

**Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**

Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. J. M. Setz

**Vergleich press- und schichtkeramisch verblendeter,
CAD/CAM-gefertigter Cobalt-Chrom- und Zirkoniumdioxid-
Gerüst-Kronen: eine In-vitro-Studie.**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Ramona Maria Schweyen
geboren am 29. Januar 1989 in Geldern

Gutachter:

1. Prof. Dr. med. dent. J. M. Setz
2. Prof. Dr. med. dent. H.-G. Schaller
3. Prof. Dr. med. dent. D. Edelhoff

Datum der Eröffnung: 14.01.2014
Datum der Verteidigung: 28.04.2014

Referat

Einleitung: Metallkeramik ist der Goldstandard bei zahnfarbenem festsitzenden Zahnersatz. Alternativ wird für die Gerütherstellung Zirkoniumdioxid (ZrO_2) eingesetzt. Zur Verblendung beider Gerüstarten stehen die Sinter- und Presstechnologie zur Verfügung. Die Mehrzahl der Verblendungen wird derzeit trotz technologischer Vorteile des Pressverfahrens mit Hilfe der Schichttechnik hergestellt.

Zielstellung: Gegenstand der vorliegenden Untersuchung war der systematische Vergleich press- und schichtkeramisch verblendeter Cobalt-Chrom- (CoCr) und ZrO_2 -Gerüst-Kronen. Es wurde postuliert, dass durch die presstechnische Fertigung sowohl eine exaktere Ausformung der Kronenschulter, eine größere Konstanz und präzisere Wiedergabe der angeforderten Zahnfarbe als auch eine höhere Bruchfestigkeit erzielt werden kann.

Material und Methode: Auf insgesamt 80 konfektionierten Metallstümpfen wurden jeweils 40 zervikal eingekürzte, CAD/CAM-gefertigte CoCr- und ZrO_2 -Gerüste hergestellt. 30 Gerüste eines jeden Gerüstwerkstoffs wurden mit Presskeramiken der Zahnfarbe A3 dreier verschiedener Hersteller verblendet. Die restlichen 10 CoCr- und ZrO_2 -Gerüste dienten als Referenzgruppe und wurden mit Schichtkeramik verblendet. Nach der Zementierung der Kronen auf den Metallstümpfen erfolgte die lichtmikroskopische Vermessung des vertikalen Randspaltes. Die Zahnfarbe wurde anhand der Farbparameter L, a und b digital bestimmt. Als Farbreferenz wurden zusätzlich VITA-Farbmuster der Zahnfarbe A3 vermessen. Danach wurde die Hälfte aller Kronen einer Materialkombination durch mechanische und thermische Langzeitbelastung künstlich gealtert. Abschließend erfolgten die Überprüfung der Bruchfestigkeit mittels Druckversuch und die deskriptive Analyse der Bruchmodi.

Ergebnisse: Unabhängig von Gerüst und Verblendungstechnologie wiesen alle Kronen vertikale Randspalten von $43,58 \pm 9,94 \mu\text{m}$ bis $84,74 \pm 29,88 \mu\text{m}$ und damit eine klinisch akzeptable marginale Passgenauigkeit ohne statistisch signifikante Unterschiede ($p \leq 0,05$) auf. Eine größere Farbkonstanz und exaktere Wiedergabe der angeforderten Zahnfarbe wurde mit der Presstechnik nicht erzielt. Die geringsten Farbabweichungen wurden bei den schichtkeramisch verblendeten Kronen festgestellt. Die thermischen Wechsellasten führten bei 8 presskeramisch verblendeten Kronen zu vorzeitigen Schäden an der Verblendkeramik. Presskeramisch verblendete Kronen, die während des Herstellungsprozesses aufgrund von Korrekturmaßnahmen mehrfach gebrannt wurden, wiesen weniger häufig vorzeitige Schäden auf als die nicht korrigierten Kronen gleicher Art. Bei den schichtkeramisch verblendeten Kronen wurden keine vorzeitigen Schäden festgestellt. Die Bruchfestigkeitswerte aller Kronen lagen zwischen $3344 \pm 638 \text{ N}$ und $5998 \pm 1249 \text{ N}$. Statistisch signifikante Unterschiede ($p \leq 0,05$) zwischen den schicht- und presskeramisch verblendeten sowie den gealterten- und nicht gealterten Kronen einer Art traten nicht auf. Die CoCr-Gerüst-Kronen frakturierten während des Druckversuches überwiegend adhäsiv, die ZrO_2 -Kronen größtenteils kohäsiv oder mit Beteiligung des Gerüsts.

Schlussfolgerung: Bei optimaler Verarbeitung lassen sich mit der Schicht- und Presstechnik in Bezug auf die vertikale Passgenauigkeit und Bruchfestigkeit vergleichbar gute Ergebnisse erzielen. Hinsichtlich der Farbwiedergabe bleibt die Schichtkeramik der Presskeramik überlegen. Korrekturmaßnahmen und Wiederholungsbrände scheinen bei Presskeramiken einen stabilisierenden Einfluss auf deren Resistenz gegenüber thermischen Wechsellasten zu haben.

Meiner Familie gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1.1	Einteilung und Eigenschaften von Dentalkeramiken	2
1.1.2	Verarbeitung von Dentalkeramiken	5
1.1.3	Verbund zwischen Verblendkeramik und Gerüst.....	9
1.2	Qualitätskriterien von festsitzendem Zahnersatz	12
1.2.1	Randspalten	12
1.2.2	Farbe der Keramik	15
1.2.3	Bruchfestigkeit	17
2	Zielstellung	21
3	Material und Methodik	22
3.1	Material	22
3.1.1	Herstellung der Urstümpfe	22
3.1.2	Abdrucknahme und Modellherstellung	22
3.1.3	Gerüsterstellung	23
3.1.4	Verblendung der CoCr- und ZrO ₂ -Gerüste mit Presskeramiken unterschiedlicher Hersteller	24
3.1.5	Verblendung der Referenzkronen mit Schichtkeramik	26
3.2	Methodik	27
3.2.1	Ermittlung der marginalen vertikalen Passgenauigkeit	27
3.2.2	Digitale Farbbestimmung mittels Spektralphotometer	28
3.2.3	Ermittlung der Bruchfestigkeit	28
3.3	Auswertung	30
3.3.1	Randspaltmessungen	31
3.3.2	Digitale Farbbestimmung	31
3.3.3	Bruchfestigkeit	32
4	Ergebnisse	34
4.1	Randspaltmessungen	34

4.1.1	Fehlerabschätzung	34
4.1.2	Randspalten der einzelnen Verblendkeramiken	34
4.1.3	Vergleich der Randspaltemessungen zwischen den einzelnen Verblendkeramiken	34
4.1.4	Einfluss der Korrekturmaßnahmen während des Herstellungsprozesses auf die Randspalten	35
4.2	Digitale Farbbestimmung	36
4.2.1	Quantifizierung der Farbkonstanz: Vergleich der Varianzunterschiede zwischen den einzelnen Verblendkeramiken	36
4.2.2	Quantifizierung der Farbwiedergabe: Vergleich der Farbparameter zwischen den unterschiedlichen Verblendkeramiken einer Gerüstart und der VITA-Referenz	37
4.2.3	Vergleich der Farbmessungen zwischen den mit Verblendkeramiken eines Herstellers und einer Technik verblendeten CoCr- und ZrO ₂ -Gerüste	37
4.2.4	Auswertung nach dem ΔE	37
4.3	Bruchfestigkeit	39
4.3.1	Frakturen der Verblendkeramik nach mechanischer und thermischer Belastung	39
4.3.2	Zusammenhang zwischen den Korrekturmaßnahmen und der vorzeitigen Verblendfraktur nach Thermozyklisierung	40
4.3.3	Analyse der Frakturmodi nach Durchführung des Druckversuches	40
4.3.4	Bruchfestigkeitswerte	42
4.3.5	Vergleich der Varianzunterschiede zwischen den einzelnen Verblendkeramiken	43
4.3.6	Vergleich der Bruchfestigkeit zwischen den Schicht- und Presskeramiken einer Gerüstart	43
4.3.7	Einfluss der Korrekturmaßnahmen während des Herstellungsprozesses auf die Bruchfestigkeit	44
4.3.8	Einfluss der künstlichen Alterung auf die Bruchfestigkeit	44
5	Diskussion	46
5.1	Randspalten	46

5.2	Digitale Farbbestimmung	50
5.3	Bruchfestigkeit	54
5.4	Schlussfolgerung und klinische Bedeutung	62
6	Zusammenfassung	63
7	Literaturverzeichnis.....	65
8	Thesen	74

Abkürzungsverzeichnis

a	rot-grün-Werte des L*a*b-Farbraumes der CIE
Abb.	Abbildung
AG	Aktiengesellschaft
AG Keramik	Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
ANOVA	Analysis of Variance
Aqua dest.	Aqua destillata (destilliertes Wasser)
b	gelb-blau-Werte des L*a*b-Farbraumes der CIE
B	Bereitschaftstemperatur (in °C)
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
Cr	Chrom
CIE	Commission Internationale de l'Éclairage
Co	Cobalt
CoCr	Cobalt-Chrom(-Legierung)
d	Differenz zwischen zwei Messungen
D	Bundesrepublik Deutschland
d.h.	das heißt
ΔE	Delta E, Farbunterschied
DK	Dänemark
et al.	et alii (lat.), und andere (dt.)
Fe	Eisen
Fe ₂ O ₃	Eisen-(III)-oxid
FL	Fürstentum Liechtenstein
F _{max}	maximal Kraft
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GmbH&Co.KG	Gesellschaft mit beschränkter Haftung & Compagnie Kommanditgesellschaft
GPa	Gigapascal
g/cm ³	Gramm pro Kubikzentimeter, Einheit der Dichte
H	Haltezeit (in min)
HfO ₂	Hafniumdioxid
HV	Vickershärte

Abkürzungsverzeichnis

i.d.R	in der Regel
K	Kelvin, SI-Einheit der Thermodynamischen Temperatur
Kap.	Kapitel
kg	Kilogramm, Einheit der Masse
L	Luminanz-(Helligkeit-)Werte des L*a*b-Farbraumes der CIE
li.	links
<i>M</i>	arithmetischer Mittelwert
<i>Max</i>	Maximalwert
<i>MF</i>	Methodenfehler
MgAl ₂ O ₄	Magnesiumaluminiumoxid
MgO	Magnesiumoxid
<i>Min</i>	Minimalwert
min	Minute(n), Einheit der Zeit
Mio	Millionen
mm	Millimeter, Einheit der Länge
mm ²	Quadratmillimeter, Einheit der Fläche
mm/s	Millimeter pro Sekunde, Einheit der Geschwindigkeit
mm/min	Millimeter pro Minute, Einheit der Geschwindigkeit
µm	Mikrometer, Einheit der Länge
µm/m*K	Mikrometer pro Meter*Kelvin, Einheit der Wärmeausdehnungskoeffizienz
Mn	Mangan
Mo	Molybdän
MPa	Megapascal
MPa*√m	Megapascal*√Meter, Einheit des Spannungsintensitätsfaktors (Werkstoffkennwert der Risszähigkeit)
<i>n</i>	Probenanzahl
N	Newton, SI-Einheit der Kraft
Na ₂ O	Natriumoxid
Nb	Niob
N/mm ²	Newton pro Quadratmillimeter, $1 \text{ Pa} = 1 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-2} = 1 \text{ N} \cdot \text{m}^{-2}$
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
Pa	Pascal, $1 \text{ Pa} = 1 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-2} = 1 \text{ N} \cdot \text{m}^{-2}$, SI-Einheit des Drucks und der mechanischen Spannung
PASW	Predictive Analysis SoftWare
PMMA	Polymethylmethacrylat
<i>R</i>	Zuverlässigkeitskoeffizient (Reliability)

Abkürzungsverzeichnis

re.	rechts
s	Sekunde(n), SI-Einheit der Zeit
s.	siehe
S	Schließzeit (min^{-1})
SD	Standardabweichung
Si	Silizium
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
s.u.	siehe unten
t	Aufheizrate ($\text{in } ^\circ\text{C/min}$)
T	Brenntemperatur ($\text{in } ^\circ\text{C}$)
Tab.	Tabelle
TiO_2	Titanoxid
USA	United States of America
V	Vakuum
Var	Varianz
vgl.	vergleiche
v.li.n.re.	von links nach rechts
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
wt%	Gewichtsprozent
Y_2O_3	Yttriumoxid
z.B.	zum Beispiel
ZMK	Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
ZrO_2	Zirkoniumdioxid
Δ	Delta, Differenz zwischen zwei Werten
$\varnothing$	Durchmesser
$^\circ$	Grad, Konizität
$^\circ\text{C}$	Grad Celsius, Einheit der Temperatur
%	Prozent

1 Einleitung

Vor über 120 Jahren führte Charles Henry Land die ersten vollkeramischen Restaurationen ein. Diese bestanden aus Feldspatkeramik und wiesen eine den anderen verfügbaren Materialien überlegene naturgetreue Farbwiedergabe auf. Sie waren jedoch frakturanfällig und verfügten über eine unzureichende marginale Passgenauigkeit. Dies führte in den 1950er Jahren zur weitflächigen Verbreitung metallkeramischer Restaurationen (Kelly et al., 1996). Die Grundlage dieser Restaurationen ist ein Metallgerüst, welches mittels Feldspatkeramik verblendet wird. Das metallische Gerüst gewährleistet dabei eine hohe Passgenauigkeit und Bruchfestigkeit. Aufgrund des breiten Indikationsspektrums, der guten, dauerhaft mundbeständigen Ästhetik und des klinischen Langzeiterfolgs stellt diese Form des zahnfarbenen festsitzenden Zahnersatzes bis heute den Goldstandard dar (Walton, 2013). Als nachteilig wird die durch das Metallgerüst verminderte Transluzenz und somit verringerte Transmission des einfallenden Lichtes im Vergleich zur natürlichen Zahnhartsubstanz angesehen (Strub et al., 2011). Darüber hinaus ist die schichtkeramische Verblendung mittels Feldspatkeramik eine aufwendige und manuell anspruchsvolle Tätigkeit, welche ein hohes Maß an Qualifikation und Erfahrung erfordert. Hierdurch entstehen vergleichsweise hohe Verarbeitungskosten.

In Folge des allgemeinen technologischen Fortschritts im Bereich der Werkstoffkunde und -verarbeitung wurden neue dentalkeramische Massen und Fertigungsverfahren entwickelt. So erfuhren kristallitverstärkte dentale Glaskeramiken in den 1980er und 1990er Jahren zunehmende Verbreitung. Sie können als Alternative zur Feldspatkeramik für die Verblendung von Metallgerüsten verwendet werden. Dentale Glaskeramiken werden dem zahntechnischen Labor in Form industriell vorgefertigter Werkstoffblöcke zur Verfügung gestellt und können gieß-, press- und frästechnisch verarbeitet werden. Ihr hochgradig standardisierter Fertigungsprozess ermöglicht reproduzierbare mechanische und optische Werkstoffeigenschaften mit einem verarbeitungsbedingten Kostenvorteil gegenüber der geschichteten Feldspatkeramik (Gehre und Kappert, 2008).

Im letzten Jahrzehnt hat sich die CAD/CAM-Technologie (CAD: Computer Aided Design, CAM: Computer Aided Manufacturing) flächendeckend in Deutschland verbreitet. Mit ihr lassen sich nicht nur Metalle, sondern auch hochfeste Oxidkeramiken wie das Zirkoniumdioxid (ZrO_2) bearbeiten. Diese Oxidkeramiken stellen eine Alternative zu den etablierten Metallgerüsten dar. Grundsätzlich ergeben sich aus der Verwendung von Oxidkeramiken als Gerüst für die Restauration zwei Vorteile. Erstens

1 Einleitung

gelten Oxidkeramiken als biokompatibel und lassen sich mittels Feldspat- und Glaskeramik verblenden. Durch eine solche Kombination ist die Herstellung von vollkommen metallfreiem Zahnersatz möglich. Zweitens ist die Grundfarbe der Oxidkeramiken weiß und lässt sich durch Einfärben an eine Zahnfarbe anpassen. Dadurch ermöglichen sie gegenüber metallkeramischen Restaurationen eine noch natürlichere Ästhetik (Strub, 2011).

Trotzdem wurden in Deutschland im Jahr 2010 immer noch 43% aller neuangefertigten Kronen und 68% aller Brücken mit einem Metallgerüst hergestellt. Dabei betrug bei den Kronen der Anteil der geschichteten Verblendungen ca. 85%; nur 15% wurden mit der Press- oder Frästechnik hergestellt (AG Keramik, 2010; KZBV 2010).

Vielleicht gibt es begründete Vorbehalte gegen die neuen Materialien und Techniken. Möglicherweise besteht aber auch eine falsche Zurückhaltung aus mangelnder Kenntnis.

Um hier mehr Klarheit zu erhalten, möchte die vorliegende Arbeit die mechanischen und optischen Eigenschaften der presstechnisch verarbeiteten Glaskeramik als Verblendungsmaterial sowohl auf Metall- als auch auf ZrO_2 -Gerüst-Kronen denen der geschichteten Feldspatkeramik gegenüberstellen.

1.1.1 Einteilung und Eigenschaften von Dentalkeramiken

Dentalkeramische Werkstoffe können in die beiden Hauptgruppen Silikat- und Oxidkeramiken unterteilt werden (vgl. Abb. 1). Die klassischen Feldspatkeramiken gehören ebenso wie die Glaskeramiken zur Gruppe der Silikatkeramiken. Die Zirkoniumdioxidkeramik gehört der Gruppe der Oxidkeramiken an. Diese lässt sich in die glasinfiltrierten und die polykristallinen Oxidkeramiken unterteilen.

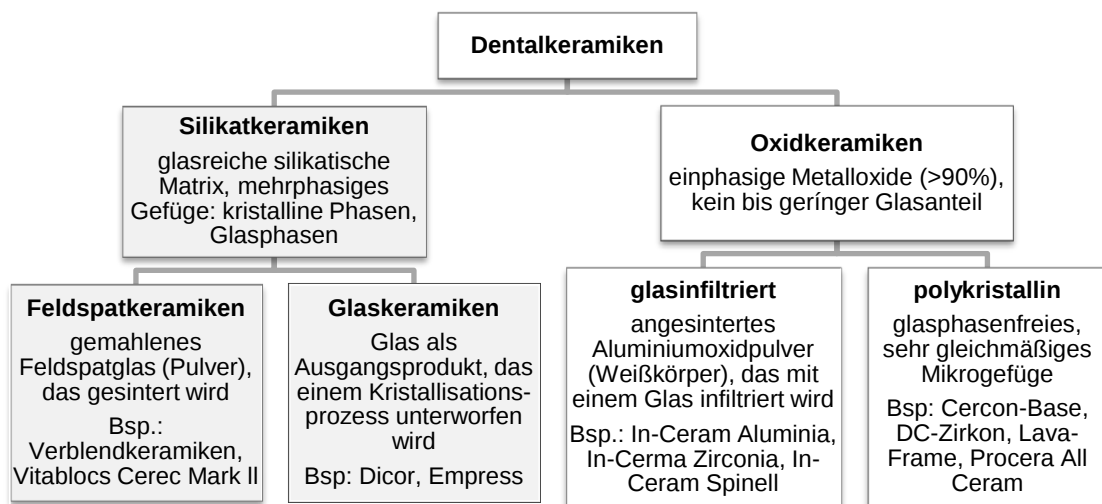


Abb. 1: Einteilung der Dentalkeramiken nach ihrer Zusammensetzung (modifiziert nach Pospiech, 2011; S. 72).

Die Einteilung der Keramiken erfolgt aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung und den daraus folgenden physikalischen Eigenschaften. Dabei sind allen dentalkeramischen Werkstoffen grundsätzlich ihre große Härte sowie eine hohe thermische und chemische Beständigkeit gemein. Diese Eigenschaften resultieren aus den starken, gerichteten kovalent-ionischen Bindungen, welche die beteiligten Atome auf den Gitterplätzen fixieren und Variationen der Bindungswinkel und -längen nur in geringem Maße ermöglichen (Marxkors et al., 2008). Dies hat neben einem hohen Elastizitätsmodul auch eine große Sprödigkeit zur Folge, die jene der Metalle bei weitem übertrifft. Atomare Bindungen, welche durch Überbeanspruchungen getrennt wurden, können nur unter hohen Temperaturen neu ausgebildet werden (Fischer und Kappert, 2011). Eine plastische Verformung durch Zugkräfte, welche bei Metallen zur Selbstheilung von initialen Fehlstellen innerhalb der Gitterstruktur und erst nach längerer Zeit zum sogenannten „Duktilbruch“ führt, ist nicht möglich. Dies wird als Sprödbbruchverhalten bezeichnet. Die beschreibende Materialkenngröße wird als Biegefestigkeit definiert. Sie ist somit eine kritische Größe keramischer Werkstoffe (Pospiech et al., 2004). Einen weiteren kritischen Kennwert stellt die Risszähigkeit dar. Dieser beschreibt die Fähigkeit eines Werkstoffes, bereits bestehende Risse an ihrem Fortschreiten zu hindern (s. Kap. 1.2.3). Beide Kenngrößen hängen dabei wesentlich von der chemischen Zusammensetzung und Verarbeitung der Keramik ab.

Den Hauptbestandteil der Silikatkeramiken bildet mit 60-80% der Feldspat, ein aus Kalifeldspat (Orthoklas), Natronfeldspat (Albit), Kalkfeldspat (Anorthit) und Lithiumfeldspat (Spodumen) bestehendes Mischkristallsystem. Besondere Bedeutung für das Verhalten des Werkstoffs hat der Anteil an Kalifeldspat (Orthoklas), welcher in der schmelzflüssigen Phase Leuzitkristalle ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) ausbildet. Orthoklas schmilzt inkongruent, d.h. er zerfällt in der schmelzflüssigen Phase bei 1170°C in Schmelze und Leuzit. Diese kristallinen Einschlüsse bleiben metastabil im Glas erhalten und lösen sich erst bei Temperaturen von 1540°C auf (Gehre, 2005).

Leuzitkristalle verleihen der Schmelze Viskosität, Standfestigkeit und Formstabilität. Zudem lassen sich der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) und die mechanische Festigkeit durch den Leuzitgehalt beeinflussen. Die Festigkeitssteigerung ergibt sich aus der abkühlungsbedingten Schrumpfung der Leuzitkristalle, welche die Glasmatrix unter Druckspannung setzt (Fischer und Kappert, 2011). Vorhandene oder im Entstehen begriffene Risse können an den Kristalliten aufgefangen oder reflektiert werden, woraus eine Risswegverlängerung und Verminderung der Sprödigkeit resultiert. Neben dem Anteil an Kalifeldspat kann der Leuzitgehalt zusätzlich durch die Temperaturführung und die Dauer der Wärmebehandlung beeinflusst werden (Mackert und Russel, 1996; Marxkors et al., 2008). Eine Erhöhung der Bruchfestigkeit kann

jedoch nicht nur durch induzierte Kristallite, wie Leuzit, sondern auch durch hinzugefügte gefügeverstärkende Kristallite erzielt werden. Hierzu zählen die Oxide des Siliziums, Aluminiums, Magnesiums und Zirkoniums sowie Glimmer und Hydroxylapatit.

Durch Zusatzstoffe lassen sich weitere Modifikationen der Silikatkeramiken erreichen. Flussmittel (Kaliumkarbonat, Natriumkarbonat, Kaliumphosphat, Borax, Bleioxid, Kaliumoxid u.a.) führen zu einer Erniedrigung der Schmelz- und Erweichungstemperaturen. Zur Differenzierung der optischen Eigenschaften und Erzielung einer farblichen Anpassung an die Zahnhartsubstanzen werden Metalloxide und Fluoreszenzbildner eingesetzt (Gehre, 2005; Körber und Ludwig, 1993).

Die erste Subgruppe der Silikatkeramiken ist die klassische Verblendkeramik, die Feldspatkeramik. Sie zeichnet sich durch eine vergleichsweise geringe Biegefestigkeit von ca. 80-100 MPa aus (Kunzelmann et al., 2006). Deshalb beschränkt sich ihre Verwendung ohne stabilisierendes Metall- bzw. Zirkoniumdioxidgerüst auf die Herstellung von adhäsiv befestigten Veneers, Inlays und Onlays (Marxkors et al., 2008; Fischer und Kappert, 2011).

Im Unterschied zur Feldspatkeramik besteht die Glaskeramik, die zweite Subgruppe der Silikatkeramiken, zu Beginn nur aus einer amorphen Glasphase, deren kristalline Strukturen in einem sekundären Kristallisationsprozess durch kontrollierte Wärmezufuhr gebildet werden. Je nach Art und Anteil des stabilisierenden Kristallits kann zwischen leuzitverstärkten Glaskeramiken (Bsp. IPS Empress, Ivoclar Vivadent AG, 35% Kristallite, Biegefestigkeit 120MPa) und den lithiumdisilikat- bzw. lithiumorthophosphatverstärkten Glaskeramiken differenziert werden (Bsp. IPS Empress2-Keramik, Ivoclar Vivadent AG, 60% Kristallite) (Ludwig et al., 2005; Fischer und Kappert, 2011). Bei den letzteren kann besonders durch den erhöhten Kristallitanteil eine deutlich erhöhte Biegefestigkeit (300-400 MPa) und Risszähigkeit ($2,5 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$) erzielt werden (Ludwig et al., 2005; Raigrodski, 2004). Das Indikationsspektrum schließt neben Inlays, Onlays, Teil- und Einzelkronen auch dreigliedrige Brücken bis zum Prämolarenbereich ein (Ludwig et al., 2005; Pröbster und Groten, 2006).

Oxidkeramiken stellen im Gegensatz zu den Silikatkeramiken einphasige Materialien dar, die aus Metalloxiden (Al_2O_3 , MgO , ZrO_2 , MgAl_2O_4 , TiO_2) mit keinem oder einem sehr kleinen Glasanteil bestehen (Pospiech, 2011).

Die polykristallinen, dicht gesinterten Oxidkeramiken bestehen ausschließlich aus kristallinen Metalloxiden und weisen keinerlei Glasphase auf. Sie werden bereits seit längerem als sogenannte Hochleistungskeramiken (z.B. Yttriumoxid-stabilisiertes ZrO_2 : Biegefestigkeit 900-1200 MPa, Risszähigkeit $9-10 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$) mit Erfolg in den

1 Einleitung

unterschiedlichsten technischen Bereichen, in der Medizin beispielweise als Material für orthopädische und zahnmedizinische Implantate sowie Abutments oder eben auch als Gerüstwerkstoff für Kronen und Brücken eingesetzt (Pospiech et al., 2004; Raigrodski, 2004; Kunzelmann et al., 2006; Fischer und Kappert, 2011).

1.1.2 Verarbeitung von Dentalkeramiken

Grundsätzlich kann bei der Verarbeitung von dentalkeramischen Werkstoffen zwischen additiver (sinter-, guss- und presstechnische Verfahren) und subtraktiver (Fräsen und Schleifen) Formgebung unterschieden werden (vgl. Abb. 2; grün: additive Formgebung, rot: subtraktive Formgebung).

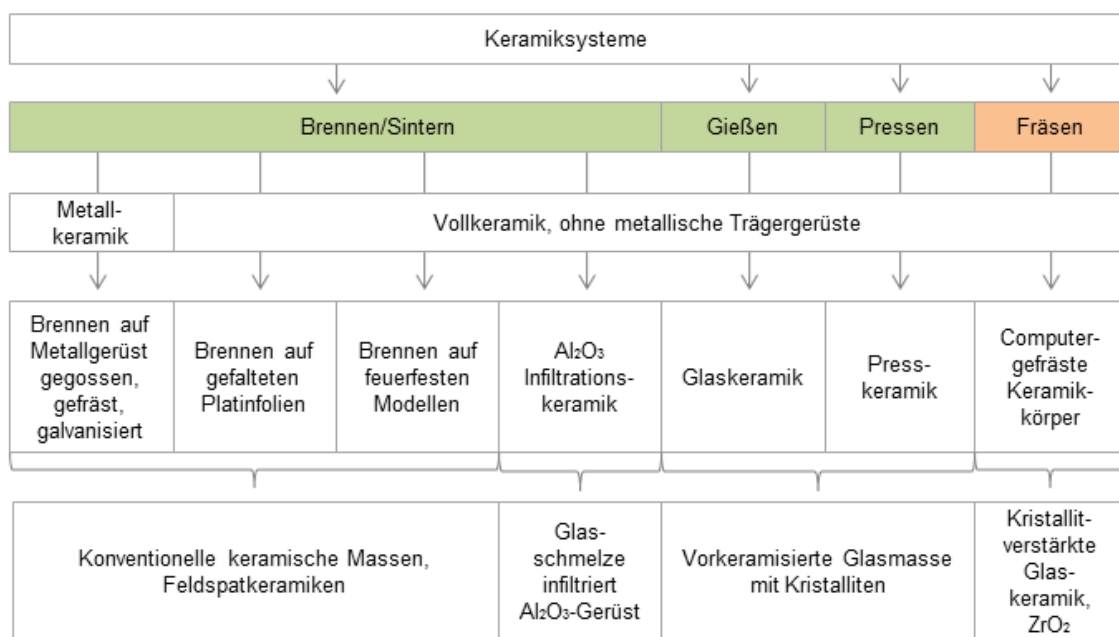


Abb. 2: Übersicht über die verschiedenen Verarbeitungsverfahren dentalkeramischer Werkstoffe (modifiziert nach Hohmann und Hielscher, 2003).

Schichtkeramik

Das sintertechnologische Verfahren, die Schichttechnik, stellt die klassische additive Verarbeitungsform der Feldspatkeramik dar. Die pulverförmigen Massen werden mit Wasser oder speziellen Flüssigkeiten angemischt und schichtweise auf ein Gerüst bzw. einen feuerfesten Stumpf aufgebracht. Während der folgenden Sinterbrände, die zur Erhöhung von Dichte, Festigkeit, Transparenz, Farbsicherheit und Polierbarkeit unter Vakuum erfolgen, verschmelzen die Einzelpartikel unter Verschluss der Hohlräume zu kompakten Körpern. Dies ist mit einem erheblichen Volumenschwund von bis zu 40% verbunden, welcher bei der Anfertigung passfähiger und formgenauer Objekte berücksichtigt werden muss (vgl. Abb. 3) (Körber und Ludwig, 1993; Gehre und Kappert, 2008; Marxkors et al., 2008).

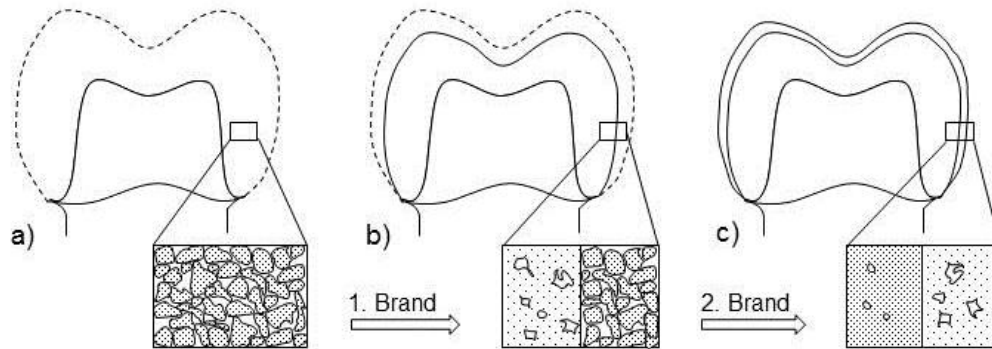


Abb. 3: Sinterschwindung beim Brennen von Feldspatkeramik. Der Volumenschwund nach dem ersten Brand (vgl. a) zu b)) muss durch das nachträgliche Aufschichten und Brennen von Keramik ausgeglichen werden (vgl. b) zu c)). Beachtet werden muss der in mehrfach gesinterten Schichten ansteigende Leuzitgehalt, welcher zu steigender Opazität führt (vgl. c)).

Durch den wiederholten Masseauftrag gestattet der sintertechnologische additive Schichtaufbau die Brennschwindung durch korrigierende Formgebung weitestgehend auszugleichen (Gehre und Kappert, 2008). Die infolge wiederholter Brennvorgänge besonders im marginalen Bereich auftretenden Dimensionsänderungen sowie die zunehmende Verglasung stellen allerdings bis heute ein ungelöstes Problem der Sintertechnologie dar (Balkaya et al., 2005; Komine et al., 2007).

Allerdings kann durch den gezielten Auftrag unterschiedlich eingefärbter, opaker Grund- bzw. Kernmassen sowie transparenterer Schmelz- und Glasurmassen eine differenzierte und natürliche, jedoch auch sehr technikerabhängige Farbgestaltung erzielt werden (Douglas und Brewer, 2003). Zu beachten ist dabei die Anpassung der Brennparameter auf die jeweiligen Verarbeitungsschritte, um abgestimmt auf die Zusammensetzung der jeweils verwendeten Massen die gewünschten mechanischen Parameter und farblichen Effekte zu erzielen (vgl. Tab. 1).

Tab. 1: Brennparameter laut Herstellerangaben zur Verarbeitung der konventionellen Metallkeramik "IPS InLine" (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL) in den Brennöfen „Programat“ (Ivoclar Vivadent AG; T=Brenntemperatur °C, B=Bereitschaftstemperatur °C, S=Schliesszeit /min, t=Aufheizrate °C/min., H=Haltezeit min, V₁=Vakuum Start von Temperatur °C, V₂= Vakuum Ende bis Temperatur °C, Ivoclar Vivadent AG, 2012).

IPS InLine	T °C	B °C	S /min	t °C/min	H min	V ₁ °C	V ₂ °C
1.+2. Opaquerbrand	930	403	6	100	2	450	929
1.+2. Marginbrand	930	403	4	60	1	450	929
1.Dentin- +Incisalbrand	910	403	4	60	1	450	909
2.Dentin- +Incisalbrand	900	403	4	60	1	450	899
Margin Add-On-Brand	900	403	4	60	1	450	899
Korrekturbrand	860	403	4	60	1	450	859
Shade/ Stains-Brand	850	403	6	60	1	450	849
Glasur-Brand	850	403	6	60	1	450	849
Add-On nach Glanz-Brand	690	403	4	60	1	450	689

1 Einleitung

Zusammenfassend ergeben sich aus der Verarbeitung folgende Vor- bzw. Nachteile für eine mittels Schichtkeramik verblendete Restauration:

- + individuell variierbare, natürliche Farbgebung
- + einfache Korrekturmöglichkeit
- Dimensionsänderungen in Folge wiederholter Sinterbrände
- Qualität maßgeblich von der manuellen Fertigkeit und Erfahrung des Zahntechnikers abhängig (Homogenität des Gefüges, Farbwiedergabe, Passgenauigkeit)
- vergleichsweise zeit- und kostenintensive Technologie.

Presskeramik

Die presstechnische Fertigung macht sich die pyroplastischen Eigenschaften glaskeramischer Materialien zunutze. Die Ausgangsstoffe liegen hierbei nicht in Pulverform, sondern als kompakte, bereits durchgesinterte Körper vor. Dafür werden die Rohlinge zunächst vom Hersteller im Lost-Wax-Verfahren mit amorpher Glasstruktur hergestellt. Anschließend werden die Gussobjekte getempert, d.h. über einen längeren Zeitraum erhöhten Temperaturen ausgesetzt, wobei es zu einer feinkörnigen Kristallisation mit Transparenzverlust und Festigkeitssteigerung des Materials kommt (Gehre, 2005). Beispielhaft ist dies für die Herstellung der e.max Press-Rohlinge (Ivoclar Vivadent AG) in Abb. 4 dargestellt. Besonders vorteilhaft hinsichtlich der Qualitätssicherung erweist sich dabei die zweistufige Temperaturbehandlung, welche die Kontrolle der Glasrohlinge auf Farbe und Transparenz, aber auch hinsichtlich potentieller Mängel wie Lufteinschlüsse und Poren erlaubt. Durch die anschließende zweistufige Wärmezufuhr erfolgt in der Glasmatrix zunächst bei 500-600°C die Keimbildung, welche die anschließende Entstehung und das Wachstum von Lithiumdisilikatkristallen bei ca. 850°C gewährleistet. Während des eigentlichen Pressvorganges wird die kristallitverstärkte Glaskeramik schließlich unter hohem Druck in vorbereitete, im Lost-Wax-Verfahren hergestellte feuerfeste Hohlformen gepresst. Dieser Vorgang findet bei ca. 950°C mit weiterem Wachstum der Kristallite und damit weiterer Festigkeitssteigerung der Keramik statt. Somit können im Vergleich zur konventionellen Schichtkeramik verbesserte mechanische Eigenschaften erzielt werden (Bsp. IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent AG, Lithiumdisilikatkeramik, Biegefestigkeit 440MPa, Risszähigkeit 2,5-3,0 MPa*√m) (Gehre und Kappert, 2008).

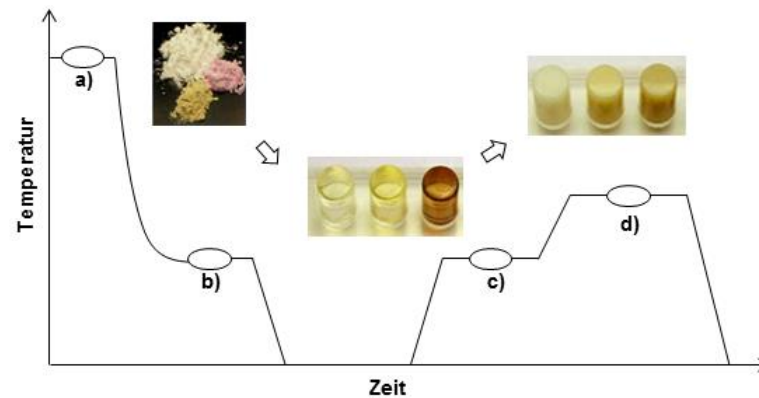


Abb. 4: Herstellung der IPS e.max Press Rohlinge. a) Bildung der Schmelze aus den pulverförmigen Ausgangsstoffen bei ca. 1500°C, b) Entspannung; c) Keimbildung bei ca. 500-600°C; d) Kristallisation bei ca. 850°C (modifiziert nach Gehre und Kappert, 2008, S.286).

Das Wegfallen des individuellen zahntechnikerabhängigen Schichtungsprozesses verspricht nicht nur eine Reduktion des Arbeits- und Zeitaufwandes, sondern auch einen durch geringere Störanfälligkeit des Systems gekennzeichneten reproduzierbaren Qualitätsstandard (Hohmann und Hielscher, 2003; Gehre und Kappert, 2008; Komine et al., 2012). Da die Rohlinge bereits vorgesintert angeliefert werden, tritt bei der Verarbeitung im zahntechnischen Labor keine Sinterschrumpfung mehr auf. Durch das Pressen der viskösen Keramik kommt es im Gegensatz zur Schichtkeramik nicht zu einer Verrundung der Restauration; die Ränder können somit kantenstabil ausgeformt werden. Sowohl der zervikale Randschluss als auch die Innenpassung der Restauration versprechen eine den herkömmlichen Verfahren überlegenere Präzision (Goldin et al., 2005; Cho et al., 2012). Die farbliche Individualisierung kann anschließend durch oberflächliches Bemalen (Maltechnik) erfolgen (vgl. Abb. 5).

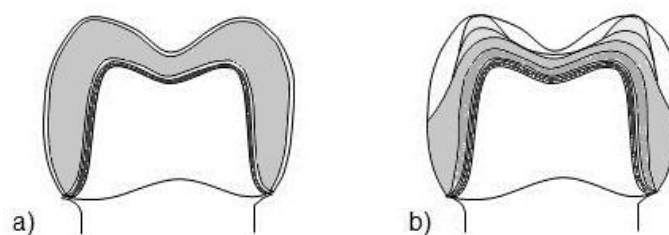


Abb. 5: Übersicht über die Verblendungsmöglichkeiten; a) presskeramisch hergestellte Einzelkrone mit farblicher Individualisierung mittels Maltechnik; b) schichtkeramisch verblendetes Metallgerüst.

Nachfolgend sind beispielhaft die Press- und Brennparameter für die Verarbeitung der Presskeramik IPS InLine PoM (Ivoclar Vivadent AG) zur Verblendung von Metallgerüsten aufgeführt (vgl. Tab. 2). Dabei werden die höheren Temperaturen

1 Einleitung

während des Pressvorgangs deutlich. Die anschließend erforderlichen, hauptsächlich der farblichen Individualisierung dienenden Folgebrände werden zur Vermeidung von Verformung und Dimensionsänderungen bei niedrigeren Temperaturen durchgeführt.

Tab. 2: Press- und Brennparameter für die Metallkeramik IPS InLine PoM (Ivoclar Vivadent AG). Oben: Pressparameter, hier für den Ofen Programat EP 3000 und das IPS Muffelsystem 100g (Ivoclar Vivadent AG). Unten: Brennparameter, ebenfalls für Programat Brennöfen (Ivoclar Vivadent AG). T=Brenntemperatur °C, B=Bereitschaftstemperatur °C, S=Schliesszeit /min, t=Aufheizrate °C/min., H=Haltezeit min, V₁=Vakuum Start von Temperatur °C, V₂= Vakuum Ende bis Temperatur °C; Ivoclar Vivadent AG, 2012).

Pressparameter IPS InLine PoM	T °C	B °C	t °C/min	H min	V ₁ °C	V ₂ °C
Programat EP 3000	940	700	60	10	500	950

Brennparameter IPS InLine PoM	T °C	B °C	S /min	t °C/min	H min	V ₁ °C	V ₂ °C
1.+2. Opaquerbrand	930	403	6	100	2	450	929
Touch-Up-Brand	840	403	4	60	1	450	839
Shade/ Stains-Brand	800	403	6	60	1	450	799
Glasur-Brand	800	403	6	60	2	450	799
Add-On nach Glanz-Brand	690	403	4	60	1	450	689

Zusammenfassend ergeben sich aus der Verarbeitung folgende Vor- bzw. Nachteile für eine mittels Presskeramik verblendete Restauration:

- + Verarbeitung industriell vorgefertigter Rohlinge mit reproduzierbaren Werkstoffeigenschaften (z.B. Farbwiedergabe)
- + verminderte Störanfälligkeit durch weitestgehend standardisierte Verarbeitung im Labor mit einer geringeren Anzahl zahntechnikerabhängiger Arbeitsschritte
- + dimensionsstabile Ausformung der Restauration
- + Reduktion des Arbeits-, Zeit- und Kostenaufwandes
- verminderte farbliche Individualisierungsmöglichkeiten
- Korrekturen nur unter Verwendung zusätzlicher Massen mittels Sintertechnik möglich.

1.1.3 Verbund zwischen Verblendkeramik und Gerüst

Allen Silikatkeramiken ist die vergleichsweise geringe mechanische Stabilität gemein. Auch bei kristallitverstärkten Glaskeramiken schließt das Indikationsspektrum daher nur dreigliedrige Brücken bis zum Prämolarenbereich ein. Um auch im Seitenzahnbereich ästhetisch anspruchsvolle Restaurationen anfertigen zu können, werden daher mechanisch stabilere Gerüste aus Metall oder Oxidkeramik gefertigt,

welche anschließend mit Silikatkeramiken schicht- oder presskeramisch verblendet werden. Für die Stabilität der Restauration ist dabei der Verbund zwischen Verblendkeramik und Gerüst von entscheidender Bedeutung (Walter, 2008; Fischer, 2011).

Verbund zwischen Verblendkeramik und Metallgerüst

Für die Qualität des Metall-Keramik-Verbundes ist vor allem die Abstimmung des Wärmeausdehnungsverhaltens zwischen Legierung und Verblendkeramik essentiell. Je nach Anforderung kann der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) der Verblendkeramik durch Änderung der chemischen Zusammensetzung verschoben werden. In der Regel sollte dieser 5-10% kleiner sein als der des zu verblendenden Metalls, damit schädliche Zugspannungen in der Keramik vermieden und diese während der Abkühlung durch die stärkere Kontraktion des Metalls unter leichte Druckspannung gesetzt wird (vgl. Abb. 6a) (Hohmann und Hielscher, 2003; Walter, 2008).

Zur Abstimmung der Wärmeausdehnung beider Materialkomponenten ist auf Seiten der Keramik die Kombination von Feldspatglas und kristallinem Leuzit besonders geeignet, da der WAK des Glases mit $7-8 \mu\text{m/m}^{\circ}\text{K}$ weit unter, und der des Leuzits mit $25-27 \mu\text{m/m}^{\circ}\text{K}$ weit über dem WAK der herkömmlichen aufbrennfähigen Dentallegierungen ($14-15 \mu\text{m/m}^{\circ}\text{K}$) liegen (Walter, 2008; Fischer, 2011). Da sich die WAK einzelner Legierungsgruppen erheblich unterscheiden, geben einige Hersteller ausdrücklich kompatible Kombinationen von Legierung und Keramik an. So sind beispielsweise für die Verblendung von Titan aufgrund des niedrigen WAK ($8 \mu\text{m/m}^{\circ}\text{K}$) Spezialmassen erforderlich (Hey et al., 2012). Auch der keramische Alternativwerkstoff Zirkoniumdioxid erfordert mit einem WAK von $10 \mu\text{m/m}^{\circ}\text{K}$ entsprechend eingestellte Verblendkeramiken (Aboushelib et al., 2006, 2008). Damit es nicht zu unerwünschten Änderungen der Gerüstdimensionen kommt, muss das Aufbrennen und -sintern zudem bei Temperaturen erfolgen, die mindestens 150°C unterhalb des Soliduspunktes der Legierung liegen. Für die Verblendung hochgoldhaltiger Legierungen war deshalb aufgrund des niedrigen Schmelzintervalls die Entwicklung niedrigschmelzender Keramikmassen notwendig (Gehre, 2005).

Die mechanische Haftung der Verblendkeramik auf dem Metallgerüst wird neben den bisher beschriebenen Kontraktionskräften auch durch mikromechanische Retention erzielt. Dies erfordert die Vorbereitung des Gerüstes durch rotierende Instrumente, Sandstrahlen oder Säureeinwirkung. Die zerklüftete und vergrößerte Oberfläche begünstigt das Umfließen der Keramik und führt zu größerer Haftfestigkeit (Al Mutawa et al., 2000; Hohmann und Hielscher, 2003; Walter 2008).

Neben den verschiedenen mechanischen Faktoren kommt der chemischen Bindung ebenfalls große Bedeutung zu. Sie beruht auf der Ausbildung von Haftoxiden, weshalb den klassischen hochgoldhaltigen Aufbrennlegierungen Nichtedelmetalle (z.B. Zinn, Eisen, Kupfer, Indium, Chrom) als sogenannte Oxidbildner zulegiert werden (Al Mutawa et al., 2000; Walter, 2008). Diese Oxidbildner reichern sich während des Gerüstvorglühens an dessen Oberfläche an (vgl. Abb. 6b) und ermöglichen die Ausbildung von Sauerstoffbrückenbindungen (vgl. Abb. 6c). Dauer und Temperaturführung sind dabei für die Stärke der Haftoxidschicht entscheidend, welche wiederum einen entscheidenden Einfluss auf die Haftfestigkeit nimmt (Böhm, 2001). Bei den edelmetallfreien Legierungen, von denen die Cobalt-Chrom-Legierungen (CoCr) in Deutschland am häufigsten eingesetzt werden, ist ein zusätzlicher Oxidationsbrand aufgrund der leichten Oxidierbarkeit i.d.R. nicht notwendig. Der chemische Verbund erfolgt hier hauptsächlich über das Chromoxid (Gehre, 2005).

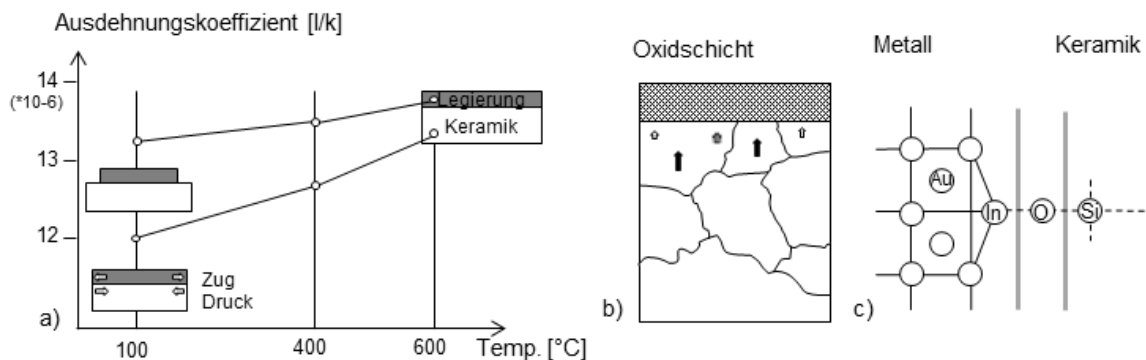


Abb. 6: Verbundmechanismen Metall-Keramik: a) Anpassung der WAK zwischen Verblendung und Gerüst; b) Bildung der Oxidschicht aus unedlen Legierungsbestandteilen während des Vorglühens; c) Sauerstoffbrückenbindungen (modifiziert nach Franz, 1982, S.129; Körber und Ludwig, 1993, S.153).

Verbund zwischen Verblendkeramik und Zirkoniumdioxidgerüst

Vergleichbar mit der konventionellen Metallkeramik wird die Widerstandsfähigkeit des dualen Systems aus Zirkoniumdioxidgerüst (ZrO_2 -Gerüst) und Verblendkeramik durch die schwächste Komponente determiniert. Diese stellt hier weniger die Verbundzone beider Materialien als die mechanisch weniger belastbare Verblendkeramik dar (Aboushelib et al., 2005). Ähnlich der Metallkeramik ist die Angleichung des Wärmeausdehnungskoeffizienten beider Verbundpartner von entscheidender Bedeutung. Darüber hinaus hat die Vorbehandlung des ZrO_2 -Gerüsts (z.B. Sandstrahlen, Verwendung von Linern) großen Einfluss auf die Verbundfestigkeit (Aboushelib et al., 2005, 2006; Kim et al., 2011). Erheblichen Einfluss auf den Verbund hat auch die Benetzung des ZrO_2 -Gerüsts mit der Verblendkeramik (Aboushelib et al., 2006, 2008; De Jager et al., 2005). Ob es einen spezifischen chemischen

Verbundmechanismus gibt, ist bislang noch nicht vollständig geklärt. Insgesamt scheint der Verbund zwischen Zirkoniumdioxid und Verblendkeramik jedoch sehr gut zu sein, da es in der überwiegenden Mehrzahl der Fälle bei Frakturereignissen an verblendeten Zirkoniumdioxidrestaurationen zu kohäsiven Brüchen der Verblendkeramik und nicht zu adhäsiven Frakturen im Bereich der Verbundzone kommt (Beuer et al., 2009a; Heintze und Rousson, 2010; Eisenburger et al., 2011; Anusavice, 2012; Schmitter et al., 2012).

Verbund zwischen Verblendkeramik und Gerüst in Abhängigkeit von der Verblendtechnologie

Die Verbundmechanismen zwischen Verblendkeramik und Gerüst sind für Schicht- und Presskeramiken prinzipiell gleich. Allerdings wird von einer verbesserten Benetzung des Gerüsts beim presstechnischen Verfahren ausgegangen. Bedingt durch den hohen Druck zeigten Presskeramiken im Vergleich zur konventionellen Schichtkeramik in der Vergangenheit zumindest bei ZrO_2 -Gerüsten einen deutlich besseren Oberflächenkontakt zum Gerüst (Aboushelib et al., 2006). Inwieweit sich dieser Aspekt auf eine Erhöhung der Verbundfestigkeit auswirkt, ist bislang nicht abschließend geklärt.

1.2 Qualitätskriterien von festsitzendem Zahnersatz

Zur Beurteilung festsitzender Restaurationen stehen unabhängig von Material und Fertigungsverfahren unterschiedliche Qualitätsmerkmale und Untersuchungsmethoden zur Verfügung. In-vitro-Untersuchungen werden dabei entweder an stilisierten Probenkörpern zur Ermittlung werkstoffkundlicher Kenngrößen oder an anatomischen Prüfkörpern zur vergleichenden Untersuchung verschiedener Materialien, Materialkombinationen oder Konstruktionen eingesetzt. Der In-vitro-Vergleich neuer Werkstoffe oder Fertigungsverfahren mit klinisch langfristig erfolgreich verwendeten Materialien bzw. Technologien erlaubt dabei eine Prognose über deren Verhalten im oralen Milieu. Unersetzlich bleiben letztendlich langfristige In-vivo-Untersuchungen, da sich naturgemäß verschiedene biologische Parameter unter Laborbedingungen nur begrenzt oder überhaupt nicht simulieren lassen.

1.2.1 Randspalten

Als Kriterium zur Qualitätsbeurteilung wird der Randschluss von festsitzendem Zahnersatz sowohl von der Arbeitsgruppe "Qualitätssicherung in der Zahnmedizin" (1988) als auch von der Autorenmehrheit an die erste Stelle vor Approximalraum, Okklusion, Ästhetik und technische Ausführung gestellt. Dies liegt darin begründet,

dass die interne und marginale Passgenauigkeit festsitzender Restaurationen einen entscheidenden Parameter für den klinischen Erfolg darstellt. Mangelhafte marginale Adaptation begünstigt aufgrund mechanischer und chemischer Einflüsse die Auswaschung des Zementes (Schwickerath, 1979). Dies schafft ideale Voraussetzungen zur Plaqueanlagerung und Etablierung eines Biofilms mit konsekutiver Gingivitis und marginaler Parodontitis (Felton et al., 1991). So stellt die infolgedessen auftretende Sekundärkaries noch vor Fehlern in der Materialverarbeitung den häufigsten Grund für den Funktionsverlust von metallkeramischen Kronen dar (Näpänkangas und Raustia, 2008).

In der Vergangenheit wurde die klinisch akzeptable marginale Passung von Kronen und Brücken deshalb ausführlich diskutiert. Allgemein gilt ein Kronenrand als ideal, wenn er weder über- noch unterkonturiert ist und weder visuell, noch mittels zahnärztlicher Sonde detektiert werden kann (Holmes et al., 1989; Colpani et al., 2013). Dieses Ideal lässt sich im klinischen Alltag jedoch kaum verwirklichen. Die meisten Autoren sehen vertikale Randspalten zwischen 50 und 120µm als klinisch akzeptabel an (Fransson et al., 1985; Quintas et al., 2004; Boeckler et al., 2005; Beuer et al., 2009b; Kokubo et al., 2011; Colpani et al., 2013). Dieser in der Literatur am häufigsten untersuchte Parameter der marginalen Passgenauigkeit wurde 1987 durch Donath und Roth definiert und stellt die Strecke von der Präparationsgrenze bis zum zervikalen Kronenrand, parallel zur Zahnachse, dar (Donath und Roth, 1987). Eine noch differenziertere Nomenklatur wurde 1989 durch Holmes et al. vorgeschlagen. Diese definiert insgesamt 8 unterschiedliche Parameter zur Beschreibung der Passgenauigkeit (Holmes et al., 1989).

Vom marginalen Randspalt, d.h. der Passgenauigkeit im marginalen sulkulären Bereich, muss die interne Passgenauigkeit abgegrenzt werden. Diese ist definiert als der Abstand zwischen der Innenfläche der Restauration und der Oberfläche des Stumpfes (Holmes et al., 1989). Diese ist besonders für die Ableitung der Kaukräfte und die mechanische Stabilität der Restauration von Bedeutung. Nach Untersuchungen von Tuntiprawon und Wilson kommt es bei inneren Passungenauigkeiten von mehr als 70µm zu punktuellen Spannungsspitzen durch die ungleichmäßige Ableitung der auftretenden Kaukräfte mit der Folge der Reduktion der Bruchfestigkeit (Tuntiprawon und Wilson, 1995).

Keramikschulter

Neben der Passung gilt der marginale Bereich aus ästhetischen Gründen als besonders kritisch. Bei metallkeramischen Restaurationen führt der dunkle Metallrand besonders im Frontzahnbereich häufig zu gräulich-lividen Verfärbungen der Gingiva.

Zur Verbesserung der Optik und der biologischen Integrität im sulkulären Bereich wird deshalb im marginalen Bereich häufig das unterstützende Metallgerüst weggelassen, sodass der Kronenrand nur aus Verblendkeramik besteht. Ein solcher Kronenrand wird als Keramikschiel bezeichnet (Rimondini et al., 2002; Degidi et al., 2006).

Die Herstellung einer Keramikschiel, welche einen metallenen Kronenrändern vergleichbar guten Randschluss aufweisen soll, erweist sich in der Praxis jedoch vielfach als schwierig. Grundsätzlich können Keramikschieln sowohl mittels Schicht-, als auch mittels Presskeramik auf zervikal eingekürzten Metall- oder ZrO_2 -Gerüsten hergestellt werden (vgl. Abb. 7). Wie bereits im Abschnitt 1.1.2 erwähnt, treten bei der Verwendung von Schichtkeramik nachweislich Veränderungen der marginalen Passgenauigkeit während des Fertigungsprozesses auf (Dittmer et al., 2009). Diese werden durch den wiederholten Schichtauftrag zum Ausgleich der Sinterschrumpfung, die mehrfach erforderlichen Brennvorgänge und das Beschleifen der Restaurationen während der Aufpassung auf das Meistermodell hervorgerufen (Hung et al., 1990; Balkaya et al., 2005; Komine et al., 2007; Shokry et al., 2010). Veränderungen der marginalen Passgenauigkeit konnten nicht nur bei Metallgerüsten, sondern auch bei CAD/CAM-gefertigten ZrO_2 -Gerüsten nach der Verblendung mit Feldspatkeramik nachgewiesen werden (Dittmer et al., 2009).

Für die Herstellung einer Verblendung mittels Presskeramik sind in der Regel weniger Brennzuklen und weniger Korrekturschritte erforderlich (s. Kap. 1.1.2). Die Herstellung einer Keramikschiel aus Presskeramik verspricht daher eine kantenstabilere Ausformung und exaktere marginale Adaptation als die Schichtkeramik (Abbate et al., 1989; Goldin et al., 2005; Cho et al., 2012).

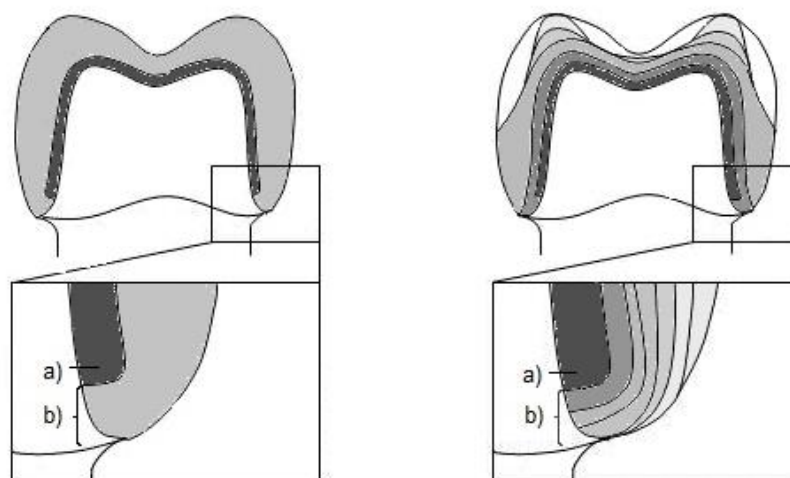


Abb. 7: Herstellung individueller Keramikschieln auf zervikal gekürzten Metallgerüsten; links: Presskeramik, rechts: Schichtkeramik; a) Metallgerüst, b) Keramikschiel.

1.2.2 Farbe der Keramik

Einigkeit besteht ob der Tatsache, dass sich mit keramischen Restaurationen überragende ästhetische Ergebnisse erzielen lassen. Wesentliche Kriterien der Ästhetik sind neben Zahnform, -größe, -stellung und Oberflächenstruktur auch die Farbe und Transluzenz des verwendeten Materials (Strub et al., 2011). Eine naturnahe Gestaltung der Verblendkeramik wird während des Herstellungsprozesses einerseits durch die Informationsaufnahme bzw. deren Übertragung ins zahntechnische Labor und andererseits durch die zahntechnische Verarbeitung der verwendeten Materialien bzw. deren materialspezifischen Eigenschaften beeinflusst.

Die erste potentielle Fehlerquelle stellt die korrekte Zahnfarbbestimmung dar, für welche in der Praxis visuelle und digitale Systeme zur Verfügung stehen.

Bei der visuellen (subjektiven) Zahnfarbbestimmung gleicht der Behandelnde eine Auswahl an vorgegeben Farben mit der noch vorhandenen Zahnhartsubstanz ab und trifft auf Grundlage der vom Farbring angebotenen Muster seine Entscheidung. Dies stellt jedoch immer eine subjektive, d.h. von psychologischen und physiologischen Prozessen abhängige Form der Farbbestimmung dar (McMaugh, 1977; Setz et al., 1992; Baltzer und Kaufmann-Jinoian, 2005; Pospiech, 2011; Strub et al., 2011). Zudem wurde nachgewiesen, dass sich selbst die Farbringe gleicher Hersteller unterscheiden und somit eigentlich keine konstante Referenz für die Farbbestimmung verfügbar ist (Sproull, 1973).

Dagegen konnte die klinische Reproduzierbarkeit digital (objektiv) bestimmter Farbwerte, sowohl zwischen unterschiedlichen Personen als auch zwischen verschiedenen Untersuchungszeitpunkten, bereits mehrfach nachgewiesen werden (Dozić et al., 2007; Olms und Setz, 2013). Dabei gilt die digitale gegenüber der visuellen Zahnfarbbestimmung als gleichwertig, wenn nicht sogar überlegen (Da Silva et al., 2008; Browning et al., 2009). Ein in Deutschland bekanntes Beispiel für ein digitales Farbmessgerät ist das Spektralphotometer VITA Easyshade (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, D). Hier wird die Menge des sichtbaren Lichtes, welches von der Zahnoberfläche in Form bestimmter Wellenlängen für jede Helligkeit, Sättigung und jeden Farbton reflektiert wird, gemessen und in eine Spektralkurve umgerechnet. Diese gibt den Prozentsatz des Lichts einer bestimmten Wellenlänge an, der abhängig vom jeweiligen Material absorbiert bzw. reflektiert wird. Die Spektralreflexionskurve wird in das Normfarbensystem der Commission Internationale de l'Éclairage (CIE) umgerechnet, dessen Farbraum durch ein dreidimensionales Koordinatensystem dargestellt wird (vgl. Abb. 8). In diesem beschreibt die L*-Achse die Helligkeit (Luminanz) einer Farbe mit Werten von 0

1 Einleitung

(schwarz) bis 100 (weiß), a^* -Achse den Grün- (positive Werte) oder Rotanteil (negative Werte) und die b^* -Achse den Blau- (negative Werte) oder Gelbanteil (positive Werte).

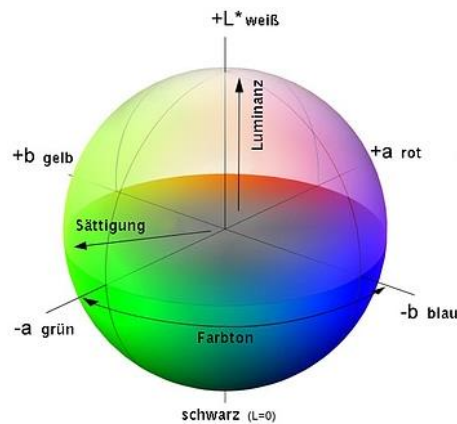


Abb. 8: $L^*a^*b^*$ -Farbraum der Commission Internationale de l'Éclairage (Quelle: http://www.prontosystems.org/_media/presstec/colormanagement/farbmodelle/lab.jpg; 25.08.2013).

Das bei der digitalen Farbbestimmung ermittelte $L^*a^*b^*$ -Ergebnis basiert auf der Lichtart D 65 (Tageslicht, 6500 K), einem Betrachtungswinkel von 2 Grad und ist somit unabhängig von Beleuchtung oder Betrachter (Da Silva et al., 2008; Kourtis et al., 2009; Olms et al., 2009).

Zudem erlaubt das $L^*a^*b^*$ -System die Berechnung eines ΔE als Maß für den empfundenen Farbabstand (CIE, 2004):

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

Um die digital bestimmten Farbparameter und das daraus zu errechnende ΔE in einen klinischen Zusammenhang zu stellen, wurden verschiedene Untersuchungen bezüglich der wahrzunehmenden Farbunterschiede durchgeführt. So untersuchten Douglas et al., ab welchem Wert geschultes Personal einen Farbunterschied tatsächlich wahrnimmt (Douglas et al., 2007). Es wurde festgestellt, dass 50% aller Zahnärzte ab einem ΔE von 2,6 einen Farbunterschied wahrnehmen können und 50% aller Zahnärzte ab einem ΔE von 5,5 das Einsetzen der Restauration aufgrund der Farbabweichung ablehnen würden. In anderen Untersuchungen wurden andere Grenzwerte bestimmt, sodass sich die Diskussion um die Wahrnehmbarkeits- und Toleranzschwelle kontrovers gestaltet (Johnston und Kao, 1989; Douglas und Brewer, 1998; Ragain und Johnston, 2001).

Nach der Farbbestimmung am Patienten treten jedoch auch während des Fertigungsprozesses weitere Fehlerquellen auf. So lassen sich bei Dentalkeramiken einer Farbe, aber verschiedener Hersteller Farbunterschiede feststellen (Seghi et al., 1986). Chargenabhängige Farbdifferenzen sowie Veränderungen in Farbe und

Transluzenz infolge häufigen Brennens konnten ebenfalls nachgewiesen werden (Jorgenson und Goodkind, 1979; O'Brien, 1991; Celik et al., 2008). Ferner haben das verwendete Gerüstmaterial und die Schichtstärke der Verblendkeramik sowie die verwendete Verarbeitungsform großen Einfluss auf das Gesamtergebnis (Jacobs et al., 1987; Dozić et al., 2003; Kourtis et al., 2004; Ozturk et al., 2008; Koutayas et al., 2008; Luo und Zhang, 2010). Darüber hinaus stellten Douglas und Brewer fest, dass bei Verwendung von Schichtkeramik bezüglich der Farbwiedergabe zwischen einzelnen zahntechnischen Laboren und Zahntechnikern erhebliche Unterschiede bestehen (Douglas und Brewer, 2003).

In der Keramikverarbeitung erfahrene Zahntechniker erzielen mit der Schichttechnik durch Verwendung unterschiedlich opaker und transluzenter Massen die natürlichsten und individuellsten Ergebnisse. Mit presskeramischen Verblendungen lassen sich durch die Verwendung industriell vorgefertigter Rohlinge ähnlich differenzierte Farbabstufungen hingegen nicht erzielen. Allerdings versprechen die Rohlinge hinsichtlich der Farbkonstanz, d.h. der Schwankungen des durch den Werkstoff vorgegebenen Kolorits, die geringeren Abweichungen.

Bei wiederholten Brennvorgängen, welche bei schichtkeramischen Verblendungen häufiger erforderlich sind als bei presskeramischen, besteht zudem die Gefahr, durch den ansteigenden Leuzitgehalt eine zunehmende Opazität und damit Farbabweichungen zu verursachen (Jacobs et al., 1987; Dong et al., 1992; Hohmann und Hielscher, 2003; Mackert und Russel, 1996). Die Presstechnik verspricht gegenüber der konventionellen Schichtkeramik somit eine weniger individuell variierbare, jedoch die Grundfarbe betreffend konstantere Farbgestaltung.

1.2.3 Bruchfestigkeit

Es gibt verschiedene Parameter, welche zur Beurteilung der mechanischen Stabilität zahnärztlicher Restaurationen eingesetzt werden können. Neben den klinisch erhobenen Daten zur Langlebigkeit werden zur Beurteilung die durch In-vitro-Untersuchungen ermittelten Größen eingesetzt.

Aus klinischen Untersuchungen zum Langzeitverhalten metallbasierter mittels Schichtkeramik verblendeter Restaurationen wird deutlich, dass in der Regel eine Ausfallwahrscheinlichkeit von 1% im Jahr nicht überschritten wird. Bei hochgoldhaltigen Metallgerüsten konnten nach 25 Jahren noch 85,40% der Kronen in situ vorgefunden werden (Walton, 2013). Von den zu erneuernden Kronen gingen 75,9% aufgrund biologischer Faktoren (Wurzelfrakturen, Sekundärkaries, Parodontalerkrankungen) verloren und 18,1% wurden auf Patientenwunsch bedingt durch ästhetische Mängel entfernt. Eine Erneuerung aufgrund von Materialfehlern (Metall-/

Keramikfraktur) war nur in 8% der Fälle notwendig. Aufgrund der langen Inkorporationsdauer bei adäquater Ästhetik definiert die mittels Schichttechnik verblendete Metallkeramik daher den Goldstandard (Heintze und Rousson, 2010). Klinische Aussagen über das Langzeitverhalten von zirkoniumdioxidbasierten mittels Schichtkeramik verblendeten Restaurationen sind derzeit nicht möglich. Nach der aktuellen Studienlage scheint es jedoch so zu sein, dass zirkoniumdioxidbasierte Restaurationen eine höhere Materialanfälligkeit aufweisen. Vor allem kohäsive Brüche der Verblendkeramik, das sogenannte „Chipping“, treten signifikant häufiger auf. Frakturen im Gerüst, also im Zirkoniumdioxid selbst, lassen sich jedoch nur selten feststellen (Heintze und Rousson, 2010) (Übersicht Frakturmodi Abb. 9).

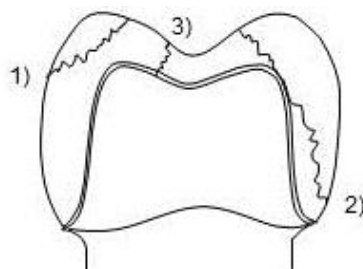


Abb. 9: Frakturmodi. 1) Kohäsiver Bruch in der Verblendkeramik, 2) adhäsiver Bruch zwischen Gerüst und Verblendung, Totalfraktur mit Beteiligung des Gerüsts.

Zirkoniumdioxidbasierte Restaurationen gehen somit derzeit zu einem großen Teil aufgrund von Materialschäden verloren. Die Materialqualität und damit der Langzeiterfolg der Restauration werden dabei maßgeblich von der Erfahrung des Zahntechnikers beeinflusst (s. Kap. 1.1.1) (Rosentritt et al., 2011). Hier verspricht die Verwendung der presskeramischen Verblendung eine Reduktion der potentiellen Fehlerquellen und Mängel, welche eine Verminderung der Bruchfestigkeit und Langlebigkeit herbeiführen könnten (Komine et al., 2012). Vereinzelt wurde dies bei presskeramisch verblendeten Restaurationen bereits klinisch festgestellt (Snyder und Hogg, 2005; Christensen und Ploeger, 2010).

Vergleichende klinische Untersuchungen sind jedoch gerade bei Vollkeramikrestaurationen aufgrund der Vielzahl an Materialien und Verarbeitungstechnologien vielfach kompromissbehaftet. Zum zusätzlichen, direkten Vergleich bieten sich daher In-vitro-Untersuchungen an, welche unter standardisierten Bedingungen unterschiedliche Materialien bzw. Konstruktionen überprüfen. Dazu zählen die Bestimmung werkstoffkundlicher Kenngrößen an stilisierten Probekörpern und die vergleichende Untersuchung anatomischer Prüfkörper.

Wie bereits in Kapitel 1.1.1 erwähnt, werden bei Dentalkeramiken häufig die Biegefestigkeit und Risszähigkeit als Materialkenngrößen ermittelt. Gängige In-vitro-

1 Einleitung

Methoden zur Untersuchung der Biegefestigkeit sind dabei der Drei- und Vierpunktbiegeversuch sowie der biaxiale Biegetest. Dabei wird ein normierter Prüfkörper unter Zug- bzw. Biegespannung gesetzt und mit ansteigender Kraft bis zum Bruch belastet (Biegefestigkeit in MPa (N/mm^2), Abb. 10a). Allerdings wird die theoretisch mögliche Biegefestigkeit in der Prüfung nicht erreicht. Durch Unregelmäßigkeiten an der Oberfläche sowie Inhomogenitäten im Gefüge (Abb. 10b) kommt es zu Spannungskonzentrationen. An diesen Stellen wird die Zerreißfestigkeit zuerst lokal überschritten. Die Kerbe vertieft sich und verjüngt lokal den Materialquerschnitt zunehmend, sodass die Probe schließlich vor dem Erreichen der theoretisch möglichen Zerreißfestigkeit bricht. Dieses Risswachstum unterhalb der eigentlichen Bruchspannung wird auch als unterkritisches Risswachstum bezeichnet. Die Biegefestigkeit ist daher eine von der Materialdefektverteilung abhängige Materialkenngröße. Durch eine möglichst hohe Oberflächenqualität (Politur, Brand) sollen oberflächliche Defekte und Poren, welche durch den sog. Rebinder- Effekt und die Spannungsrisskorrosion zur Schädigung der keramischen Arbeit führen könnten, weitgehend vermieden werden (Hohmann und Hielscher, 2003; Pospiech et al., 2004; Pospiech, 2011).

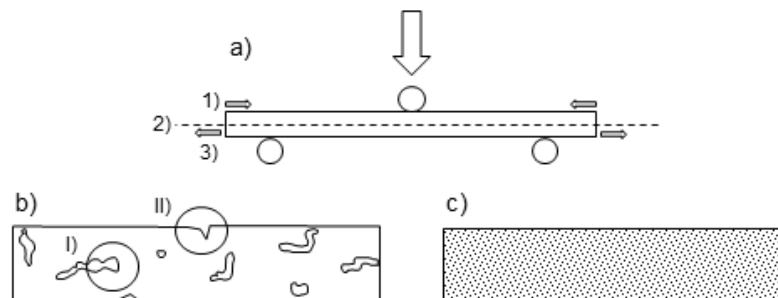


Abb. 10: a) Schematische Darstellung des Dreipunktbiegeversuchs: (1) Druckzone, (2) Neutrale Zone, (3) Zugzone. b) Schwachstellen der Keramik aufgrund von Verarbeitungsfehlern entweder an der Oberfläche (I) oder im Gefüge (II). c) Idealer homogener Prüfkörper.

Die Risszähigkeit beschreibt die Fähigkeit eines Werkstoffes, bereits bestehende Risse an ihrem Fortschreiten zu hindern. Je langsamer der unter Zugspannung stehende Riss in seinem Wachstum fortschreitet, desto günstiger wirkt sich dies auf die Langzeitfestigkeit aus. Der Spannungsintensitätsfaktor K_I [$\text{MPa} \cdot \sqrt{\text{m}}$] gibt dabei an, bei welcher Spannung sich in der Zugzone ein definiert scharfer Anriss der Länge l erweitert (Gehre, 2005; Pospiech et al., 2004).

Sowohl die Biegefestigkeit, als auch die Risszähigkeit werden nach streng normierten Prüfverfahren bestimmt. Davon muss die Bruchfestigkeit unterschieden werden, mit der die Kraft in N angegeben wird, die aufgewendet werden musste, um einen Prüfkörper zu zerstören. Da es hierfür keine normierten Prüfverfahren gibt und sowohl

die Anatomie der zu testenden Restaurationen als auch die Testparameter von Prüfer zu Prüfer variieren, können Bruchfestigkeitswerte immer nur einen orientierenden Charakter aufweisen (vgl. Abb. 11) (Marxkors et al., 2008; Pospiech et al., 2004).

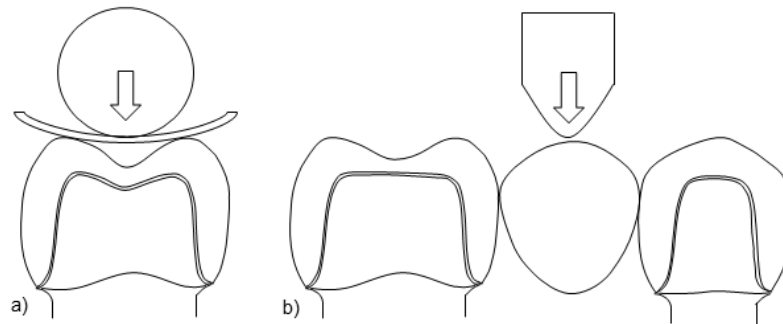


Abb. 11: Unterschiedliche Versuchsaufbauten zur Ermittlung der Bruchfestigkeit anatomischer Prüfkörper. Eine Vergleichbarkeit der dabei ermittelten Werte ist aufgrund abweichender Versuchsbedingungen nicht möglich, so werden in a) zur homogenen Kraftverteilung eine Zinnfolie unter den kugelförmigen Druckstempel auf eine Krone mit anatomisch ausgeformtem Gerüst gesetzt und in b) der Druckversuch mit einem konischen Stempel ohne Kraftverteiler auf einer dreigliedrigen Brücke durchgeführt.

Die erwähnten Größen werden besonders bei vollkeramischen Restaurationen maßgeblich durch Verarbeitungsfehler beeinflusst. Bei keramisch verblendeten Restaurationen gewährleistet die Presstechnologie dabei ein homogeneres Gefüge der verarbeiteten Verblendkeramik und eine verbesserte Benetzung des Gerüsts als die Sintertechnik (s. Kap. 1.1.2 und 1.1.3). Sowohl die Biegefestigkeit als auch die Bruchfestigkeit werden durch diese Aspekte bei presskeramisch hergestellten Probekörpern positiv beeinflusst.

2 Zielstellung

In der vorliegenden In-vitro-Studie wird ein systematischer Vergleich schicht- und presskeramisch verblendeter, zervikal eingekürzter CAD/CAM gefertigter ZrO₂- und CoCr-Gerüst-Kronen angestrebt.

Aufgrund der Verarbeitungstechnologie wird postuliert, dass presskeramisch verblendete Kronen über eine höhere marginale Passgenauigkeit verfügen als schichtkeramisch verblendete Kronen.

Darüber hinaus wird erwartet, dass mit der Presstechnik unabhängig vom verwendeten Gerüstmaterial eine größere Konstanz und eine präzisere Wiedergabe der angeforderten Zahnfarbe erzielt werden kann.

Zudem wird postuliert, dass presskeramisch verblendete Kronen über die höhere Bruchfestigkeit verfügen. Ferner wird erwartet, dass bei presskeramisch verblendeten ZrO₂-Kronen auch unter Simulation thermischer und mechanischer Belastungen ein Abplatzen der Verblendkeramik („Chipping“) weniger häufig beobachtet wird als bei schichtkeramisch verblendeten ZrO₂-Kronen.

3 Material und Methodik

3.1 Material

3.1.1 Herstellung der Urstümpfe

Ausgangskörper für die Probenherstellung stellten 80 konfektionierte, einem präparierten Molaren nachempfundene Metallstümpfe (Remanium GM 800, Dentaureum, Ispringen, D) dar, welche durch mechanische Drehteilfertigung hergestellt wurden (ZMK-Forschungswerkstatt, Medizinische Fakultät, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, D). Diese wiesen eine Höhe von 6 mm, einen zervikalen Durchmesser von 10 mm (Präparationsgrenze) und eine 1 mm breite zirkuläre Hohlkehle auf. Die Konizität betrug 3° (vgl. Abb. 12). Zur Rotationssicherung der Kronen wurden die Stümpfe okklusal einseitig mit einer 45° Abschrägung versehen (3,54 mm²).

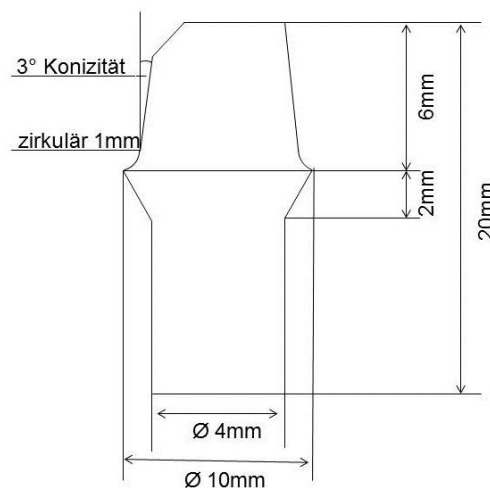


Abb. 12: Konfektionierter Metallstumpf.

3.1.2 Abdrucknahme und Modellherstellung

Jeweils 5 Metallstümpfe wurden nach Isolation mit Vaseline reversibel in einen Sockel eingebettet (Technovit 4000, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, D). So wurden mit den 80 Stümpfen insgesamt 16 Sockel hergestellt.

Jeder dieser Sockel wurde mit Hilfe eines individuell angefertigten Löffels (ds-Löffelplatten, Demedis GmbH, Langen, D) unter Verwendung der Doppelmischtechnik (Polyether, Impregum/ Permadyne, 3M ESPE GmbH, Neuss, D) abgeformt. Nach 7min wurde die Abformung von den Stümpfen getrennt und im Impresept (3M ESPE GmbH) Tauchbad desinfiziert. Daraufhin erfolgte die Herstellung von individuellen Sägeschnittmodellen (SAE Spezi-Gips, Güteklasse IV, SAE DENTAL GmbH, Bremerhaven, D).

3.1.3 Gerütherstellung

Auf der Hälfte der Gipsmodelle erfolgte die Herstellung von Cobalt-Chrom-Gerüsten (CoCr-Gerüsten). Auf den anderen 8 Modellen wurden Zirkoniumdioxidgerüste (ZrO_2 -Gerüste) hergestellt. Für die CoCr-Gerüste wurde Organic CoCr und für die ZrO_2 -Gerüste Organic Zirkon transluzent (beide Firma R&K CAD/CAM Technologie GmbH&Co.KG, Berlin, D, vgl. Tab. 3) verwandt.

Tab. 3: Chemische Zusammensetzung, physikalische Eigenschaften und erforderliche Mindestschichtstärken von Organic CoCr und Organic Zirkon transluzent laut Herstellerangaben (R&K CAD/CAM Technologie GmbH&Co.KG 2013a, 2013b).

	Organic CoCr	Organic Zirkon transluzent (vorgesinterte Rohlinge)
Zusammensetzung	Co 63%, Cr 29%, Mo 6%, Si, Mn, Nb, Fe < 1%	$\text{ZrO}_2/\text{HfO}_2/\text{Y}_2\text{O}_3 > 99 \text{ wt\%}$, $\text{Y}_2\text{O}_3 5,15 \text{ wt\%}$, $\text{HfO}_2 < 5,0 \text{ wt\%}$, $\text{Al}_2\text{O}_3 < 0,1 \text{ wt\%}$, $\text{Fe}_2\text{O}_3 < 0,1 \text{ wt\%}$, $\text{Na}_2\text{O} < 0,04 \text{ wt\%}$
Dichte	8,8 g/cm ³	>6,5 g/cm ³
Zugfestigkeit	610 MPa	
Bruchdehnung	7%	
Biegefestigkeit		1000 +/-200 MPa
Weibull-Modul		>5
E-Modul	200 GPa	210 GPa
WAK	$14,4 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$	$11 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Vickershärte	300 HV 5/30	
Offene Porosität		keine
Gerüstwandstärke bei Molarenkronen	0,3 mm	0,6 mm

Die Herstellung der Gerüste erfolgte unter Verwendung der CAD/CAM Technologie in der gleichen Weise.

Zunächst wurden die Gipsmodelle mit dem Laserscanner D 640 (3-Shape A/S, Kopenhagen, DK) digitalisiert. Die Konstruktion der Gerüste erfolgte anschließend mit dem Dental Designer (3 Shape A/S, Kopenhagen, DK). Dabei wurde die Schichtstärke entsprechend der Herstellerempfehlungen für die verwendeten Materialien bei den ZrO_2 -Gerüsten auf 0,6 mm und den CoCr-Gerüsten auf 0,3 mm festgelegt. Zervikal wurden die Gerüste um 1 mm gekürzt. Der Zementspalt betrug 70 µm. Das Fräsen der CoCr-Gerüste erfolgte in der Röders RXD5 Fräsmaschine (4 achsig gefräst, kleinster Fräser d1mm; Röders GmbH, Soltau, D). Das Fräsen der ZrO_2 -Gerüste erfolgte in der Organical 4xT 4 Fräsmaschine (4 achsig gefräst, Trockenbearbeitung, kleinster Fräser d1mm; R&K CAD/CAM Technologie GmbH&Co.KG). Es wurde die Software Organical Mill (R&K CAD/CAM Technologie GmbH&Co.KG) verwendet. Anschließend wurden die CoCr-Gerüste auf die Metallstümpfe aufgepasst und für die Aufnahme der Verblendkeramiken vorbereitet. Dies umfasste die Nachbearbeitung der keramikaufnehmenden Oberfläche mit rotierenden Schleifkörpern aus Edelmetall, das

Sandstrahlen der Oberfläche und schließlich das Abkochen der Gerüste in destilliertem Wasser. Vor der Verblendung wurden die CoCr-Gerüste zunächst dem Oxidbrand und anschließend den Wash- und Opaquer-Bränden mit dem jeweils vom Hersteller vorgeschriebenen Material zugeführt (s. Kap. 2.1.4 Tab. 4 und Kap. 2.1.5 Tab. 5).

Die ZrO_2 -Gerüste wurden nach dem Fräsen zunächst endgültig gesintert. Die anschließende Aufpassung der ZrO_2 -Gerüste auf die Metallstümpfe erfolgte unter Wasserkühlung. Um verarbeitungsbedingten Gefügestörungen vorzubeugen, wurde anschließend noch vor der Verblendung ein Heilungsbrand durchgeführt.

3.1.4 Verblendung der CoCr- und ZrO_2 -Gerüste mit Presskeramiken unterschiedlicher Hersteller

Sämtliche Arbeitsschritte wurden von einem in der Keramikverarbeitung erfahrenen Zahntechniker durchgeführt (Rübeling+Klar Dental-Labor GmbH&Co.KG).

Zunächst wurde ein idealisierter Sechsjahrmolar vollanatomisch in Wachs modelliert. Dieser wurde mit dem Laserscanner D 640 digitalisiert, zervikal entlang der Präparationsstufe eingekürzt und anschließend 61-mal in ausbrennfähigem Kunststoff (Organic PMMA, R&K CAD/CAM Technologie GmbH&Co.KG) gefräst. Je 30 dieser gefrästen „Wax-Ups“ wurden auf die beiden Gerüstarten aufgepasst. Die Kronenränder wurden anschließend individuell mit Zervikalwachs ausgeformt. Danach erfolgte das Anstiften und Einbetten der Restaurationen (vgl. Abb. 13).

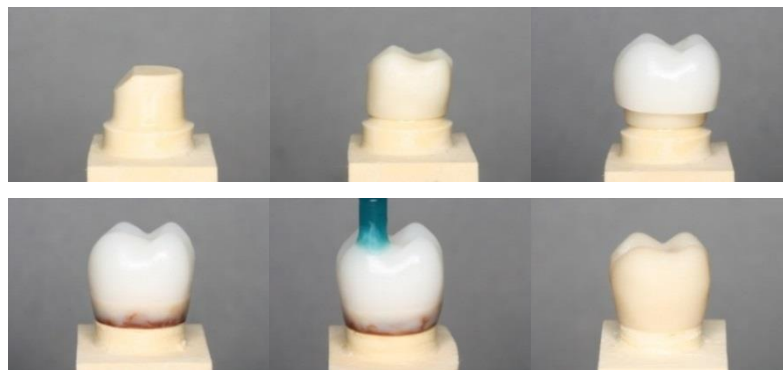


Abb. 13: Herstellungsprozess vom Gipsmodell bis zur fertig überpressten ZrO_2 -Krone. Oben links: individuelles Gipsmodell; oben Mitte: aufgepasstes ZrO_2 -Gerüst (ohne Kronenrand); oben rechts: gefrästes und appliziertes Wax-Up; unten rechts: Kronenrand mit Zervikalwachs ausgeformt; unten Mitte: Restauration vor dem Einbetten angestiftet, unten rechts: fertig überpresste Krone.

Unter Beachtung der jeweiligen Verarbeitungsempfehlungen wurden anschließend die 30 CoCr- und 30 ZrO_2 -Gerüste mit den jeweils dafür geeigneten Keramiken der Hersteller BEGO dental (Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH&Co.KG, Bremen, D), Ivoclar (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL) und Ceramay (Ceramay GmbH&Co.KG,

Neu-Ulm, D) in der Zahnfarbe A3 überpresst. Insgesamt wurden somit jeweils 10 Kronen einer Gerüstart mit der gleichen Presskeramik eines Herstellers verblendet. Deren farbliche Individualisierung erfolgte durch die Maltechnik.

Die Zusammensetzung der Verblendkeramiken sowie die sonstigen dem jeweiligen Herstellersystem entsprechenden und zur Herstellung der Verblendungen verwendeten Materialien sind in Tab. 4 zusammengestellt.

Tab. 4: Übersicht über die verwendeten Presskeramiken. Verwendete Materialien und, soweit vom Hersteller angegeben, deren Zusammensetzung, WAK und Biegefestigkeit (Ivoclar Vivadent AG 2009a, 2012; Ceramay 2010a, 2010b; BEGO 2011a, 2011b).

Hersteller	CoCr-Gerüst (Organic CoCr)	ZrO ₂ -Gerüst (Organic Zirkon transluzent)
BEGO dental	BeCe PRESS	BeCe PRESS Z
Zusammensetzung	2-phasige leuzitverstärkte Silikatkeramik	Silikatkeramik aus leuzitfreiem feldspathaltigen, amorphen Mehrkomponenten-Werkstoff
WAK Biegefestigkeit	$13 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ≥125 MPa	$9,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ≥95 MPa
Opaquer/Liner Einbettmasse Rohling Ofen Glasuremasse Korrekturmasse Farben	Opaque Paste A3 BEGO Bellavest SH Press-Ingots CP 3 Zubler Vario Press 300 BeCe PRESS Glaze Paste, BeCe PRESS Liquid Stain/Glaze nicht verwendet BeCe PRESS Stain fluor. Powder Z Shade A, white, blue, opaque dark-brown	BeCe PRESS Liquid Liner Z BEGO Bellavest SH Press-Ingots CPZ 3 Zubler Vario Press 300 BeCe PRESS Glaze Paste, BeCe PRESS Liquid Stain/Glaze Z BeCe PRESS Correction Material CP Z3 BeCe PRESS Stain fluor. Powder Z Shade A, white, blue, opaque dark- brown
Ivoclar Vivadent	IPS InLine PoM	IPS e.max ZirPress
Zusammensetzung	Leuzitkeramik auf Basis von Aluminosilikatgläsern	Fluor-Apatit-Glaskeramik
WAK Biegefestigkeit	$13,4 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ 130 MPa	$9,8 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ 110 MPa
Opaquer/Liner Einbettmasse Rohling Ofen Glasuremasse Korrekturmasse Farben	IPS InLine System Opaquer A3 IPS PressVEST Speed IPS InLine PoM S3 Ivoclar Vivadent EP 600 Combi IPS InLine PoM Glaze, IPS InLine System Glaze and Stain Liquid nicht verwendet Shade Incisal SI1, Stain yellow, Shade 7, Stain vanille	IPS e.max Ceram ZirLiner ZL2 IPS PressVEST Speed IPS e.max ZirPress Ingots LTA3 Ivoclar Vivadent EP 600 Combi IPS e.max Ceram Glaze Paste, IPS e.max Ceram Glaze and StainLiquid around IPS e.max Ceram Deep Dentin A3 IPS e.max E01 white, E03 lemon, E11 mahagoni, E12 cappuccino, E17 sapphire

Ceramay	Pulse MC Presskeramik	Pulse ZR Presskeramik
Zusammensetzung	leuzithaltige Pressglaskeramik	leuzitfreie, feldspathaltige Presskeramik
WAK Biegefestigkeit	$13 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ 125 MPa	$9,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ 95 MPa
Opaquer/Liner	Wash-Powder Opaque A3, Paste Opaque A3	Liquid Liner 2
Einbettmasse	Microstar HS-PC	Microstar HS-PC
Rohling	Ingots Interface 3	ZR Presskeramik A3
Ofen	Zubler Vario Press 300	Zubler Vario Press 300
Glasurmasse	Authentic Glaze Paste, Pulse Liquid Glaze/Stain	ZR-Keramik Glaze, Pulse Liquid Glaze/Stain
Korrekturmasse	Correction Material Interface 3	nicht verwendet
Farben	Pulse Stain fluor Shade A, white, blue, intensive dark brown	Malfarbe AL, ZR Shade A fluor

3.1.5 Verblendung der Referenzkronen mit Schichtkeramik

Die restlichen 10 CoCr- und 10 ZrO₂-Gerüste wurden mit konventioneller Schichtkeramik der Firma Ivoclar Vivadent AG (IPS InLine, IPS e.max Ceram) verblendet (vgl. Tab. 5). Um hinsichtlich der Form ein möglichst hohes Maß an Vergleichbarkeit zwischen den überpressten und geschichteten Kronen zu erzielen, wurde mit Hilfe des 61. gefrästen „Wax-Ups“ ein Silikonschlüssel als Formhilfe hergestellt.

Tab. 5: Übersicht über die Schichtkeramiken zur Herstellung der Referenzkronen. Verwendete Materialien und, soweit vom Hersteller angegeben, deren Zusammensetzung, Wärmeausdehnungskoeffizient und Biegefestigkeit (Ivoclar Vivadent AG, 2009b, 2012).

	CoCr-Gerüst (Organic CoCr)	ZrO ₂ -Gerüst (Organic Zirkon transluzent)
Ivoclar Vivadent	IPS InLine	IPS e.max Ceram
Zusammensetzung	Leuzitkeramik auf Basis von Alkalialuminiumsilikatgläsern und Feldspat	Nano-Fluor-Apatit Glaskeramik
WAK Biegefestigkeit	$12,6 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ 80 MPa	$9,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ 90 MPa
Opaquer/Liner Isolierung Glasurmasse	IPS InLine Opaquer A3 IPS InLine Separating Liquid IPS InLine Glaze, IPS InLine Glaze and Stains Liquid	IPS e.max Ceram ZirLiner ZL 2 IPS InLine Separating Liquid IPS e.max Ceram Glaze Fluo, IPS e.max Ceram Glaze and Stains Liquid
Kernmassen Schmelzmassen Ofen	Margin A3, Dentin A3 Transpa Incisal Ti2 Ivoclar EP 600 Combi	Margin A3, Dentin A3 Transpa Incisal Ti2 Ivoclar EP 600 Combi

3.2 Methodik

Zur Vermeidung von Messabweichungen wurden alle Versuchsreihen von einem Untersucher durchgeführt.

3.2.1 Ermittlung der marginalen vertikalen Passgenauigkeit

Alle Kronen wurden mit konventionellem Zinkoxidphosphatzement (Harvard normalhärtend, Harvard Dental International GmbH, Hoppegarten, D) auf den Metallstümpfen zementiert. Dazu wurden die Metallstümpfe in eine Gängelmaschine (Motor Nanotec GmbH München, ZMK Forschungswerkstatt, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, D) eingespannt. Nach Applikation des Zementes wurden die Kronen auf die Metallstümpfe gesetzt und mittels Druckstempel ($\varnothing$ 7 mm) über 15 min mit 5 kg belastet (Snyder und Hogg, 2005). Nach 20 min wurden die Zementüberschüsse mit einer zahnärztlichen Sonde entfernt.

Nach der Zementierung wurde mit Hilfe des Video-, Mess- und Inspektionsgerätes VMZM-40 (4H-JENA engineering GmbH, Jena, D) der vertikale Randspalt für jede Krone bestimmt (560fache Vergrößerung, TV-Tubus 1,6x Objektiv 2,0x Screenlevel 4,0; Software VIS/METRONA 4.0, 4H- JENA engineering GmbH, Jena, D). Die Vermessung erfolgte dabei entsprechend der Empfehlungen von Groten et al. zur Erzeugung eines repräsentativen Querschnitts zirkulär an 50 Punkten pro Krone. Aus den 50 Einzelmessungen wurde für jede Krone der arithmetische Mittelwert gebildet (Groten et al., 2000). Alle Messungen wurden unter den gleichen räumlichen Bedingungen und Tageslichtverhältnissen sowie zur Vermeidung von interindividuellen Messabweichungen nur von einem Untersucher in engem zeitlichem Abstand durchgeführt. Zwischen dem Betrachtungsvektor und der zu vermessenden Ebene wurde ein Winkel von 90° angestrebt (vgl. Abb. 14). Die Bezugspunkte stellten die Oberkante des Metallstumpfes und die Unterkante der Verblendkeramik dar (Donath und Roth, 1987).

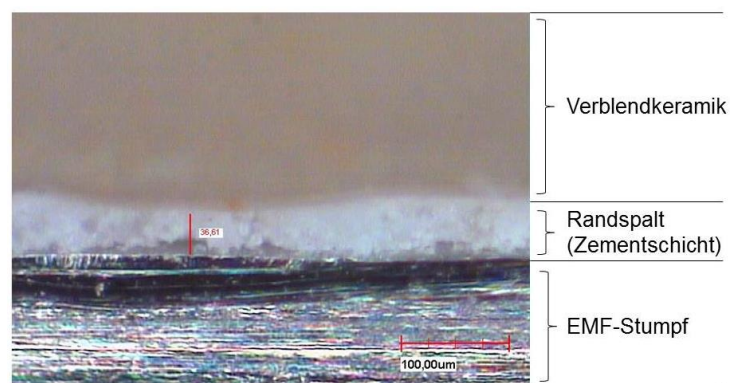


Abb. 14: Randspaltmessungen mit dem Video-, Mess- und Inspektionsgerät VMZM-40; diese erfolgten in einem Winkel von 90° zur Oberkante des Metallstumpfes.

Zur Quantifizierung des Methodenfehlers wurden 10 zufällig ausgewählte Kronen 6 Monate nach der Ausgangsmessung einer Wiederholungsmessung durch den gleichen Untersucher unterzogen. Die Fehlerabschätzung erfolgte mit Hilfe der Dahlberg-Formel (Dahlberg, 1940) und des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston (Houston, 1983) (vgl. Kap. 2.3.1).

3.2.2 Digitale Farbbestimmung mittels Spektralphotometer

Zur Quantifizierung der Farbabweichungen wurden pro Krone und pro Zahnfläche (mesial, distal, palatinal, vestibulär) 10 digitale Farbmessungen mit dem Spektralphotometer VITA-Easyshade durchgeführt. Dafür wurde zunächst für jede Probe entsprechend der Herstellerempfehlungen ein Infektionsschutz angelegt. Anschließend erfolgte die Kalibrierung des Gerätes im Modus „Einzelzahn“. Diese wurde nach 20 Messungen wiederholt (Olms et al., 2009). Neben der VITA-Farbangabe wurden dabei die Farbwerte L, a und b aufgenommen. Bei jeder Messung wurde eine zentrale und flächige Positionierung des Messkopfes auf den vier Zahnflächen angestrebt. Auf die Anfertigung einer Positionierungsschiene für den Messkopf des VITA-Easyshades wurde bewusst verzichtet, da eine in-vivo wiederholte Farbbestimmung ebenfalls die Unsicherheit einer nicht zu 100% exakt erfolgten Reposition einschließt. Als Umgebung wurde zur Vermeidung verfälschender Farbeinflüsse zwischen den einzelnen Messreihen stets der gleiche hellgraue, matte Untergrund bei Tageslichtverhältnissen gewählt (Olms et al., 2009).

Zur Schaffung einer system- und herstellerunabhängigen Referenz erfolgte zusätzlich an 10 Farbmustern der Zahnfarbe A3 aus der VITA Classical Farbskala die digitale Farbbestimmung. Dabei wurden 10 Farbmessungen an allen 10 Mustern der Zahnfarbe A3 durchgeführt.

3.2.3 Ermittlung der Bruchfestigkeit

Die Bruchfestigkeit der Kronen wurde mit und ohne künstliche Alterung geprüft. Jeweils die Hälfte der Kronen gleicher Gerüstart und Verblendkeramik wurde durch mechanische und thermische Belastungswechsel gealtert. Für die mechanischen Belastungswechsel wurde ein vierkammeriger, zweiachsiger Willytec Kausimulator (CS-4.4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D) verwendet. Es wurden mittels Kaltpolymerisat (Pala X Press, Heraeus Kulzer, Hanau, D) individuelle, den Probenkammern des Kausimulators angepasste Probenfassungen hergestellt (Kern et al., 1993). Danach erfolgte die Fixierung von jeweils 4 Probenfassungen und die Einstellung der Metallantagonisten ($\varnothing$ 2 mm) im Kausimulator. Als Nullposition wurde

eine zentrale Justierung der Antagonistenspitze in der Hauptfissur der Kronen angestrebt (vgl. Abb. 15) (Rosentritt, 2009a; Heintze et al., 2011).



Abb. 15: Einstellung der Antagonisten vor dem Befüllen der Probenkammern mit Speichelersatzlösung.

Jede der 40 zu alternden Kronen wurde dabei 1,2 Mio. Belastungszyklen (vertikaler Hubweg 2 mm, lateraler Hubweg 0,7 mm, vertikale und laterale Hubgeschwindigkeit 55 mm/s) in Höhe von 50 N, entsprechend der mittleren funktionellen Kaukraft, ausgesetzt (Kelly et al., 1995; Heintze et al., 2011). Dies entspricht einer Tragedauer von 5 Jahren. Die mechanischen Belastungen wurden im Speichelbad (Glandosane: Aqua dest. 1:2; cell pharm GmbH, Bad Vilbel, D) bei Raumtemperatur durchgeführt.

Nach der mechanischen Alterung wurden die Proben im Thermozyklriergerät (Thermowechsler mit Warm- und Kaltbad WEDC1V, Version 2.5, Willytec, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D) zusätzlich 10000 thermischen Belastungswechseln unterzogen. Pro Zyklus verweilten die Proben für jeweils 20 s im auf 5 °C und 55 °C temperierten Wasserbad (Aqua dest.) (Rosentritt et al., 2006, 2009a; Heintze et al., 2011). Die dazwischen liegende Abtropfzeit von 17 s verhinderte ein Vermischen der beiden Wasserbäder.

Nach Abschluss der mechanischen und thermischen Belastungswechsel wurden die 40 künstlich gealterten Kronen auf Risse und Frakturen im Bereich der Verblendkeramik untersucht. Alle aufgetretenen Schäden wurden fotografisch dokumentiert.

Anschließend wurden alle 80 Kronen in der Universalprüfmaschine ZWICK/Roell Z010 (Zwick GmbH&Co.KG, Ulm, D) auf ihre Bruchfestigkeit überprüft. Dazu wurde jede Probe in einen Halteblock eingespannt und mittels Druckstempel axial bis zur Fraktur der Verblendkeramiken belastet. Die Angulation betrug 0°. Für die Druckversuche wurde ein 10 mm starker Prüfstempel mit halbrunder, gehärteter Spitze verwendet. Die Positionierung des Stempels erfolgte zwischen den beiden bukkalen und dem mesiopalatalen Höcker und diente, einer antagonistischen Kontaktbeziehung ähnlich,

der Simulation einer Dreipunktabstützung. Zur gleichmäßigeren Kraftübertragung wurde zusätzlich eine 0,5 mm starke Zinnfolie auf die Okklusalfächen der Kronen aufgelegt (vgl. Abb. 16) (Beuer et al., 2009a). Nach der Positionierung wurden die Kronen bei konstanter Vorschubbewegung des Druckstempels (1 mm/min) bis zur Fraktur belastet (Rosentritt et al., 2000, 2006; Tsalouchou et al. 2008). Ein Abplatzen der Verblendkeramik („Chipping“) wurde bereits als Frakturereignis gewertet.



Abb. 16: Druckversuch mit kohäsivem Versagen der Verblendkeramik.

Zur Datenerfassung und Datenverarbeitung wurde die Prüfsoftware testXpertII V2.2 (ZWICK GmbH&Co.KG, Ulm, D) herangezogen. Neben der Ausgabe der maximalen Bruchfestigkeitswerte ($F_{\max}$ in N) erfolgte für jede Probengruppe (5 Kronen) automatisch die Berechnung des arithmetischen Mittelwertes.

Zusätzlich erfolgte die deskriptive Beschreibung des Bruchmodus (vgl. Abb. 17). Dabei wurde ermittelt, ob es sich um eine Fraktur innerhalb des Verblendmaterials (kohäsiver Bruch), ein Abplatzen der Keramik entlang des Gerüsts (adhäsiver Bruch) oder einen Bruch mit Beteiligung des Gerüsts handelte (Totalfraktur).



Abb. 17: Darstellung verschiedener Bruchmodi. V.l.i.n.re.: Adhäsiver Bruch CoCr-Gerüst, kohäsiver Bruch ZrO₂-Gerüst, adhäsiver Bruch ZrO₂-Gerüst und Totalversagen mit Bruch des ZrO₂-Gerüsts.

3.3 Auswertung

Zur Auswertung wurde das Statistikprogramm PASW Statistics 18 für Windows (IBM SPSS Incorporation, Chicago, USA) und Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) verwendet. Zunächst wurden alle aufgenommenen Werte mittels Kolmogorow-Smirnow-Test auf Normalverteilung überprüft und mit den Parametern Minimum (*Min*), Maximum (*Max*), arithmetischer

Mittelwert (M), Standardabweichung (SD) und Varianz (Var) deskriptiv dargestellt. Die Überprüfung auf Varianzhomogenität erfolgte mit dem Levene-Test.

Das Signifikanzniveau wurde für alle Analysen für $p \leq 0,05$ als „signifikant“ und für $p \leq 0,01$ als „hochsignifikant“ festgelegt.

3.3.1 Randspaltnmessungen

Zur Auswertung der lichtmikroskopischen Randspaltnmessungen wurde zunächst der Methodenfehler bestimmt. Dazu wurden nach dem Zufallsprinzip 10 Kronen ausgewählt, deren Randspalten nach einem erinnerungsfreien Zeitraum von sechs Monaten erneut vermessen wurden. Die Größe des Methodenfehlers (MF) wurde anschließend nach der Dahlberg-Formel (Dahlberg, 1940) berechnet (d = Differenz zwischen 2 Registrierungen; n = Anzahl der Messungen).

$$MF = \sqrt{(\sum d^2 / 2n)}$$

Um eine ausreichende Messgenauigkeit nachweisen zu können, sollte der Methodenfehler dabei möglichst unter dem Referenzwert von 1,0 liegen. Da durch die Quadrierung der Einzeldifferenzen Ausreißer zu einer deutlichen Beeinflussung der Größe führen, muss der Methodenfehler in Relation zur Varianz der Variablen beurteilt werden. Dies liegt darin begründet, dass ein bestimmter Methodenfehler bei einer großen Streuung der Messwerte weniger Auswirkung hat als bei einer geringeren. Daher wurde der Methodenfehler durch die Bestimmung des Zuverlässigkeitskoeffizienten in Relation zu der Varianz des Parameters gesetzt (Houston, 1983). Der Zuverlässigkeitskoeffizient R sollte für eine befriedigende Meßgenauigkeit den von Houston geforderten Wert von 0,97 nicht unterschreiten, aber schon ab 0,90 ist eine klinisch akzeptable Genauigkeit gegeben:

$$\text{Zuverlässigkeitskoeffizient (Reliability)} = 1 - MF^2 / SD^2$$

Zur eigentlichen Auswertung der Randspaltnmessungen wurden die Mittelwerte aller Verblendkeramiken miteinander verglichen (ANOVA, Bonferroni- / Tamhane-Test). Des Weiteren wurde der Zusammenhang zwischen den von Korrekturmaßnahmen betroffenen Kronen und der Randspaltgröße deskriptiv dargestellt.

3.3.2 Digitale Farbbestimmung

Zur Auswertung der digitalen Farbmessungen wurden verschiedene Verfahren angewandt. Um eine Aussage zur Farbkonstanz in Abhängigkeit vom gewählten Verfahren (Schicht- oder Presskeramik) treffen zu können, wurden für die aufgenommenen Farbparameter L , a und b die Varianzen auf statistisch signifikante

Unterschiede untersucht (F-Statistik, Levene-Test). Zur Quantifizierung der adäquaten Wiedergabe der angeforderten Zahnfarbe A3 wurden die Parameter L, a und b der VITA-Referenzfarbe A3 und der einzelnen Verblendkeramiken auf statistisch signifikante Abweichungen überprüft (ANOVA und Bonferroni-Test, Welch- und Tamhane-Test). Darüber hinaus wurde untersucht, ob es durch das Gerüstmaterial (CoCr oder ZrO₂) bei Verwendung der Verblendkeramiken eines Herstellers und einer Verblendtechnik zu Farbabweichungen kommt (Student'scher T-Test, approximierter T-Test).

Um die absoluten Werte des L*a*b-Systems und die statistisch ermittelten Signifikanzunterschiede in einen klinische Zusammenhang zu stellen, erfolgte anhand der von der Commission Internationale de l'Éclairage vorgeschlagenen Formel

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

zusätzlich die Berechnung des ΔE , d.h. des Farbunterschiedes. Aus den Mittelwerten der Parameter L, a und b wurden dafür zunächst die Δ -Werte für die jeweiligen Vergleichsgruppen und anschließend das ΔE berechnet. Anhand der von Douglas et al. definierten Bezugsgrößen $\Delta E=2,6$ (50% aller Zahnärzte erkennen den Farbunterschied) und $\Delta E=5,5$ (50% aller Zahnärzte setzten die Restauration aufgrund der Farbabweichung nicht mehr ein) wurde quantifiziert, ob die obigen, bereits auf statistisch signifikante Unterschiede der absoluten Farbparameter untersuchten Vergleichsgruppen auch für das menschliche Auge wahrnehmbare Farbunterschiede aufwiesen (Douglas et al., 2007).

3.3.3 Bruchfestigkeit

Bei der Auswertung der Druckversuche erfolgte zunächst für jede Verblendkeramik die deskriptive Erfassung der Frakturmodi nach der Bruchfestigkeitsprüfung (n=80) und für die Hälfte der Proben, welche der künstlichen Alterung unterzogen wurden, auch nach der Langzeitbelastung (n=40). Der Zusammenhang zwischen den von Korrekturmaßnahmen betroffenen Kronen und der Bruchfestigkeit wurde ebenfalls deskriptiv dargestellt und mit Hilfe des exakten Chi-Quadrat-Tests nach Fisher auf statistische Signifikanz untersucht.

Bei der Auswertung der Bruchfestigkeitswerte wurde zunächst hinterfragt, ob in Abhängigkeit von der Verblendtechnologie statistisch signifikante Unterschiede der Varianzen auftraten (F-Statistik, Levene-Test). Des Weiteren wurden die Abweichungen zwischen den Verblendkeramiken einer Gerüstart auf statistische Signifikanz überprüft (ANOVA, Bonferroni-Test). Darüber hinaus wurden die Unterschiede zwischen den langzeitbelasteten und nicht langzeitbelasteten Kronen

der gleichen Verblendkeramik auf statistisch signifikante Abweichungen (Student'scher T-Test) überprüft.

4 Ergebnisse

4.1 Randspaltmessungen

4.1.1 Fehlerabschätzung

Der Methodenfehler nach Dahlberg lag mit 1,17 deutlich über dem Referenzwert von 1,0. Nach Houston betrug der Zuverlässigkeitskoeffizient allerdings 0,978 und lag damit über dem für eine hinreichende Genauigkeit geforderten Wert von 0,97. Die durchschnittliche Abweichung der mittelwertig in der ersten und zweiten Messung bestimmten Randspalten lag bei 1,5 μm .

4.1.2 Randspalten der einzelnen Verblendkeramiken

Die Mittelwerte der Randspaltmessungen für die einzelnen Verblendkeramiken lagen im Bereich von $44 \pm 10 \mu\text{m}$ (Pulse MC Presskeramik) und $85 \pm 30 \mu\text{m}$ (IPS e.max ZirPress). Die kleinsten Randspalten wurden an den mit BeCe PRESS überschichteten Kronen gemessen (27 μm); die größten Randspalten traten an den mit IPS e.max ZirPress verblendeten Kronen auf (143 μm) (vgl. Tab. 6).

Tab. 6: Deskriptive Statistik der Randspaltmessungen mit Angabe der Probenanzahl (n), des arithmetischen Mittelwertes (M), den Minimal- (Min) und Maximalwerten (Max) und der Standardabweichung für jedes Verblendmaterial. Die Verblendkeramiken sind in aufsteigender Reihenfolge nach der Randspaltgröße angeordnet.

Material	Gerüst	n	M	Min	Max	SD	Var
Pulse MC Presskeramik	CoCr	10	44	29	59	10	99
IPS InLine	CoCr	10	50	41	77	11	121
BeCe PRESS	CoCr	10	52	27	67	11	117
Pulse ZR Presskeramik	ZrO ₂	10	57	46	80	10	104
IPS InLine PoM	CoCr	10	58	47	69	7	49
BeCe PRESS Z	ZrO ₂	10	59	33	99	20	409
IPS e.max Ceram	ZrO ₂	10	67	46	99	15	219
IPS e.max ZirPress	ZrO ₂	10	85	51	143	30	893

4.1.3 Vergleich der Randspaltmessungen zwischen den einzelnen Verblendkeramiken

Beim Vergleich der einzelnen Verblendkeramiken auf statistisch signifikante Unterschiede der Randspaltgröße (ANOVA, Bonferroni-/ Tamhane-Test) wies die Presskeramik IPS e.max ZirPress gegenüber allen anderen Verblendkeramiken, mit Ausnahme der Schichtkeramik IPS e.max Ceram, hochsignifikant größere Randspalten ($p \leq 0,01$) auf. Die Unterschiede zwischen dem IPS e.max Ceram und der Pulse MC Presskeramik waren ebenfalls signifikant ($p = 0,05$). Alle weiteren Paarvergleiche

zeigten keine weiteren statistisch signifikanten Abweichungen der marginalen Passgenauigkeit auf.

4.1.4 Einfluss der Korrekturmaßnahmen während des Herstellungsprozesses auf die Randspalten

Bei den presskeramisch verblendeten CoCr-Gerüsten wurden 3 Kronen aus IPS InLine PoM und 6 Kronen aus Pulse MC Presskeramik sowie bei den presskeramisch verblendeten ZrO₂-Kronen 3 Kronen aus BeCe PRESS Z und 2 Kronen aus IPS e.max ZirPress aufgrund von Sprüngen im Schulterbereich einem Korrekturbrand zugeführt. Bei drei Kronen aus Pulse MC Presskeramik, einer Krone aus BeCe PRESS Z sowie den beiden Kronen aus IPS e.max ZirPress war zur Korrektur der Schäden zusätzlich die Verwendung der systemkompatiblen Korrekturmassen (vgl. Kap. 2.1.4, Tab. 4) erforderlich. Ein eindeutiger Einfluss der Korrekturmaßnahmen auf die Größe des vertikalen Randspaltes konnte nicht nachgewiesen werden (vgl. Abb. 18).

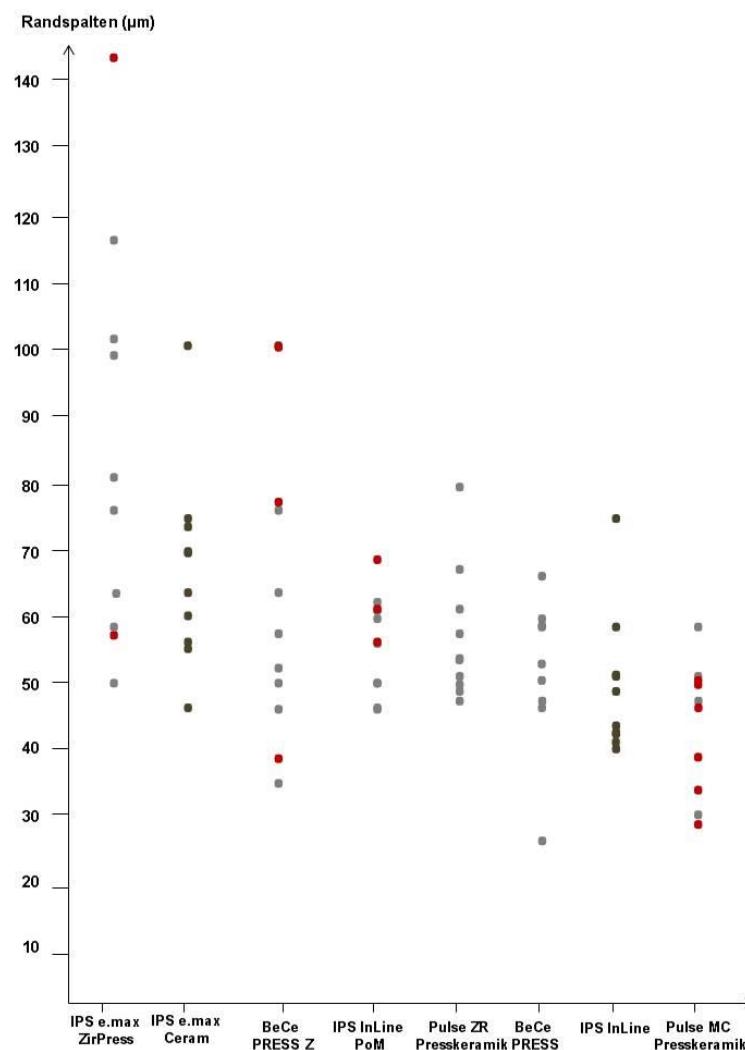


Abb. 18: Darstellung der mittelwertigen Randspalten für die 10 Kronen einer jeden Verblendkeramik. Die roten Punkte stellen Kronen dar, welche während des Herstellungsprozesses Korrekturmaßnahmen unterzogen werden mussten.

4.2 Digitale Farbbestimmung

4.2.1 Quantifizierung der Farbkonstanz: Vergleich der Varianzunterschiede zwischen den einzelnen Verblendkeramiken

Die mit der Schichtkeramik IPS InLine verblendeten CoCr-Gerüste wiesen gegenüber den mit den Presskeramiken IPS InLine PoM ($p=0,001$), BeCe PRESS Z ($p=0,02$), IPS e.max ZirPress ($p=0,044$), Pulse ZR Presskeramik ($p=0,019$) verblendeten Kronen statistisch signifikant bis hochsignifikant niedrigere Varianzen der rot-grün-Werte auf (a) (F-Statistik, Levene-Test). Die mit der Schichtkeramik IPS e.max Ceram verblendeten ZrO₂-Kronen zeigten einer deutlich geringere Varianz der Luminanz (L) gegenüber den Presskeramiken BeCe PRESS ($p=0,016$) und BeCe PRESS Z ($p=0,019$) sowie eine geringere Varianz der rot-Grün-Werte (a) gegenüber den Presskeramiken IPS InLine PoM ($p=0,001$), BeCe PRESS Z ($p=0,021$), IPS e.max ZirPress ($p=0,05$) und der Pulse ZR Presskeramik ($p=0,021$). Zwischen den Presskeramiken zeigte nur das IPS e.max ZirPress statistisch signifikant geringere Varianzen gegenüber dem BeCe PRESS ($p=0,011$) und dem BeCe PRESS Z ($p=0,019$) (vgl. Tab. 7).

Tab. 7: Die deskriptive Statistik der Farbbestimmungen mit den aufgenommenen Parametern „L“ (Helligkeit), „a“ (rot-grün-Werte) und „b“ (blau-gelb-Werte) unter Angabe der Probenanzahl (n), des arithmetischen Mittelwertes (M), der Minimal- (Min) und Maximalwerte (Max), der Standardabweichung (SD) und Varianz (Var). Die Verblendkeramiken sind in absteigender Reihenfolge nach Größe der Varianz der Luminanzwerte (L, Helligkeit) angeordnet.

Material		n	M	SD	Min	Max	Var
IPS e.max Ceram	L	10	81,02	0,47	80,55	82,23	0,22
	a	10	1,70	0,15	1,45	1,96	0,02
	b	10	27,57	0,91	25,60	28,96	0,83
IPS e.max ZirPress	L	10	80,32	0,48	79,56	81,31	0,24
	a	10	2,32	0,28	1,86	2,63	0,08
	b	10	33,33	0,94	31,43	34,42	0,87
IPS InLine	L	10	82,83	0,62	82,12	84,04	0,38
	a	10	2,13	0,14	1,97	2,32	0,02
	b	10	28,04	1,00	26,26	29,07	1,00
VITA-Zahn	L	5	77,36	0,66	76,57	78,12	0,44
	a	5	1,27	0,30	1,00	1,65	0,09
	b	5	23,31	0,70	22,39	24,11	0,49
Pulse MC Presskeramik	L	10	79,84	0,67	78,21	80,49	0,45
	a	10	0,77	0,24	0,26	1,01	0,06
	b	10	27,11	1,79	25,45	31,56	3,20
Pulse ZR Presskeramik	L	10	80,94	0,85	79,30	81,98	0,73
	a	10	1,74	0,34	1,16	2,33	0,12
	b	10	34,91	1,21	32,70	36,43	1,47
IPS InLine PoM	L	10	78,67	1,01	76,74	80,10	1,02
	a	10	2,16	0,37	1,61	2,58	0,13
	b	10	30,61	1,48	28,05	32,46	2,20
BeCe PRESS Z	L	10	82,81	1,11	81,17	84,34	1,23
	a	10	-0,08	0,42	-0,56	0,75	0,18
	b	10	24,81	1,88	22,62	28,75	3,55
BeCe PRESS	L	10	80,47	1,19	78,29	81,74	1,42
	a	10	1,04	0,28	0,60	1,48	0,08
	b	10	26,52	1,23	24,53	28,37	1,51

4.2.2 Quantifizierung der Farbwiedergabe: Vergleich der Farbparameter zwischen den unterschiedlichen Verblendkeramiken einer Gerüstart und der VITA-Referenz

Zwischen der VITA-Farbreferenz und den einzelnen Verblendkeramiken kam es in der Mehrzahl der Paarvergleiche unabhängig von der Verblendtechnik bei allen Farbparametern zu statistisch signifikanten bis hochsignifikanten Abweichungen (ANOVA und Bonferroni-Test, Welch- und Tamhane-Test).

Bei den CoCr-Gerüsten traten bei der Luminanz (L) nur beim IPS InLine PoM und bei den rot-grün-Werten (a) beim BeCe PRESS und der Pulse MC Presskeramik statistisch nicht signifikante Unterschiede auf. Bei den blau-gelb-Werten zeigten alle Paarvergleiche hochsignifikante Abweichungen ($p \leq 0,01$) zwischen den Schicht- und Presskeramiken und der VITA-Referenz.

Bei den ZrO₂-Gerüsten waren die Unterschiede der Luminanz alle hochsignifikant ($p \leq 0,01$), die rot-grün-Unterschiede zwischen den Verblendkeramiken und der VITA-Referenz waren nur bei der Pulse ZR Presskeramik ($p = 0,093$) und die blau-gelb-Unterschiede nur beim BeCE PRESS Z ($p = 0,341$) statistisch nicht signifikant.

4.2.3 Vergleich der Farbmessungen zwischen den mit Verblendkeramiken eines Herstellers und einer Technik verblendeten CoCr- und ZrO₂-Gerüste

Durch das Gerüstmaterial kam es bei allen Paarvergleichen (Presskeramiken der Firmen Bego BeCe PRESS vs. Bece PRESS Z, Ivoclar IPS InLine PoM vs. IPS e.max ZirPress, Ceramay Pulse MC Presskeramik vs. Pulse ZR Presskeramik und Schichtkeramiken der Firma Ivoclar IPS InLine vs. IPS e.max Ceram; T-Test) zu hochsignifikanten Abweichungen der Luminanz ($p < 0,01$). Die rot-grün-Werte zeigten nur bei den Presskeramiken der Firma Ivoclar ($p = 0,285$) und die blau-gelb-Werte bei den Schichtkeramiken der Firma Ivoclar ($p = 0,291$) nicht signifikante Unterschiede. Alle anderen Mittelwertvergleiche waren statistisch signifikant.

4.2.4 Auswertung nach dem ΔE

Aus den Mittelwerten der Parameter L, a und b wurden zunächst die Δ -Werte für die jeweiligen Vergleichsgruppen und anschließend das ΔE berechnet (vgl. Tab. 8).

Tab. 8: Darstellung der berechneten Differenzen zwischen den L, a und b-Werten der jeweiligen Vergleichspaare sowie die berechneten ΔE -Werte.

	ΔL	Δa	Δb	ΔE
IPS InLine vs. IPS e.max Ceram	1,81	0,43	0,47	1,91
BeCe PRESS vs. BeCe PRESS Z	-2,34	1,12	1,71	3,10
IPS InLine PoM vs. IPS e.max ZirPress	-1,65	-0,16	-2,72	3,19
Pulse MC vs. Pulse ZR Presskeramik	-1,10	-0,98	-7,80	7,94

4 Ergebnisse

		ΔL	Δa	Δb	ΔE
Vita-Referenz vs.	BeCe PRESS	-3,11	0,23	-3,21	4,48
	Pulse MC Presskeramik	-2,47	0,51	-3,81	4,57
	IPS e.max Ceram	-3,66	-0,42	-4,27	5,63
	BeCe PRESS Z	-5,45	1,35	-1,50	5,81
	IPS InLine	-5,46	-0,86	-4,73	7,28
	IPS InLine PoM	-1,32	-0,89	-7,30	7,47
	IPS e.max ZirPress	-2,96	-1,05	-10,02	10,50
	Pulse ZR Presskeramik	-3,58	-4,70	-11,60	13,02

Aus den berechneten ΔE -Werten wird deutlich, dass sämtliche Verblendkeramiken einen für das geübte Auge deutlich sichtbaren Unterschied zum VITA-Farbmuster aufwiesen (vgl. Abb. 19). In 6 der 8 dargestellten Fälle würden 50% der Zahnärzte eine Eingliederung aufgrund der Farbabweichungen ablehnen.

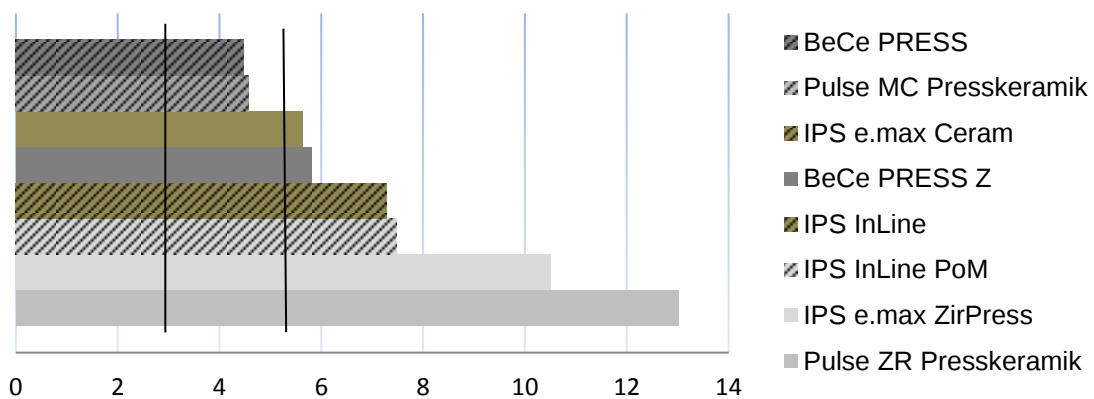


Abb. 19: Farbunterschiede zwischen der VITA-Referenz und den einzelnen Verblendkeramiken.

Zur Darstellung der farblichen Unterschiede zwischen den einzelnen Kronen wurden diese ab fotografiert (vgl. Abb. 20).

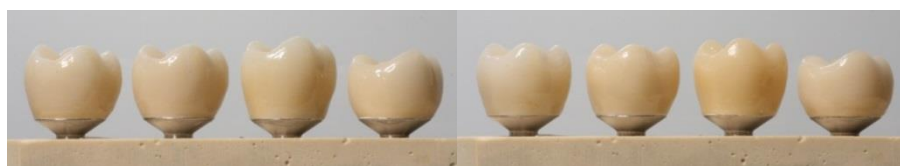


Abb. 20: Links: CoCr-Gerüste, v.li.n.re: BeCe PRESS, IPS InLine PoM, Pulse MC Presskeramik, IPS InLine. Rechts: ZrO₂-Gerüste, v.li.n.re: BeCe PRESS Z, IPS e.max ZirPress, Pulse ZR Presskeramik, IPS e.max Ceram.

Beim Vergleich der CoCr- und ZrO₂-Gerüste, welche mit den entsprechenden Verblendkeramiken eines Herstellers und einer Verblendtechnik überschichtet wurden, lagen die ΔE -Werte nur bei den konventionell geschichteten Kronen in einem auch für das geübte Auge nicht zu detektierenden Bereich ($\Delta E=1,91$). Der deutlichste

Farbunterschied ($\Delta E=7,94$) trat zwischen den CoCr- und ZrO_2 -Gerüsten auf, welche mit den Presskeramiken der Firma Ceramay überschichtet wurden (vgl. Abb. 21).

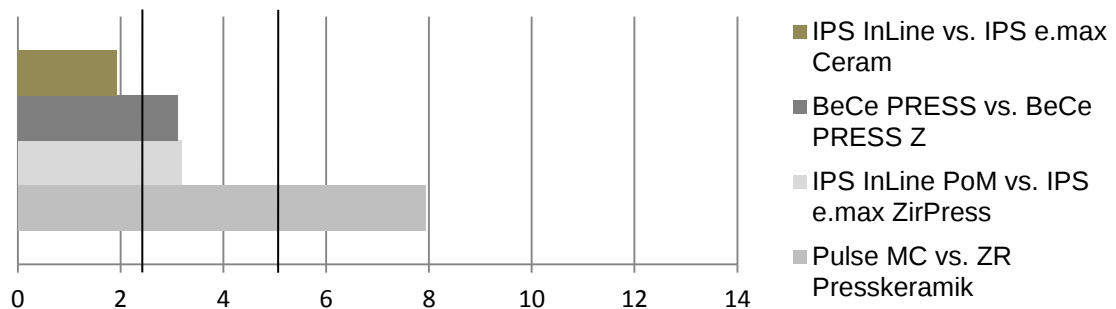


Abb. 21: Farbunterschiede zwischen den CoCr- und ZrO_2 -Gerüsten, welche mit Keramiken eines Herstellers verblendet wurden.

4.3 Bruchfestigkeit

4.3.1 Frakturen der Verblendkeramik nach mechanischer und thermischer Belastung

Bei der Untersuchung der Kronen konnten nach der Kausimulation keine Beschädigungen im Bereich der Verblendkeramik detektiert werden. Nach der Thermozyklisierung hingegen wurden bei den presskeramisch verblendeten Kronen an 6 Proben Infrakturen sowie an 2 Kronen kohäsive Brüche festgestellt („Chipping“, vgl. Abb. 22).



Abb. 22: Nach der Thermozyklisierung beschädigt vorgefundene Kronen. Oben li.: BeCe PRESS (Infraktur distopalatinaler und -vestibulärer Höcker; oben zweite v.li.: BeCe PRESS (Infraktur distopalatinaler Höcker); oben zweite v.re.: Pulse MC Presskeramik (kohäsiver Bruch mesiovestibulärer Höcker); oben re.: BeCePRESS Z (Fraktur mesiopalatinaler Höcker); unten li.: BeCe PRESS Z (Infraktur zervikal palatinal und distal); unten zweite v.li.: IPS e.max ZirPress (Infraktur mesio- und distopalatinaler Höcker), unten zweite v.re.: IPS e.max ZirPress (Infraktur mesiovestibulärer Höcker), unten re.: Pulse ZR Presskeramik (Infraktur mesiovestibulärer und -palatinaler Höcker).

Es waren somit insgesamt 20% der überpressten CoCr-Gerüst-Kronen und 33% der überpressten ZrO_2 -Gerüst-Kronen vor Beginn des eigentlichen Druckversuches

vorgeschädigt (vgl. Abb. 23). An den mit Schichtkeramik verblendeten Kronen traten im Verlauf der Langzeitbelastung keine Frakturen auf.

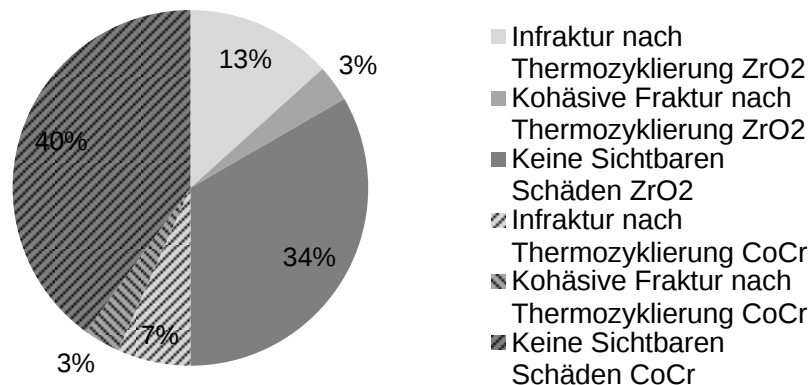


Abb. 23: Zustand der presskeramisch verblendeten Kronen nach der Thermozyklisierung (n=30). Linke, schraffierte Hälfte des Kreisdiagramms CoCr-Gerüste; rechte, nicht schraffierte Hälfte ZrO₂-Gerüste.

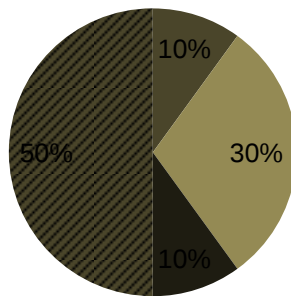
4.3.2 Zusammenhang zwischen den Korrekturmaßnahmen und der vorzeitigen Verblendfraktur nach Thermozyklisierung

Von den 30 künstlich gealterten, presskeramisch verblendeten Kronen mussten 6 Kronen während des Herstellungsprozesses Korrekturmaßnahmen zugeführt werden. Von diesen wurde eine Krone während der Thermozyklisierung beschädigt. Von den übrigen 24 Kronen, die während der Herstellung nicht korrigiert werden mussten, wiesen 7 Kronen vor Beginn des eigentlichen Druckversuches Schäden der Verblendkeramik auf. Ein fehlender Zusammenhang zwischen den aufgetretenen Frakturen und den Korrekturmaßnahmen wurde mit Hilfe des exakten Chi-Quadrat-Tests nach Fisher ausgeschlossen (p=1).

4.3.3 Analyse der Frakturmodi nach Durchführung des Druckversuches

Während des Druckversuchs frakturierten alle überschichteten CoCr-Gerüst-Kronen adhäsiv (n=10, 100%). Bei den schichtkeramisch verblendeten ZrO₂-Kronen frakturierte nur eine nicht gealterte Probe adhäsiv, alle weiteren Druckversuche führten zu kohäsiven Frakturen (n=5, 50%) oder Brüchen mit Beteiligung des Zirkoniumdioxidgerüsts (n=4, 40%) (vgl. Abb. 24).

**Frakturmodi Schichtkeramik
gealtert (n=10)**



**Frakturmodi Schichtkeramik
nicht gealtert (n=10)**

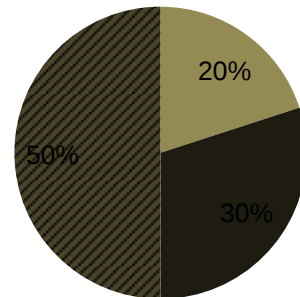
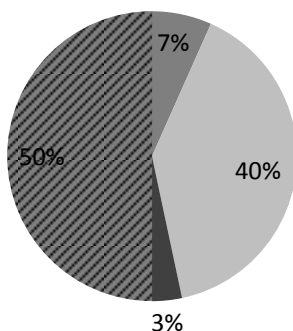


Abb. 24: Frakturmodi Schichtkeramik (n=20). Links: nach künstlicher Alterung, rechts: ohne künstliche Alterung. Linke, schraffierte Hälfte des Kreisdiagramms CoCr-Gerüste; rechte, nicht schraffierte Hälfte ZrO₂-Gerüste.

Bei den presskeramisch verblendeten CoCr-Gerüst-Kronen frakturierte eine Probe kohäsiv (BeCe PRESS), alle übrigen CoCr-Gerüst-Kronen (n=29; 96,7%) wiesen adhäsive Frakturmuster auf (vgl. Abb. 25).

Die überpressten ZrO₂-Kronen frakturierten in 20 von 30 Fällen kohäsiv (66,7%), 9 Kronen wiesen adhäsive Frakturmuster auf (30%) und eine Krone erlitt eine Fraktur mit Beteiligung des Gerüsts (3,3%)

**Frakturmodi Presskeramik
gealtert (n=30)**



**Frakturmodi Presskeramik
nicht gealtert (n=30)**

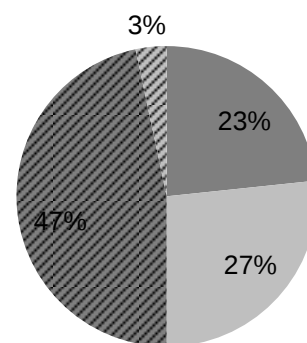


Abb. 25: Frakturmodi Presskeramik (n=60). Links: nach künstlicher Alterung, rechts: ohne künstliche Alterung. Linke, schraffierte Hälfte des Kreisdiagramms CoCr-Gerüste; rechte, nicht schraffierte Hälfte ZrO₂-Gerüste.

4.3.4 Bruchfestigkeitswerte

Aufgrund abweichender Versuchsbedingungen während des Druckversuches wurde eine Krone der langzeitbelasteten BeCe PRESS Kronen von der Auswertung der Bruchfestigkeit ausgeschlossen.

Bei den Kronen, welche der Bruchfestigkeitsprüfung ohne künstliche Alterung unterzogen wurden, lagen die ermittelten Bruchfestigkeiten zwischen $3344 \pm 638 \text{ N}$ für die Pulse ZR Presskeramik und $5722 \pm 1032 \text{ N}$ für die Schichtkeramik IPS e.max Ceram. Bei den langzeitbelasteten Kronen befanden sich die Mittelwerte zwischen $3482 \pm 1969 \text{ N}$ für die Presskeramik IPS e.max ZirPress und $5998 \pm 1249 \text{ N}$ für die Schichtkeramik IPS InLine (vgl. Tab. 9).

Tab. 9: Deskriptive Statistik der Bruchfestigkeitsmessungen mit Angabe der Probenzahl (n), des arithmetischen Mittelwertes (M), der Minimal- (Min) und Maximalwerte (Max), der Standardabweichung (SD) und der Varianz (Var) nach und ohne Langzeitbelastung. Die Verblendkeramiken sind in absteigender Reihenfolge nach Höhe der Bruchfestigkeit geordnet.

Material		Alterung	n	M	Min	Max	SD	Var
IPS InLine	CoCr	Gealtert	5	5998	4040	7090	1249	1560370
		nicht gealtert	5	4742	3600	5700	787	620120
IPS e.max Ceram	ZnO2	Gealtert	5	5618	4650	7560	1155	1333270
		nicht gealtert	5	5722	4120	6580	1033	166970
IPS InLine PoM	CoCr	Gealtert	5	5106	3930	6090	999	997730
		nicht gealtert	5	5474	5220	5890	299	89380
BeCe PRESS	CoCr	Gealtert	4	4635	3490	6140	1120	1253633
		nicht gealtert	5	4550	3560	5590	929	863650
Pulse MC Presskeramik	CoCr	Gealtert	5	4612	4040	5250	548	300470
		nicht gealtert	5	4296	3880	5050	493	242930
Pulse ZR Presskeramik	ZnO2	Gealtert	5	4386	3000	6910	1589	2524330
		nicht gealtert	5	3344	2580	4060	638	407230
BeCe PRESS Z	ZnO2	Gealtert	5	4308	3370	6300	1250	1562370
		nicht gealtert	5	4012	2840	5120	954	910120
IPS e.max ZirPress	ZnO2	Gealtert	5	3482	130	5220	1969	3879070
		nicht gealtert	5	3918	3140	4660	692	479120

Nach der Langzeitbelastung wurden bei den schichtkeramisch verblendeten Kronen im Vergleich zu den mittelwertigen Bruchfestigkeiten der presskeramisch verblendeten Kronen die höheren Werte festgestellt. Unabhängig von dem Gerüst und der Verblendtechnik wiesen die langzeitgealterten Kronen die größere Standardabweichung auf (vgl. Abb. 26).

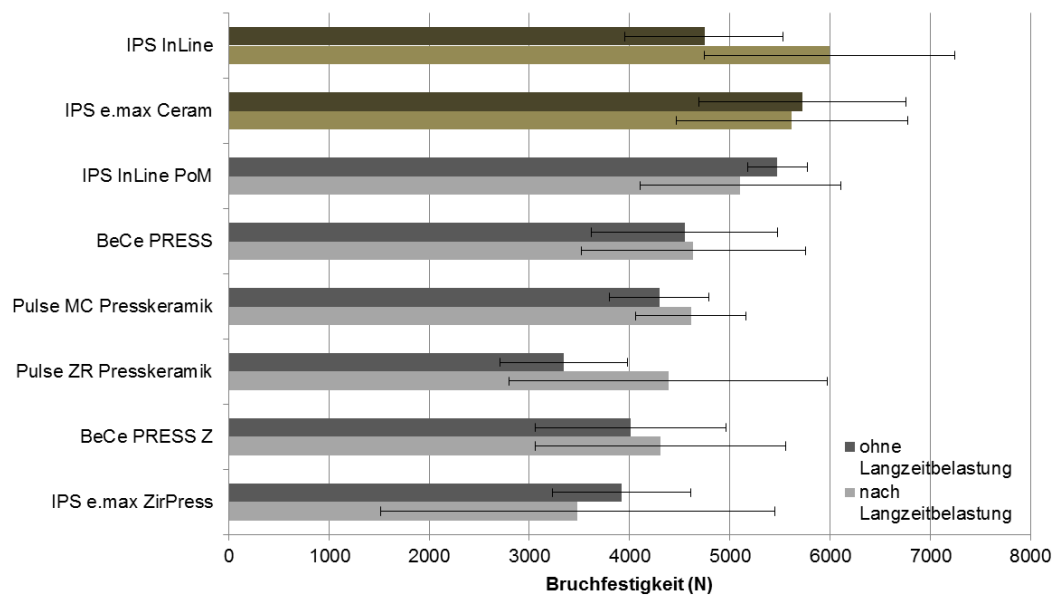


Abb. 26: Balkendiagramm zur graphischen Darstellung der Bruchfestigkeit (N) ohne und nach künstlicher Alterung unter Angabe der Mittelwerte und der einfachen Standardabweichung. Die Verblendkeramiken sind entsprechend ihrer Bruchfestigkeit nach Langzeitbelastung in absteigender Reihenfolge angeordnet.

4.3.5 Vergleich der Varianzunterschiede zwischen den einzelnen Verblendkeramiken

Bei allen Verblendkeramiken wiesen die künstlich gealterten Kronen gegenüber den nicht gealterten Kronen die größere Varianz der Bruchfestigkeitswerte auf. Statistisch signifikante Unterschiede (F-Statistik, Levene-Test) traten zwischen den nicht gealterten Kronen der Presskeramik IPS InLinePoM und den Presskeramiken BeCe PRESS Z ($p=0,017$), IPSe.max ZirPress ($p=0,012$), Pulse MC Presskeramik ($p=0,031$) und zwischen den gealterten Kronen der Presskeramik BeCe PRESS Z und der Schichtkeramik IPS e.max Ceram ($p=0,024$) auf. Ebenso waren die Varianzen zwischen den Bruchfestigkeitswerten der nicht gealterten Kronen der Presskeramiken BeCe PRESS und IPS InLinePoM ($p=0,006$) sowie der Pulse MC Presskeramik ($p=0,05$) statistisch signifikant.

4.3.6 Vergleich der Bruchfestigkeit zwischen den Schicht- und Presskeramiken einer Gerüstart

Beim Vergleich der Verblendkeramiken einer Gerüstart (ANOVA, Bonferroni-/Tamhane-Test) zeigten sich im ungealterten Zustand statistisch signifikant bis hochsignifikant höhere Bruchfestigkeitswerte zwischen den mit der Schichtkeramik IPS e.max Ceram und den Presskeramiken BeCe PRESS Z ($p=0,034$), IPS ZirPress ($p=0,023$) und der Pulse ZR Presskeramik ($p=0,002$) verblendeten ZrO_2 -Gerüsten.

Nach der künstlichen Alterung traten keine statistisch signifikanten Unterschiede der Bruchfestigkeitswerte zwischen den ZrO_2 -Kronen auf.

Bei den CoCr-Gerüsten zeigten sich weder nach der künstlichen Alterung noch im nicht gealterten Zustand statistisch signifikante Unterschiede der Bruchfestigkeitswerte zwischen den press- und schichtkeramisch verblendeten Kronen.

4.3.7 Einfluss der Korrekturmaßnahmen während des Herstellungsprozesses auf die Bruchfestigkeit

Aus Abb. 27 wird ersichtlich, dass die während des Herstellungsprozesses durchgeführten Korrekturmaßnahmen an den in Kap. 3.2.1 bezeichneten Kronen keine eindeutige Beeinflussung der Bruchfestigkeit nach sich zogen.

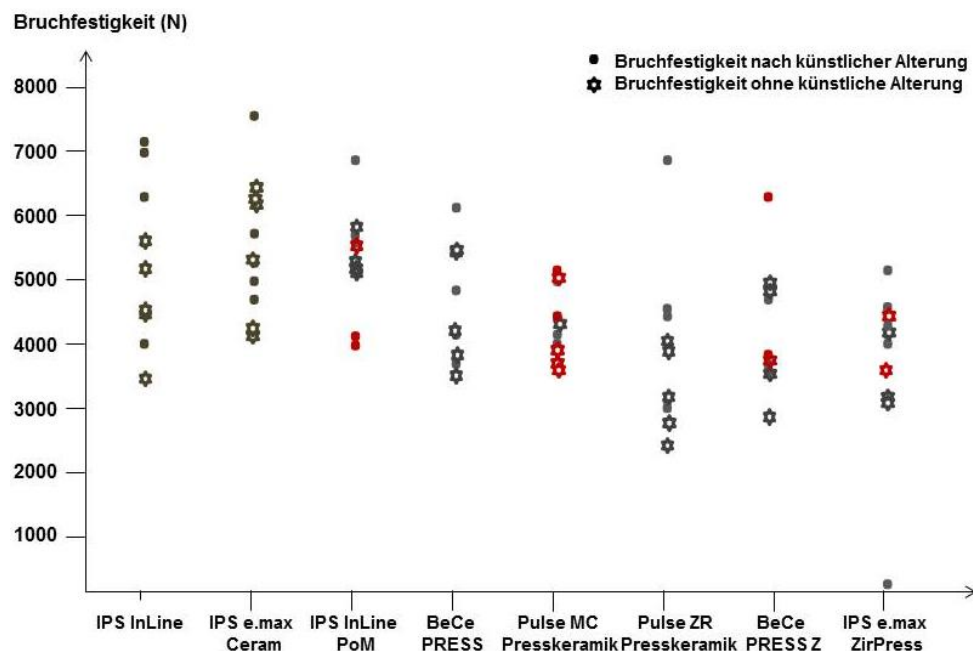


Abb. 27: Bruchfestigkeiten nach und ohne künstliche Alterung. Die Punkte entsprechen den künstlich gealterten Kronen, die Sterne entsprechen den nicht der künstlichen Alterung unterzogenen Kronen. Mit rot sind die Kronen gekennzeichnet, welche während des Herstellungsprozesses einem Korrekturbrand zugeführt werden mussten.

4.3.8 Einfluss der künstlichen Alterung auf die Bruchfestigkeit

Beim Vergleich der künstlich gealterten und der nicht gealterten Kronen einer Verblendkeramik wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede der Bruchfestigkeit durch die mechanischen und thermischen Belastungswechsel nachgewiesen (T-Test). Die bereits vor Beginn des eigentlichen Druckversuches detektierten Schäden im Bereich der Verblendkeramik wiesen bis auf eine Krone (IPS e.max ZirPress) ebenfalls keine eindeutige Beeinflussung der Bruchfestigkeit auf (vgl. Abb. 28).

4 Ergebnisse

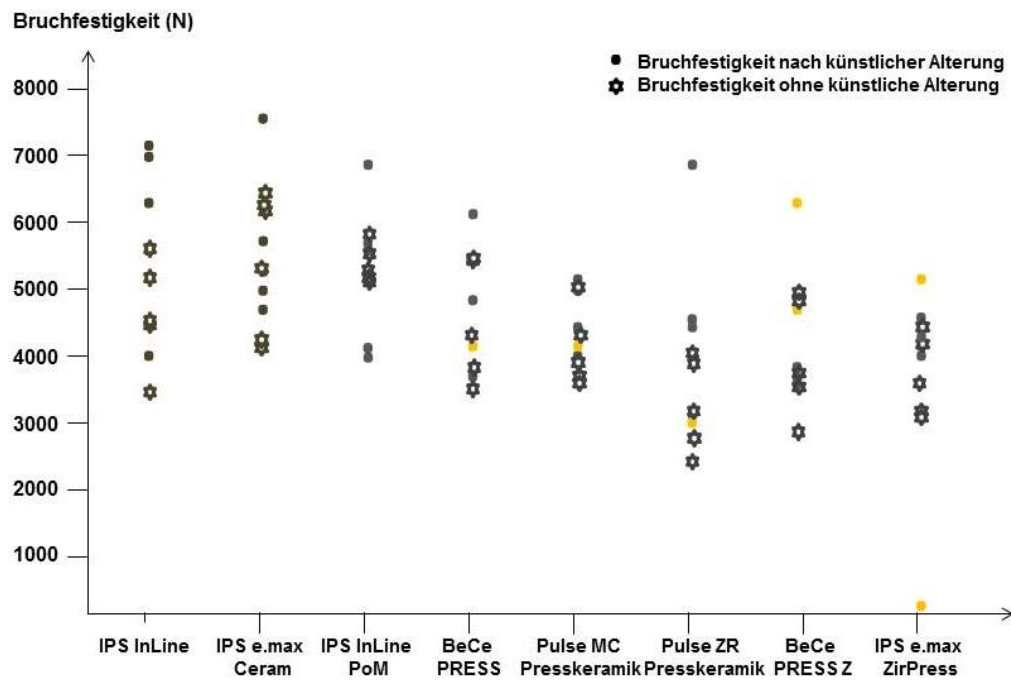


Abb. 28: Bruchfestigkeiten (N) der einzelnen Kronen. Mit gelb sind die bereits nach der Thermozyklierung geschädigten Proben gekennzeichnet.

5 Diskussion

5.1 Randspalten

In der vorliegenden Untersuchung wurde beim Vergleich press- und schichtkeramisch verblendeter CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen keine klinisch relevante Veränderung des marginalen vertikalen Randspaltes in Abhängigkeit von der Verblendungstechnologie festgestellt. Die Mittelwerte der verschiedenen Verblendkeramiken befanden sich zwischen 44±10 µm und 85±30 µm und damit durchaus in dem vom Großteil der Literatur als klinisch akzeptabel bezeichneten Bereich von 50 bis 120 µm (McLean und von Fraunhofer, 1971; Fransson et al., 1985; Tinschert et al., 2001b; Quintas et al., 2004; Boeckler et al., 2005; Kokubo et al., 2005; Beuer et al., 2009b; Gonzalo et al., 2009). Die schichtkeramisch verblendeten Kronen zeigten mit mittelwertigen Randspalten von 50±11 µm bei den CoCr-Gerüsten und 76±15 µm bei den ZrO₂-Gerüsten marginale Passungenauigkeiten auf, deren Größenordnung in mehreren Untersuchungen ebenfalls vorgefunden wurden (Schaerer et al., 1988; Abbate et al., 1989; Hung et al., 1990; Felton et al., 1997; Boeckler et al., 2005). Bei den Presskeramiken wiesen die verschiedenen Materialien der drei Hersteller Randspalten zwischen 44±10 µm und 85±30 µm auf und bestätigen damit ebenfalls Randspaltgrößen, wie sie für presskeramisch verarbeitete Glaskeramiken gefunden worden sind (Schaerer et al., 1988; Sulaiman et al., 1997; Yeo et al., 2003). Dies deckt sich mit der Untersuchung von Goldin et al., die beim Vergleich geschichteter Metallkeramikronen und presskeramisch verblendeter Metallkronen bzw. vollanatomisch gepresster Keramikronen ebenfalls keine statistisch- und klinisch relevanten Unterschiede bei der Ausformung der Kronenschulter in Abhängigkeit vom Verblendungsverfahren vorfanden (Goldin et al., 2005). Eine Überlegenheit presskeramischer Systeme, wie sie z.B. durch Yeo et al. und Abbate et al. bei der vergleichenden Untersuchung von Press- und Metallkeramik aufgezeigt wurde (Abbate et al., 1989; Yeo et al., 2003), konnte somit nicht bestätigt werden.

In der vorliegenden Untersuchung wiesen unabhängig vom Verblendverfahren die Kronen mit einem CoCr-Gerüst im Vergleich zu denen mit einem ZrO₂-Gerüst die geringere Streuung der Messwerte auf (vgl. Abb. 18). In anderen Untersuchungen wurde es umgekehrt ermittelt (Abbate et al., 1989; Goldin et al., 2005). Es gibt auch Untersuchungen, in denen keine Unterschiede hinsichtlich der Streuung gefunden wurden (Hung et al., 1990). Allgemein gelten bei der Randspaltvermessung Standardabweichungen von bis zu 20 µm als akzeptabel (Balkaya et al., 2005). Dieser Wert wurde nur bei den ZrO₂-Gerüst-Kronen, die mit IPS e.max ZirPress überpresst

wurden, überschritten (vgl. Tab. 6, $SD=30\text{ }\mu\text{m}$).

Dabei muss beachtet werden, dass die Standardabweichung der Randspalbmessungen nicht nur durch herstellungs- und versuchsbedingte Faktoren, sondern auch durch die verwendete Messmethodik beeinflusst wird.

Herstellungsbedingt müssen die unterschiedliche Anzahl an Brennzyklen durch erforderlich werdende Korrekturmaßnahmen mit konsekutiver Dimensionsveränderung des Kronenrandes sowie Beschädigungen der Kronenschulter während des Aufpassens der Restauration auf den Stumpf berücksichtigt werden (Hung et al., 1990; Balkaya et al., 2005).

Aus Abb. 18 (Kap. 3.1.4) wird ersichtlich, dass die Korrekturmaßnahmen während des Herstellungsprozesses keinen eindeutigen Einfluss auf die Größe des Randspaltes der presskeramisch verblendeten Kronen hatten. Bei schichtkeramisch hergestellten Verblendungen beinhaltet der Herstellungsprozess routinemäßig die Anpassung der Restauration auf den präparierten Stumpf. In der Regel sind hierfür mehrfache Brennvorgänge notwendig. Im Gegensatz dazu werden bei der Presstechnik idealerweise keine Korrekturmaßnahmen mit nachträglicher Manipulation im Bereich des Restaurationsrandes notwendig. Hier lässt sich feststellen, dass auch nach der Verwendung systemkompatibler Korrekturmassen keine Verschlechterung der marginalen Passgenauigkeit presskeramisch verblendeter Restaurationen zu verzeichnen ist.

Versuchsbedingt müssen die Präparationsform der Metallstümpfe, die Abformung der Stümpfe und die Zementierung der Kronen berücksichtigt werden. Da sowohl die Form der zervikalen Präparationsstufe als auch der Präparationswinkel Einfluss auf die Größe des Randspaltes nehmen, wurden zur besseren Vergleichbarkeit der Proben standardisierte Metallstümpfe mit einem Präparationswinkel von 3° und einer gleichmäßigen, 1 mm breiten Hohlkehle hergestellt (Beuer et al., 2009c). Diese Schichtstärke ist sowohl für die press- als auch schichtkeramische Herstellung von Keramikschultern geeignet. Die Oberfläche der Metallstümpfe unterscheidet sich jedoch in Struktur und Benetzbarkeit deutlich von den natürlichen Zahnhartsubstanzen. Zudem müssen die Bedingungen der Abformung und Zementierung aufgrund der Abwesenheit von Weichgewebe, Sulkusflüssigkeit, Blut und Speichel sowie der Raumtemperatur als klinikfern eingestuft werden. Die Positionierung des individuellen Abformträgers ohne externe Krafteinflüsse und unter Wahrung der Mindestschichtstärke des Abformmaterials ist zwar klinisch wünschenswert, jedoch in-vivo nicht konsequent umzusetzen. Als ähnlich idealisiert müssen die Bedingungen während der Zementierung der Kronen eingestuft werden. Dabei ist zu beachten, dass

der Randspalt und, bei vollkeramischen Restaurationen, auch die Bruchfestigkeit (s. Kap. 4.3) durch die Art des Zements und den während des Zementierungsvorganges auftretenden okklusalen Belastungen beeinflusst werden (Groten und Pröbster, 1997). Zur besseren Vergleichbarkeit erfolgte die Zementierung daher streng standardisiert mit konventionellem Zinkoxidphosphatzement. Dieser wurde gewählt, da auf dem Metallstumpf kein Verbund zum natürlichen Dentin, wie bei der adhäsiven Befestigung erforderlich, oder eine chemische Haftung an den Zahnhartsubstanzen, wie bei der Nutzung von Glasionomierzement, möglich ist.

Zuletzt muss die verwendete Messmethodik auf ihre Aussagekraft und Vergleichbarkeit hinterfragt werden.

Zu den am häufigsten verwendeten Methoden der Randspaltbestimmung zählen neben der lichtmikroskopischen Vermessung die Verwendung des Rasterelektronenmikroskops, die Auswertung von Replikas und die rein klinische Untersuchung mittels zahnärztlicher Sonde (Sorensen, 1990; Balkaya et al., 2005; Colpani et al., 2013). Schaefer et al. stellten 2012 zudem erstmals eine computergestützte 3D-Analyse der marginalen und internen Passung vor (Schaefer et al., 2012). Ein systematischer Vergleich dieser einzelnen Studien mit ihren verschiedenen Messmethoden gestaltet sich jedoch als schwierig, da mit den unterschiedlichen Methoden verschiedene Variablen untersucht und nur bis zu einem gewissen Grad auch beurteilt werden können. Für einen sinnvollen Vergleich der Studien muss daher der jeweils verwendeten Methode in Abhängigkeit von der Dimensionierung der Krone und der Präparationsart des Stumpfes besondere Aufmerksamkeit entgegengebracht werden (Roulet, 1994). Darüber hinaus ist der Messvorgang und die Auswertung der Messergebnisse zu berücksichtigen.

Beim Messvorgang spielt die Definition der Messstrecke und ihrer Referenzpunkte eine wichtige Rolle. Bedauerlicherweise gibt es hierfür bislang keine einheitliche Festlegung. So stellten Holmes et al. bereits 1989 fest: "The reference points for measurements and the descriptive terminology defining fit vary considerably among investigators. Often the same term is used to refer to different measurements, or different terms are used to refer to the same measurement. This is a constant source of confusion in reporting and comparing studies." (Holmes et al., 1989). Für die vorliegende Untersuchung wurde als Messstrecke die Definition des „vertikalen Randspalt“ von Donath und Roth gewählt (Donath und Roth, 1987). Diese stellt die Strecke von der Präparationsgrenze bis zum zervikalen Kronenrand, parallel zur Zahnachse, dar. Als Methode wurde die lichtmikroskopische, äußerlich-zirkuläre Vermessung der Randspalten verwandt. Ihr Vorteil besteht darin, die marginale

Passgenauigkeit nondestruktiv zu verschiedenen Zeitpunkten des Fertigungsprozesses beurteilen zu können. Der Nachteil besteht darin, dass sich der Untersucher häufig mit dem Problem konfrontiert sieht, die Messstrecke sichtbar und gleichzeitig parallel zum Messtisch einzustellen (vgl. Abb. 29).

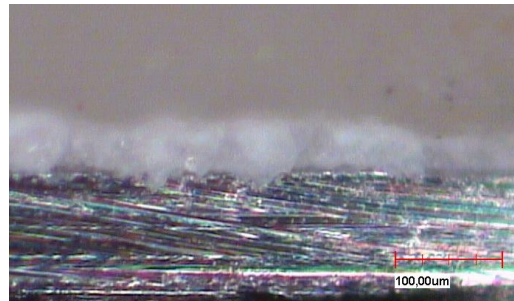


Abb. 29: Lichtmikroskopische Randspaltvermessung. Die Kontur des Metallstumpfes ist deutlich zu erkennen, der Übergang Zement-Keramik wird besonders im rechten Bildabschnitt undeutlich.

Da die Referenzpunkte durch den Untersucher für jede Einzelmessung neu festgelegt werden müssen, besteht zwangsläufig eine hohe interindividuelle Varianz der Messwerte. Bei der lichtmikroskopischen Randspaltvermessung sollte die gesamte Untersuchung daher von der gleichen Person durchgeführt werden, für die mit Hilfe von Wiederholungsmessungen der intraindividuelle Messfehler bestimmt werden kann. Unter Berücksichtigung der hohen Varianz der erhobenen Messwerte durch den Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston wurde für die vorliegende Untersuchung eine gute Zuverlässigkeit der Messmethodik ermittelt. In der Literatur liegen ähnliche Fehlerabschätzungen für lichtmikroskopische Randspaltbestimmungen derzeit nicht vor und können deshalb nicht zum Vergleich herangezogen werden.

Zusammenfassend kann konstatiert werden, dass sowohl die presskeramisch als auch die schichtkeramisch verblendeten Kronen in der vorliegenden Untersuchung klinisch akzeptable, der Literatur vergleichbare Randspalten aufwiesen. Es wurde also sowohl mit der Press- als auch mit der Schichtkeramik eine klinisch akzeptable marginale Passung erzielt. Die eingangs postulierte Überlegenheit der presskeramischen Fertigung in Bezug auf eine präzisere vertikale Ausformung der Kronenschulter konnte somit nicht nachgewiesen werden. Allerdings muss ebenfalls darauf hingewiesen werden, dass nur einer der vielen Parameter, welche einen guten Randschluss kennzeichnen, untersucht wurde. So wurde beispielsweise die zervikale Kontur, d.h. eine Über- oder Unterkonturierung des Kronenrandes, welche großen Einfluss auf die Gesundheit des marginalen Parodonts ausübt, in dieser Untersuchung nicht berücksichtigt (Boeckler et al., 2005). Inwiefern sich die beiden Fertigungstechnologien

hinsichtlich dieses Parameters unterscheiden, muss Gegenstand künftiger Untersuchungen sein.

5.2 Digitale Farbbestimmung

Eine größere Farbkonstanz der presskeramisch verblendeten Kronen gegenüber den schichtkeramisch verblendeten Kronen konnte nicht nachgewiesen werden. Dagegen zeigte sich eine statistisch signifikant niedrigere Varianz des Farbparameters „a“, d.h. eine geringere Streubreite der rot-grün-Werte, bei den Schichtkeramiken beider Gerüstarten gegenüber verschiedenen Presskeramiken (vgl. Kap. 3.2.1). Bei den gelb-blau-Werten ließen sich keine, bzw. der Luminanz nur vereinzelt statistisch signifikante Unterschiede feststellen. Eine mögliche Ursache der Abweichungen wurde bei der lichtmikroskopischen Untersuchung der einzelnen Verblendkeramiken deutlich. Hier erschien die Korngröße der beigefügten Farbpartikel bei den Presskeramiken deutlich größer als bei den Schichtkeramiken (vgl. Abb. 30).

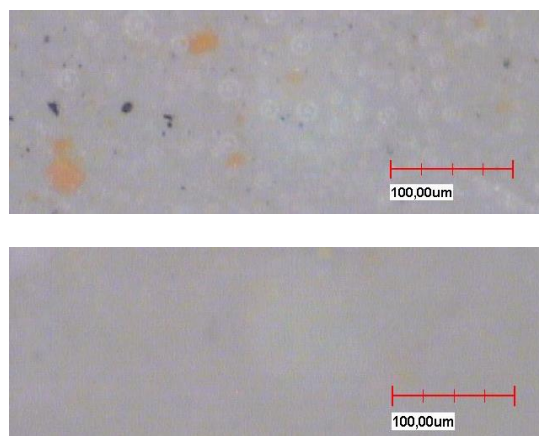


Abb. 30: Oben: BeCe PRESS Z (Presskeramik), die einzelnen Farbpartikel sind deutlich sichtbar. Unten: IPS e.max Ceram (Schichtkeramik), homogenes Bild im Lichtmikroskop.

Durch die punktuelle Erfassung dieser Farbpartikel mit dem Spektralphotometer könnte dies zu einer deutlich größeren Varianz der Parameter „a“ und „b“ beigetragen haben. Ähnliche Untersuchungen, bei denen die Varianzunterschiede der Farbparameter bei verschiedenen Verblendtechniken hinterfragt wurden, konnten in der Literatur nicht gefunden werden. Hinsichtlich der Farbkonstanz kann also konstatiert werden, dass die Schichtkeramiken zumindest in der Variabilität der rot-grün-Abweichungen den Presskeramiken teilweise überlegen sind. Eine klinische Relevanz dieser Erkenntnis, zumal sie nur vereinzelte Paarvergleiche des Parameters „rot-grün“ betrifft, lässt sich besonders bei Berücksichtigung des visuell tatsächlich wahrnehmbaren Farbunterschiedes (s.u.) allerdings nicht ableiten. Darüber hinaus muss hinterfragt werden, inwieweit die Erfahrung und Kompetenz des Zahntechnikers

Einfluss auf die Farbkonstanz nimmt. So wurden in der vorliegenden Untersuchung alle Kronen von einem in der Keramikverarbeitung sehr erfahrenen Zahntechniker hergestellt, welcher zur Erzielung einer größtmöglichen farblichen Übereinstimmung den direkten Vergleich der Probenkörper vornehmen konnte. Bei der vergleichenden Untersuchung von metallkeramischen Kronen, welche von verschiedenen Laboren und Technikern hergestellt wurden, kam es hingegen zu größeren Farbabweichungen (Douglas und Brewer, 2003). Durch das gezielte Einmischen und Applizieren von Farbpartikeln bleibt die Schichtkeramik in vielerlei Hinsicht schließlich eine vom individuellen farblichen und ästhetischem Empfinden abhängige Technologie. Die Presskeramik, welche per se weniger Spielraum für farbliche Variationen zulässt, verspricht trotz der vorliegenden Ergebnisse auch bei verschiedenen Technikern die höhere Farbkonstanz. Um praxisnähere Ergebnisse zu erzielen erscheint es daher sinnvoll, in zukünftigen Untersuchungen diesem individuellen Faktor durch den Einsatz unterschiedlich geschulter Techniker Rechnung zu tragen.

Hinsichtlich einer adäquaten Farbwiedergabe ergaben sich bei der Auswertung der drei Farbparameter L, a und b sowohl beim Vergleich zwischen den Keramiken einer Gerüstart, zwischen den CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen eines Herstellers als auch beim Vergleich der einzelnen Materialkombinationen zum VITA-Farbmuster A3 in der überwiegenden Mehrzahl der Paarvergleiche hochsignifikante Unterschiede. Diese betrafen alle 3 Farbparameter gleichermaßen. Die Berechnung der ΔE -Werte zeigte auf, dass diese als statistisch signifikant erkannten Unterschiede auch über klinische Relevanz verfügen. So wurden zwischen den einzelnen Materialkombinationen und der verwendeten VITA-Referenz ΔE -Werte zwischen 4,56 und 13,02 vorgefunden. Vorausgesetzt, die Zahnfarbe wurde während der Behandlung korrekt bestimmt, überschreiten entsprechend der Untersuchung von Douglas et al. die Farbunterschiede somit eine Größenordnung, welche in 6 der 8 untersuchten Materialkombinationen (vgl. Kap. 3.2.4) eine Neuherstellung der Restauration aufgrund zu großer Farbabweichungen zur Folge hätte (Douglas et al., 2007). Im Jahr 2003 wurden ähnliche Ergebnisse durch Douglas und Brewer publiziert. Sie stellten 5 verschiedenen Laboren die Aufgabe, auf standardisierten Metallgerüsten mit einer Verblendtechnik ihrer Wahl Verblendkronen einer vorgegebenen Zahnfarbe herzustellen. Die Farbabweichungen zum vorgegeben Farbmuster schwankten hier zwischen ΔE -Werten von 3,5 und 11,1. Noch größere Farbabweichungen wurden bei der Untersuchung von Kompositmaterialien vorgefunden (ΔE -Werte zwischen 3,9 und 22,8) (Browning et al., 2009).

In der vorliegenden Untersuchung wurden die geringsten Abweichungen bei den mit BeCe PRESS ($\Delta E=4,47$) und Pulse MC Presskeramik ($\Delta E=4,56$) überpressten CoCr-Gerüsten vorgefunden. Diese Materialien lagen unter der von Douglas et al. definierten Grenze eines ΔE von 5,5, ab der 50% der Zahnärzte die Restauration aufgrund der Farbabweichung nicht mehr einsetzen würden. Die mit IPS e.max Ceram ($\Delta E=5,63$) und BeCe PRESS Z ($\Delta E=5,81$) überschichteten bzw. überpressten ZrO_2 -Gerüste lagen knapp, alle weiteren Materialkombinationen deutlich über der Toleranzgrenze. Beim Vergleich der Verblendkeramiken eines Herstellers aber unterschiedlicher Gerüststruktur waren nur bei den konventionell schichtkeramisch verblendeten Kronen der Firma Ivoclar die Farbdifferenzen so gering, dass sie für das menschliche Auge nicht sichtbar wurden ($\Delta E=1,91$). Bei den Presskeramiken hingegen wurden die Unterschiede zwischen den CoCr- und ZrO_2 -Gerüsten deutlich sichtbar (vgl. Kap. 3.2.4, Abb. 20, 21).

Warum sich gerade bei den Presskeramiken auch für das menschliche Auge wahrnehmbare Unterschiede zeigen, kann nur gemutmaßt werden. Die Vorbehandlung der ZrO_2 - und CoCr-Gerüste erfolgte streng nach Herstellerangaben unter Verwendung der für das jeweilige Verblendmaterial vorgeschriebenen Grundmassen (Opaker, Liner), welche einerseits die Haftung der Keramik auf der Metalloberfläche erhöhen und andererseits die optische Abdeckung des Gerüsts gewährleisten sollen. Bei Vergleich der Schicht- und Presskeramiken der Firma Ivoclar (CoCr-Gerüste: IPS InLine / IPS InLine PoM; ZrO_2 -Gerüste: IPS e.max Ceram / IPS e.max ZirPress) wird deutlich, dass bei beiden Techniken die gleichen Grundmassen Verwendung finden, allerdings nur im Falle der Presskeramiken ein farblicher Unterschied zwischen den CoCr- und ZrO_2 -Gerüsten optisch sichtbar wird. Daraus kann geschlossen werden, dass die Ursache nicht auf Ebene der Gerüstvorbereitung, sondern auf Ebene der Verblendkeramik an sich zu suchen ist. Bei der Schichtkeramik kommen gerüstnah opakere, eingefärbte Dentinmassen zum Einsatz, welche eine geringere Transmission des einfallenden Lichtes gestatten als die oberflächlich eingesetzten transluzenteren Schmelzmassen (vgl. Abb. 31). Dies ist bei der Verwendung eines Verblendmaterials, welches per se über eine definierte Opazität und Transluzenz verfügt, nicht möglich. Die abschließende Individualisierung der Presskeramiken über das oberflächliche Auftragen der Malfarben scheint dabei für ein optisch vergleichbares Ergebnis zwischen CoCr- und ZrO_2 -Gerüsten nicht ausreichend zu sein.

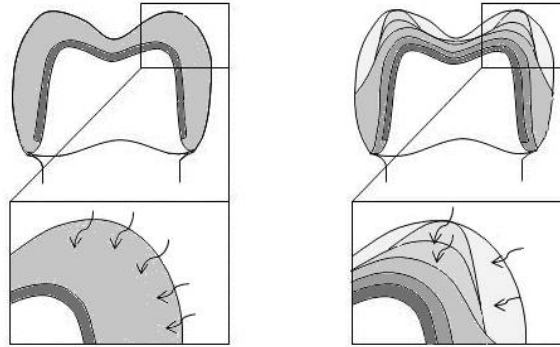


Abb. 31: Schematische Darstellung des Lichteinfalls bei presskeramisch (links) und schichtkeramisch (rechts) verblendeten CoCr-Gerüsten. Eine differenzierte Abstufung der Transluzenz ist bei presskeramischen Verblendungen ebenso wenig möglich wie die Abdeckung des Gerüsts mit opakeren und stärker eingefärbten Dentinmassen.

Es kann folglich konstatiert werden, dass sich bei Presskeramiken im Gegensatz zur konventionellen Schichtkeramik bei Metall- und Zirkongerüsten kein visuell indifferentes Ergebnis erzielen lässt. Dies wirft die Frage auf, ob klinisch eine absolute farbliche Übereinstimmung zwischen metall- und zirkondioxidbasierten Restaurationen erforderlich ist.

Es wurde bereits in verschiedenen, an stilisierten Probekörpern durchgeführten Studien ein deutlicher Unterschied zwischen den durch das Farbmuster vorgegebenen und den tatsächlich nach Herstellung der Keramik auftretenden Farben sowohl bei Metall- als auch bei Zirkoniumdioxidgerüsten festgestellt (Fazi et al., 2009; Vichi et al., 2012). Auch zwischen den gleichen Farbringsystemen eines Herstellers wurden Farbabweichungen nachgewiesen (Sproull, 1973). Es handelt sich somit um eine bekannte Problematik, welche auch durch die Verwendung der technisch scheinbar weniger fehleranfälligen Presskeramiken nicht an Bedeutung verliert. Es stellt sich hier die bereits durch Setz et al. aufgeworfene Frage, ob eine der schwerwiegenden Fehlerquellen hinsichtlich der adäquaten Farbbestimmung und –wiedergabe nicht auf Ebene des Farbringens durch Fabrikation verschiedener Farbringsysteme, angepasst an die erwünschte Materialkombination, korrigiert werden könnte (Setz et al., 1992). Metallkeramische Restaurationen verfügen aufgrund des Gerüsts über eine höhere Opazität als zirkondioxidbasierter Zahnersatz. Dieser wiederum kann sich in Bezug auf Transluzenz und Transparenz nicht mit glaskeramischen Restaurationen vergleichen. Zum Gesamteindruck tragen zudem die Beschaffenheit der Oberfläche, der Umgebungskontrast sowie optische Phänomene wie Metamerie, Opaleszenz und Fluoreszenz bei (Strub et al., 2011; Vichi et al., 2011; Olms und Setz, 2013). In den vergangenen Jahren erschien es vielfach erstrebenswert, durch ein hohes Maß an Standardisierung ein einheitliches Farbsystem zu etablieren, d.h. z.B. eine Einigung der Hersteller auf die VITA-Farben, zu erreichen. Nach mehreren Jahren der

vergleichenden Untersuchungen, welche immer wieder auf die Abweichungen zwischen den einzelnen Herstellern und Materialkombinationen hinwiesen, muss über die Verwendung materialspezifischer und der Gerüst-Verblendkombination Rechnung tragender Farbringe nachgedacht werden. Wenn die Farbnahme am Patienten bereits mittels eines hersteller- und materialspezifischen Farbringes erfolgen könnte, wären die gravierenden Unterschiede zwischen den einzelnen Verblendkeramik-Gerüstkombinationen bereits auf Ebene der Farbbestimmung berücksichtigt.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die eingangs postulierte Überlegenheit der Presstechnologie gegenüber der Sintertechnologie hinsichtlich einer größeren Farbkonstanz und adäquateren Farbwiedergabe nicht bestätigt werden kann. Allerdings wurden in der vorliegenden Untersuchung alle Verblendungen von einem in der Keramikverarbeitung sehr erfahrenen Zahntechniker hergestellt. Inwiefern sich ein verarbeitungstechnologischer Vorteil bei unterschiedlich qualifizierten und erfahrenen Zahntechnikern ergibt, muss in zukünftigen Untersuchungen hinterfragt werden.

5.3 Bruchfestigkeit

Ein Teilaspekt der Untersuchung bestand darin, die Bruchfestigkeit und das Frakturverhalten schicht- und presskeramisch verblendeter CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen vergleichend zu hinterfragen. Von den presskeramisch verblendeten Kronen wurden dabei unabhängig von der Gerüstart eine konstant höhere Bruchfestigkeit und eine geringere Empfindlichkeit gegenüber mechanischer und thermischer Belastung erwartet.

Eine überlegene Bruchfestigkeit der presskeramisch verblendeten Kronen wurde jedoch nicht festgestellt. Die arithmetischen Mittelwerte der aufgenommenen Bruchfestigkeiten lagen bei allen Materialkombinationen zwischen 3344±638 N (Pulse ZR Presskeramik, nicht gealtert) und 5998±1249 N (IPS InLine, gealtert). Sie lagen damit über den meisten der sonst in der Literatur verfügbaren und als Ausgangsfestigkeit festsitzender Restaurationen geforderten Werte und übertreffen die maximalen Kaukräfte bei weitem (Körber, 1995; Tinschert et al., 2001a; Eisenburger et al., 2011). Statistisch signifikante Unterschiede beim Vergleich der schicht- und presskeramisch verblendeten CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen wurden nur bei den nicht gealterten ZrO₂-Kronen festgestellt. Hier wiesen die schichtkeramisch verblendeten Kronen entgegen der Nullhypothese die höhere Bruchfestigkeit auf. Beuer et al. konnten in einer In-vitro-Untersuchung für presskeramisch verblendete und konventionell zementierte ZrO₂-Gerüst-Kronen Bruchfestigkeitswerte von 3523,72 N und bei geschichteten ZrO₂-Gerüst-Kronen gleicher Art Werte von 3.700,39 N

feststellen (Beuer et al., 2009a). Somit wurden auch hier bei den schichtkeramisch verblendeten Kronen höhere, wenn auch nicht statistisch signifikante Unterschiede ermittelt. Tsalouchou et al. konnten ebenfalls keinen Unterschied der Bruchfestigkeit zwischen keramisch überpressten und geschichteten Kronen nachweisen (Tsalouchou et al., 2008). Als kritisch für den Vergleich kann betrachtet werden, dass in der vorliegenden Studie im Gegensatz zu den oben zitierten Untersuchungen zervikal um 1mm gekürzte CoCr- und ZrO₂-Gerüste verwendet wurden. Eisenburger et al. konnten jedoch zeigen, dass Keramikschultern keinen Einfluss auf die Höhe der Bruchfestigkeit nehmen (Eisenburger et al., 2011).

Die Frakturmodi während des Druckversuches entsprachen dabei den bereits in der Literatur beschriebenen Beobachtungen. So wiesen 97,5% der CoCr-Gerüst-Kronen ein adhäsives Frakturmuster auf, welches die klassischerweise bei Metallrestaurationen auftretende Versagensform darstellt (Walton, 2013). In der Vergangenheit wurde als mögliche Ursache dafür der im Vergleich zu den ZrO₂-Gerüsten weniger stabile Materialverbund zwischen Gerüst und Verblendkeramik angeführt, wodurch es bei übermäßiger Belastung an der Stelle des schwächsten Gliedes zum Bruch kommt (Heintze und Rousson, 2010). Darüber hinaus muss als Ursache für die vorwiegend adhäsiven Brüche der metallkeramischen Kronen eine elastische Verformung des Metallgerüsts mit konsekutivem, flächigem Abplatzen der Verblendkeramik erwogen werden.

Die ZrO₂-Gerüste wiesen bei 62% der überpressten und 50% der geschichteten Kronen kohäsive Frakturen auf. In klinischen Untersuchungen bei keramisch verblendeten ZrO₂-Gerüst-Kronen wurde dies ebenfalls als häufigste Versagensform festgestellt (Conrad et al., 2007; Beuer et al., 2009a; Rinke et al., 2013). Aboushelib et al. und Tinschert et al. fanden bei überpressten ZrO₂-Gerüsten im Vergleich zur Schichtkeramik ebenso ein verstärkt kohäsives Versagen der Verblendkeramik vor (Tinschert et al., 2001a; Aboushelib et al., 2006). Bei den geschichteten ZrO₂-Gerüst-Kronen trat zudem in 40% der Fälle ein Totalversagen der Restauration ein, d.h. es kam zu einer Fraktur mit Beteiligung des ZrO₂-Gerüsts. Bei den presskeramisch verblendeten Kronen trat dies nur in einem Fall ein. Diese Feststellung steht im Gegensatz zur Literatur, in der beim Vergleich press- und schichtkeramisch verblendeter ZrO₂-Kronen Totalfrakturen vermehrt bei den presskeramisch verblendeten Kronen vorgefunden wurden. Begründet wurde dies mit einer überlegenen Werkstoffqualität der presskeramischen Verblendung, wodurch es bei ansteigenden Belastungen eher zur Totalfraktur denn zum kohäsiven „Reißen“ der Verblendkeramik kommt (Beuer et al., 2009a).

Die Simulation thermischer und mechanischer Belastung verursachte unabhängig von der Verblendungstechnologie keine Veränderungen der Frakturmodi. Statistisch signifikante Unterschiede der Bruchfestigkeitswerte beim Vergleich der künstlich gealterten und nicht gealterten Kronen wurden unabhängig von der Verblendungstechnologie ebenfalls nicht festgestellt. Dies steht im Einklang mit den Beobachtungen von Rosentritt et al., welche auch keine Unterschiede in Bruchfestigkeit und Frakturmuster bei Metall- und Zirkon-Gerüst-Kronen nach Kausimulation feststellen konnten (Rosentritt et al., 2010). Allerdings wiesen nach der Thermozyklisierung 6 presskeramisch verblendete Kronen Infrakturen und 2 Kronen gleicher Fertigung sogar kohäsive Frakturen auf. Betroffen waren 3 CoCr- und 5 ZrO₂-Gerüst-Kronen. Diese vorzeitigen Beschädigungen vor dem eigentlichen Druckversuch gingen dabei nicht in jedem Fall mit einer verringerten Bruchfestigkeit einher (vgl. Kap. 3.3.5, Abb. 28). Bemerkenswerterweise blieben sämtliche schichtkeramisch verblendete Kronen frei von Schäden durch die künstliche Alterung. Bereits in früheren Untersuchungen wurden nach thermischer und mechanischer Belastung Schäden an den Probenkörpern festgestellt (Rosentritt et al., 2009a). Zu analysieren bleibt an dieser Stelle jedoch die Fragestellung, warum es nur bei den presskeramisch verblendeten Kronen durch die thermischen Belastungswechsel zu Infrakturen und kohäsiven Brüchen kam. Dabei müssen mehrere herstellungs- und versuchsbedingte Faktoren berücksichtigt werden, welche auch bei der Auswertung der Bruchfestigkeitswerte und der Frakturmodi beachtet werden sollten.

Herstellungsbedingt muss besonders bei den presskeramisch verblendeten Kronen die unterschiedliche Anzahl an Brennzyklen während der Probenfertigung herausgestellt werden. Von den überpressten CoCr-Gerüsten wurden 9 Kronen und von den ZrO₂-Gerüsten 5 Kronen nach dem eigentlichen Pressvorgang Korrekturmaßnahmen zugeführt. Wie aus Abb. 27 (Kap. 3.3.7) ersichtlich, hatten diese keinen eindeutigen positiven oder negativen Einfluss auf die absolute Bruchfestigkeit. Der exakte Chi-Quadrat-Test nach Fisher ergab jedoch bei den künstlich gealterten Kronen einen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen den erfolgten Korrekturmaßnahmen und den vorzeitigen Schäden nach der Thermozyklisierung. So wiesen die korrigierten presskeramisch verblendeten Kronen vergleichsweise weniger häufig vorzeitige Schäden auf als die nicht korrigierten presskeramisch verblendeten Kronen. Aus verschiedenen Untersuchungen ist bekannt, dass wiederholte Brennvorgänge Veränderungen der werkstoffkundlichen Kenngrößen hervorrufen. So wurde speziell bei Presskeramiken festgestellt, dass Wiederholungsbrände den Leuzitgehalt erhöhen und damit die Biegefestigkeit positiv beeinflussen können (Dong et al., 1992; Mackert

und Russel, 1996). Die Hersteller selbst weisen auf die Veränderungen des WAK bei einer erhöhten Anzahl von Bränden hin und empfehlen bei minimalen Unstimmigkeiten zwischen den WAK der Gerüste und der Verblendkeramik die Anpassung derselben durch wiederholte Brände bzw. Tempern der Keramik (Bsp. IPS In Line PoM: Erhöhung des WAK der Pressmassen bei Mehrfachbränden von $13,4 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ auf $13,7 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$; Erhöhung der Glasübergangstemperatur von 571 °C auf 578 °C ; Ivoclar Vivadent AG, 2010). Untersuchungen an stilisierten, presstechnisch verblendeten oder vollständig presstechnisch hergestellten Probenkörpern haben zudem aufgezeigt, dass Restspannungen durch wiederholte Brennvorgänge und langsam abfallende Temperaturführung während der Abkühlung vermindert werden können (Taskonak et al., 2008; Choi et al., 2011). Als gesichert kann also die Erkenntnis angesehen werden, dass durch die Temperaturführung und die Anzahl der Brände gezielt auf Residualspannungen innerhalb der Keramik und damit auf die mechanische Stabilität des Werkstoffverbundes Einfluss genommen werden kann.

Bei den schichtkeramischen Verblendungen beinhaltet der reguläre Fertigungsprozess Mehrfachbrände, welche zum Abbau bestehender Restspannungen beitragen können. Die schichtkeramischen Kronen wiesen nach der Thermozyklisierung keine vorzeitigen Schäden auf. Einen vergleichbaren stabilisierenden Effekt scheint es auch bei presskeramisch verblendeten Kronen zu geben. Choi et al. wiesen 2011 nach, dass trotz des industriell gesteuerten Herstellungsprozesses Unterschiede zwischen den Pressrohlingen auftreten (Choi et al., 2011). Sie zeigten bei Messungen an Rohlingen vor dem eigentlichen Pressvorgang Residualspannungen auf, welche nur während des industriellen Herstellungsprozesses entstanden sein konnten. Ob es einen Zusammenhang zwischen den vor und nach dem Pressvorgang innerhalb der Presskeramiken bestehenden Residualspannungen gibt, kann nur gemutmaßt werden. Die Erkenntnisse der vorliegenden Untersuchung weisen jedoch darauf hin, dass mehrfach gebrannte Presskeramiken weniger anfällig auf wechselnde Temperaturen reagieren. Vor dem Hintergrund der kleinen Probenanzahl muss dieses Ergebnis relativiert betrachtet werden und kann nur richtungsweisend mögliche Zusammenhänge aufzeigen. Zweifelsfrei kann allerdings konstatiert werden, dass Korrekturmaßnahmen an presskeramischen Kronen keinen negativen Einfluss auf die Bruchfestigkeit haben.

Ein weiterer herstellungsbedingter Faktor, welcher bei der Beurteilung der gemessenen Bruchfestigkeitswerte und die Frakturmodi berücksichtigt werden muss, stellt die Probenform dar. Trotz des verwendeten Silikonschlüssels als Schichthilfe traten zwischen den geschichteten und gepressten Kronen Formabweichungen auf (vgl. Abb. 32).



Abb. 32: Unterschiede in der Höckerkonfiguration zwischen den geschichteten (links) und überpressten Kronen (rechts).

Die überpressten Kronen verfügten über eine vergleichsweise stärkere Höckerneigung (vgl. Abb. 32). Während der mechanischen Belastungswechsel erfolgte aus dem tiefsten Punkt der Hauptfissur heraus eine Lateralbewegung von 2 mm auf die benachbarten Höckerabhänge. Bedingt durch die steilere Höckerkonfiguration lassen sich bei den presskeramisch verblendeten Kronen höhere Scherkräfte vermuten, welche zu stärkerem unterkritischen Risswachstum und somit Mikrorissen geführt haben können. Diese hätten im Verlauf der thermischen Belastungswechsel eine Vertiefung erfahren und in einer vorzeitigen Schädigung der Verblendkeramik resultieren können. Ähnliche Beobachtungen machten Rosentritt et al. bei der Untersuchung dreigliedriger Zirkondioxidbrücken, bei denen Restaurationen mit abgerundeten Höckern im Vergleich zu Restaurationen mit steileren Höckerabhängen und kantigeren Höckerspitzen kein Chipping zu verzeichnen hatten (Rosentritt et al., 2011). Die Infrakturen traten jedoch nicht regelmäßig in einem bestimmten Höckerbereich, sondern jeweils an verschiedenen Höckern und in einem Fall sogar im zervikalen Bereich auf. Da alle Kronen standardisiert in den Kausimulator eingespannt und belastet wurden, kann letztendlich die abweichende Höckerkonfiguration nur als ein potentieller Faktor vermutet werden.

Die abweichende Kauflächengestaltung könnte allerdings eine weitere Ursache für die vergleichbaren, wenn nicht sogar etwas größeren Bruchfestigkeiten der schichtkeramisch verblendeten Kronen darstellen. So stehen die durch In-vitro-Untersuchungen zu erreichenden Bruchfestigkeitswerte nachweislich in Zusammenhang mit der Schichtstärke der Verblendkeramik und der Konfiguration des Gerüsts (Harrington et al., 2003; Rosentritt et al., 2009b; Larsson et al., 2012). Trotz der Verwendung einer Schichthilfe wurde eine vollständige Übereinstimmung der Kronenform und damit eine vergleichbare Schichtstärke der geschichteten und gepressten Kronen nicht erzielt (vgl. Abb. 32). Zudem wies der während des Druckversuchs verwendete Stempel einen Durchmesser von 10mm auf und erzeugte durch die zentrale, axiale Positionierung in der Hauptfissur der Kronen zweifellos Scherkräfte, welche auf den steileren Höckerabhängen der presskeramisch

verblendeten Kronen eine größere Belastung und somit vorzeitige Fraktur hervorgerufen haben könnten. Andererseits wurden bei den bereits weiter oben zitierten Untersuchungen von Beuer et al. anatomisch streng standardisierte press- und schichtkeramisch verblendete Kronen verwendet, bei denen die schichtkeramisch verblendeten Kronen trotzdem die höhere Bruchfestigkeit aufwiesen (Beuer et al., 2009a).

Wird an dieser Stelle die Diskussion um bestehende Residualspannungen kurzzeitig nicht berücksichtigt und allein die abweichende Höckerkonfiguration als maßgeblicher Faktor für die erhöhten Bruchfestigkeitswerte angesehen, kann allerdings noch eine weitere Schlussfolgerung gezogen werden. In klinischen Untersuchungen konnten bei presskeramisch verblendeten Restaurationen in Bezug auf die Reparaturanfälligkeit zufriedenstellende Langzeitergebnisse dokumentiert werden (Beuer et al., 2009d). Unter Berücksichtigung der in dieser Untersuchung vorliegenden Formabweichungen könnte somit konstatiert werden, dass bereits kleine Anpassungen der Form bei schichtkeramischen Verblendungen maßgeblich zur Stabilisierung der Restauration beitragen. Sich scheinbar aus der Verarbeitungstechnologie ergebende technologische und werkstoffkundliche Vorteile erweisen sich dann als weniger bedeutsam.

Neben den bereits erläuterten herstellungsbedingten Faktoren müssen weitere Größen berücksichtigt werden, welche sich aus dem Versuchsaufbau und dem verwendeten Prüfverfahren ergeben. So werden die Höhe der Bruchfestigkeit und der Frakturmodus auch maßgeblich durch das Material der verwendeten Stümpfe beeinflusst. In der vorliegenden Untersuchung wurden konfektionierte Metallstümpfe idealer Oberfläche und Präparation verwendet. In der Literatur wird stellenweise empfohlen, entweder natürliche Zähne oder Epoxydharze vergleichbaren E-Moduls als Stumpfmaterial zu nutzen, da bei Verwendung metallischer Stümpfe aufgrund der mechanischen Stabilität des Unterbaus weniger Zugspannungen an der Unterseite der keramischen Restauration auftreten als in-vivo und somit zu hohe Bruchfestigkeiten simuliert werden (Scherrer und de Rijk, 1993; Rosentritt et al., 2000; Larsson et al., 2012). Der Vorteil eines konfektionierten, durch Drehteilfertigung hergestellten metallischen Stumpfes besteht jedoch in dem hohen Grad der Standardisierung und damit der besseren Vergleichbarkeit der Messergebnisse, die bei Verwendung natürlicher Zähne aufgrund der unterschiedlichen Herkunft und des ungleichen Alters nicht gegeben ist. Epoxydharzstümpfe weisen zudem aufgrund der Materialeigenschaften im Vergleich zu Nichtedelmetallstümpfen mit einem E-Modul von ca. 200000 N/mm² ebenso wie natürliche Zähne eine höhere Frakturgefahr während der Druckversuche auf (Potiket et al., 2004). Weiterhin wird die Bruchfestigkeit vollkeramischer Restaurationen durch die

Art der Befestigung beeinflusst. Die adhäsive Befestigung strebt eine kraftschlüssige Verbindung der Restaurationen mit den Zahnhartsubstanzen an, wodurch rissauslösende Zugspannungen auf der dem Lumen zugewandten Restauraionsseite vermieden werden. Groten und Pröbster wiesen bei adhäsiver Befestigung vollkeramischer Einzelkronen signifikant höhere Bruchfestigkeitswerte als bei konventioneller Zementierung nach (Groten und Pröbster, 1997). Sowohl Metall- als auch Zirkoniumdioxid-Gerüst-Kronen müssen jedoch nicht adhäsiv zementiert, sondern können auch mittels Glasionomer- und Zinkoxidphosphatzement befestigt werden (Söderholm et al., 2003; Conrad et al., 2007). In der vorliegenden Untersuchung wurde die Zementierung mit konventionellem Zinkoxidphosphatzement gewählt, da auf dem Metallstumpf kein Verbund zum natürlichen Dentin, wie bei der adhäsiven Befestigung erforderlich, oder eine chemische Haftung an den Zahnhartsubstanzen, wie bei der Nutzung von Glasionomerzement, möglich ist.

Entsprechend der Forderungen von Kelly zur adäquaten Simulation intraoraler Belastungen fanden jedoch zur kliniknäheren Beurteilung der Verbundfestigkeit mechanische und thermische Belastungswechsel statt (Kelly, 1999). Dabei wurden die Metallstümpfe während der mechanischen Belastungswechsel mittels PMMA rigide gefasst (Heintze et al., 2011). Rosentritt et al. konnten nachweisen, dass es bei Simulation der parodontalen Beweglichkeit durch elastomere Materialien während der mechanischen Belastung zahnärztlicher Restaurationen, die auf natürlichen Zähnen befestigt waren, im anschließenden Druckversuch zu verminderten Bruchfestigkeiten kam (Rosentritt et al., 2006). Kern et al. stellten hingegen keine Veränderungen der Bruchfestigkeit, welche durch eine rigide oder bewegliche Probenfassung bedingt sein könnte, fest (Kern et al., 1993). Daher wurde in der vorliegenden Untersuchung, zumal statt natürlicher Zähne konfektionierte Metallstümpfe ohne Wurzeln verwendet wurden, auf eine Imitation der parodontalen Beweglichkeit verzichtet.

Weiterhin muss hinterfragt werden, warum die nach der Thermozyklierung geschädigten Kronen nicht aus der weiteren Untersuchung ausgeschlossen wurden. Erstens sollte der Einfluss mechanischer und thermischer Langzeitbelastung auf die Verbundfestigkeit überprüft werden. Dies schließt auch den Einfluss infolge thermischer Wechsellasten auftretender Risse und die sich daraus ergebende potentielle Verminderung der Risszähigkeit und Verbundfestigkeit mit ein. Zweitens korrelierten die aufgetretenen Infrakturen nicht zwangsläufig mit einem kohäsiven Versagen der Verblendkeramik. Die beiden bereits kohäsiv vorgeschädigten Kronen frakturierten im folgenden Bruchversuch einmal adhäsiv und einmal mit Beteiligung des Gerüsts, wobei sich die Bruchfestigkeitswerte nicht zwangsläufig von denen der übrigen Kronen gleicher Materialkombination unterschieden. Drittens stand mit einer

Probenanzahl von 5 Kronen pro Materialkombination und Belastungsmodus bereits zu Beginn der Untersuchung nur eine geringe Menge an Prüfkörpern zur Verfügung. Eine Messwiederholung zur Erhöhung der Reliabilität der Testergebnisse war dabei aufgrund des destruktiven Messverfahrens nicht möglich.

An dieser Stelle muss auf die aus Tab. 12 ersichtliche große Standardabweichung und Varianz der errechneten Mittelwerte hingewiesen werden. Diese ist auf die geringe Anzahl der erhobenen Messwerte ($n=5$, beim BeCE PRESS $n=4$) sowie deren große Streuung zurückzuführen. Gleichwohl die gealterten Kronen gegenüber den nicht gealterten die deutlich größere Varianz der Mittelwerte aufwiesen, wurden beim Vergleich der schicht- und presskeramisch verblendeten Kronen auf statistisch signifikante Unterschiede der Varianz keine verfahrensabhängigen Unterschiede ermittelt.

Abschließend muss die Aussagekraft der Bruchfestigkeitsprüfung an sich kritisch hinterfragt werden. Da keine nationalen oder internationalen Vorschriften für die In-vitro Bruchfestigkeitsprüfung vorliegen, werden in der Literatur verschiedene Versuchsaufbauten verwendet. Diese beinhalten in der Regel Druckversuche in Form von Einzelbelastungen. Allein die Durchmesser der verwendeten Druckstempel, die Vorschubbewegung derselben und die Stärke der eingelegten Zinnfolie, welche alle drei entscheidenden Einfluss auf die Höhe der ermittelten Werte nehmen, variieren jedoch beträchtlich (Kelly et al., 1995; Strub et al., 1998; Rosentritt et al., 2000; Tinschert et al., 2001a; Rosentritt et al., 2006; Tsalouchou et al., 2008; Beuer et al., 2009a; Rosentritt et al., 2011). Somit können Bruchfestigkeitsprüfungen keine Aussagen in Bezug auf das tatsächliche klinische Verhalten erlauben; ermöglichen aber den direkten Vergleich der getesteten Prüfkörper.

Zusammenfassend kann konstatiert werden, dass die eingangs postulierte Überlegenheit der Presstechnologie hinsichtlich einer höheren Bruchfestigkeit und überlegenen Resistenz gegenüber thermischen und mechanischen Wechsellasten nicht bestätigt werden kann. Allerdings wurde ein möglicher Zusammenhang zwischen einer erhöhten Anzahl an Brennzyklen während des Herstellungsprozesses und einer verminderten vorzeitigen Frakturanfälligkeit herausgestellt. Inwiefern sich bei Presskeramiken durch gezielte Wiederholungsbrände eine zusätzliche Steigerung der Bruchfestigkeit im Vergleich zur Schichtkeramik erzielen lässt, kann in Anbetracht der geringen Probenanzahl nicht abschließend beantwortet werden und muss Thema zukünftiger Studien sein.

5.4 Schlussfolgerung und klinische Bedeutung

Sowohl schicht- als auch presskeramisch verblendete, zervikal eingekürzte CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen verfügen über eine für den klinischen Einsatz ausreichende vertikale marginale Passgenauigkeit und Bruchfestigkeit. Bei den presskeramisch verblendeten Kronen führen Wiederholungsbrände aufgrund während des Herstellungsprozesses notwendig gewordener Korrekturmaßnahmen nicht zu einer quantifizierbaren Verschlechterung des Randspaltes und scheinen einen positiven Einfluss auf deren Resistenz gegenüber Temperaturschwankungen zu haben. Anhand der vorliegenden Untersuchung kann daher geschlussfolgert werden, dass auch bei Presskeramiken Korrekturmaßnahmen unbedenklich eingesetzt werden können. Da in der vorliegenden Untersuchung jedoch eine vergleichsweise geringe Probenanzahl verwendet wurde, sollte diese Beobachtung in zukünftigen Untersuchungen systematisch hinterfragt werden.

Hinsichtlich der Farbwiedergabe bestehen sowohl bei der Schicht- als auch bei der Presskeramik Defizite. Mit der Schichtkeramik werden dabei die vergleichsweise besseren Ergebnisse erzielt. Ein wesentlicher Faktor stellt dabei die Farbbestimmung mit weitverbreiteten, jedoch nicht den verwendeten Materialien zugehörigen Farbmustern dar. Die Berücksichtigung der herstellerspezifischen Farbunterschiede durch Verwendung materialspezifischer Farbringe könnte bereits auf Ebene der Farbnahme eine adäquate Farbwiedergabe begünstigen.

6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es, die sich scheinbar aus dem Herstellungsverfahren heraus ergebende qualitative Überlegenheit presskeramisch verblendeter Restaurationen zu hinterfragen. Dazu wurde ein systematischer Vergleich von press- und schichtkeramisch verblendeten CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen angestrebt. Mit Hilfe der CAD/CAM-Technologie wurden auf 80 konfektionierten Metallstümpfen jeweils 40 zervikal eingekürzte CoCr- und ZrO₂-Gerüste hergestellt. Von jeder Gerüstart wurden 30 Stück mit den auf das jeweilige Gerüst abgestimmten Presskeramiken dreier verschiedener Hersteller verblendet. Die restlichen 10 CoCr- und ZrO₂-Gerüste dienten als Referenzgruppe und wurden mittels Sintertechnologie überschichtet. Alle Gerüste sollten dabei mit der Zahnfarbe A3 verblendet werden. Um das orale Milieu zu simulieren und dessen Einfluss quantifizieren zu können, wurde die Hälfte aller Kronen einer Materialkombination vor der Überprüfung auf Verbundfestigkeit thermischen und mechanischen Belastungswechseln unterzogen.

Da der klinische Erfolg einer Restauration in direktem Zusammenhang mit deren mechanischen Eigenschaften, einer adäquaten Befestigung, exakten Passung und ansprechenden Ästhetik steht, wurden als Vergleichskriterien die marginale Passgenauigkeit, die Verbundfestigkeit der Verblendkeramik zum Gerüst sowie die adäquate Wiedergabe der angeforderten Zahnfarbe A3 gewählt. Als Farbreferenz diente das Farbmuster A3 aus der VITA Classical Farbskala. Es wurde postuliert, dass durch die presstechnische Fertigung sowohl eine exaktere Ausformung der individuellen keramischen Kronenschulter, eine größere Konstanz und präzisere Wiedergabe der angeforderten Zahnfarbe als auch eine höhere Bruchfestigkeit erzielt werden kann.

Als etablierte Methode zur In-vitro-Untersuchung der marginalen Passgenauigkeit wurde die lichtmikroskopische Randspaltvermessung gewählt. Für jede Krone wurde aus jeweils 50 Messwerten der arithmetische Mittelwert gebildet. Die Fehlerabschätzung wurde mit Hilfe der Dahlberg-Formel und des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston an 10 wiederholt gemessenen Kronen durchgeführt und zeigte bei einer hohen Variabilität der Messwerte eine hinreichende Zuverlässigkeit der Messmethodik auf. Die vertikalen Randspalten der einzelnen Verblendkeramiken lagen dabei zwischen $44 \pm 10 \mu\text{m}$ und $85 \pm 30 \mu\text{m}$ und befanden sich damit in dem von der Literatur als akzeptabel bezeichneten Bereich von 50-120 μm . Die presstechnisch verblendeten CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen zeigten somit eine

klinisch akzeptable, den schichtkeramisch verblendeten Kronen jedoch nicht überlegene vertikale Passgenauigkeiten auf.

Die Farbe wurde mit Hilfe des Spektralfotometers VITA-Easyshade in 40 Messungen pro Krone anhand der drei Farbparameter L, a und b bestimmt. Die Auswertung erfolgte über die Analyse der Farbwerte L, a und b sowie zur besseren Einschätzung der klinischen Relevanz über die Berechnung des Farbunterschieds ΔE . Anhand der Farbparameter wurde keine höhere Farbkonstanz presskeramisch verblendeter Kronen gegenüber den schichtkeramisch verblendeten Kronen nachgewiesen. Darüber hinaus wurde durch keine Verblendkeramik die mittels VITA-Farbring vorgegebene Zahnfarbe A3 adäquat wiedergegeben. Die vergleichsweise geringsten Farbunterschiede traten bei den schichtkeramisch verblendeten Kronen auf. Die berechneten Farbunterschiede befanden sich mit einem ΔE von 4,56 bis 13,02 deutlich über dem als Wahrnehmbarkeitsschwelle in der Literatur bezeichneten ΔE von 2,6.

Nach den mechanischen und thermischen Belastungswechseln wurden nur bei 8 presskeramisch verblendete Kronen Schäden im Bereich der Verblendkeramik festgestellt. Wiederholungsbrände während der Herstellung der presskeramisch verblendeten Kronen infolge notwendiger Korrekturmaßnahmen schienen dabei einen positiven Einfluss auf deren Resistenz gegenüber thermischen Wechsellasten zu haben.

Alle Kronen wurden daraufhin dem Druckversuch unterzogen. Von den CoCr-Gerüst-Kronen (n=40) frakturierten 98,75% adhäsiv; nur eine presskeramisch verblendete CoCr-Krone zeigte ein kohäsives Frakturmuster auf. Die geschichteten ZrO₂-Kronen (n=10) wiesen in 50% der Fälle kohäsive Frakturen, in 10% adhäsive Brüche und in 40% Frakturen mit Beteiligung des Gerüsts auf. Die überpressten ZrO₂-Kronen (n=30) frakturierten in 66,7% der Fälle kohäsiv, in 30% adhäsiv und in einem Fall mit Beteiligung des Gerüsts (3,3%). Die Bruchfestigkeiten aller Materialkombinationen lagen dabei zwischen 3344±638 N und 5998±1249 N und damit deutlich über den meist in der Literatur angegebenen und als Ausgangsfestigkeit für festsitzende Restaurationen geforderten Werten. Die vorzeitige Schädigung der 8 Kronen während der Thermozyklierung ging dabei nicht zwangsläufig mit einer verminderten Bruchfestigkeit einher. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den schicht- und presskeramisch verblendeten Kronen sowie den künstlich gealterten- und nicht gealterten Kronen wurden nicht festgestellt.

Anhand der drei gewählten Kriterien kann somit unter Berücksichtigung der eingeschränkten Aussagefähigkeit einer In-vitro-Studie die qualitative Überlegenheit presskeramischer Systeme gegenüber der konventionellen Sintertechnologie nicht bestätigt werden.

7 Literaturverzeichnis

Abbate M F, Tjan A H, Fox W M (1989) Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 61:527–531.

Aboushelib M N, de Jager N, Kleverlaan C J, Feilzer A J (2005) Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 21:984–991.

Aboushelib M N, Kleverlaan C J, Feilzer A J (2006) Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental Materials* 22:857–863.

Aboushelib M N, Kleverlaan C J, Feilzer A J (2008) Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 17:401–408.

Al Mutawa N J, Sato T, Shiozawa I, Hasegawa S, Miura H (2000) A study of the bond strength and color of ultralow-fusing porcelain. *Int J Prosthodont* 13:159–165.

Anusavice K J (2012) Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 28:102–111.

Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V. (AG Keramik): Statistische Erhebung zur Keramik. Ettlingen, 2010.

Balkaya M C, Cinar A, Pamuk S (2005) Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 93:346–355.

Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V (2005) Shading of ceramic crowns using digital tooth shade matching devices. *Int J Comput Dent* 8:129–152.

BEGO Bremer Goldschlägerei Wilhelm Herbst GmbH&Co.KG: BeCe PRESS- Metall Presskeramik System. Gebrauchsanleitung. Bremen, 2011a.

BEGO Bremer Goldschlägerei Wilhelm Herbst GmbH&Co.KG: BeCe PRESS- Zirkoniumdioxid Presskeramik System. Gebrauchsanleitung. Bremen, 2011b.

Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert H F, Gernet W, Edelhoff D (2009a) High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings-a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 25:121–128.

Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J (2009b) Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 25:94–102.

Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W (2009c) Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int* 40:243–250.

Boeckler A F, Stadler A, Setz J M (2005) The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. *J Contemp Dent Pract* 6: 26–37.

Böhm U (2001) Der Metall-Keramik-Verbund – eine sehr komplexe Einheit. Dtsch Zahnärztl Wochenschr 41:15.

Browning W D, Contreras-Bulnes R, Brackett M G, Brackett W W (2009) Color differences: polymerized composite and corresponding Vitapan Classical shade tab. J Dent Suppl 1 37:e34–39.

Browning W D, Chan D C, Blalock J S, Brackett M G (2009) A comparison of human raters and an intra-oral spectrophotometer. Oper Dent 34:337–343.

Celik G, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ozturk O, Goktug, G (2008) The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. J Prosthet Dent 99:203–208.

Ceramay dentalceramics: Pulse Presskeramik. Technisches Datenblatt. Neu-Ulm, 2010a.

Ceramay dentalceramics: Pulse ZR Press- und Schichtkeramik. Technisches Datenblatt. Neu-Ulm, 2010b.

Cho S-H, Nagy W W, Goodman J T, Solomon E, Koike M (2012) The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. J Prosthet Dent 107:17–23.

Choi J E, Waddell J N, Swain M V (2011) Pressed ceramics onto zirconia. Part 2: indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. Dent Mater 27:1111–1118.

Christensen R P, Ploeger B J (2010) A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. J Am Dent Assoc 141:1317–1329.

Colpani J T, Borba M, Della Bona Á (2013) Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. Dental Materials 29:174–180.

Commission Internationale de l'Eclairage (CIE): Colorimetry-technical report. Pub. No.15, 3rd ed., CIE Central Bureau, Vienna, 2004.

Conrad H J, Seong W-J, Pesun I J (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent 98:389–404.

Dahlberg G: Statistical methods for medical and biological students. Interscience Publications. New York, 1940.

Da Silva J D, Park S E, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S (2008) Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. J Prosthet Dent 99:361–368.

Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A (2006) Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. J Periodontol 77:73–80.

Douglas R D, Brewer J D (2003) Variability of porcelain color reproduction by commercial laboratories. J Prosthet Dent 90:339–346.

De Jager N, Pallav P, Feilzer A. J (2005) The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 21:242–251.

Dittmer M P, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P (2009) Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomaterialia* 5:3231–3239.

Donath K, Roth K (1987) Histologisch-morphologische Studie zur Bestimmung des cervicalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen. *Z Stomatol* 84:53-73.

Dong J K, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P (1992) Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont* 5:9–16.

Douglas R D, Brewer J D (1998) Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 79:254–260.

Douglas R D, Steinhauer T J, Wee A G (2007) Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent* 97:200–208.

Dozić A, Kleverlaan C J, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer A J (2003) The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 90:563–570.

Dozić A, Kleverlaan C J, El-Zohairy A, Feilzer A J, Khashayar G (2007) Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont* 16:93–100.

Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M (2011) Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *Eur J Oral Sci* 119:253–257.

Fazi G, Vichi A, Corciolani G, Ferrari M (2009) Spectrophotometric evaluation of color match to VITA classical shade guide of four different veneering porcelain systems for metal ceramic restorations. *Am J Dent* 22:19–22.

Felton D A, Kanoy B E, Bayne S C, Wirthman G P (1991) Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 65:357–364.

Fischer J: Metallische Werkstoffe. In: Strub J R, Kern M, Türp J C, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S (Hrsg.): *Curriculum Prothetik Band II*. Quintessenz Verlags-GmbH, 2011, S. 463-484.

Fischer J, Kappert H F: Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub J R, Kern M, Türp J C, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S (Hrsg.): *Curriculum Prothetik Band II*. Quintessenz Verlags-GmbH, 2011, S. 485-501.

Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R (1985) The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1:197–199.

Franz G: Zahnärztliche Werkstoffkunde. In: Schwenzer N (Hrsg.): *Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Lehrbuch zur Aus- und Fortbildung in 5 Bänden. Band 3: Prothetik und Werkstoffkunde*. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York, 1982, S. 129.

Gehre G: Keramische Werkstoffe. In: Eichner K, Kappert, H F (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und ihre Verarbeitung. 8. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2005, S. 326-372.

Gehre G, Kappert H F: Vollkeramische Systeme. In: Kappert, H F, Eichner K (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 6. Auflage, Georg Thieme Verlag Stuttgart New York, 2008, S. 269-306.

Goldin E B, Boyd N W 3rd, Goldstein G R, Hittelman E L, Thompson V P (2005) Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. J Prosthet Dent 93:143–147.

Gonzalo E, Suárez M J, Serrano B, Lozano J F L (2009) A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. J Prosthet Dent 102:378–384.

Groten M, Pröbster L (1997) The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. Int J Prosthodont 10:169–177.

Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H (2000) Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. J Prosthet Dent 83:40–49.

Harrington Z, McDonald A, Knowles J (2003) An in vitro study to investigate the load at fracture of Procera AllCeram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain. Int J Prosthodont 16:54–58.

Heffernan M J, Aquilino S A, Diaz-Arnold A M, Haselton D R, Stanford C M, Vargas M A (2002) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. J Prosthet Dent 88:10–15.

Heintze S D, Rousson V (2010) Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. Int J Prosthodont 23:493–502.

Heintze S D, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M (2011) A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. Dent Mater 27:10–19.

Hey J, Beuer F, Bense T, Boeckler A F (2013) Metal-ceramic-fixed dental prosthesis with CAD/CAM-fabricated substructures: 6-year clinical results. Clin Oral Investig 17:1447-1451.

Hohmann A, Hielscher W: Lehrbuch der Zahntechnik Band III. 3. Auflage, Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, 2003, S. 170-228.

Holmes J R, Bayne S C, Holland G A, Sulik W D (1989) Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 62:405–408.

Houston W J B (1983) The analysis of errors in orthodontic measurements. Am J Orthod 83:382-390.

Hung S H, Hung K-S, Eick J D, Chappell R P (1990) Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. J Prosthet Dent 63:26–31.

Ivoclar Vivadent AG: Verarbeitungsanleitung IPS e.max ZirPress. Schaan, Liechtenstein, 2009a.

Ivoclar Vivadent AG: Verarbeitungsanleitung IPS e.max Ceram. Schaan, Liechtenstein, 2009b.

Ivoclar Vivadent AG: Wissenschaftliche Dokumentation IPS InLine , IPS InLine One, IPS InLine PoM. Schaan, Liechtenstein, 2010.

Ivoclar Vivadent AG: Verarbeitungsanleitung IPS InLine One, IPS InLine, IPS InLine PoM, Schaan. Liechtenstein, 2012.

Jacobs S H, Goodacre C J, Moore B K, Dykema R W (1987) Effect of porcelain thickness and type of metal-ceramic alloy on color. *J Prosthet Dent* 57:138–145.

Johnston W M, Kao E C (1989) Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 68:819–822.

Jorgenson M W, Goodkind R J (1979) Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 42:96–105.

Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung (KZBV): Statistische Basisdaten zur vertragszahnärztlichen Versorgung, Jahrbuch 2010. Köln, 2010.

Kelly J R, Tesk J A, Sorensen J A (1995) Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 74:1253–1258.

Kelly J R, Nishimura I, Campbell S D (1996) Ceramics in Dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosth Dent* 75:18-32.

Kelly J R (1999) Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 81:652–661.

Kern M, Douglas W H, Fechtig T, Strub J R, DeLong R (1993) Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 21:117–121.

Kim H-J, Lim H-P, Park Y-J, Vang M-S (2011) Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent* 105:315–322.

Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S (2005) Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil* 32:526–530.

Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Sakurai S, Fukushima S (2011) Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *J Prosthodont Res* 55:40–43.

Komine F, Shiratsuchi H, Kakehashi Y, Matsumura H (2007) Influence of porcelain-firing procedures on the marginal distortion of electroformed metal-ceramic restorations. *Quintessence Int* 38:583–588.

Komine F, Strub J R, Matsumura H (2012) Bonding between layering materials and zirconia frameworks. *Japanese Dental Science Review* 48:153–161.

Körber K: Zahnärztliche Prothetik. 4. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 1995, S. 60-62.

Körber K, Ludwig K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. 2. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 1993, S. 145-157.

Koutayas S-O, Charisis D (2008) Influence of the core material and the glass infiltration mode on the color of glass-infiltrated ceramic veneers over discolored backgrounds. A spectrophotometric evaluation. *Eur J Esthet Dent* 3:160–173.

Kourtis S G, Tripodakis A-P, Doukoudakis A A (2004) Spectrophotometric evaluation of the optical influence of different metal alloys and porcelains in the metal-ceramic complex. *J Prosthet Dent* 92:477–485.

Kourtis S, Chronopoulos V, Papadimitriou P (2009) Die Verwendung von Easyshade und Spectroshade- Bewertung elektronischer Geräte zur Bestimmung der Zahnfarbe. *J Cont Dent Educ* 2:232-240.

Kunzelmann K, Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K: Vollkeramik auf einen Blick. Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. 2. Auflage, Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V, Ettlingen, 2006, S. 6-83.

Larsson C, El Madhoun S, Wennerberg A, Vult von Steyern P (2012) Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 23:820–826.

Ludwig K (Hrsg.): Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 2005, S. 66, S.118, S. 145-147, S. 170.

Luo X P, Zhang L (2010) Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *J Prosthodont* 19:465–470.

Mackert J R Jr, Russell C M (1996) Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. *Int. J. Prosthodont* 9:261–265.

Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Vom Defekt zur Restauration. 6. Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2008, S163-182, S. 197-216.

McLean J W, von Fraunhofer J A (1971) The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131:107–111.

McMaugh D R (1977) A comparative analysis of the colour matching ability of dentists, dental students, and ceramic technicians. *Aust Dent J* 22:165–167.

Näpänkangas R, Raustia A (2008) Twenty-year follow-up of metal-ceramic single crowns: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 21:307–311.

O'Brien W J, Kay K S, Boenke K M, Groh C L (1991) Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater* 7:170–173.

Olms C, Arnold CH, Setz JM (2009) Effect of surrounding parameters on the reproducibility of intraoral color measurements. *Dtsch Zahnärztl Z* 64:616–623.

Olms C, Setz J M (2013) The repeatability of digital shade measurement-a clinical study. *Clin Oral Investig* 17:1161-1166.

Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G (2008) The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 100:99–106.

Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A: Keramik–Vollkeramik. Ein Kompendium für keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 3M ESPE, Ref. Type Catalog, 2004.

Pospiech P: Vollkeramische Restaurationen: Werkstoffkundliche und klinische Aspekte. In: Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg.): Zahn- Mund- und Kieferheilkunde. Zahnärztliche Prothetik. 4. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2011, S. 68-82.

Potiket N, Chiche G, Finger I M (2004) In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 92:491–495.

Pröbster L, Groten M (2006) Vollkeramische Restaurationssysteme für die Praxis. *Ästhetische Zahnmedizin* 9:8-15.

Quintas A F, Oliveira F, Bottino M A (2004) Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 92:250–257.

Ragain J C Jr, Johnston W M (2001) Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color. *J Esthet Restor Dent* 13:41–48.

Raigrodski A J (2004) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 92:557–562.

Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P (2002) Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17:793–798.

Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M (2013) Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *Int J Prosthodont* 26:164–171.

Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G (2000) In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 13:387–391.

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G (2006) Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 22:176–182.

Rosentritt M, Behr M, van der Zel J M, Feilzer A J (2009a) Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 25:348–352.

Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C (2009b) Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of Dentistry* 37:978–983.

Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H (2010) Bruchfestigkeit von CAD/CAM-gefertigten Kronen mit Zirkoniumdioxid- oder Metallgerüst. Quintessenz Zahntech 2:176-185.

Rosentritt M, Kolbeck C, Handel G, Schneider-Feyrer S, Behr M (2011) Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. Clin Oral Invest 15:1007–1012.

Roulet J F (1994) Marginal integrity: clinical significance. J Dent 22:9–12.

R&K CAD/CAM Technologie GmbH&Co.KG: Gebrauchsanweisung Organic CoCr. Berlin, 2013a.

R&K CAD/CAM Technologie GmbH&Co.KG: Gebrauchsanweisung Organic Zirkon transluzent. Berlin, 2013b.

Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler L J, Lüthy H, Hämmerle C H (2007) Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont 20:383–388.

Schaerer P, Sato T, Wohlwend A A (1988) Comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. J Prosthet Dent 59:534–542.

Scherrer S S, de Rijk W G (1993) The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont 6:462–467.

Schmitt J, Goellner M, Lohbauer U, Wichmann M, Reich S (2012) Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective clinical trial. Int J Prosthodont 25:585–589.

Schmitter M, Mueller D, Rues S (2012) Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. J Dent 40:154–162.

Schwickerath H (1979) Randspalt und Löslichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 34:664-669.

Seghi R R, Johnston W M, O'Brien W J (1986) Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent 56:35–40.

Setz J, Geis-Gerstorfer J, Weber H (1992) Objektive Zahnfarbbestimmung - Fehlerquellen werden ausgeschaltet. Dent Labor (Munch) 40:667–668, 670.

Shokry T E, Attia M, Mosleh I, Elhosary M, Hamza T, Shen C (2010) Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. J Prosthet Dent 103:45–52.

Snyder M D, Hogg K D (2005) Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. J Contemp Dent Pract 6:54–63.

Söderholm K-J M, Mondragon E, Garcea I (2003) Use of zinc phosphate cement as a luting agent for Denzir trade mark copings: an in vitro study. BMC Oral Health 3:1.

Sorensen J A (1990) A standardized method for determination of crown margin fidelity. J Prosthet Dent 64:18–24.

- Sproull R C (1973) Color matching in dentistry. II. Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent* 29:556–566.
- Sulaiman F, Chai J, Jameson L M, Wozniak W T (1997) A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 10:478–484.
- Strub J R, Kern M, Türp J C, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S: Farbe, Farbbestimmung und Farbbangleichung. Curriculum Prothetik Band II. Quintessenz Verlags-GmbH, 2011, S. 355-372.
- Strub J R, Beschmidt S M (1998) Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 11:602–609.
- Taskonak B, Borges G A, Mecholsky J J Jr, Anusavice KJ, Moore B K, Yan J (2008) The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dent Mater* 24:1149-55.
- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H (2001a) Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 14:231–238.
- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice K J (2001b) Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 26:367–374.
- Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C (2012) Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont* 4:76–83.
- Tsalouchou E, Cattell M J, Knowles J C, Pittayachawan P, McDonald A (2008) Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 24:308–318.
- Tuntiprawon M, Wilson P R (1995) The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 40:17–21.
- Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M (2011) Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater* 27:97–108.
- Vichi A, Fazi G, Carrabba M, Corciolani G, Louca C, Ferrari M (2012) Spectrophotometric evaluation of color match of three different porcelain systems for all-ceramic zirconia-based restorations. *Am J Dent* 25:191–194.
- Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K (2006) Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil* 33:682–689.
- Walter W: Metallkeramik. In: Kappert, H F, Eichner K (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 6. Auflage, Georg Thieme Verlag Stuttgart New York, 2008, S. 250-264.
- Walton T R (2013) The up to 25-Year Survival and Clinical Performance of 2,340 High Gold-Based Metal-Ceramic Single Crowns. *Int J Prosthodont* 26:151–160.
- Yeo I-S, Yang J-H, Lee J-B (2003) In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 90:459–464.

8 Thesen

1. Press- und schichtkeramisch verblendete, CAD/CAM-gefertigte CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen weisen eine vergleichbare, klinisch akzeptable vertikale marginale Passgenauigkeit auf.
2. Presskeramisch verblendete CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen verfügen gegenüber schichtkeramisch verblendeten Kronen gleicher Art über keine höhere Farbkonstanz.
3. Unabhängig von der Verblendtechnologie lassen sich bei schicht- und presskeramisch verblendeten Kronen visuell wahrnehmbare Farbabweichungen von der angeforderten Zahnfarbe quantifizieren. Mit der Schichttechnik wird die vergleichsweise bessere Farbwiedergabe erzielt.
4. Presskeramisch verblendete CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen zeigen in Abhängigkeit vom Gerüst optisch wahrnehmbare Farbunterschiede auf.
5. Schicht- und presstechnisch verblendete CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen verfügen über eine vergleichbar hohe Bruchfestigkeit. Thermische und mechanische Belastungen haben darauf keinen Einfluss.
6. Bei ZrO₂-Gerüsten treten vorwiegend kohäsive, bei CoCr-Gerüsten überwiegend adhäsive Frakturen auf.
7. Schichtkeramisch verblendete CoCr- und ZrO₂-Gerüst-Kronen erweisen sich als weniger anfällig gegenüber thermischen Belastungen als presskeramisch verblendete Kronen gleicher Art. Wiederholungsbrände infolge notwendiger Korrekturmaßnahmen schienen einen positiven Einfluss auf die Resistenz von presskeramisch verblendeten Kronen gegenüber thermischen Wechsellasten zu haben.

Lebenslauf

Zur Person

Name	Ramona Maria Schweyen
geboren am	29. Januar 1989
in	Geldern
Eltern	René Schweyen Martina Schweyen, geb. Wicker

Schulbildung

1995-1996	Grundschule St. Antonius Hartefeld
1996-1999	Grundschule Rosenthal Merseburg
1999-2007	Elisabeth-Gymnasium Halle (Saale)

Berufsausbildung

2007- 2012	Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
------------	--

Berufstätigkeit

seit 2013	Wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Departments für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
-----------	--

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich wahrheitsgemäß, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Ich habe keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet und die den benutzten Werken und Websites wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht.

Halle (Saale), den 06.01.2014

Ramona Schweyen

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich wahrheitsgemäß, dass ich noch keine andere Arbeit als Promotion an dieser oder einer anderen Medizinischen Fakultät eingereicht habe.

Halle (Saale), den 06.01.2014

Ramona Schweyen

Danksagung

Für die Überlassung des interessanten und praxisnahen Themas möchte ich Herrn Priv.-Doz. Dr. med. dent. habil. Arne F. Boeckler danken.

Herrn Univ.-Prof- Dr. med. habil. Jürgen M. Setz danke ich für sein Interesse an meiner Arbeit, seine Unterstützung und die Zulassung zur Promotion an seiner Klinik.

Mein ganz besonderer Dank für die stets freundliche, hilfsbereite, konstruktiv-kritische und fachlich-fördernde Begleitung gilt Herrn OA Dr. med. dent. Jeremias Hey.

Frau Dr. rer. medic. Christin Arnold danke ich für die unzähligen praktischen Ratschläge und die aufmunternd-fröhliche Unterstützung während der Durchführung der Arbeit.

Für die Unterstützung bei der zahntechnischen Durchführung gilt mein Dank den Mitarbeitern der Firma Rübeling und Klar GmbH & Co.KG Berlin sowie den Mitarbeitern des zahntechnischen Laboratoriums der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Meinen Eltern, meinen Schwestern und meinen Freunden, welche mich seit Jahren unterstützen und nicht nur während der Entstehung dieser Arbeit ge- und ertragen haben, sei von ganzem Herzen für alles gedankt.