblendkeramik Cercon ceram kiss

Passend zur Cercon-Gerüstkeramik ist die Verblendkeramik Cercon ceram kiss entwickelt worden. Es handelt sich dabei um eine Feldspatkeramik, deren Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) $9{,}5 \times 10^{-6}$/K auf den WAK von Zirkonoxid mit $10{,}5 \times 10^{-6}$/K abgestimmt ist. Die Biegefestigkeit liegt bei 90 MPa (57).

2.6. Bruchfestigkeit und Bruchlast

Unter Bruchfestigkeit oder Bruchgrenze versteht man jene Grenze bei Druck-, Zug-, Biege- oder Torsionsbelastung, bis zu der ein Werkstoff belastet werden kann, ohne zu brechen. Die Bruchlast ist die Kraft, die zum Zeitpunkt des Bruchs angewendet wird (38).

2.7. Anforderungen an vollkeramische Einzelkronen im Seitenzahnbereich

Vollkeramischer Zahnersatz für den Seitenzahnbereich muss so beschaffen sein, dass er den dort auftretenden Kräften widersteht. Die maximalen Kaukräfte werden in der Literatur unterschiedlich angegeben. Schwickerath und Coca ermittelten einen Wert von 400 N (100).
Körber und Ludwig kommen nach einer umfangreichen Literaturrecherche auf einen Wert von 300 N (57).
Kern geht von einer erhöhten Belastung von 800 bis 900 N aus (49).

Um unter klinischen Bedingungen eine ausreichende Dauerfestigkeit zu gewährleisten, sollte zur mittleren maximalen Kaukraft ein Sicherheitsabstand vom 2- bis 2,5-Fachen eingehalten werden (101).
Demnach sollte die kurzzeitige Belastbarkeit der in dieser Arbeit untersuchten Kronen zwischen 600 N und 1.800 N liegen.

2.8. Bruchlastwerte in der Literatur

In einem ähnlichen Versuch wurden für Cercon-Kronen mittlere Bruchlastwerte zwischen 1.806 N und 3.326 N ermittelt (4).
In einem anderen Versuch wurden Kronenkäppchen untersucht und Werte zwischen 989 N und 2.756 N gemessen (32).
In einer Studie, die den Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Kronenkappen aus Zirkoniumdioxid untersuchte, wurde für die Hohlkehlpräparation ein Wert von 1.508 N ermittelt (2).
Eine Dissertation verglich die Bruchfestigkeit von voll verblendeten Molarenkronen aus Zirkonoxid, einer lasergesinterten und einer gegossenen Legierung. Die Cercon-Kronen erreichten Werte zwischen 2.886 N und 3.097 N.
Eine Untersuchung, die die Stabilität von Aluminium- und Zirkonoxidkronen nach Wasserlagerung, zyklischer Belastung und Temperaturwechsellast verglich, ergab für Zirkonoxidkronen eine Bruchfestigkeit von 910 N bis 1.108 N (124).

2.9. Befestigung

Aufgrund der großen Festigkeit von Zirkonoxid-Restaurationen ist die Befestigung mit konventionellem Zinkphosphatzement oder Glasionomerzement möglich. Treten im Seitenzahnbereich besonders hohe Kräfte auf, oder ist die Retention des Zahnstumpfes herabgesetzt, empfiehlt sich ein adhäsives Einsetzen mit einem Kompositbefestigungsmaterial (10), (20), (54), (64), (90), (104), (117).
Silikatkeramiken enthalten einen hohen Glasanteil und können durch Flusssäure angeätzt und somit angeraut werden. Auf der Zahnseite werden bei Einsatz eines Mehrschritt-Adhäsiv-Systems Schmelz und Dentin separat mit Phosphorsäure

angeätzt. Das Dentinadhäsiv verbessert durch Ausbildung einer Hybridschicht die Haftung am Dentin, und ein Bondingagent schafft eine mikromechanische Verankerung im Ätzmuster des Schmelzes (54). Diese oberflächlichen Ätzmuster und ein Haftsilan tragen entscheidend zum Verbund von Zahn und Keramik und somit zur Gesamtstabilität der Restauration bei (10), (64). Der klinische Erfolg der Adhäsivtechnik liegt darin begründet, dass die Restauration durch einen kraftschlüssigen und dauerhaften Verbund an der Zahnhartsubstanz verankert wird. Dadurch ist an der Restaurationsinnenseite keine mechanische Grenzfläche vorhanden und rissauslösende Zugspannungen können nicht wirksam werden. Sie werden zum Teil in keramikgerechte Druckspannungen umgewandelt. Die Adhäsion führt zu einer erheblichen Erhöhung der Belastbarkeit (54).

Da der Anteil der Glasphase in Zirkonoxidkeramik sehr gering ist, lässt sich durch Flusssäure kein retentives Ätzmuster erzeugen (10). Deshalb sollten Oxidkeramiken vor dem Zementieren zur Reinigung, Oberflächenvergrößerung und chemischen Aktivierung korundgestrahlt werden. Auch lässt sich so eine Verstärkung der Keramik durch Ausbildung einer Schicht der monoklinen Phase von Zirkonoxid erreichen (9), (58), (67).

Zur weiteren Haftvermittlung können Primer mit einem aktiven bifunktionellen Monomer aufgetragen werden, oder es werden modifizierte Kleber benutzt, die dieses spezielle aktive Monomer enthalten (9), (12), (21), (50), (127).

Dabei handelt es sich um das adhäsive Monomer 10-Methacryloyloxydecyldihydrogen Phosphate (MDP), welches chemisch an das Zirkonoxid bindet und die Benetzbarkeit der Oberfläche durch den Kompositkleber verbessert (9), (33). Die bei anderen Keramiken übliche Silanisierung zur Verbesserung der Haftung zeigt bei Zirkonoxid oft nur eine ungenügende Wirkung, da kein Siliziumoxid für eine chemische Bindung vorhanden ist (50), (127). Eine weitere Möglichkeit der Vorbehandlung ist die tribochemische Silikatisierung. Dabei wird mit einem Spezialstrahlmittel eine Silikatschicht aufgebracht und erst dann ein Haftsilan aufgetragen (Rocatec-System, 3M ESPE, Seefeld), welches chemisch an diese Schicht bindet. Ungesättigte Doppelbindungen ermöglichen eine Polymerisationsreaktion mit Kunststoffmolekülen von Dentalklebern. Auch dieses Verfahren erwies sich für Zirkonoxid als nicht so zuverlässig (52), (78).

2.9.1. Zinkphosphatzement (Harvard)

Dieser Zement entsteht durch die Reaktion von Zinkoxidpulver und Zusätzen wie Magnesiumoxid, Siliziumdioxid und Calciumfluorid mit Orthophosphorsäure. Seine Retentionskraft entsteht durch Verkeilung der Oberflächen von Zahnstumpf und Restauration (54). Die Zinkphosphatzemente sind aufgrund ihrer Eigenschaften und einfachen Verarbeitung weiterhin bevorzugte Befestigungsmaterialien. Sie werden außerdem als Unterfüllungsmaterial und temporärer Füllungswerkstoff eingesetzt. Die Druckfestigkeit beträgt 80 bis 111 MPa. Zinkphosphatzemente besitzen eine gute Biokompatibilität (65). Als nachteilig wäre die hohe Löslichkeit im sauren Mundhöhlenmilieu zu nennen (23).

2.9.2. Glasionomerzement (Ketac Cem)

Bei einer Säure-Base-Reaktion von Calcium-, Aluminium-, Fluoro- und Silicatgläsern mit Polyacrylsäure entsteht Glasionomerzement. Als vorteilhafte Eigenschaft dieses Zementes wird die chemische Haftung an Zahnhartsubstanzen gesehen, welche jedoch im Vergleich zur Adhäsivtechnik geringer ist. Im Gegensatz zu Zinkphosphatzement ist die Druckfestigkeit hoch (130). Die Abzugskräfte von Kronen, welche mit diesem Material befestigt wurden, sollen bei engem Zementspalt größer als bei Harvard-Zement sein (48), (130). Glasionomerzemente geben Fluoride ab und vermindern das Auftreten von Sekundärkaries. Durch Wasseraufnahme und Aufquellen dieses Materials kann es zum Verschluss von Randspalten, aber auch zu Spannungen unter keramischen Restaurationen kommen (106). Eine frühe Wasserkontamination kann die Abbindereaktion negativ beeinflussen und die Materialeigenschaften verschlechtern. Insgesamt lässt sich sagen, dass die mechanischen Eigenschaften der Glasionomerzemente denen der Zinkphosphatzemente vergleichbar bis überlegen sind. Ihre Löslichkeit ist geringer (73).

2.9.3. Komposit (Panavia 21)

Panavia 21 ist ein Befestigungskomposit auf 2 Hydroxyethylmethacrylat-Basis. Es gehört zu den Klebern, welche das aktive Monomer MDP enthalten. MDP bindet einerseits in einer Kondensationsreaktion an die Oberfläche von Oxidkeramiken und ist andererseits in der Lage, mit ungesättigten Doppelbindungen eine Polymerisationsreaktion mit den Kunststoffmolekülen des Dentalklebers einzugehen (51), (52), (88). Für die Verwendung von Panavia 21 muss die Zahnhartsubstanz mit dem selbst konditionierenden ED-Primer behandelt werden. Durch Anmischen der Komponenten A und B entsteht ein Primer mit dem pH-Wert von 2,4, durch den der Schmelz angeätzt, die Schmierschicht des Dentins aufgelöst und integriert wird und der in die Dentinkanälchen eindringt und somit die Klebung vorbereitet. Nur unpräparierter Schmelz sollte separat mit Phosphorsäure geätzt werden. ED-Primer enthält außerdem einen Polymerisationsbeschleuniger, welcher die Polymerisation startet, wenn Panavia 21 mit den vorbehandelten Flächen in Berührung kommt. Dies verlängert die Verarbeitungszeit, soll den Stress der Polymerisationsschrumpfung verringern und den Grad der Polymerisation erhöhen (25).
Zum zuverlässigen Verbund von Panavia 21 zu Aluminiumoxid und Zirkonoxid liegen einige Studien vor (50), (69), (104), (127), (131), (133).
Entscheidend für die Dauerhaftigkeit des Klebeverbundes war jedoch immer die vorherige Korundstrahlung der Keramikoberfläche, die eine sehr gute Reinigung und chemische Aktivierung bewirkt (52).

2.10. Wasserlagerung

Eine Wasserlagerung kann zur hygroskopischen Expansion von Befestigungsmaterialien führen. Dies kann die Randqualität, aber auch den Haftverbund zwischen Befestigungsmaterial, Zahn und Restauration und somit die Gesamtfestigkeit beeinflussen (14), (24), (47), (50), (106).
Auch die Keramik selbst soll unter Feuchtigkeitseinfluss an Festigkeit verlieren (7), (119), (129).

2.11. Bruchlastversuche und Thermocycling

In vielen In-vitro-Untersuchungen zur Bruchfestigkeit, Festigkeit von Klebungen oder Randspaltuntersuchungen wird das Thermocycling verwendet. Es stellt eine Methode der künstlichen Alterung dar, weil es die Festigkeit keramischer Restaurationen herabsetzt (70). Dabei werden die Proben nacheinander in 5℃ kaltes und 55℃ warmes Wasser getaucht. Durch den ständigen Temperaturwechsel, wie er auch bei der Nahrungsaufnahme auftreten kann, kommt es zu Spannungen in der Probe. Unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten forcieren diesen Vorgang, so dass Verschleiß auftritt und Alterung in den Materialien simuliert wird (3), (11), (29), (61), (69), (80), (128), (131).
Da die Festigkeit von Keramiken auch nach 5 bis 8 Jahren noch abnehmen kann, ist es sinnvoll, eine möglichst hohe Anzahl von Temperaturwechseln durchzuführen (28), (47), (79), (126), (127).

3. Fragestellung

Im Rahmen dieser Arbeit wird die Bruchfestigkeit von Cercon-Vollkeramikkronen getestet, welche mit drei verschiedenen Materialien auf natürlichen, präparierten Molaren befestigt werden.

Dabei ist folgenden Fragestellungen nachzugehen:

Unterscheidet sich die Bruchfestigkeit der Kronen nach einer künstlichen Alterung durch 20.000 Temperaturwechsellasten (simuliert eine 5-jährige Tragezeit) von der Bruchfestigkeit nach 40.000 Temperaturwechsellasten (simuliert eine 10-jährige Tragezeit)?

Kann die Bruchfestigkeit durch die Wahl des Befestigungsmaterials beeinflusst werden, wie das bei anderen vollkeramischen Systemen möglich ist? (36)

Lassen sich durch adhäsives Befestigen mit einem Komposit (Panavia 21) Vorteile gegenüber dem konventionellen Zementieren mit Zinkphosphatzement (Harvard) oder Glasionomerzement (Ketac Cem) erzielen?

4. Material und Methode

4.1. Übersicht

Für die vorliegende Arbeit wurden 60 natürliche Zähne präpariert und abgeformt. Auf Gipsstümpfen wurden 60 Cercon-Vollkeramikkronen angefertigt und mit drei verschiedenen Materialien auf den präparierten Zähnen befestigt. Nach unterschiedlicher Anzahl von Temperaturwechsellasten wurde die Bruchfestigkeit der Proben ermittelt. Der Ablauf der Versuche ist in folgender Übersicht dargestellt:

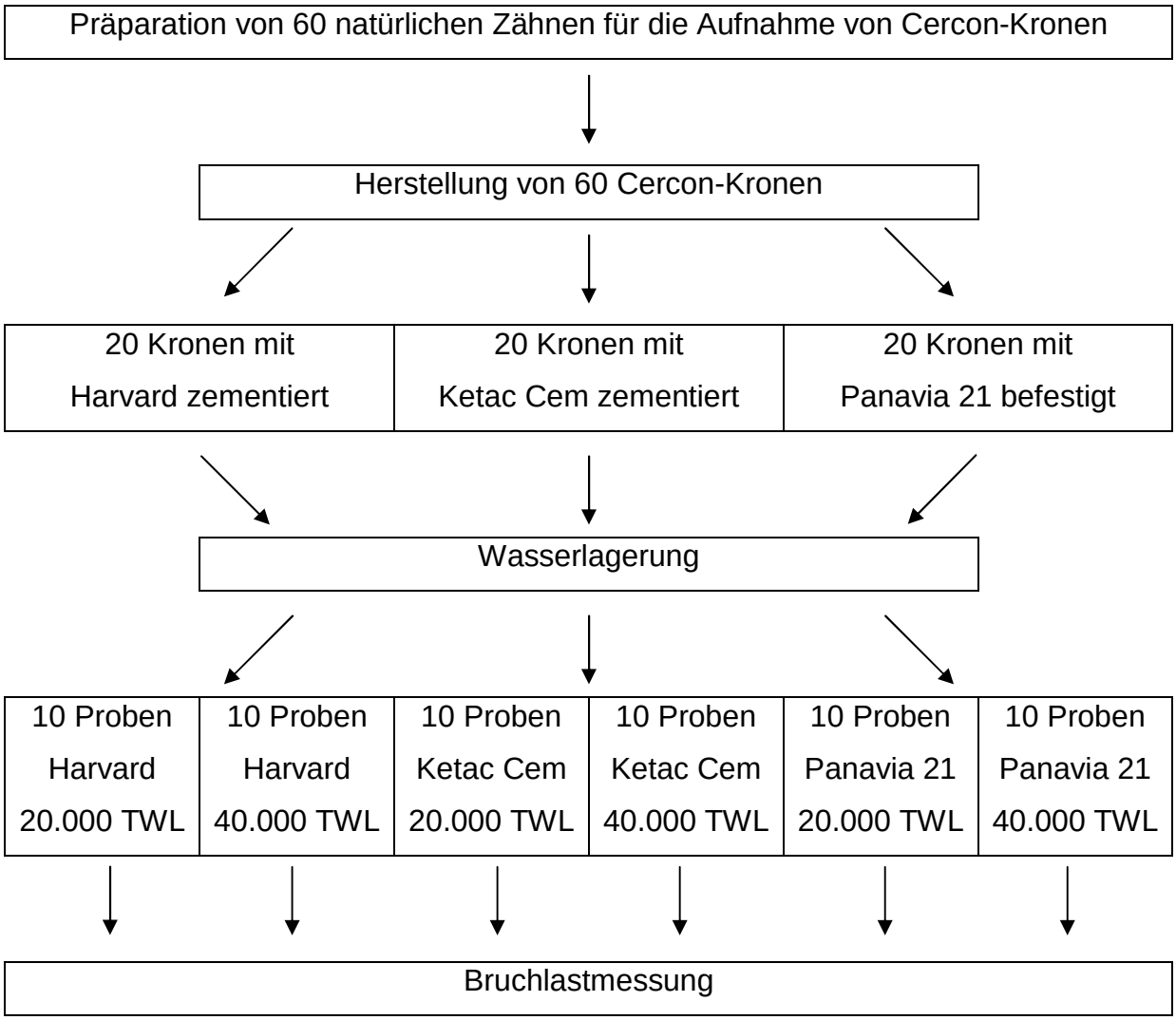

Abb. 3: Übersicht zur Versuchsdurchführung

4.2. Präparation

60 nahezu karies- und füllungsfreie Molaren, welche bei Zimmertemperatur in 0,1% Thymollösung lagerten, wurden mit einem Ultraschallinstrument und Bimssteinpaste gesäubert und entsprechend den Präparationsempfehlungen der Firma DeguDent präpariert. Kleine kariöse Läsionen wurden nur akzeptiert, wenn sie bei der Präparation entfernt wurden. Es wurden ein okklusaler Substanzabtrag von 1,5 mm und eine zirkuläre Schnitttiefe in Form einer ausgeprägten Hohlkehle von 1 mm sichergestellt. Ein Präparationswinkel von 6° wurde angestrebt.
Die Grobpräparation erfolgte mittels Turbine (Kavo Dental GmbH, Biberach/Riß, D.) und grobkörnigen, torpedoförmigen Diamantschleifern (Komet S6881314016, 22 mm) unter starker Wasserkühlung. Bei der Feinpräparation mit Schnellläufer (Kavo Dental GmbH, Biberach/Riß, D.) und feinkörnigen, torpedoförmigen Diamantschleifern (Komet 8881314016, 22 mm) unter Wasserkühlung wurden alle Übergänge abgerundet. Scharfe Kanten könnten von der Scan- und Fräseinheit Cercon brain nicht genau reproduziert werden, was die Passung der Gerüstkäppchen verschlechtern würde. Da diese Arbeit möglichst praxisnah gestaltet werden sollte, wurde die Präparation von Hand vorgenommen. Die präparierten Zähne lagerten bis zur Befestigung der Kronen bei Zimmertemperatur in Wasser.

4.3. Kronenherstellung

4.3.1. Abformung und Stumpfherstellung

Die präparierten Zähne wurden in Doppelmischtechnik abgeformt. Als Abformmaterial wurden Silaplast und Silasoft benutzt (DETAX GmbH, Ettingen, D.). Silaplast als knetbares Material wurde entsprechend der Herstellerangaben von Hand gemischt, in vorbereitete Formen gegeben und mit Silasoft aus einem Kartuschensystem mit Mischkanüle überschichtet. Die Zahnstümpfe wurden senkrecht zu ihrer Zahnachse in die so vorbereiteten Formen gedrückt, nach einer Abbindezeit von 5 Minuten aus den Abformungen entfernt und eine Rückstellzeit von 30 Minuten abgewartet. Nach Reinigung mit Wasser und Trocknung mit Druckluft wurden die Abformungen mit FUJIROCK Superhartgips (GC Europa, Leuven,

Belgien), welcher im Vakuummischgerät angemischt wurde, ausgegossen. Das Mischverhältnis betrug 100 Gramm Gips zu 20 Gramm Wasser und die Anmischdauer 60 Sekunden. Nach frühestens einer Stunde konnten die Gipsmodelle aus den Abformungen entnommen werden. Das Bestreichen der Gipsstümpfe mit Stumpfhärter (Margidur, SW-Dental GmbH, Sailauf, D.) diente zur Stabilisierung. Als Distanzlack, welcher einen gleichmäßigen Zementspalt sichern soll, wurde der empfohlene Cergo Distanzlack (DeguDent, Hanau, D.) verwendet und zwei Mal aufgetragen. Der Auftrag endete ca. 1 mm vor der Präparationsgrenze, um den Randschluss der Kronen nicht zu beeinflussen.

Abb. 4: Abformungen und Gipsmodelle der präparierten Zähne

4.3.2. Herstellung der Zirkonoxidgerüste

Die so vorbereiteten Gipsstümpfe wurden mit Wachsisolierung (Isolit, DeguDent, Hanau, D.) bestrichen und für ca. 2 Sekunden in 80°C heißes Tauchwachs gehalten (Duo Dip Tauchwachs, Dippy light Tauchwachsgerät, YETI DENTAL, Engen, D.). Diese Wachskäppchen hatten eine Stärke von ca. 0,6 mm und wurden am Rand mit einem speziellen Randwachs (Inlaywax Soft, GC, Tokyo, Japan) verstärkt. Eine leicht

verdickte Modellation im Randbereich sollte Keramikausbrüchen, welche beim Fräsen des noch weichen Rohlings entstehen können, vorbeugen. Die gleichmäßige Schichtstärke der Wachskäppchen wurde mit einem Tasterzirkel überprüft und gegebenenfalls mit Thowax (YETI DENTAL, Engen, D.) korrigiert. Zur Übertragung der Käppchen in die Digitalisierungseinheit Cercon brain wurden sie in einem Modell-Rahmen mit Wachsdraht angestiftet und mit Scanpulver, welches die Laserabtastung erleichtert, bestäubt. Hier fand die Digitalisierung und Übertragung der Wachsmodellmaße auf die Fräseinheit statt, in der ein Cercon-base-Rohling in einem Fräsrahmen eingespannt ist. Mit Hilfe eines Barcodes, der sich an jedem Rohling befindet, konnte ein materialspezifischer Schrumpfungsfaktor berücksichtigt werden. In einem groben und einem feinen Fräsvorgang erfolgte die Herstellung einer um ca. 30% vergrößerten Kopie der Wachskäppchen. Die Verbinder, welche die gefrästen Rohlinge im Rahmen befestigten, wurden mittels Sandstrahler und Hartmetallfräse entfernt, und die verstärkten Kronenränder ausgedünnt. Im Sinterofen Cercon heat (DeguDent, Hanau, D.) wurden diese Rohlingskäppchen bei einer Temperatur von 1.350°C in ca. 6 Stunden gesintert, wobei sie um ca. 30% schrumpften und ihre Endhärte erreichten. Die so entstandenen Kronenkäppchen wurden mit Hilfe von Okklusionsspray (Okklufine Premium, Fino GmbH, Mangelsfeld, D.), feinkörnigem Diamantschleifer und Schnellläufer mit Wasserkühlung auf die Gipsstümpfe aufgepasst. An zu dick modellierten Bereichen sind die Gerüste ausgedünnt worden.

4.3.3. Verblendung

Um ein natürliches Aussehen zu erreichen, müssen die opaken Kronengerüste keramisch verblendet werden. Der Auftrag der Verblendung geschieht mit mehreren Bränden schichtweise. Nach dem Abstrahlen der Gerüste mit Aluminiumoxid (110 Mikrometer 1,5 bar) und dem Abdampfen wurde eine Schicht Liner aufgetragen und bei 970°C innerhalb 1 Minute aufgebrannt, eine weitere Schicht Liner bei 960°C. Es folgten zwei weitere Brände für je 1,5 Minuten bei ca. 830°C um die Dentinmassen aufzubringen. Bei 820°C für 1,5 Minuten erfolgte der Brand der Schneidemasse. Nach jedem Schlickerauftrag wurde die Masse durch Rütteln verdichtet, um Lufteinschlüsse zu verhindern. Nach einem Glanzbrand bei ca. 800°C für 1 Minute war die Verblendung fertig gestellt. Für diese Arbeiten kamen der Keramikofen Cergo

Press und die Verblendkeramik Cercon ceram kiss (DeguDent, Hanau, D.) zur Anwendung.
Da die Untersuchung möglichst realitätsnah durchgeführt werden sollte, wurden die Okklusalflächen natürlich gestaltet. Die sichere Dreipunktabstützung einer 6 mm großen Kugel zentral im Höcker-Fissuren-Relief wurde berücksichtigt.

4.4. Gruppenbildung

Die gereinigten und präparierten Zähne wurden in einem Epoxidharz (Akemi, Buehler GmbH, Düsseldorf, D.) bis ca. 2 mm unterhalb der Präparationsgrenze eingebettet. Da bei der Aushärtung des Harzes eine beträchtliche Menge Wärme frei werden kann, welche unter Umständen die Zahnsubstanz schädigt, wurde dieser Vorgang im kalten Wasserbad durchgeführt. Die entstandenen 60 Sockel wurden durchnummeriert und in drei Gruppen zu je 20 Zähnen eingeteilt.

4.5. Befestigung

Die Kroneninnenflächen wurden mit Aluminiumoxid 110 Mikrometer und 1,5 bar Druck gesandstrahlt und mit Alkohol gereinigt, die Zahnstümpfe mit Wasser gereinigt und getrocknet. In der ersten Gruppe erfolgte die Zementierung der Kronen mit Glasionomerzement Ketac Cem (3 M, ESPE, Seefeld, D.). Auf einer Glasplatte wurde mit einem Metallspachtel ein gestrichener Dosierlöffel Pulver mit zwei Tropfen Flüssigkeit vermischt, bis eine homogene Paste entstand. Die Kroneninnenflächen wurden dünn damit bestrichen und die Kronen mit leichtem Druck auf den Stümpfen zementiert. Im Verlauf der Aushärtung erreichte der Zement eine marzipanartige Phase, in der die Entfernung der Zementüberschüsse mit einem Scaler erfolgte.
In der zweiten Gruppe kam für die Zementierung der Kronen Zinkphosphatzement (Richter und Hoffmann, Harvard Dental-GmbH Berlin, D.) zur Anwendung. Das Pulver wurde so lange in die Flüssigkeit gemischt, bis eine sahnige Konsistenz erreicht war. Die Kronen wurden wiederum an ihren Innenflächen dünn beschichtet und mit leichtem Druck zementiert. Nach einer Aushärtungszeit von ca. 10 Minuten konnten die Überschüsse ebenfalls mit einem Scaler entfernt werden. Die Kronen der

dritten Gruppe wurden mit Kompositkleber Panavia 21 (Kuraray Dental, Japan) adhäsiv befestigt. Dazu wurde ED Primer Liquid A mit Primer Liquid B im Verhältnis 1:1 vermischt auf die präparierten Zahnflächen aufgetragen und 60 Sekunden abgewartet. Panavia 21 Paste wurde durch die Dosierhilfe im richtigen Verhältnis portioniert und nach ca. 20 Sekunden Mischzeit dünn in die Kronen gestrichen. Diese wurden dann auf die Stümpfe gesetzt und 60 Sekunden angedrückt. Überschüsse wurden mit einem Schaumstoffpellet entfernt und der Randbereich der Restauration mit Oxyguard II Gel bedeckt, um eine Sauerstoffinhibitionsschicht zu verhindern. Nach ca. 3 Minuten wurde dieses Gel abgespült.

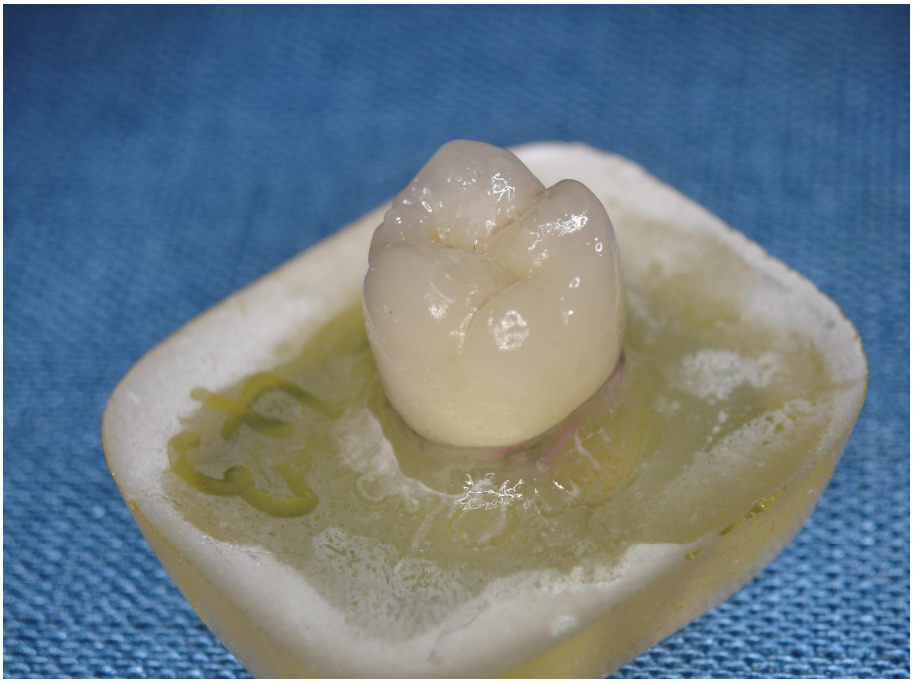

Abb. 5: Zementierte Cercon-Krone mit natürlich gestalteter Kaufläche

4.6. Wasserlagerung

Um eine hygroskopische Expansion der Befestigungsmaterialien zu ermöglichen, wurden alle Proben nach der Zementierung für 21 Tage bei Zimmertemperatur im Wasser gelagert.

4.7. Künstliche Alterung

Aus jeder Gruppe wurden 10 Proben einer thermischen Wechselbelastung von 20.000 Zyklen ausgesetzt, um eine 5-jährige Tragezeit zu simulieren. Weitere 10 Proben wurden einer thermischen Wechselbelastung von 40.000 Zyklen unterzogen, um eine 10-jährige Tragezeit zu simulieren. Die Transferzeit zwischen dem 5℃ kalten und dem 55℃ warmen Wasser betrug 2 Sekunden und die Eintauchzeit 30 Sekunden.

4.8. Untersuchung der Bruchfestigkeit

Die Bruchfestigkeitsuntersuchungen wurden auf der Zwick Universalprüfmaschine (Modell Z010/TN2A Firma Roell) durchgeführt, welche sich durch einen fest montierten Stahlsockel und einen beweglichen Druckstempel auszeichnet. Eine Stahlkugel mit 6 mm Durchmesser wurde so auf der Okklusalfläche der Kronen platziert, dass sie sich selbst zentrierte und sicher trikuspidal abgestützt war. Die Krafteinleitung erfolgte mittels beweglichen Stempels von orthograd, senkrecht zur Zahnachse. Abweichungen der Zahnachse wurden vor dem Versuch durch planes Beschleifen der Unterseite der Kunststoffsockel korrigiert. Die Ausrichtung erfolgte nach Augenmaß. Über dem beweglichen Stempel befindet sich eine Messdose mit dem Messbereich bis 2,5 kN. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 0,5 mm/min. Bei 20% Kraftabfall wurde der Versuch abgebrochen. Im angeschlossenen Rechner wurden die Messwerte verarbeitet und sowohl tabellarisch als auch in einer Kraft-Weg-Grafik dargestellt. Alle Daten wurden auf Diskette gesichert. Es folgte eine lichtmikroskopische Untersuchung der Bruchflächen, bei der eine Unterscheidung in kohäsive oder adhäsive Frakturen vorgenommen werden sollte.

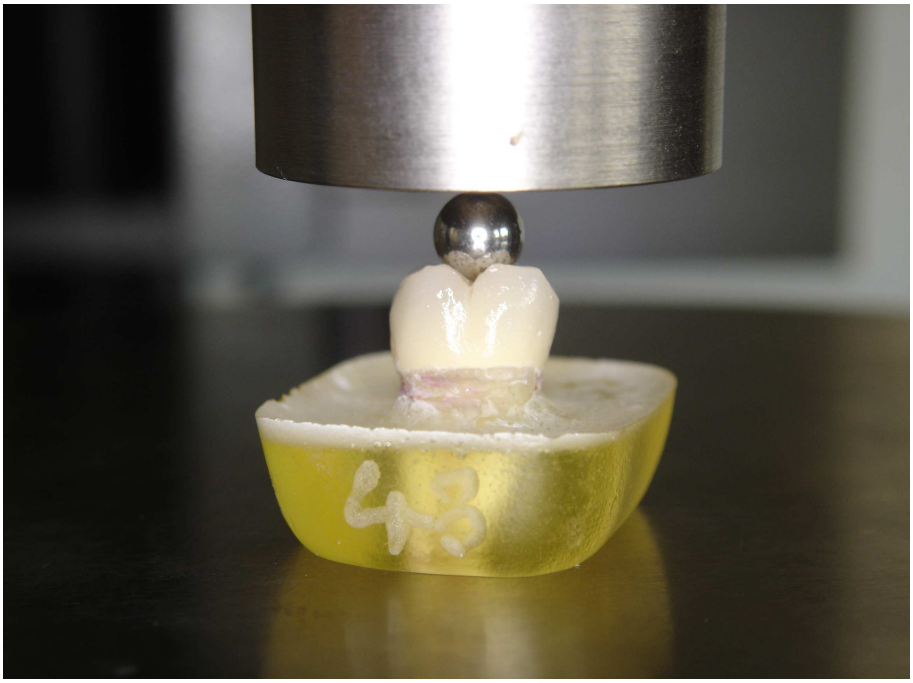

Abb. 6: Versuchsaufbau auf der Zwick Universalprüfmaschine

4.9. Statistische Auswertung

Folgende Werte wurden bei den Versuchen erfasst:

- Frakturart (Verblendung oder Gerüst)
- Zementart (Harvard, Ketac Cem, Panavia 21)
- Thermocycling (20.000 oder 40.000 Temperaturwechsel)
- Bruchlast in N

Zur Auswertung dieser Daten wurden Minimal- und Maximalwerte ermittelt sowie Mittelwerte und Standardabweichungen errechnet.
Die gewonnenen Stichproben wurden zunächst mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstestes auf ihre Eignung für einen parametrischen Signifikanztest betrachtet. Sie wiesen eine Normalverteilung auf. Daher konnten die Stichproben mit Hilfe des T-Testes auf signifikante Unterschiede untersucht und die Irrtumswahrscheinlichkeit p berechnet werden. Bei einem Wert $p<0,05$ wurde von einer statistischen Signifikanz gesprochen. Für diese Berechnungen kam die

Software SPSS 14.0 zum Einsatz. Alle Probegruppen wurden zur besseren grafischen Veranschaulichung in einer Standard-Boxplatt-Darstellung dokumentiert.

5. Ergebnisse

5.1. Versuchsergebnisse

Alle 60 Proben der Cercon-Keramik wurden auf der Zwick Universalprüfmaschine Bruchlasttests unterzogen. Beim Erreichen der maximalen Bruchfestigkeit kam es zum abrupten Kraftabfall und Bruch der Keramik. Dabei ist hervorzuheben, dass es ausschließlich zu Brüchen in der Verblendkeramik kam. Deren Größe variierte zwischen kleinen und großen chipartigen Abplatzungen. Häufig kam es dadurch zur Freilegung des Gerüstes in unterschiedlicher Ausdehnung, unabhängig von der Gesamtbruchfläche. Komplette Höckerverluste waren ebenfalls möglich.

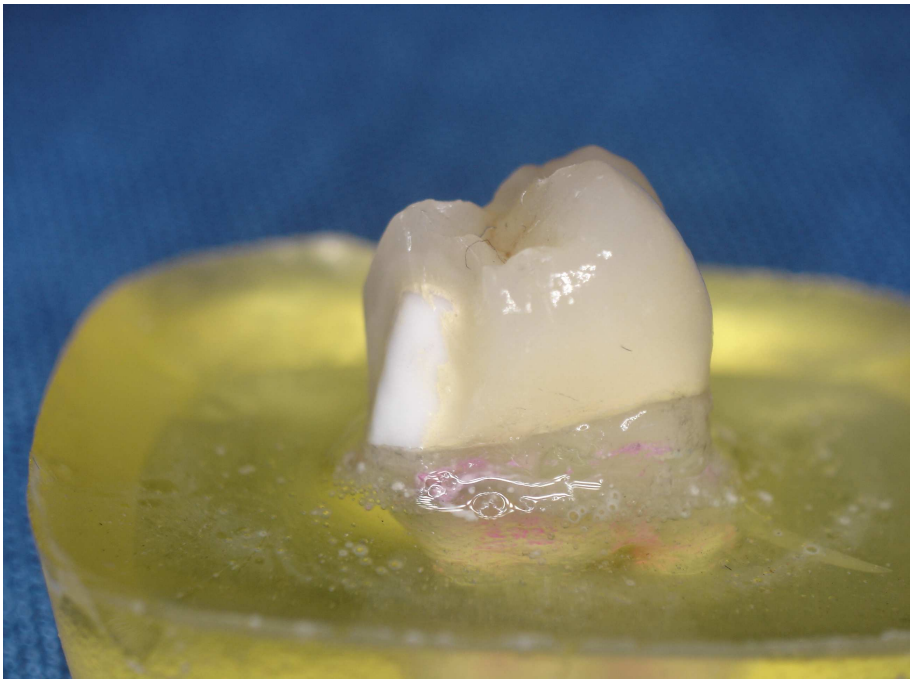

Abb. 7: Fraktur der Verblendkeramik bis auf das Gerüst

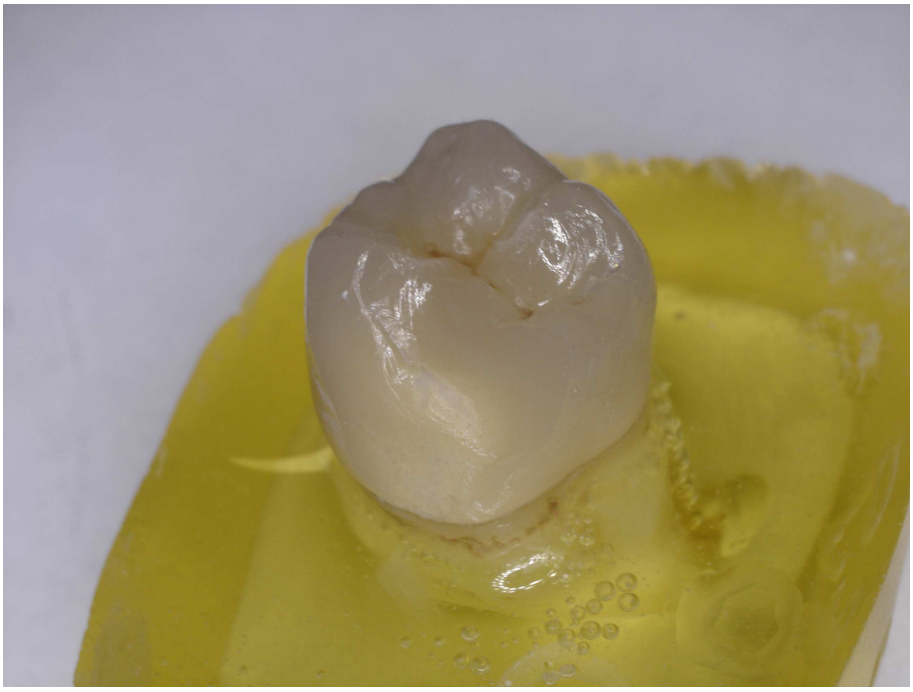

Abb. 8: Fraktur innerhalb der Verblendkeramik

Alle bei den Bruchlasttests ermittelten Messwerte sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Verblendete Cercon-Kronen

nach 20.000 TWL			nach 40.000 TWL		
Ketac Cem	Harvard	Panavia 21	Ketac Cem	Harvard	Panavia 21
955,0	1.703,2	1.236,4	1.536,1	1.733,8	1.545,2
1.181,2	1.456,0	1.806,3	1.002,8	2.029,8	1.272,2
2.051,2	910,6	1.728,4	1.351,9	863,7	1.673,6
761,4	1.487,6	2.180,0	1.272,6	2.136,8	1.877,4
1.606,0	2.193,1	1.835,1	1.982,4	1.068,1	1.677,7
2.162,3	1.686,7	1.555,5	1.730,7	1.219,7	867,8
1.824,7	1.095,8	1.119,6	2.051,7	1.702,9	897,9
1.576,1	1.102,6	1.094,1	973,2	2.302,0	700,0
1.697,2	2.134,2	1.269,3	1.065,5	1.442,6	925,1
1.674,2	1.756,2	1.110,2	1.697,8	2.405,7	1.639,2
Ø 1.548,9	Ø 1.552,6	Ø 1.493,5	Ø 1.466,5	Ø 1.690,5	Ø 1.307,6

Tab. 1: Bruchlastwerte (in Newton) verblendete Cercon-Kronen in der Übersicht

5.2. Ermittelte Bruchlastwerte 20.000 TWL

5.2.1. Gruppe Cercon-Kronen Ketac Cem 20.000 TWL

Von 20 mit Ketac Cem befestigten Kronen wurde die Hälfte einem Thermocycling von 20.000 TWL ausgesetzt. Die folgenden Bruchlastversuche dieser Kronen ergaben Werte zwischen 761,4 N und 2.162,3 N. Der Mittelwert beträgt 1.548,9 N bei einer Standardabweichung von 453,9 N.

5.2.2. Gruppe Cercon-Kronen Harvard 20.000 TWL

Für die 10 Kronen dieser Untersuchungsgruppe wurden folgende Werte ermittelt. Die minimale Bruchlast lag bei 910,6 N, die maximale Bruchlast bei 2.193,1 N. Das ergibt einen Mittelwert von 1.552,6 N bei einer Standardabweichung von 430,4 N.

5.2.3. Gruppe Cercon-Kronen Panavia 21 20.000 TWL

Für die 10 Proben dieser Gruppe ergaben sich Werte zwischen 1.094,1 N und 2.180,0 N. Der Mittelwert lag bei 1.493,5 N und die Standardabweichung bei 381,1 N.

Cercon 20.000 TWL	Minimum in N	Maximum in N	Mittelwert in N	Standard-abweichung
Ketac Cem	761,4	2.162,3	1.548,9	453,9
Harvard	910,6	2.193,1	1.552,6	430,4
Panavia 21	1.094,1	2.180,0	1.493,5	381,1

Tab. 2: Deskriptive Darstellung der Ergebnisse bei 20.000 TWL

5.2.4. Vergleich der Bruchlastwerte 20.000 TWL

Die mit Harvard zementierten Kronen erreichten nach 20.000 Temperaturwechseln mit 1.552,6 N im Mittel die größte Bruchlast, gefolgt von den mit Ketac Cem (1.548,9 N) und Panavia 21 (1.493,5 N) befestigten Kronen. Hier und bei der gesamten Untersuchung wurde keine der Stichproben durch den Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest als nicht normal verteilt eingestuft. Daher konnten, um eine statistische Signifikanz p nachzuweisen, die Messwerte mit Hilfe des parametrischen T-Testes untersucht werden.
Es wurden hierfür die Gruppen mit verschiedenen Zementen gegenübergestellt. Bei einem Wert p <=0,05 kann von einem signifikanten Unterschied gesprochen werden.

Die Ergebnisse der Berechnung sind in folgender Tabelle dargestellt:

Vergleich Zementtyp 20.000 TWL	Signifikanz p
Ketac Cem - Harvard	0,985
Ketac Cem - Panavia 21	0,771
Harvard - Panavia 21	0,749

Tab. 3: Signifikanzunterschiede verschiedene Zemente 20.000 TWL

Die Werte in Tabelle 3 liegen alle deutlich über 0,05. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass bei den Bruchlasten zwischen den Befestigungsarten bei 20.000 TWL kein signifikanter Unterschied besteht.

5.3. Ermittelte Bruchlastwerte 40.000 TWL

5.3.1. Gruppe Cercon-Kronen Ketac Cem 40.000 TWL

Die übrigen 10 Proben, welche mit Ketac Cem befestigt worden waren, wurden 40.000 Temperaturwechseln ausgesetzt. In dieser Gruppe lagen die Bruchlastwerte zwischen 973,2 N und 2.051,7 N. Das ergab einen Mittelwert von 1.466,5 N bei einer Standardabweichung von 395,3 N.

5.3.2. Gruppe Cercon-Kronen Harvard 40.000 TWL

In gleicher Weise wurde mit den mit Harvard befestigten Kronen verfahren. Hierbei wurden Werte zwischen 863,7 N und 2.405,7 N erreicht. Als Mittelwert wurden 1.690,5 N und als Standardabweichung 532,9 N errechnet.

5.3.3. Gruppe Cercon-Kronen Panavia 21 40.000 TWL

Das Minimum dieser Gruppe betrug 700,0 N, das Maximum 1.877,4 N. Ein Mittelwert von 1.307,6 N und eine Standardabweichung von 426,9 N wurden ermittelt.

Verblendung 40.000 TWL	Minimum in N	Maximum in N	Mittelwert in N	Standard-abweichung
Ketac Cem	973,2	2.051,7	1.466,5	395,3
Harvard	863,7	2.405,7	1.690,5	532,9
Panavia 21	700,0	1.877,4	1.307,6	426,9

Tab. 4: Deskriptive Darstellung Messwerte 40.000 TWL

5.3.4. Vergleich der Bruchlastwerte bei 40.000 TWL

Auch in dieser Gruppe erreichten die mit Harvard zementierten Kronen die höchste Bruchlast mit einem Mittelwert von 1.690,5 N. Die geringste Bruchlast wird wieder bei Panavia 21 mit 1.307,6 N gemessen. Dazwischen liegen die mit Ketac Cem befestigten Kronen mit einer Bruchfestigkeit von 1.466,5 N im Mittel.
In diesem Vergleich kann mit Hilfe des T-Tests keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden. (siehe Tab. 5)

Vergleich Zementtyp 40.000 TWL	Signifikanz p
Ketac Cem - Harvard	0,3
Ketac Cem - Panavia 21	0,399
Harvard - Panavia 21	0,093

Tab. 5: Signifikanzunterschiede verschiedene Zemente 40.000 TWL

5.3.5. Vergleich der Bruchlastwerte bei gleichen Zementen und unterschiedlichen TWL

Vergleich 20.000 TWL bis 40.000 TWL	Signifikanz p
Ketac Cem - Ketac Cem	0,67
Harvard - Harvard	0,532
Panavia 21 - Panavia 21	0,318

Tab. 6: Signifikanzen gleiche Zemente, unterschiedliche TWL

Da auch in diesem Vergleich kein Wert $p<=0,05$ ist, lässt sich schlussfolgern, dass eine Erhöhung der Anzahl der TWL keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Kronen hat.

5.4. Grafische Darstellung der Ergebnisse

Die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgt in Boxplott-Diagrammen, in denen der Median, mittlere Quartile, Minimum und Maximum angegeben sind.

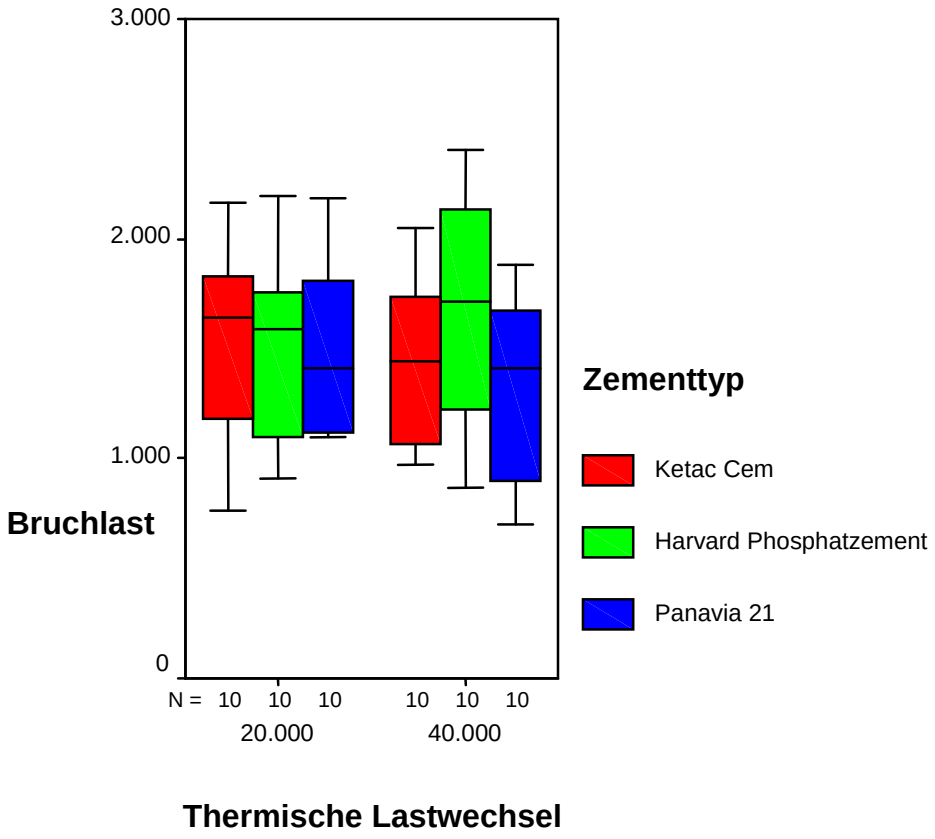

Abb. 9: Boxplott-Diagramm: Vergleich verschiedene Zemente, gleiche Anzahl TWL

Bei einem Vergleich der Mittelwerte der mit 20.000 Temperaturwechseln belasteten Kronen fällt auf, dass sie sehr nahe beieinander liegen. Die Standardabweichungen bewegen sich auf niedrigem Niveau mit ebenfalls nur geringen Differenzen.
Nach 40.000 Temperaturwechseln erreichen die mit Harvard zementierten Kronen höhere Bruchlasten, aber auch eine höhere Standardabweichung, während die mit Ketac Cem und Panavia 21 befestigten Kronen geringere Festigkeiten aufweisen.

Betrachtet man die Bruchlasten der Kronen mit gleichen Zementen und höherer Anzahl Wechsellasten, fällt auf, dass die Werte für Harvard steigen, während sie für Ketac Cem und Panavia 21 fallen.

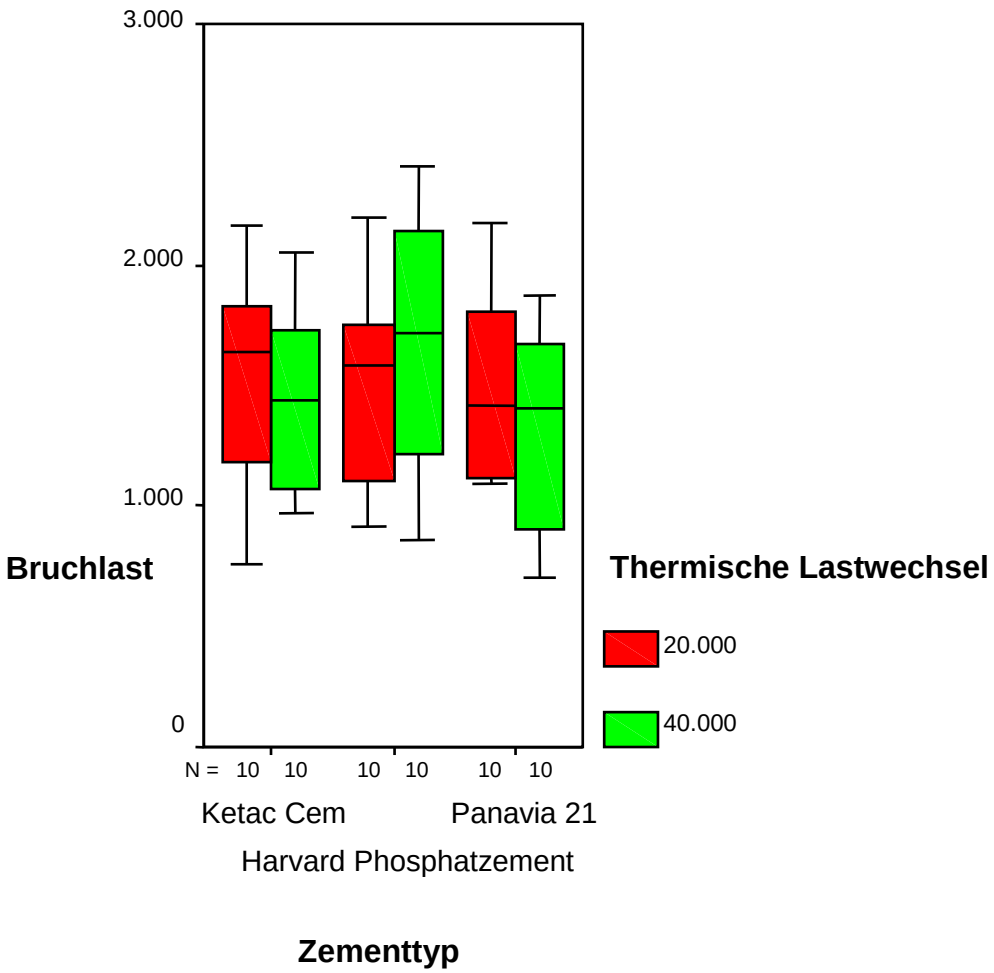

Abb. 10: Boxplott-Diagramm: Vergleich gleiche Zemente, unterschiedliche Anzahl TWL

5.5. Nebenversuch

Da nach der ersten Versuchsreihe an allen Cercon-Kronen nur die Verblendkeramik brach, wurde entschieden, die Gerüstkäppchen separat auf die Bruchfestigkeit zu untersuchen.
Dafür wurden mittels Heatless-Schleifstein (Nr.1, Mizzy, Myerstown, USA) und feinkörnigen diamantierten Schleifkörpern unter Wasserkühlung alle Verblendungsreste bis auf einen leichten Opaquerschleier entfernt. Die 60 zementierten Gerüste waren unbeschädigt und wurden wiederum Bruchlasttests unterzogen. Die Versuchsanordnung wurde nur geringfügig geändert. Statt durch eine Kugel, wurde die Kraft nun durch eine kugelartig abgerundete Stempelspitze übertragen, welche fest mit dem Druckstempel verbunden war. Dabei wurde besonderer Wert auf eine orthograde und zentrale Krafteinleitung gelegt. Weitere oben genannte Parameter wurden beibehalten. Abbildungen 11 und 12 zeigen ein Probenbeispiel und den neuen Versuchsaufbau.

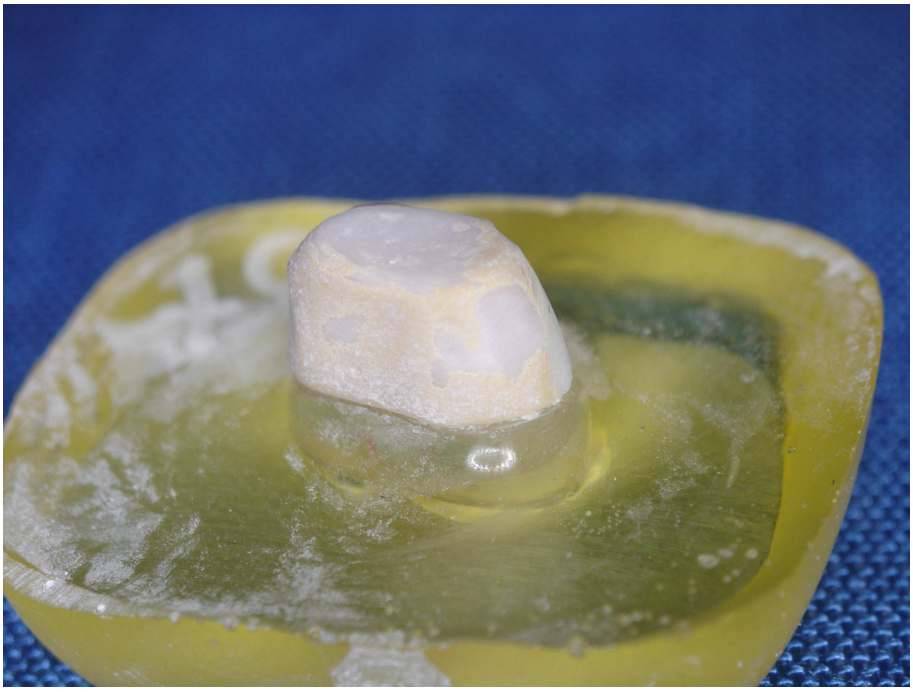

Abb. 11: Verblendung entfernt nach erstem Bruchlasttest

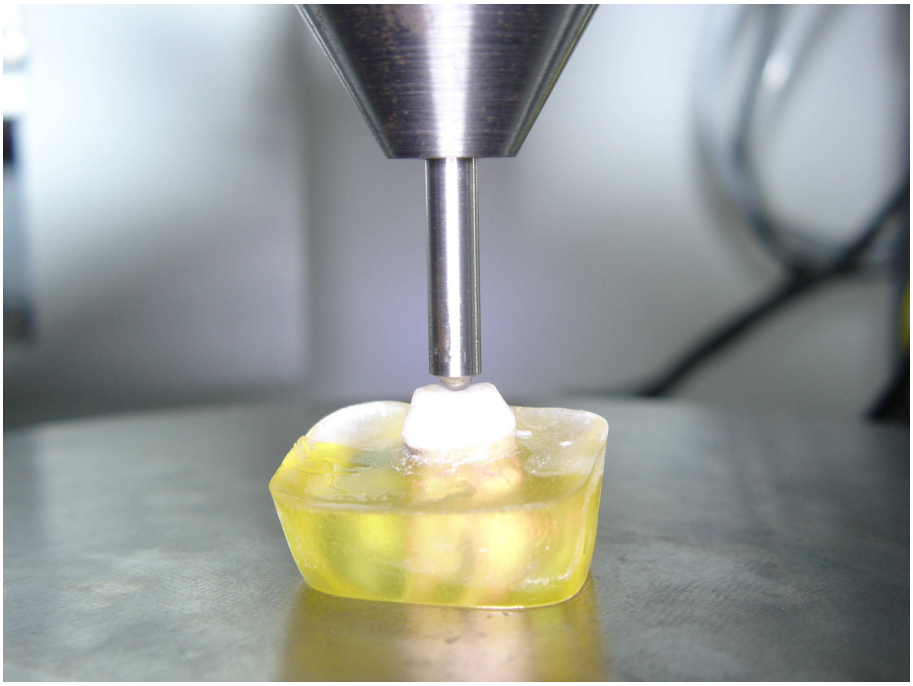

Abb. 12: Neuer Versuchsaufbau zur Bruchlasttestung der Cercon-Gerüste

Bei allen Proben kam es zu einer eindeutigen Fraktur. Während in der Panavia-Gruppe alle Proben ähnliche Frakturbilder wie in der Abbildung 13 zeigten, wurden in der Harvard-Gruppe und der Ketac-Gruppe bis auf jeweils zwei Gerüste alle weiteren komplett vom Stumpf gesprengt.

Abb. 13: Typisches Frakturbild nach Bruchlasttestung der Cercon-Gerüste, befestigt mit Panavia 21

Die bei diesem Nebenversuch ermittelten Messwerte sind in Tabelle 7 zusammengefasst. Die deskriptive Darstellung erfolgt in den Tabellen 8 und 9.

Cercon-Gerüste

nach 20.000 TWL			nach 40.000 TWL		
Ketac Cem	Harvard	Panavia 21	Ketac Cem	Harvard	Panavia 21
1.469,9	1.095,9	1.038,1	1.132,6	914,2	1.210,2
536,1	1.745,8	1.328,2	1.025,7	1.496,7	1.239,0
994,2	767,0	1.500,0	880,9	1.364,3	1.031,4
1.527,6	912,6	1.751,0	1.421,0	1.105,4	1.181,0
1.462,7	781,6	1.299,9	1.323,3	666,6	1.107,2
1.278,2	1.169,6	1.738,6	920,3	770,1	1.226,6
1.161,3	896,2	1.122,9	1.446,3	1.815,3	1.411,5
1.305,0	718,9	1.740,3	1.132,8	1.007,9	757,3
703,7	1.020,3	1.133,3	1.113,1	1.379,0	1.421,3
1.314,7	814,6	894,1	1.182,1	1.017,6	1.351,5
Ø 1.175,3	Ø 992,3	Ø 1.354,6	Ø 1.157,8	Ø 1.153,7	Ø 1.193,7

Tab. 7: Messwerte Bruchlasttests Gerüste in N

Gerüst 20.000 TWL	Minimum in N	Maximum in N	Mittelwert in N	Standard-abweichung
Ketac Cem	536,1	1.527,6	1.175,3	334,1
Harvard	718,9	1.745,8	992,3	303,3
Panavia 21	894,1	1.751,0	1.354,6	315,0

Tab. 8: Deskriptive Darstellung Messwerte Gerüste 20.000 TWL

Gerüst 40.000 TWL	Minimum in N	Maximum in N	Mittelwert in N	Standard-abweichung
Ketac Cem	880,9	1.446,3	1.157,8	192,7
Harvard	666,6	1.815,3	1.153,7	355,0
Panavia 21	757,3	1.421,3	1.193,7	197,8

Tab. 9: Deskriptive Darstellung Ergebnisse Gerüste 40.000 TWL

5.5.1. Vergleich Messwerte und grafische Darstellung

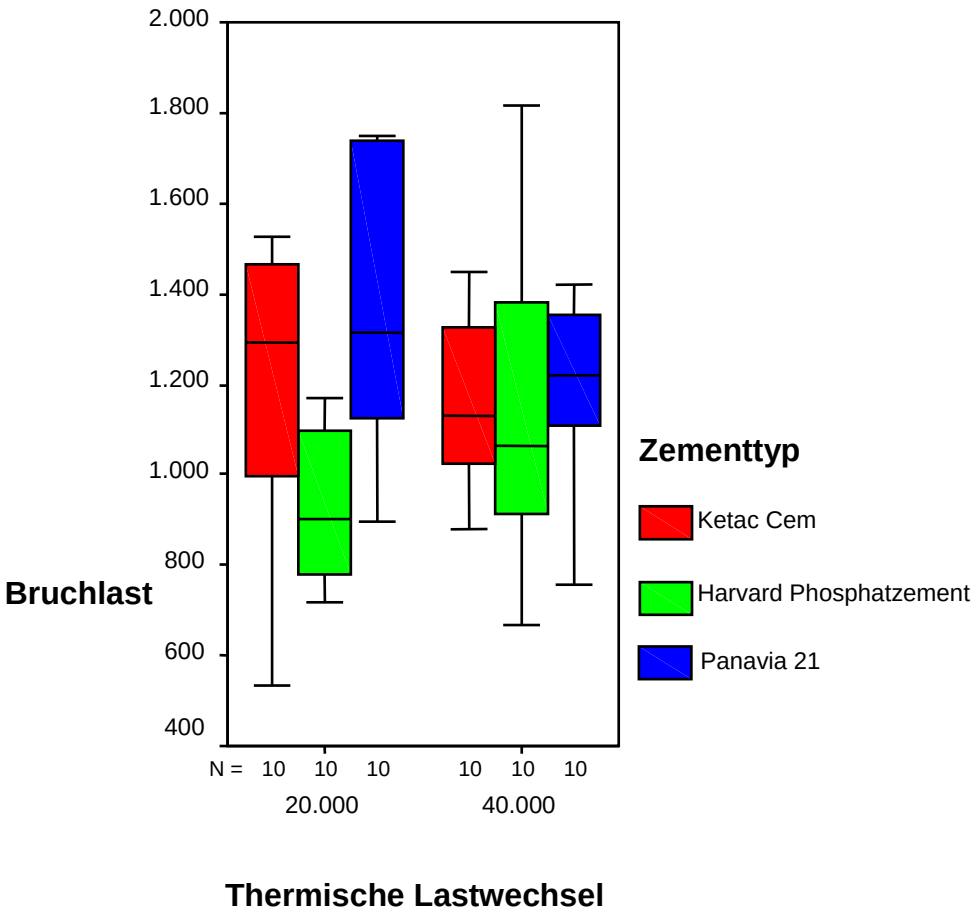

Abb. 14: Boxplott-Diagramm: Vergleich Gerüste verschiedene Zemente, gleiche Anzahl TWL

Vergleicht man die Messwerte der Gerüste bei 20.000 Temperaturwechseln, ist festzustellen, dass die mit Harvard zementierten Käppchen die geringste Bruchlast und die mit Panavia 21 befestigten die höchste Bruchlast aufweisen. Die Werte der Ketac-Gruppe liegen dazwischen. Die Standardabweichungen unterscheiden sich kaum.

Nach 40.000 Wechsellasten bewegen sich die Mittelwerte wieder auf gleichem Niveau, die Panavia-Gruppe zeigt jedoch etwas höhere Werte. Die Standardabweichungen der Ketac-Gruppe und Panavia-Gruppe sind fast gleich groß, die der Harvard-Gruppe ist höher.

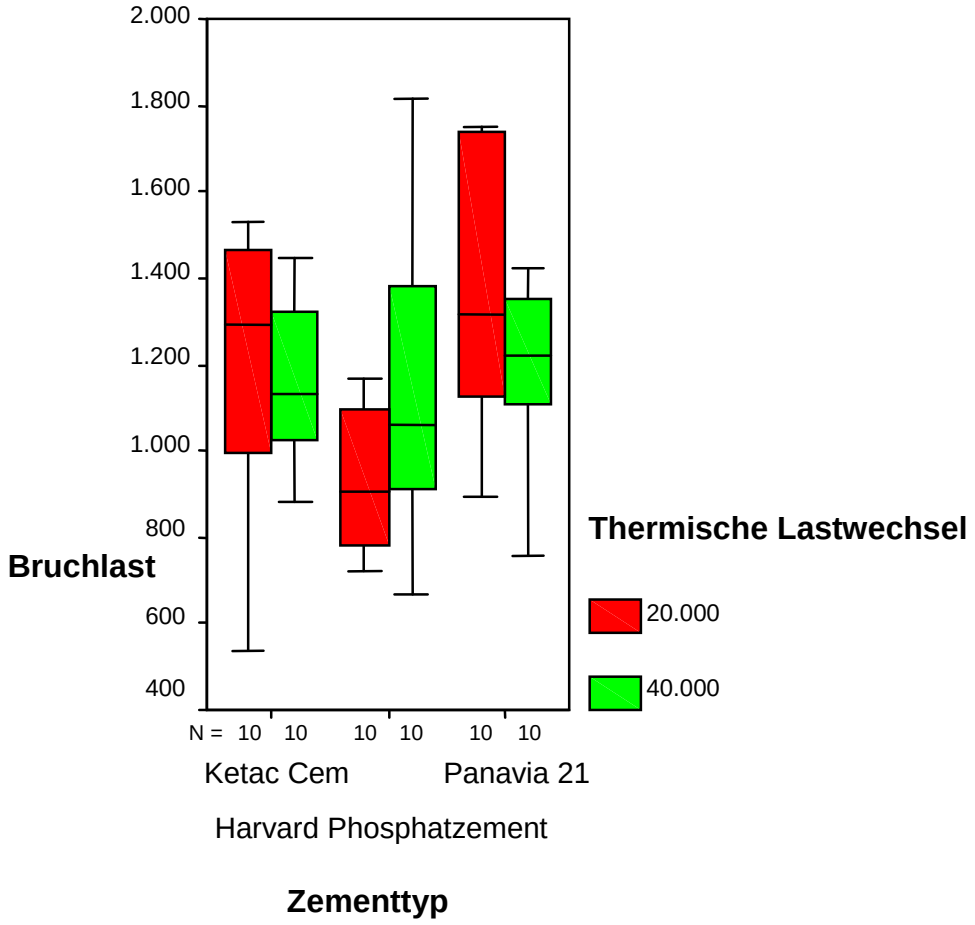

Abb. 15: Boxplott-Diagramm: Vergleich Gerüste gleiche Zemente, unterschiedliche Anzahl TWL

Ähnlich wie bei den verblendeten Kronen fällt auch hier auf, dass die Werte für Ketac Cem und Panavia 21 mit steigender Anzahl an Temperaturwechseln fallen, während sie für Harvard steigen. Allerdings verringern sich bei Ketac Cem und Panavia 21 die Standardabweichungen. Bei Harvard ist dieser Wert nach 40.000 TWL größer.

5.5.2. Statistische Auswertung Nebenversuch

Um eine statistische Signifikanz nachzuweisen, wurden auch hier die Messwerte mit Hilfe des T-Tests untersucht. Es wurden die verschiedenen Zementtypen bei gleichen Wechsellasten und die gleichen Zementtypen bei unterschiedlichen Wechsellasten miteinander verglichen.
Die Ergebnisse sind in den Tabellen 10 bis 12 dargestellt.

Vergleich Zementtyp 20.000 TWL	Signifikanz p
Ketac Cem - Harvard	0,216
Ketac Cem - Panavia 21	0,233
Harvard - Panavia 21	0,017

Tab. 10: Signifikanzunterschiede Gerüste verschiedene Zemente bei 20.000 TWL

Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen Harvard und Panavia 21 (p=0,017).

Vergleich Zementtyp 40.000 TWL	Signifikanz p
Ketac Cem - Harvard	0,975
Ketac Cem - Panavia 21	0,686
Harvard - Panavia 21	0,759

Tab. 11: Signifikanzunterschiede Gerüste verschiedene Zemente bei 40.000 TWL

Bei 40.000 Wechsellasten besteht kein signifikanter Unterschied.

Vergleich 20.000 TWL bis 40.000 TWL	Signifikanz p
Ketac Cem - Ketac Cem	0,887
Harvard - Harvard	0,289
Panavia 21 - Panavia 21	0,188

Tab. 12: Signifikanzunterscheide Gerüste gleiche Zemente bei unterschiedlichen TWL

In diesem Vergleich besteht kein signifikanter Unterschied.

In diesen Tabellen ist erkennbar, dass sich nur in einem Fall eine Signifikanz nachweisen lässt. Nach 20.000 Wechsellasten erreichen die mit Panavia 21 befestigten Gerüste signifikant höhere Bruchlastwerte als die mit Harvard befestigten Käppchen.

6. Diskussion und Schlussfolgerung

6.1. Versuchsergebnisse

In dieser Arbeit wurden 60 Cercon-Kronen und 60 Cercon-Kronenkäppchen auf die Bruchlast untersucht. Die Kronen wurden mit verschiedenen Materialien befestigt und einer unterschiedlichen Anzahl von Temperaturwechsellasten ausgesetzt.

In der Gruppe der mit 20.000 Wechsellasten gealterten Proben erreichten die mit Ketac Cem befestigten Kronen einen mittleren Wert von 1.548,9 +-453,9 N, die mit Harvard zementierten 1.552,6 +-430,4 N. Die Panavia-Gruppe erzielte eine Bruchlast von 1.493,5 +-381,1 N.
Da diese Werte sehr eng beieinander liegen, scheint hier die Art des gewählten Befestigungsmaterials keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit zu haben. Wegen der Streuung der Messwerte ist jedoch keine Signifikanz nachzuweisen.

Wurden die Proben mit 40.000 Temperaturwechseln behandelt, ergab sich für Ketac Cem ein Wert von 1.466,5 +-395,3 N, für Harvard 1.690,5 +-532,9 N und für Panavia 21 1.307,6 +-426,9 N. Somit erreicht Harvard die höchste mittlere Bruchlast, gefolgt von Ketac Cem und Panavia 21.
Die Erhöhung der Anzahl der Wechsellasten scheint den größten Einfluss auf das Kompositbefestigungsmaterial Panavia 21 zu haben, da die Werte im Vergleich zur vorherigen Gruppe am stärksten gefallen sind.
Auch in dieser Gruppe lässt sich keine Signifikanz nachweisen.

Insgesamt muss hervorgehoben werden, dass es bei all diesen Versuchen nur zu Brüchen in der Verblendkeramik kam. Dies war aufgrund der geringen Schichtstärke der Zirkonoxidgerüste von 0,4 bis 0,6 mm nicht zu erwarten. Auch deshalb lässt sich ein Einfluss der Befestigungsart weder nachweisen noch widerlegen.

Um eine weitere Untersuchung zu ermöglichen, wurden die Verblendungsreste nach den Bruchlasttests entfernt. So erhielt man auf natürlichen Zahnstümpfen zementierte Cercon-Kronenkäppchen, welche für einen neuen Test auf der Zwick Universalprüfmaschine zur Verfügung standen.

Die neuen Bruchlasttests nach 20.000 Wechsellasten ergaben den höchsten Wert von 1.354,6 +-315 N für Panavia 21, gefolgt von Ketac Cem mit 1.175,3 +-334,1 N. Den geringsten Wert brachte der Test der mit Harvard zementierten Kronenkäppchen mit 992,3 +-303,3 N.
Die mit Panavia 21 befestigten Kronenkäppchen erreichten signifikant höhere Werte als die mit Harvard zementierten Käppchen.
Die Bruchtests der Gruppe mit 40.000 Wechsellasten ergaben für Ketac Cem 1.157,8 +-192,7 N, für Harvard 1.153,7 +-355 N und für Panavia 21 1.193,7 +-197,8 N.
Wie auch in der Gruppe der verblendeten Kronen zeigt sich eine Tendenz zu höherer Bruchlast für Harvard und geringerer Bruchlast für Panavia 21 bei höherer Anzahl Wechsellasten. Es sind jedoch auch hier keine signifikanten Unterschiede nachweisbar.

6.2. Versuchsaufbau

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine In-vitro-Untersuchung, die sich möglichst nah an eine In-vivo-Studie anlehnen sollte, um eine klinische Relevanz zu erreichen. Die Bruchfestigkeit von vollkeramischem Zahnersatz ist wichtig für dessen klinischen Erfolg (26), (36), (112).
In der Versuchsvorbereitung wurden natürliche Zähne beschliffen, abgeformt und mit Kronen versorgt, wie es auch am Patienten geschehen würde, um möglichst praxisnah zu arbeiten. Dieses Vorgehen bringt jedoch auch Nachteile mit sich. So können keine exakt reproduzierbaren Stumpfgeometrien erzeugt werden. Aufgrund der unterschiedlichen Form und Größe der Molaren und der entsprechend individuell modellierten Kronen ist eine höhere Streuung bei den Bruchlasttests zu erwarten. Daher forderte Schwickerath für vergleichende Bruchfestigkeitsuntersuchungen gleiche Form und Abmessungen der Kronen (102).
Strub et al. stellten in einer Untersuchung zur Bruchfestigkeit von Vollkeramikkronen fest, dass es auch zu Brüchen in präparierten Zähnen kam, was die Ergebnisse verfälschen kann (112).
Diese Probleme ließen sich nur durch die Verwendung von einheitlichen Prüfkörpern umgehen. Zahnstümpfe aus Keramik, Metall oder Kunststoff kämen dafür in Frage (4), (32), (85).

Das Elastizitätsmodul der Prüfkörper, auf welchen die Vollkeramikkronen zementiert werden, kann jedoch entscheidend für deren Bruchfestigkeit sein (66), (85), (97). Die Werte unterscheiden sich mit 220 GPa für Metall und 6,8 GPa für PMMA-Kunststoffe sehr von dem E-Modul von Dentin mit 10 bis 20 GPa (18), (66). Außerdem lässt sich das komplexe Verhalten von adhäsiv befestigten Kronen nur im Zusammenhang mit natürlicher Zahnsubstanz testen. Diese beiden Fakten sprechen wiederum für die Verwendung von natürlichen Zähnen (24), (115).
Während in anderen Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von Zirkonoxidgerüsten eine bewegliche Lagerung der Probestümpfe im Probensockel favorisiert wurde (85), (115), ist in der vorliegenden Arbeit darauf verzichtet worden (2), (4), (32), (36). Da bei Brückengerüsten wegen der Umwandlung von Druck- in Zug- und Scherspannungen ein Zusammenhang zwischen Lagerungsart und Bruchfestigkeit gefunden wurde (63), (93), hätte auch in dieser Arbeit eine resiliente Lagerung in Betracht gezogen werden können. Dies hätte eine noch größere Annäherung an die In-vivo-Situationen, aber wegen der vielfältigen Wurzelanatomie und daraus resultierender unterschiedlicher Auslenkung beim Bruchtest auch eine Vielzahl von neuen Fehlermöglichkeiten gebracht.

6.3. Präparation

Die Präparation erfolgte nach den Empfehlungen des Herstellers für das Cercon-System. Der okklusale Substanzabtrag betrug 1,5 mm, die zirkuläre Hohlkehle ca. 1 mm. Es wurde versucht, einen Präparationswinkel von ca. 6° einzuhalten (20). Da die Präparation nach Augenmaß, also wie am Patienten durchgeführt wurde, ist nicht garantiert, dass dieser Winkel bei allen Zähnen gleich war. Dies könnte einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit haben (22).
Die Präparation im Parallelometer wäre genauer gewesen und hätte eine mögliche Fehlerquelle beseitigt, jedoch hätten sich die Versuchsbedingungen von einem In-vivo-Versuch entfernt. Okklusale Übergänge wurden gerundet, alle scharfen Kanten wurden entfernt, so wie es Präparationsrichtlinien für vollkeramischen Zahnersatz fordern (20), (73), (119). Auch diese Arbeiten orientierten sich individuell an der Zahnform und beinhalten Fehlermöglichkeiten. So könnten auf dem okklusalen

Plateau unterschiedliche Winkel entstehen, die Druckspannungen in unterschiedliche Zug- und Scherspannungen umwandeln (7).
Ebenso ist die Form der Präparationsgrenze von Bedeutung. Bei einer abgerundeten Stufenpräparation werden zwar die höchsten Festigkeitswerte für Zirkonoxid erreicht, die substanzschonende Anlage einer schwachen Hohlkehle scheint jedoch klinisch ausreichend (2), (32), (55), (96). Folgt die Präparation girlandenförmig dem Verlauf der Schmelz-Zementgrenze, kann das durch Keilwirkung die Festigkeit der Kronen herabsetzen, entspricht aber oft der klinischen Notwendigkeit und wurde hier auch so durchgeführt (22).

6.4. Individuelle Herstellung

6.4.1. Gerüste

Da es sich bei dem Cercon-System zum Zeitpunkt der Untersuchung um ein reines CAM-System handelte, musste die Modellation der Wachskäppchen von Hand durchgeführt werden, so dass trotz sorgfältigen Arbeitens eine gleichmäßige Schichtdicke nicht erreicht werden konnte. Durch ein Laserabtastverfahren wurden die Wachskäppchen dann in einen Datensatz überführt und nachfolgend in einen Keramikrohling. Dieser Rohling musste nach dem Sintern ebenfalls von Hand nachbearbeitet werden, um zwei Anstiftstellen zu entfernen und das Gerüst aufzupassen und dort auszudünnen, wo zu viel Wachs aufgetragen worden war. Diese Arbeit wurde vorsichtig mit einem Feinkorndiamanten und unter ständiger Wasserkühlung durchgeführt. Trotzdem kann es bei Zirkonoxid durch Schleifen zur Entstehung von Mikrorissen und so zu einer Festigkeitsminderung kommen (7), (53), (58), (59), (67), deren mögliche Auswirkung hier nicht nachvollziehbar ist. Aufgrund dieses Vorgehens kann trotz vielfacher Überprüfung mittels Tasterzirkel nicht sichergestellt werden, dass die Stärke aller Gerüste exakt gleich war.
Vor der Verblendung wurden die Gerüste mit Aluminiumoxid abgestrahlt. Dies wird in der Literatur kontrovers diskutiert (7), (53). Durch dieses Vorgehen soll es zur Festigkeitssteigerung von Zirkonoxid kommen (19), (58), (81). Die Langzeitbiegefestigkeit hingegen soll negativ beeinflusst werden (59), (133).

6.4.2. Verblendung

Bestandteil des Arbeitsablaufes des Cercon-Systems ist neben dem maschinellen Fräsen des Kronengerüstes die manuelle Herstellung der Verblendung. So werden Opaquer-, Dentin- und Schneidemassen der dafür vorgesehenen Keramik Cercon ceram kiss von Hand in der Schlickertechnik aufgetragen und im Keramikofen gebrannt.
Dabei kann es trotz sorgfältigen Verdichtens der Massen zu Lufteinschlüssen kommen, was die Bruchfestigkeit beeinflussen kann. Heute wird zum Sintern der Verblendschicht ein verändertes Brennprogramm mit verlängerter Abkühlphase genutzt. Das war zum Zeitpunkt der Untersuchung nicht empfohlen. Der Verbund zwischen Gerüst und Verblendkeramik könnte durch die Reduzierung thermischer Restspannungen positiv beeinflusst werden (53).
Nach dem abschließenden Glanzbrand wurde die Keramik nicht weiter bearbeitet, um für alle Proben die gleiche Oberflächenbeschaffenheit sicherzustellen. Schleifspuren könnten die Ursache einer Rissbildung sein (7), (53).
Für die Bruchlastversuche war es wichtig, dass eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 6 mm eine sichere Dreipunktabstützung fand. In diesem Vorgehen ist eine Fehlermöglichkeit in der unterschiedlichen Dicke der Verblendkeramik zu suchen, welche einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit haben kann (4), (7), (53). Bei standardisierten Prüfkörpern war der Einfluss der Schichtstärke jedoch nicht signifikant (46).
Eine unterschiedliche Höhe der Abstützungspunkte könnte zu einer nicht senkrechten Krafteinleitung in die Krone und somit zu Scherspannungen führen, welche die Ergebnisse verfälschen (7), (39). Allerdings kommt das einer In-vivo-Situation näher als standardisierte Kauflächenreliefs.

6.5. Bruchlasttests

6.5.1. Bruchlasttests verblendete Kronen

In dieser Untersuchung wurden Cercon-Vollkeramikkronen, welche mit verschiedenen Materialien auf natürlichen Zähnen befestigt waren auf die

Bruchfestigkeit untersucht. Die sich daraus ergebenden Materialkombinationen und komplexen Geometrien sind in ihrer Gesamtheit verantwortlich für die mechanischen Eigenschaften von vollkeramischen Einzelkronen. Sollen diese Eigenschaften in einem Bruchlasttest realitätsnah überprüft werden, muss die daraus resultierende größere Anzahl an Fehlermöglichkeiten in Kauf genommen werden. Das könnte zu einer größeren Streuung der Messwerte führen als bei Bruchversuchen einzelner Materialien oder einfacher Materialkombinationen. Die Krafteinleitung erfolgte über einen beweglichen Stempel und eine 6 mm große Kugel von orthograd, senkrecht zur Zahnachse. Wie bereits im vorherigen Absatz beschrieben, ist es möglich, dass durch die individuelle Modellation der Verblendungen die Kraft in unterschiedlichen Winkeln auf die Kronen einwirkt, was die Bruchfestigkeit beeinflussen kann und somit ebenfalls zur größeren Streuung der Messwerte führt (39).

Einige Autoren verwenden für derartige Versuche eine Polyethylen- oder Zinnfolie als Puffer zwischen Druckstempel und Keramik, um Kraftspitzen zu vermeiden (2), (4), (115). Daraus könnten höhere Messwerte resultieren. Da jedoch im natürlichen Gebiss auch punktuelle Belastungen und Kraftspitzen auftreten können, wurde bei diesen Versuchen darauf verzichtet (36).

Kam es während der Messung zu einem Kraftabfall von 20% der maximalen Belastung, so wurde in diesem Moment der Versuch abgebrochen und der erreichte Maximalwert als Bruchfestigkeit festgelegt. Zu diesem Zeitpunkt frakturierte die Verblendkeramik der Kronen in unterschiedlicher Ausdehnung. Allerdings kam es auch schon im Verlauf der Messung zu geringfügigen Kraftabfällen und zu Bruchgeräuschen, ohne dass Schäden an den Proben erkennbar waren. Die Festlegung des Schwellenwertes von 20% Kraftabfall erwies sich somit als nur bedingt geeignet. Eine andere Möglichkeit wäre gewesen, die Kronen bis zu einem Bruch zu belasten, der in vivo eine Neuanfertigung der Restauration notwendig gemacht hätte.

Die Bruchflächen wurden lichtmikroskopisch untersucht, um eine Einteilung in kohäsive oder adhäsive Frakturen vorzunehmen. Es zeigten sich jedoch häufig gemischte Brüche mit unterschiedlichen kohäsiven und adhäsiven Anteilen. Aufgrund der individuellen Modellation der Kronen und der daraus resultierenden vielfältigen Bruchflächengestaltung entlang von Höckern und Einziehungen hätte eine weitere Auswertung dieser Daten, anders als bei standardisierten Prüfkörpern, wenig

aussagekräftige Ergebnisse geliefert. Deshalb wurde hier nicht weiter darauf eingegangen.
Vergleicht man die Messwerte mit Bruchlastwerten von natürlichen Zähnen (36), kann man feststellen, dass dort etwas höhere Werte erreicht werden.
Trotzdem liegt die Bruchfestigkeit der meisten Cercon-Kronen über den in der Literatur angegebenen maximalen Kaukräften von ca. 800 N (49), (57).
Mit einer speziellen Gestaltung der Gerüste könnte eine Stabilisierung der Verblendkeramik und eine Erhöhung der Gesamtstabilität der Kronen erreicht werden. Dadurch sollte die Verblendkeramik in Kraftrichtung besser unterstützt und die reinen Scherkräfte minimiert werden (7), (53), (84), (89), (116), (117).
Die Haftung der Verblendung auf der Zirkonoxidkeramik könnte optimiert werden. In anderen Untersuchungen war sie die schwächste Stelle des Verbundsystems (62). Einfache Maßnahmen wie ein Korundstrahlen der Außenfläche des Gerüstes führen jedoch zu keiner Verbesserung, da die Haftwerte der Verblendkeramik auf polierter Oberfläche genauso groß sind (1), (83).

6.5.2. Bruchlasttests Gerüste

Nachdem bei den ersten Bruchlastversuchen nur Verblendungsschäden auftraten, wurde entschieden, die visuell unversehrten Kronenkappen separat auf Bruchlast zu testen. Dazu war es nötig, verbliebene Verblendungsreste zu entfernen. Die grobe Entfernung wurde mittels Heatless-Schleifstein vorgenommen. Um die Kronenkappen nicht weiter zu schwächen, wurde in Gerüstnähe mit feinen wassergekühlten Diamantschleifern weitergearbeitet und ein leichter Schleier von Opaquerresten belassen. Ob in der Zirkonoxidkeramik durch die vorherigen Versuche und das Abschleifen der Verblendung mikrostrukturelle Schäden entstanden sind, kann nicht mit Sicherheit ausgeschlossen werden (58), (59), (67).
Die Proben wurden abermals in der Zwick Universalprüfmaschine getestet. Bei einem Kraftabfall von 20% wurde die Bruchfestigkeit bestimmt. Bei allen Gerüsten kam es zu einer eindeutigen Fraktur. Während in der Harvard- und in der Ketac-Gruppe bei jeweils 18 von 20 Proben das Gerüst komplett vom präparierten Stumpf gesprengt wurde, verliefen die Brüche in der Panavia-Gruppe bei allen Proben wie in Abbildung 13 gezeigt. Ein großer Teil des Gerüstes blieb am Stumpf haften. Die

Bruchränder liefen dünn aus. Dies könnte ein Hinweis auf den in der Literatur beschriebenen guten Verbund von Panavia mit Zirkonoxid sein (9), (12), (21), (50), (127).
Die Werte der Bruchlastversuche scheinen im Vergleich zu anderen Untersuchungen eher gering (2), (4), (26), (32).
Da der Versuchsaufbau nicht speziell für Kronengerüste konzipiert war, können diese Werte kaum verglichen werden. Die punktuelle Belastung durch den Stempel der Zwick Universalprüfmaschine scheint für diese Art der Untersuchung nur bedingt geeignet zu sein. Aufgrund der individuellen Modellation der Kronenkäppchen war hier keine standardisierte Kraftübertragung möglich. Druckspannungen könnten wiederum auf den geneigten Flächen des okklusalen Reliefs in Scherspannungen umgewandelt worden sein. Auf eine Polyethylenfolie als Zwischeneinlage wurde verzichtet, um eine bessere Zentrierung zu ermöglichen, was eine Ursache für die geringeren Messwerte sein könnte (2), (32), (128).
Insgesamt ist das Vorgehen, nach dem eigentlichen Bruchlastversuch die Proben für einen zweiten Test zu nutzen, kritisch zu beurteilen. Eine große Zahl von Fehlermöglichkeiten ergibt sich durch das Abschleifen der Verblendkeramik und die unterschiedliche Vorbelastung der ersten Testreihe, so dass die Aussagekraft der Ergebnisse fraglich erscheint. So sind die Resultate nicht mit denen aus anderen Untersuchungen gleichzusetzen, welche sich ebenfalls mit der Bruchlast von Zirkonoxidgerüsten beschäftigen (2), (32), (96), (128).

6.6. Befestigung

Die gefertigten Kronen wurden mit Harvard, Ketac Cem und Panavia 21 befestigt. Die Befestigungsmaterialien wurden nach Herstellervorschriften verarbeitet. Da bei Ketac Cem und Harvard jeweils Pulver und Flüssigkeit von Hand dosiert und gemischt wurden, ist ein genau gleiche Konsistenz und Materialqualität nicht zu erreichen (30), (76). Dies entspricht jedoch dem Vorgehen in vivo. Bei Panavia 21 werden die Komponenten vordosiert aus einer Zweikammerspritze entnommen, was eine gleichmäßigere Materialqualität sichert. Alle Kronen wurden innen mit einem Pinsel nur dünn beschichtet, um eine Veränderung der Zementschicht durch unterschiedliche Einfüllungen zu verhindern (41). Einige Autoren verwenden für

ähnliche Versuche eine Zementierhilfe, in der ein immer gleicher Anpressdruck für gleichmäßige Zementschichten sorgen soll (32), (128). Es wurde herausgefunden, dass die Schichtstärke des Zements einen Einfluss auf das Abplatzverhalten von Verblendkeramik haben kann (109). In der vorliegenden Arbeit wurden die Kronen von Hand zementiert, was dem Vorgehen am Patienten näher kommt. Aufgrund der hohen Festigkeit des Zirkonoxides ließ sich ein Einfluss der Befestigungsart nur schwer nachweisen. Lediglich bei den Kronenkappen konnte eine signifikant höhere Bruchlast für Panavia 21 nach 20.000 Temperaturwechsellasten festgestellt werden. Um eindeutige Ergebnisse zu erhalten, könnte in weitergehenden Untersuchungen die Schichtstärke der Gerüste herabgesetzt werden.
Sollte sich zeigen, dass diese grazileren Kronen immer noch eine ausreichende Stabilität zeigen, wäre in der Praxis die Möglichkeit einer weniger invasiven Präparation zu prüfen.

6.7. Wasserlagerung und Thermocycling

Um die Bedingungen in der Mundhöhle nachzuahmen, wurden in diesem Versuch die Proben in Wasser gelagert. Das sollte eine hygroskopische Expansion der Befestigungsmaterialien ermöglichen, da dadurch deren Haftverbund zu Zahn und Keramik beeinflusst werden kann (14), (47), (50), (106) wie auch die Gesamtstabilität der Restauration.
Auch die Gerüst- und Verblendkeramik selbst soll unter Feuchtigkeitseinfluss einer Festigkeitsminderung unterliegen (7), (118), (119), (129). Ob der Zeitraum der Untersuchung für derartige Effekte ausreicht, ist fraglich (7). Die Lagerzeiten unterscheiden sich in der Literatur sehr (3), (78), (104), (106). Ebenso werden verschiedene Lagermedien wie künstlicher Speichel (47), NaCl-Lösung (106), Wasser (78), (104) und destilliertes Wasser (9) verwendet. Hier wurden nur 21 Tage Lagerzeit in Wasser ausgewählt, da alle Proben im Verlauf der Untersuchung während des Thermocycling weiter in Wasser lagerten. Das Thermocycling stellt eine Methode der künstlichen Alterung dar, da der ständige Temperaturwechsel, wie er bei der täglichen Nahrungsaufnahme auftreten kann, simuliert wird. So wurden dabei in-vivo Temperaturen zwischen 15,4℃ und 68℃ gemes sen (132). Temperaturschwankungen bewirken Spannungen, was die Materialverbunde

beeinflusst. In vielen Studien, in denen das Thermocycling verwendet wird, wie auch in dieser Arbeit, werden die Proben dafür nacheinander in 5℃ kaltes und 55℃ warmes Wasser eingetaucht (63), (85), (104), (124). Die Eintauchzeit betrug 30 Sekunden. Die Anzahl der Zyklen richtet sich nach der simulierten Tragedauer. Da es nach eigenen empirischen Daten von Herrn Prof. Dr. Freesmeyer bei Einzelkronen mit Aluminiumoxidgerüsten, welche mit Glasionomerzement befestigt waren, in vivo erst nach fünf Jahren Tragezeit vermehrt zu Brüchen kam, sollte diese Situation hier für Zirkonoxid basierte Kronen nachgestellt werden. So wurde hier eine Gruppe der Proben 20.000 Wechsellasten ausgesetzt, um eine fünfjährige Tragedauer zu simulieren. Für eine zehnjährige Tragezeit wurde die zweite Gruppe 40.000 Temperaturwechseln ausgesetzt (16), (61), (85).
Auf eine Nullgruppe wurde verzichtet. Dies muss im Nachhinein kritisch betrachtet werden, da sich keine signifikanten Unterschiede in der Bruchlast, bezogen auf die Anzahl von Temperaturwechseln, zeigten. Um Proben künstlich zu altern, wird in anderen Untersuchungen zur Bruchfestigkeit ein Kausimulator für zyklische Belastungstests verwendet, was signifikante Ergebnisse erbracht hat und daher zum Teil gefordert wird (93), (115), (128). Ein Kausimulator stand nicht zur Verfügung.

6.8. Vergleich der Ergebnisse mit ähnlichen Studien in der Literatur

In einer In-vitro-Studie von Beuer (4) wurden Cercon-Kronen nach Thermoschockversuchen auf ihre Bruchfestigkeit untersucht. Hierbei wurden Mittelwerte um 2.600 N und damit deutlich höhere Werte als in dieser Untersuchung erreicht. Ein Vergleich ist nur bedingt möglich, da bei der Bruchlastprüfung eine Polyethylenfolie zwischen Probenkörper und Stahlkugel gelegt wurde. Außerdem ist ein Thermoschockversuch nicht mit einem Thermocycling gleichzusetzen.
In einer anderen Studie verglich Beuer et al. (5) die Bruchlast von Zirkonoxid-Kronen, welche auf unterschiedliche Art und Weise verblendet und konventionell zementiert wurden. Es handelte sich dabei um geschichtete, aufgepresste oder mittels CAD/CAM gefräste und aufgesinterte Verblendungen. Die Gruppe der geschichteten Verblendungen wies mit einem Mittelwert von 1.238,7 N eine ähnlich hohe Bruchlast wie die Kronen dieser Untersuchung auf. Die Gruppe der aufgepressten Keramik zeigte mit 1.181,1 N etwas geringere, die der aufgesinterten Verblendungen mit

2.257,4 N wesentlich höhere Werte. Mit den aufgesinterten Verblendungen scheint die Gefahr des Chippings, welches auch in dieser Untersuchung häufig vorgefunden wurde, vermindert zu sein.

Rosentritt et al. (94) verglichen metallkeramische Kronen mit verschiedenen vollkeramischen Systemen auf Aluminiumoxid- und Zirkonoxid-Basis und fanden heraus, dass das Material und die Art der Befestigung keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit haben. Für die konventionelle Zementierung wurden Bruchlastwerte von 1.111 N bis 2.038 N ermittelt, für die adhäsive Befestigung von 1.181 N bis 2.295 N. Es scheint nicht notwendig zu sein, hochfeste Keramiken mit adhäsiven Mitteln zu befestigen. Das Erreichen der maximalen Bruchlast resultierte zumeist im Chipping der Verblendkeramik.

Bindl et al. testeten die Bruchfestigkeit von 0,4 mm dicken Zirkonoxidkäppchen im Vergleich mit Lithiumdisilikat- und Infiltrationskeramik (8). Dabei wurden je 15 Proben konventionell zementiert und adhäsiv befestigt. In diesem Versuch zeigten die Zirkonoxidkäppchen als einzige Gruppe keinen signifikanten Unterschied in der Bruchfestigkeit zwischen beiden Befestigungsarten. Die Mittelwerte lagen mit 1.607 N und 1.973 N etwas höher als in der vorliegenden Untersuchung.

Vult von Steyern et al. verglichen die Bruchfestigkeit von Aluminiumoxid- und Zirkonoxidkronen nach Wasserlagerung, Thermocycling und mechanischer Wechsellast (124). Die Bruchlastwerte der Zirkonoxidkronen lagen zwischen 910 N und 1.108 N und damit etwas unter den hier erreichten Werten. Es konnte gezeigt werden, dass diese Kronen nach mechanischer Wechselbelastung eine signifikant höhere Bruchlast als Aluminiumoxidkronen haben und es seltener zu Frakturen von Verblendung und Gerüst kam.

Im Rahmen einer Dissertation wurde die Bruchfestigkeit von Zirkonoxidkäppchen in Abhängigkeit vom Präparationsdesign untersucht (96). Die Gerüste wurden mit Glasionomerzement auf Metallstümpfen zementiert. Für die Präparationsart einer ausgeprägten Hohlkehle wurde ein Mittelwert von 1.208 N erreicht, was dem hier erreichten Ergebnis von 1.175 N sehr nahe kommt. Allerdings wurde keine künstliche Alterung der Proben vorgenommen.

6.9. Schlussfolgerung

In dieser Untersuchung lässt sich der Einfluss des gewählten Befestigungszementes und der Anzahl von Temperaturwechsellasten auf die Bruchlast von Cercon-Kronen nicht eindeutig beweisen.

Die meisten Proben erreichten die in der Literatur geforderten Festigkeitswerte. Alle Proben brachen in der Verblendung. In einem Nebenversuch, in dem nur die zementierten Kronenkappen untersucht wurden, konnte eine signifikant erhöhte Bruchlast mit Panavia 21 gegenüber Harvard-Zement nach 20.000 TWL festgestellt werden.

Diese Ergebnisse lassen jedoch die Vermutung zu, dass alle untersuchten Befestigungsmaterialien für die Befestigung von Cercon-Kronen geeignet sind. Panavia 21 könnte in bestimmten Situationen Sicherheitsreserven bieten.

7. Zusammenfassung

In dieser Arbeit sollte die Bruchfestigkeit von Cercon-Vollkeramikkronen untersucht werden, welche mit verschiedenen Materialien auf natürlichen Zähnen befestigt wurden. Dazu wurden 60 Molaren entsprechend den Präparationsempfehlungen präpariert und abgeformt. Diese Abformungen wurden mit Gips ausgegossen, und auf den entstandenen Stümpfen wurden Wachskäppchen modelliert. Mit Hilfe der Scan- und Fräseinheit Cercon brain und des Sinterofens Cercon heat wurden die Wachskäppchen in Zirkonoxidkäppchen überführt. Eine Verblendung dieser Gerüstkäppchen erfolgte in Schlickertechnik.
Es entstanden 60 Cercon-Vollkeramikkronen, von denen je 20 mit Zinkphosphatzement, Glasionomerzement oder Kompositkleber auf dem zugehörigen Zahnstumpf befestigt wurden. Um den Einfluss künstlicher Alterung zu untersuchen, durchliefen je 10 Proben aus jeder Gruppe ein Thermocycling von 20.000 und weitere 10 Proben von 40.000 Temperaturwechseln.
Alle Proben wurden auf der Zwick Universalprüfmaschine Bruchlasttests unterzogen.

Nach statistischer Auswertung lässt sich weder für die Art der Befestigung noch für die Anzahl an Temperaturwechseln ein signifikanter Unterschied in den Bruchlastwerten feststellen.
Es muss davon ausgegangen werden, dass die Art des gewählten Befestigungsmaterials auch in vivo kaum Einfluss auf die Haltbarkeit von Cercon-Vollkeramikkronen hat.

Da es bei den Bruchlasttests nur zu Abplatzungen der Verblendkeramik kam, konnten die Gerüstkäppchen nach Entfernung der Verblendungsreste separat auf die Bruchlast untersucht werden. Hierbei kam es zur Fraktur aller Käppchen. Nach 20.000 TWL konnte eine signifikant höhere Festigkeit der mit Komposit (Panavia 21) befestigten Kronenkäppchen gegenüber den mit Zinkphosphatzement (Harvard) zementierten festgestellt werden. Obwohl Panavia 21 keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit von verblendeten Cercon-Kronen zu haben scheint, kann eine ädhäsive Befestigung mit diesem Material empfohlen werden.

8. Summary

The aim of this thesis was an investigation of the breaking resistance of Cercon all-ceramic crowns, which were fixed to natural teeth using various materials. 60 molars were prepared according to preparation guidelines and moulded for this purpose. These moulds were cast in plaster and wax caps were modelled on the stumps. These wax caps were transferred into zirconium oxide caps using the scanning and milling unit Cercon brain and the sintering furnace Cercon heat. A veneer of these frameworks was prepared in slip technique.
60 Cercon all-ceramic crowns were created, of which respectively 20 were fixed to the tooth stump using either zinc phosphate cement, glass ionomer cement or cementation composites. In order to investigate the influence of artificial aging, 10 samples from each group were subjected to thermal cycling at 20,000 temperature changes, a further 10 samples to 40,000 temperature changes. All of the samples underwent breaking strength tests on the Zwick universal testing machine.

A statistical analysis has shown that there is no significant difference in the breaking strength values neither depending on the type of fixation nor on the number of thermal cycles applied.
It is to be presumed that the choice of fixation material will barely influence the durability of Cercon all-ceramic crowns.

Since the veneer ceramics were only cracked during the breaking strength tests, the framework caps could be tested for their breaking strength separately once the veneer rests had been removed. In the process, all of the caps were fractured. After 20,000 temperature cycles, a much higher durability of the crown caps which had been fixed using the composite (Panavia 21) could be observed as opposed to the ones fixed using zinc phosphate cement (Harvard). Although Panavia 21 did not seem to have an influence on the veneered Cercon crowns, an adhesive fixation using this material can be recommended.

9. Literaturverzeichnis

1. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dent Mater. 2005 Oct;21(10):984-91.

2. Aggstaller H, Beuer F, Funk M, Erdelt KJ, Gernet W. Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Kronenkappen aus Zirkoniumdioxid. Dtsch Zahnärztl Z 2006;7(61):347-52.

3. Amano S, Yamamoto A, Tsubota K, Rikuta A, Miyazaki M, Platt JA, Moore BK. Effect of thermal cycling on enamel bond strength of single-step self-etch systems. Oper Dent 2006 Sep-Oct;31(5):616-22.

4. Beuer F, Pohl C, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W. Die mechanische Belastbarkeit von Zirkoniumoxidgerüst-Kronen nach thermischer Belastung in Abhängigkeit vom Verblendmaterial. Dtsch Zahnärztl Z 2006;61:546-50.

5. 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 2009 Jan;25(1):121-8.

6. Beuer F, Schweiger J. KaVo Everest-System. in: Tinschert J, Natt G. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Deutscher Zahnärzteverlag Köln 2007.

7. Beuer F, Stawarczyk B, Tholey M. Zirkonoxid-Konsens. dental dialogue 2011;12:90-98.

8. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Thin wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. J Oral Rehabil 2006 Jul;33(7):520-8.

9. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. Quintessence Int 2007 Oct;38(9):745-53.

10. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent 2003 Mar;89(3):268-74.

11. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. J Prosthet Dent 2004 Apr;91(4):356-62.

12. Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. Int J Prosth 2000 May-Jun;13(3):221-6.

13. Bornemann G, Wehle J, Rinke S, Hüls A. Prospektive klinische Studie zur Bewährung vollkeramischer Seitenzahnbrücken (CERCON)-Erste Ergebnisse. Posterdemonstration 2002.

14. Carrilho MR,Carvalho RM, Tay FR, Yiu C, Pashley DH. Durabilitiy of resin-dentin bonds related to water and oil storage. Am J Dent 2005 Dec;18(6):315-9.

15. Casson AM, Glyn Jones JC, Youngson CC, Wood DJ. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame sprayed all-ceramic crown. J Dent 2001 Nov;29(8):539-44.

16. Coca I, Schwickerath H. Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 1987;42:338-341.

17. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purety zirconium ceramic. Biomaterials 1997; 20:371-6.

18. Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical propertiers of human dentin. J Dent Res 1958 Aug;37(4):710-8.

19. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of Y-TZP dental ceramic. J Dent 2006;34:195-206.

20. Degussa Dental. Cercon smart ceramics - das CAM-gestützte Vollkeramiksystem. Zahnärztliche Informationen 2002.

21. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramic. Int J Prosth 2000 Mar-Apr;13(2):131-5.

22. Doyle MG, Goodacre CJ, Munoz CA, Andres CJ. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 3. Int J Prosthodont 1990 Jul-Aug;3(4):327-40.

23. Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 2. 5. Auflage Dr. Alfred Hüthig Verlag Heidelberg; 1985.

24. Ernst C P, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. J Prosthet Dent 2005 Jun;93(6):551-8.

25. Faria-e-Silva AL, Moraes RR, Ogliari FA, Piva E, Martins LRM. Panavia F: the role of the primer. Journal of Oral Sience 2009 June;51(2):255-259.

26. Filser F, Lüthy H., Kocher P, Schärer P. Gauckler LJ. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Quintessenz Zahntechnik 2002;(28):48-60.

27. Filser F,Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gaukler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabrikated by direct ceramic machining (DCM). Int J Comput Dent 2001 Apr;4(2):89-106.

28. Fischer J, Aktueller Stand der Zirkonoxidkeramik – Dichtung und Wahrheit. Quintessenz Zahntechnik 2007; 33(11):1450-51.

29. Fischer J, Stawarzcyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. Dent Mater 2009 Apr;25(4):429-23. Epub 2008 Nov 6.

30. Fleming GJ, Shelton RM, Landini G, Marquis PM. The influence of mixing ratio on the toughening mechanisms of a hand-mixed zinc phosphate dental cement. Dent Mater 2001 Jan;17(1):14-20.

31. Freese AS Porcelain fused to iridio-platinum crowns. J. Prosthet. Dent. 1996;(75):18-32.

32. Funk M. In-vitro-Untersuchung zur Korrelation von Präparationsdesign und klinischer Haltbarkeit CAD/CAM gefertigter Zirkondioxidkronen. Zahnmed Diss, Universität München 2007.

33. Geiselhöringer H, Holst S. Zementierungsmöglichkeiten hochfester Oxidkeramiken – eine Übersicht über das Procera©-System. Aesthetische Zahnmedizin 2007;10(4):28-31.

34. Geis-Gerstorfer J, Fäßler P. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 1999 Nov;54(11):692-4.

35. Göbel R, Rzanny A, Jahn F, Küpper H. Optimale adhäsive Befestigung von Zirkoniumdioxidrestaurationen. Quintessenz Zahntechnik 2009;35(2):148-60.

36. Güttler N. Bruchlastversuche von ProCAD Keramikkronen die mit dem Cerec-3-Gerät angefertigt wurden. Zahnmed Diss Berlin 2002.

37. Heintze SD. Brücken aus vollkeramischem Material (IPS Empress 2), Indikationen, klinische Aspekte und Prognose. Ivoklar-Vivadent Report 1998;12:2-10.

38. Hoffmann-Axthelm W. Lexikon der Zahnmedizin. Quintessenz Berlin; 1983.

39. Hölsch W, Kappert HF, Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:621-623.

40. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. J Prosthet Dent 1992 Aug;68(2):322-6.

41. Ishikiriama A, Oliveira Jde, Vieira DF, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. J Prosthet Dent 1981 Apr;45(4):400-4.

42. Janda R, Vollkeramiken:Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung. Quintessenz Zahntechnik 2007;33(1):46-60.

43. Kappert HF, Krah M. Keramiken – eine Übersicht. Quintessenz Zahntechnik 2001;27(6):668-704.

44. Kaufmann U. KaVo Everest Zirkonkeramik. Für exzellenten Zahnersatz. Sonderdruck 2005.

45. Kawai K, Urano M. Adherence of plaque components to different restorative materials. Oper Dent 2001 Jul-Aug;26(4):396-400.

46. Kerler T, Gernet W. In-vitro-Untersuchung zum Einfluss der Verblendkeramik auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestaurationen. Zahnmed Diss München 2005.

47. Kern M, Fechtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1994 Mar;71(3):251-6.

48. Kern M, Frankenberger R. Vollkeramik – klinisch und praktisch bewährt? Dtsch Zahnärztl Z 2008;63(2):145-50.

49. Kern M, Schubinski P. Frakturquote unter Scheidungsrate. Zahnärzteblatt Westfalen-Lippe 2004;04.

50. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater 1998 Jan;14(1):64-71.

51. Kern M. Aktueller Stand der Zirkonoxidkeramik in der Zahntechnik – Dichtung und Wahrheit. Quintessenz Zahntechnik. 2007;33(11):1446-53.

52. Kern M. Befestigung von Oxidkeramiken. in: Tinschert J, Natt G. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Deutscher Zahnärzteverlag Köln 2007.

53. Kern M. Erfolgreicher Umgang mit Zirkoniumdioxid-Keramik. Quintessenz Zahntech 2011;37(2):275-278.

54. Kern M. Kleben oder Zementieren? ZWP extra 2007 November;5(3):10-13.

55. Kern M. Neue Systeme, Software und Werkstoffe auf der IDS 2005. Ästh Zahnmedizin 2005;8(2):11-14.

56. Klötzer WT. Biokompatibilität zahnärztlicher Materialien, Teil 1: Subtanzen in Dentinkontakt. Dtsch Zahnärztl Z 1989;44:822-825.

57. Körber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dental Labor 1983;31:55-60.

58. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y- TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res 2000;53(4):304-13.

59. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater 1999 Nov;15(6):426-33.

60. Krejci I, Lutz F. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100(12):1145-1149.

61. Krejci I, Mueller E, Lutz F. Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. J Dent Res 1994;73(6):1228-32.

62. Kulis A. Verbundfestigkeiten verschiedener dentaler Zirkoniumdioxd-Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken. Zahnmed Diss Freiburg 2006.

63. Kunth A, Freesmeyer WB. Einfluss verschiedener Stumpfbeweglichkeiten auf die Bruchlast viergliedriger CAD/CAM-gefertigter Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxidvollkeramik (LAVA®-System) mit künstlicher Alterung durch Thermocycling. Zahnmed Diss Berlin 2009.

64. Kunzelmann KH, Pospiech P, Kern M. Vollkeramik - eine Standortbestimmung. ZMK 2005 21;(5):337-43.

65. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. Dent Mater 2006 Aug;22(8):693-701.

66. Lee SK, Wilson PR. Frakture strength off all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. Aust Dent J 2000;45(2):103-7.

67. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. J Dent Res 2002 Jul,81(7):487-91.

68. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina – advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent 1999 Dec;7(4):113-9.

69. Lüthy H, Loeffel O, Haemmerle CH. Effeckt of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. Dent Mater. 2006 Feb;22(2):195-200.

70. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. Journal of Prosthetic Dentistry 1999 Mar;81(3):327-334.

71. Manhart J. Vollkeramische Restaurationen vom Veneer bis zur Seitenzahnbrücke (Teil 1). Bayer Zahnärzteblatt 2004 Jul-Aug;4:29-31.

72. Marx R, Weber M. Vollkeramische Kronen- und Brückenmaterialien – Eigenschaften und Anforderungen. 5. erg. Auflage, Aachen; Nov 2001.

73. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 6. überarbeitete Auflage; Deutscher Zahnärzteverlag Köln; 2008.

74. Mc Lean JW, Hughes TH. The Reinfocement of Dental Porcelain with Ceramic Oxides. Br Dent J 1965;6:251-67.

75. Mörmann WH, Bindl A, Apholt W. Cerec 3 Computer Restaurationen – erste klinische Erfahrungen. Zahnärztl Mit 2000;23:48.

76. Nomoto R, McCabe JF. Effect of mixing methods on the compressive strength of glass ionomer cements. J Dent 2001 Mar;29(3):205-10.

77. O`Keefe KL, Miller BH, Powers JM, In vitro tensile bond strength of adhesive cements to new post materials. Int J Prosthodont 2000 Jan-Feb;13(1):47-51.

78. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. Dent Mater 2009 Mar;25(3):392-9. Epub 2008 Oct 25.

79. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to long-term thermocycling. Oper Dent 2007 Jul-Aug;32(4):372-9.

80. Pfeiffer R, Marx R. Temperature loading of resin-bonded bridges and its effect on the composite strength of the adhesive bond. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1989;99(7):782-6.

81. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. J Prosthet Dent. 2004 Sep;92(3):265-73.

82. Pneumans M, Hikita K, de Munck J, Van Landuyk K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to long-term thermocycling. Oper Dent 2007 Jul-Aug;32(4):372-9.

83. Pospiech P. Chipping – systemimmanente oder verarbeitungsbedingte Probleme?. Quintessenz 2010;61(2):173-181.

84. Pospiech P. Das verflixte 7. Jahr – Hält Zirkoniumdioxid, was es versprach? Berliner Zahnärzte Zeitung 2010;10:5.

85. Prangemeier B, Freesmeyer WB. Einfluss verschiedener Stumpfaufbaumaterialien auf die Bruchlast viergliedriger CAD/CAM-gefertigter Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxidvollkeramik (LAVA®-System) mit künstlicher Alterung durch Thermocycling. Zahnmed Diss Berlin 2007.

86. Pröbster L. Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK. Zahnärztl Mit 2002;1:28-9.

87. Reich S, Hofmann J, Grünbearbeitung von Zirkonoxid. dental-labor 2004; 52(6):973-79.

88. Reich S, Vollkeramik auch für Implantatprothetik?. Quintessenz Zahntechnik 2007; 33(4):510-13.

89. Reichl FX. Toxikologie und Biokompatibilität von Dentalkeramiken. Quintessenz 2011;62(6):739-740.

90. Rinke S. Klinischer Leitfaden. Cercon smart ceramics – Das CAM-gestützte Vollkeramiksystem. DeguDent 2008.

91. Rinke Sven. Cercon-System, in: Tinschert J, Natt G. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. 1. Auflage, Deutscher Zahnärzteverlag Köln 2007:115-31.

92. Rosentritt M, Behr M, Burgers R, Feilzer AJ, Hanel S. In vitro adherence of oral streptococci to zirkonia core and veneering glass-ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009;91(1):257-263.

93. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dent Mater 2006 Feb;22(2):176-82.

94. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. Quintessence Int. 2009 Aug;40(8):655-62.

95. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. J Dent 2009 Dec;37(12):978-83. Epub 2009 Aug 18.

96. Schär D, Gernet W. Auswirkung des Präparationsdesigns auf die Bruchfestigkeit von Kronengerüsten aus Zirkoniumdioxid. Zahnmed Diss München 2008.

97. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont 1993 Sep-Oct;6(5):462-7.

98. Schweiger J, Beuer F. Sinterverbundkronen: Hightech-Verblendkeramikkronen im reinen CAD/CAM-Verfahren. Quintessenz Zahntechnik 2009;35(3):262-72.

99. Schweiger M. Zirkoniumdioxid-Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik. Ästh Zahnmedizin 2004;5:248-57.

100. Schwickerath H, Coca I, Phillip J. Einzelkronen aus Glaskeramik. Rest Zahnmed 1987;4:336-38.

101. Schwickerath H. Dauerfestigkeit von Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 1986;41:264-66.

102. Schwickerath H. Werkstoffkundliche Bewertung keramischer Kronen. Zahnärztl Mitt 1987;77:2422-2427.

103. Segal BS. Retrospektive assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. J Prosthet Dent 2001 Jun;85(6):544-50.

104. Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. Dent Mater 2010 Sep;26(9):922-8. Epub Jul 22.

105. Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, Nakamura T. Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramics. J Biomed Mater Res 1993 Jun;27(6):729-34.

106. Sindel J, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. J Dent 1999 Mar;27(3):175-81.

107. Sorensen,JA. Das System IPS Empress 2-Möglichkeiten und Grenzen. Quintessenz Zahntechnik 2000;(26):240-54.

108. Stamouli K, Smeekens S, Att W, Strub J R. Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Zirkoniumdioxid-Seitenzahnbrücken. Dtsch Zahnärztl Zeitschrift 2006;61:621-5.

109. Steiger D, Handel G. In-vitro-Untersuchung des Einflusses des Gerüstdesigns und der Randpassung auf das Versagenverhalten von Einzelzahnkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik. Zahnmed Diss Universität Regensburg 2010.

110. Striezel R. Future Dent – Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems. Quintessenz Zahntech 2001;27:970-8.

111. Strub IR, Türp IC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Currikulum Prothetik Band II. 3. Auflage, Quintessens Verlag Berlin; 2005.

112. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont 1998 Nov-Dec;11(6):602-9.

113. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental brigdes. Dent Mater. 2007 Feb;23(2):177-85.

114. Sturzenegger B, Feher A, Luthy H, Schumacher M, Loeffel O, Filser F, Kocher P, Gaukler L, Scharer P. Clinical study of zirconium oxide brigdes in the posterior segments fabricated with the DCM system. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2000;110(12):131-9.

115. Thaller C, Rosentritt M. In-vitro-Vergleich der Bruchfestigkeit und Randschlussverhalten von CAD-CAM-gefertigten Zirkoniumdioxidkronen, lasergesinterten und gegossenen Metallkeramikkronen. Zahnmed Diss Universität Regensburg 2008.

116. Tholey M J, Stephan M. Haftverbund in dentalen Schichtsystemen. Quintessenz Zahntechnik 2007;33(2):160-8.

117. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze KA, Heussen N, Spiekermann H. 5-Jahres-Ergebnisse – Bewährung von vollkeramischen Brücken aus Zirkon. ZWR 2007;116:58.

118. Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA. Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. J Biomed Mater Res Appl Biomater 2007 Feb;80(2):317-21.

119. Tinschert J, Natt G. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Deutscher Zahnärzteverlag Köln 2007.

120. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-, and zirconia-based ceramics. J Dent 2000 Sep;28(7):529-35.

121. Triolo PT, Kelsey WP 3rd, Barkmeier WW. Bond strength of an adhesive resin system with various dental substrates. J Prosthet Dent 1995 Nov;74(5):463-8.

122. Völkl L. Cercon- das CAM Vollkeramiksystem von Degussa Dental. Quintessenz 2001;52:811-14.

123. Vollmann M. The innovative DeguDent all-ceramic system: benchmark for zirconia processing. Int J Comput Dent 2004;(7):279-91.

124. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic systems after cyclic pre-loading and thermocycling. J Oral Rehabil 2006 Sep;33(9):682-9.

125. Walker MP, Wang Y, Swafford J, Evans A, Spencer P. Influence of additional acid etch treatment on resin cement dentin infiltration. J Prosthodont 2000 Jun;9(2):77-81.

126. Wegner S M, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. Int J Prosthodont; 2002 May-Jun;15(3):267-72.

127. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. J Adhes Dent 2000 Summer;2(2):139-47.

128. Weiser F, Behr M. Der Einfluss der Wasseraufnahmefähigkeit verschiedener Stumpfaufbaumaterialien auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxid-Gerüsten für Einzelzahnkronen – Eine In-vitro-Studie. Zahnmed Diss Universität Regensburg 2010.

129. Wiederhorn SM. Moisture assisted crack growth in ceramics. Int J Fracture Mech 1968;4:171.

130. Wilson A D, McLean J, Glasionomerzement. Quintessenz Verlags GmbH Berlin 1988.

131. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. Dent Mater 2007;23:45-50.

132. Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. Clin Oral Investig 2000 Sep;4(3):183-9.

133. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP: Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. J Biomed Mater Res 2004 Nov 15; 71(2):381-86.

134. Zothner A, Moss C, Hopp M, Friedrich R, Hoppe U, Blöckner T O, Mitrovic M, Biffar R. Oberflächenkonditionierung von Zirkoniumdioxid zur Verbesserung des Klebeverbundes. Quintessenz Zahntechnik 2009;35(7):874-86.

10. Verwendete Geräte und Materialien

10.1. Geräte

Thermocycling-Gerät, Eigenbau, Zahnklinik Süd, Charité, Berlin

Zwick Universalprüfmaschine Z 010/TN2A, Firma Roell, Ulm

Turbine, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß

Schnellläufer, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß

Sandstrahlgerät Bego Duostar F2

Diamantschleifer, grob (S6881314016) und fein (8881314016), Firma Komet, Lemgo

Scan- und Fräseinheit Cercon brain, DeguDent, Hanau

Sinterofen Cercon heat, DeguDent, Hanau

Brennofen CergoPress, DeguDent, Hanau

Tauchwachsgerät Dippy light, YETI Dental, Engen

Tasterzirkel, Fino GmbH, Mangelsfeld

10.2. Materialien

Panavia 21 TC, Kuraray Dental, Japan

Ketac Cem Glasionomerzement, 3M ESPE, Seefeld

Harvard Phosphatzement schnellhärtend, Richter & Hoffmann, Berlin

Silasoft und Silaplast, Abformmaterial, DETAX GmbH, Ettlingen

Akemi-Epoxidharz, Buehler GmbH, Düsseldorf

0,1-%ige Thymollösung, Apotheke

Superhartgips, FUJIROCK, GC Europa, Belgien, Leuven

Stumpfhärter Margidur, SW-Dental GmbH, Sailauf

Cergo Distanzlack, DeguDent, Hanau

Thowax Modellierwachs, YETI Dental, Engen

Randwachs Inlaywax Soft, GC, Tokyo, Japan

Duo Dip Tauchwachs, YETI Dental, Engen

Pastenliner Cercon ceram kiss

Aufbrennkeramik, Cercon ceram kiss, DeguDent, Hanau

Gerüstkeramik, Cercon base, DeguDent, Hanau

Okkluspray Okklufine Premium, Fino GmbH, Mangelsfeld

Isolit, Isolation Gips gegen Wachs, DeguDent, Hanau

11. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt:

Herrn Prof. Dr. W.B. Freesmeyer († 2010) für die Überlassung des Promotionsthemas und die freundliche Unterstützung bei der Entstehung dieser Arbeit

Herrn Prof. Dr. R. Radlanski für die Überlassung der notwendigen technischen Geräte zur Durchführung der Experimente

Herrn Dr. M. Roggensack für die Hilfe bei der statistischen Auswertung

Frau Bölling für ihre Hilfe bei der Durchführung der Experimente

der Firma DeguDent für die materielle Unterstützung

Herrn Momtaz für die Unterstützung in zahntechnischen Belangen

Frau M. Wagner für das Fräsen der Gerüste

Frau Strampp für ihre herzliche Kommunikation in allen Fragen der Organisation

12. Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

13. Erklärung

„Ich, Rico Glävke, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema:

Untersuchungen zum Einfluss von Befestigungsmodus und Alterung auf die Bruchfestigkeit von Cercon-Kronen

selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum: 19. September 2011 Unterschrift: