

Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Einfluss der Kausimulation auf die Bruchlast, das Bruchmuster
und die Rauigkeit von monolithischen dreigliedrigen
Frontzahnbrücken aus Zirkondioxid

Influence of chewing simulation on fracture load, fracture
pattern and roughness of monolithic three-unit anterior fixed
dental prostheses made of zirconia

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Max Leopold Pöppel

Datum der Promotion: 30.11.2023

Ich widme diese Arbeit
meiner Mutter

Inhaltsverzeichnis

Tabellenverzeichnis	IV
Abbildungsverzeichnis.....	V
Abkürzungsverzeichnis.....	VII
Zusammenfassung	1
1. Einleitung	3
1.1 Einführung	3
1.2 Zirkondioxidgenerationen	4
1.3 Der Weg zu Multilayer-Systemen zur monolithischen Anwendung.....	4
1.4 Wissenschaftlicher Forschungsstand zum Katana-Zirkondioxid-System.....	6
1.5 In vitro Testverfahren	9
1.6 Problemstellung.....	10
2. Methodik	11
2.1 Studienaufbau	11
2.2 Materialien.....	11
2.3 Probenherstellung	12
2.4 Kausimulation.....	15
2.5 Bestimmung der Bruchlast	16
2.6 Bestimmung des Bruchmusters	17
2.7 Bestimmung des Bruchursprungs (Fraktographie).....	17
2.8 Bestimmung der Spannungsverteilung (FEM)	17
2.9 Bestimmung der Rauigkeit	18
2.10 Bestimmung der Phasenzusammensetzung (XRD).....	18
2.11 Statistische Auswertung	19

3. Ergebnisse	20
3.1 Überblick	20
3.2 Auswertung der Bruchlast- und Verformungswerte mit und ohne Alterung	20
3.3 Auswertung der Bruchlast- u. Verformungswerte mit u. ohne PDL-Simulation....	23
3.4 Auswertung der Bruchmuster.....	25
3.5 Auswertung der Bruchursprünge (Fraktographie).....	27
3.6 Auswertung der Spannungsverteilung (FEM-Analyse)	28
3.7 Auswertung der Rauheitswerte	29
3.8 Auswertung der Phasenzusammensetzung (XRD-Analyse).....	31
3.9 Weitere Beobachtungen.....	32
4. Diskussion	34
4.1 Einfluss des Probenaufbaus auf die Ergebnisse.....	34
4.1.1 Einfluss des Brückenmaterials und Brückendesigns auf die Bruchlast	34
4.1.2 Einfluss des Stumpfmaterials und des Stumpfdesigns auf die Bruchlast	35
4.1.3 Fertigungsmethode und Einfluss der gewählten Sinterparameter.....	36
4.1.4 Einfluss des Befestigungsprotokolls	37
4.2 Einfluss der Kausimulation und der Simulation des PDL auf die Ergebnisse	38
4.2.1 Einfluss der Kausimulation auf die Bruchlast.....	38
4.2.2 Einfluss der Kausimulation auf das Bruchmuster und den Frakturursprung..	41
4.2.3 Einfluss der Simulation des PDL auf die Bruchlast und das Bruchmuster	42
4.2.4 Einfluss der Kausimulation auf die Rauigkeit.....	45
4.2.5 Einfluss der Kausimulation auf die Phasenstruktur	47
4.3 Limitationen	48
5. Schlussfolgerungen	49
6. Literaturverzeichnis	51
7. Anhang	60
7.1 Materialien- und Geräteliste	60

<i>7.2 Eidesstattliche Versicherung</i>	63
<i>7.3 Anteilserklärung an der erfolgten Publikation</i>	64
<i>7.4 Detaillierte Anteilsaufstellung an der zugrundeliegenden Studie</i>	65
<i>7.5 Auszug aus der Journal Summary List</i>	67
<i>7.6 Druckexemplar der Publikation</i>	70
<i>7.7 Lebenslauf</i>	84
<i>7.8 Komplette Publikationsliste</i>	85
<i>7.9 Danksagungen</i>	86

Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Die verschiedenen Zirkondioxidgenerationen und ihre Eigenschaften	4
Tab. 2:	Verwendete Zirkondioxidmaterialien	11
Tab. 3:	Materialien zur Probenherstellung	12
Tab. 4:	Abmessungen der Stümpfe und der Brücke	12
Tab. 5:	Kausimulatoreinstellungen	16
Tab. 6:	Messeinstellungen des Oberflächenmessgeräts	18
Tab. 7:	Median (IQR) der Bruchlastwerte der Gruppe A und B	21
Tab. 8:	Median (IQR) der Bruchlastwerte der Gruppe C und D	23
Tab. 9:	Einfluss der Kausimulation auf die medianen Bruchlastwerte von Proben ohne Impregum je Material	24
Tab. 10:	Einfluss der Polyetherschicht auf die medianen Bruchlastwerte je Material	24
Tab. 11:	Bruchmuster der Gruppe A	25
Tab. 12:	Bruchmuster der Gruppe B	25
Tab. 13:	Mittelwerte (SD) der Rauheitswerte R_a der Materialgruppen vor und nach der Alterung	30

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Biegefestigkeiten dentaler Keramiken im Vergleich	3
Abb. 2:	Multilayerarchitektur des Katana-Systems	6-7
Abb. 3:	Studienaufbau	11
Abb. 4:	Brücken und Stumpfdesign	13
Abb. 5:	Stümpfe vor und nach dem Sandstrahlen	14
Abb. 6:	Proben vor und nach dem Eintauchen in das Wachsbad	14
Abb. 7:	Herstellung des Sockels	14
Abb. 8:	Ummantelung der Wurzel mit Polyether	14
Abb. 9:	Eine Probe im Kausimulator	14
Abb. 10:	Kausimulator CS-4 von SD Mechatronik	15
Abb. 11:	Bruchtest einer Probe in der Universalprüfmaschine Zwick Z010	16
Abb. 12:	Mikroskop Keyence VHX 5000	17
Abb. 13:	Oberflächenmessgerät Alicona Infinite focus G4	18
Abb. 14:	Schliffbild einer XRD-Probe	18
Abb. 15:	Vergleich der Bruchlastwerte vor und nach der Alterung	21
Abb. 16:	Verformungswerte des Gesamtsystems unabhängig vom Material	22
Abb. 17:	Verformungswerte des Gesamtsystems nach Materialgruppen	22
Abb. 18:	Bruchlastwerte ohne Polyether mit und ohne Alterung	23
Abb. 19:	Verformungswerte mit und ohne Polyether	24
Abb. 20:	3D Scan eines typischen Bruchmusters	25
Abb. 21:	Foto eines typischen Bruchmusters	25
Abb. 22:	Probe der Gruppe A nach der Herstellung, nach der Alterung im Kausimulator und nach dem Bruchtest	26
Abb. 23:	Probe der Gruppe B nach der Herstellung und nach dem Bruchtest	26
Abb. 24:	Probe der Gruppe C nach der Herstellung, nach der Alterung im Kausimulator und nach dem Bruchtest	26
Abb. 25:	Steatite Antagonist vor und nach der Kaubelastung	26
Abb. 26:	Frakturursprünge der Proben mit Kausimulation	27
Abb. 27:	Frakturursprünge der Proben ohne Kausimulation	27

Abb. 28:	Fraktographische Analyse: Frakturursprung nahe des Belastungspunktes	28
Abb. 29:	Fraktographische Analyse: Frakturursprung auf der gingivalen Verbindenseite	28
Abb. 30:	FEM-Analyse	29
Abb. 31:	Rauheitswerte R_a mit und ohne Alterung	30
Abb. 32:	Oberflächenstruktur einer HTML Probe vor und nach der Alterung	30
Abb. 33:	Vergleich der Rauheitswerte R_a der Materialgruppen mit und ohne Kausimulation	31
Abb. 34:	XRD-Analyse	31
Abb. 35:	XRD-Analyse der HTML, STML, UTML und YML Proben	32
Abb. 36:	Schliffbild einer HTML und einer STML Probe	32
Abb. 37:	Verformungskurve einer Probe mit Polyetherschicht und einer Probe ohne Polyetherschicht	42
Abb. 38:	Belastungsveränderung bei veränderter Lagerung	44

Abkürzungsverzeichnis

3 mol% Yttriumoxid stabilisiertes Zirkondioxid	3Y-TZP
4 mol% Yttriumoxid stabilisiertes Zirkondioxid	4Y-PSZ
5 mol% Yttriumoxid stabilisiertes Zirkondioxid	5Y-PSZ
10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate	MDP
Abbildung	Abb.
Aluminiumoxid	Al ₂ O ₃
Anzahl	n
Arithmetischer Mittelrauwert	R _a
Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat	Bis-GMA
Durchmesser	Ø
Eigene Darstellung	eD
Eisen	Fe
Eisenoxid	Fe ₂ O ₃
Elastizitätsmodul	E-Modul
Erbiumoxid	Er ₂ O ₄
Et cetera	etc.
Finite Element Method	FEM
Fixed Dental Prothesen	FDPs
Flusssäure	HF
Gemittelte Rautiefe	R _z
Gigapascal	GPa
Grad Celsius	C°
High Translucent Multi Layer	HTML
Interquartilsabstand	IQR
Kelvin	K
Kobalt-Chrom-Legierung	CoCr
Kubischer Zirkondioxid Phasenanteil	c-ZrO ₂
Lanthanoxid	La ₂ O ₃
Lithiumdisilikat	LiSi ₂
Low Temperature Degredation	LTD
Mangan	Mn
Manganoxid	MnO ₂

Masseprozent / Masseanteil	wt%
Megapascal	MPa
Mikrometer	µm
Millimeter	mm
Molybdänsilizid	MoSi ₂
Molprozent	mol%
Newton	N
Nicht verfügbar / not available	n.a.
Parodontales Ligament	PDL
Partially stabilized zirconia	PSZ
Polymethylmethacrylat	PMMA
Prozent	%
Röntgendiffraktometrie	XRD
Sekunde	s
Silizium	Si
Standardabweichung	SD
Stunden	h
Super Translucent Multi Layer	STML
Tabelle	Tab.
Tetragonal Zirconia Polycrystal	TZP
Triethylenglycoldimethacrylat	TEGDMA
Ultra Translucent Multi Layer	UTML
Umdrehungen pro Minute	rpm
Und	u.
Vickershärte	HV
Wasser	H ₂ O
Wärmeausdehnungskoeffizient	WAK
Winkelgrad	°
Wolfram	W
Yttriumoxid	Y ₂ O ₃
Yttria Multi Layer	YML
Zum Beispiel	z.B.
Zirkondioxid	ZrO ₂
Zirkonverstärktes Lithiumsilikat	ZLS

Zusammenfassung

Zielsetzung: Ziel war die Bewertung des Einflusses der Kausimulation auf die Bruchlast, das Frakturmuster, den Frakturursprung, die Oberflächenrauheit und die Phasenzusammensetzung anhand dreigliedriger Frontzahnbrücken aus Multilayer-Zirkondioxid

Methoden: 80 monolithische prothetische Versorgung wurden aus vier verschiedenen Multilayer-Zirkondioxidmaterialien (Kuraray Katana HTML, STML, UTML, YML) gefertigt und anschließend in zwei Gruppen eingeteilt. Die eine Gruppe wurde einem simulierten 5-jährigen Alterungsprozess im Kausimulator unterzogen, die andere Gruppe nicht. Im Anschluss an einen dann durchgeführten Bruchtest, wurde die Bruchlast, das Bruchmuster, der Frakturursprung, die Spannungsverteilung, die Oberflächenrauigkeit und die Phasenzusammensetzung ausgewertet. Zusätzlich wurde der Einfluss des simulierten Zahnhalteapparats untersucht. Eine statistische Analyse wurde durchgeführt ($p < 0,05$).

Ergebnisse: Alle Brücken überlebten die Kausimulation ohne Risse, sichtbare Abnutzung, Farbveränderungen oder Abplatzungen. Die Kausimulation hatte mit den gewählten Parametern keinen signifikanten negativen Effekt auf die mechanischen Eigenschaften, jedoch hatte die Simulation des parodontalen Ligaments einen Einfluss auf die Ergebnisse. Die Bruchlast war vor allem vom Yttriumoxidgehalt des Materials abhängig. Farbgradient- und Biegefestigkeitsgradient-Multilayer-Zirkondioxidmaterialien waren gleichwertig. Der schwächste Punkt war der Verbinder mit der geringsten Querschnittsfläche. 5Y-PSZ war anfälliger gegenüber Zugbelastungen als 3Y-TZP. Verschiedene Zirkondioxidgenerationen konnten trotz unterschiedlicher Korngröße auf ein ähnliches Rauheitsniveau poliert werden. Die Kausimulation führt nur zu einer geringfügigen Aufrauung der Oberfläche.

Fazit: Klinische Anwender sollten keine Bedenken bezüglich der Alterungsanfälligkeit von Zirkondioxid bei monolithischer Anwendung haben.

Abstract

Objective: To evaluate the influence of chewing simulation on fracture load, fracture pattern, fracture origin, surface roughness and phase composition of three-unit anterior FDPs made of multilayer zirconia.

Methods: 80 monolithic restorations were made of four different multilayer zirconia materials (Kuraray Katana HTML, STML, UTML, YML). They were divided into two groups. Only one group was exposed to a simulated 5-year aging period in a chewing simulator. After a fracture load test, fracture load, fracture type, fracture origin, stress distribution, surface roughness and phase composition were evaluated. In addition, the influence of the simulated periodontal ligament (PDL) was investigated. Statistical analysis was carried out ($p < .05$).

Results: All FDPs survived the chewing simulation without cracks, visible wear, color changes or chipping. Chewing simulation with the selected parameters did not have any significant negative effects on the mechanical properties, but the simulation of the PDL had a strong influence. Fracture load is mainly dependent on the yttria level of the materials. Color-gradient and strength-gradient multilayer zirconia materials were equivalent. The weakest point was the connector with the smallest cross-sectional area. 5Y-PSZ was more susceptible to tensile loads than 3Y-TZP. Different zirconia generations could be polished to a similar roughness level despite different grain sizes. Chewing simulation leads to a slight roughening of the surface.

Significance: Clinicians should not have any concerns about the susceptibility to aging when using monolithic zirconia restorations.

1. Einleitung

1.1 Einführung

Die zunehmende Verbreitung industrieller Fertigungsmethoden wie der CAD/CAM Technologie in Zahnarztpraxen und Dentallaboren hat in den letzten Jahren zu einem tiefgreifenden Wandel in der Zahntechnik geführt. Die automatisierte Fertigung dentaler Restaurationen ermöglicht eine zeitsparende und damit kosteneffiziente Herstellung prothetischer Versorgung mit gleichbleibender Qualität sowie hoher Reproduzierbarkeit. Außerdem ermöglichte sie den Einzug zuvor schwierig zu verarbeitenden Materialien wie Zirkondioxid in die tägliche Praxis [1,2]. Zirkondioxid (ZrO_2) hat den Silikatkeramiken überlegene mechanische Eigenschaften [3] (Abb.1) und geringere Schichtstärkenanforderungen [4], sowie eine im Vergleich zu Metallkeramiken bessere Ästhetik (insbesondere im Randbereich) und geringere Material- und Herstellungskosten [5]. Außerdem ist Zirkondioxid chemisch inert und hat eine ausgezeichnete Biokompatibilität [6,7].

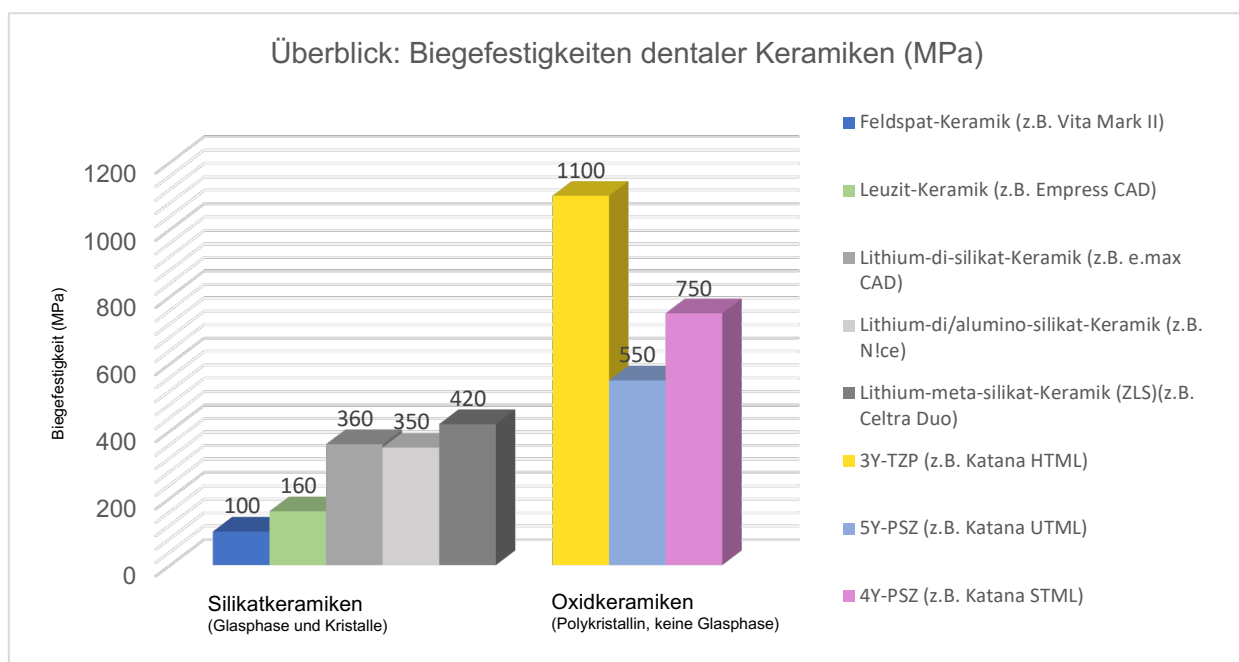


Abb. 1^{ed}: Biegefestigkeiten dentaler Keramiken im Vergleich: Dentale Keramiken können in Silikatkeramiken und Oxidkeramiken eingeteilt werden. Silikatkeramiken zeichnen sich durch hervorragende lichteoptische Eigenschaften aus, jedoch liegen ihre Biegefestigkeiten unter denen der Oxidkeramiken. Während sich viele Silikatkeramiken auch durch die Presstechnik verarbeiten lassen, können Versorgung aus Oxidkeramiken nur mit Hilfe von CAD/CAM-Fräseinheiten gefertigt werden. Oxidkeramiken lassen sich im Gegensatz zu den Silikatkeramiken aufgrund der fehlenden Glasphase nicht mit Flußsäure (HF) anätzen. Keramiken mit Biegefestigkeiten >350 MPa können sowohl adhäsiv als auch konventionell eingesetzt werden [8-12].

1.2 Zirkondioxidgenerationen

Um die Ästhetik zu verbessern und den Indikationsbereich zu erweitern, wurden verschiedene Zirkondioxidgenerationen entwickelt, die sich in ihrer chemischen Zusammensetzung, ihrer Phasenstruktur und in ihren mechanischen und optischen Eigenschaften unterscheiden (Tab. 1).

Tab. 1^{eD}: Die verschiedenen Zirkondioxidgenerationen und ihre Eigenschaften: Je höher der Yttriumoxid-Gehalt desto größer der kubische Phasenanteil. Mit der Zunahme des kubischen Phasenanteils sinkt die Biegefestigkeit und steigt die Transluzenz der Keramiken.

Eigenschaften *	Y ₂ O ₃ (mol%)	Al ₂ O ₃ (wt%)	Dominante Phase	E-Modul (GPa)	Biegefestigkeit (MPa)	Bruchzähigkeit (MPa√m)	Transluzenz	Korngröße (μm)
1. Generation (3Y-TZP)	~ 3	0,25	tetragonal	210	1000-1500	3,5-4,5	-	~ 0,5
2. Generation (3Y-TZP)	~ 3	0,05	tetragonal	210	900-1300	3,5-4,5	+	~ 0,5
3. Generation (5Y-PSZ)	~ 5	< 0,01	kubisch	210	400-900	2,2-2,7	+++	~ 1,5
4. Generation (4Y-PSZ)	~ 4	< 0,01	kubisch	210	600-1000	2,5-3,5	++	~ 1,5

* [1,9,13-15]

Heute kann Zirkondioxid universell bei einer Vielzahl von Indikationen (z.B. für Kronen, Brücken, Primärteleskope, Implantatabuments, Implantate etc.) eingesetzt werden. Während die Zirkondioxide der ersten beiden Generationen vor allem im posterioren hochbelasteten Bereich ihre Anwendung finden, eignen sich die Zirkondioxide der dritten und vierten Generation vor allem für hochästhetische Versorgungen im sichtbaren Bereich [14,16].

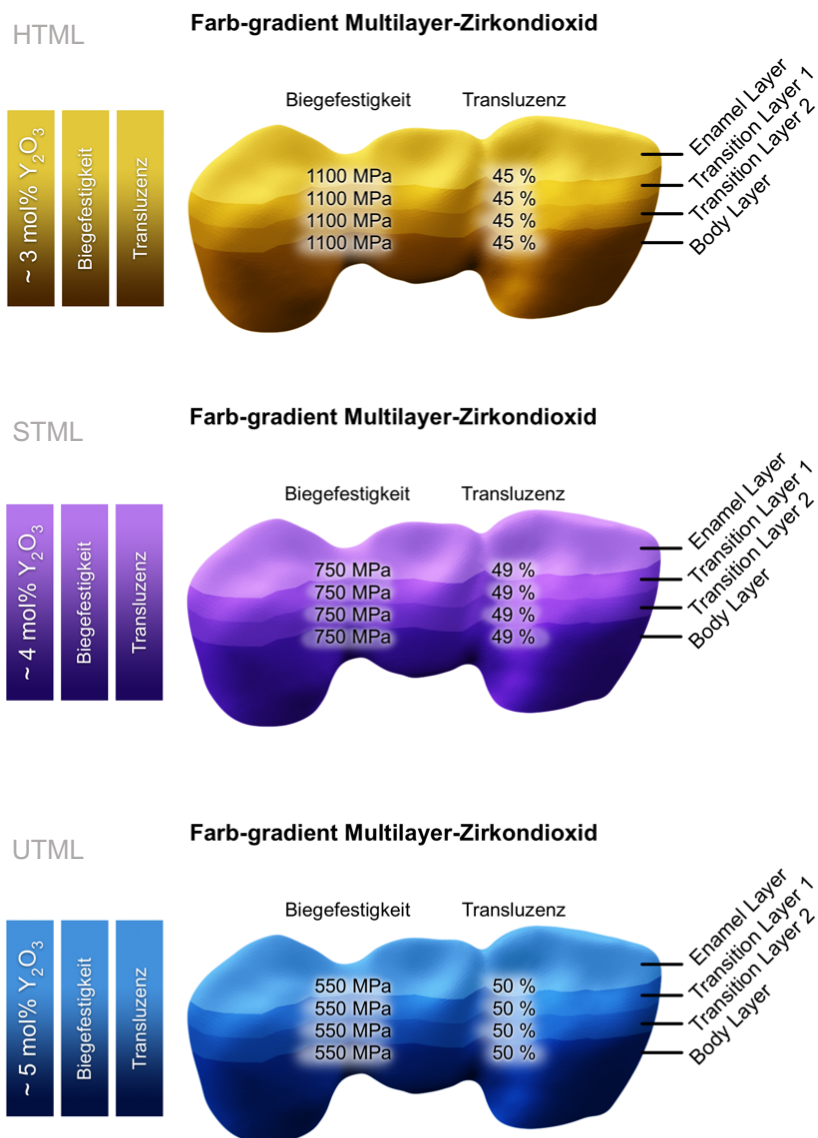
1.3 Der Weg zu Multilayer-Systemen zur monolithischen Anwendung

Wegen ihrer hohen Opazität werden Versorgungen aus der ersten und zweiten Zirkondioxidgeneration häufig mit Silikatkeramiken verblendet. Jedoch ist die Verblendung anfällig gegenüber Chipping [17]. Chipping wird als kohäsive Fraktur innerhalb der Verblendung ohne Beteiligung des Verbundbereichs zwischen Gerüst und Verblendung definiert [18,19]. Verblendete Zirkondioxidversorgungen zeigen mehr ausgedehnte Abplatzungen als Metallkeramikversorgungen, besonders bei implantatgetragenen Brücken [20,21]. Abplatzungen können reduziert werden durch eine anatomische Gerüstgestaltung, durch die eine gleichmäßige Dicke der Verblendung angestrebt wird (<1,5mm), durch eine bessere Anpassung der Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAKs) der Verblendkeramiken ($8,9-9,9 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) an

die WAKs der Zirkondioxidgerüste ($10\text{-}11 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$), durch abgestimmte Abkühlungsraten und weniger Aufbrennzyklen, um thermische Spannungen im Material zu vermeiden und eine gut eingestellte Okklusion sowie auf Hochglanz polierte Oberflächen [9,18]. Es wurde auch versucht die techniksensitive manuelle Verblendtechnik durch das Aufpressen von Lithiumdisilikat (LiSi_2) auf Zirkondioxidgerüste [5] oder durch die maschinelle CAD/CAM-Fertigung der Verblendung zu ersetzen [22,23]. Jedoch konnten sich diese Verfahren in der Praxis nicht vollends durchsetzen. Die einfachste Möglichkeit Verblendabplatzungen zu vermeiden, ist die monolithische Anwendung bzw. die ausschließliche Verblendung des labialen Anteils der Versorgung (Micro-layering, „cut back“-Technik)[19,21,24]. Zirkondioxid wird daher heute zunehmend monolithisch oder teilverblendet mit Beschränkung der glaskeramischen Verblendung auf die sichtbare Fläche verwendet. Durch diesen Trend können Verblendabplatzungen weitestgehend vermieden [19,21] und die Zähne können pulpaschonender präpariert werden, da durch den Verzicht auf die Verblendung weniger Substanzabtrag nötig wird [25,26].

Voraussetzung für eine monolithische Anwendung ist jedoch eine gewisse Lichtdurchlässigkeit des Materials. Die Transluzenz von klassischem Zirkondioxid kann durch verschiedene Maßnahmen wie durch die Erhöhung des Yttriumoxidgehalts [27], durch die Verringerung des Aluminiumoxidanteils [28], durch die Reduzierung von Unreinheiten [29], durch die Erhöhung der Sintertemperatur [30], durch starke Verringerung der Korngröße ($<80\text{nm}$) [1,29], durch eine geringere Materialschichtstärke [24] und durch das Hinzufügen von Lanthanoxid (La_2O_3)[31] erhöht werden. Eine Erhöhung der Sintertemperatur über 1600°C führt jedoch bei 3Y-TZP zu einem Abfall der Biegefestigkeit [30] und es ist schwer nanokristallines 3Y-TZP ohne Defekte herzustellen [29]. Die Erhöhung des Yttriumoxidanteils bei gleichzeitiger Reduktion des Aluminiumoxidanteils scheint derzeit der geeignetste Weg die Transluzenz zu erhöhen. Neben der Transluzenz spielt die Farbgebung des Materials eine entscheidende Rolle für das natürliche Erscheinungsbild. Eine Möglichkeit zur Farbgebung ist das Bemalen der prothetischen Restauration nach dem Sintern. Jedoch sind hierfür zusätzliche Aufbrennzyklen nötig und die eingefärbten Glassurmassen können durch okklusales Einschleifen oder Abnutzung wieder abgetragen werden [32]. Eine weitere Möglichkeit ist das Einfärben der Versorgung im Weißlingszustand nach dem Fräsen aber noch vor dem Sintern durch die Pinselinfiltrations- oder Tauchinfiltrationstechnik [9,13,33]. Es ist jedoch möglich, dass die aus seltenen Erden bestehenden Färbelösungen die mechanischen Eigenschaften beeinflussen [34]. Eine andere Möglichkeit sind in einem geschichteten

Verfahren hergestellte Mehrschichtmaterialien (Multilayermaterialien) bei denen Metalloxide (z.B. Fe_2O_3 , Er_2O_4 , MnO_2) dem Zirkondioxidpulver vor der Pressung der Rohlinge zugesetzt werden [16,35]. Multilayermaterialien ahmen den natürlichen Farb- und Transluzenzverlauf des Zahnes nach. Dabei lassen sich Systeme unterscheiden, bei denen das unterschiedliche Erscheinungsbild der verschiedenen Schichten lediglich durch die Variation der Menge an Metalloxiden zur Pigmentierung erreicht wird (Farbgradient-Multilayer-Zirkondioxide) und Hybridmaterialien, die in unterschiedlichen Schichten unterschiedliche Zirkondioxidgenerationen enthalten (Biegefestigkeitsgradient-Multilayer-Zirkondioxide) [9,15,36]. Bei diesen Materialien unterscheiden sich die Schichten daher auch hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften [37] und die Positionierung der Restauration im Rohling sollte bedacht werden [38] (Abb.2).



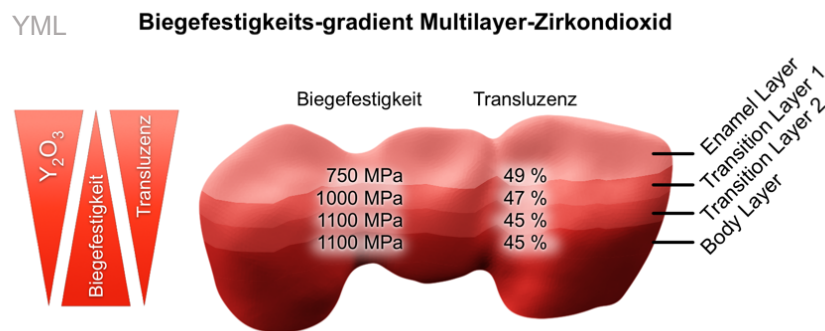


Abb. 2^{eD}: Multilayerarchitektur anhand des in dieser Studie untersuchten Katana-Multilayersystems: Farbgradient-Multilayer-Zirkondioxide (HTML, STML, UTML) enthalten in allen Schichten gleich viel Yttriumoxid. Die Eigenschaften der Schichten sind daher identisch. Das unterschiedliche Erscheinungsbild der Schichten kommt lediglich durch unterschiedliche Beimengungen von Metalloxiden zur Farbgebung zustande. Biegefestigkeitsgradient-Multilayer-Zirkondioxide (YML) enthalten einen Yttriumoxidgradient innerhalb des Materials. Daher unterscheiden sich die Schichten hinsichtlich ihrer optischen und mechanischen Eigenschaften. Transluzenz- und Biegefestigkeitswerte entsprechen Herstellerangaben [12].

1.4 Wissenschaftlicher Forschungsstand zum Katana-Zirkondioxid-System

Im in dieser Studie untersuchten Katana Zirkondioxid-System des japanischen Herstellers Kuraray sind sowohl die verschiedenen Zirkondioxidgenerationen als auch beide Multilayervarianten abgebildet. Das Katana System besteht aus den Farbgradientmaterialien HTML (High Translucent Multi Layered), STML (Super Translucent Multi Layered) und UTML (Ultra Translucent Multi Layered), die sich in ihrem Yttriumgehalt unterscheiden [39] und dem Biegefestigkeitsgradientmaterial YML (Yttria Multi Layered), das in den unteren Schichten dem HTML Material ähnelt und in der Schmelzschicht dem STML Material entspricht [40]. Jeder Fräßrohling besteht aus vier Schichten, der Schmelzschicht (35%), der Übergangsschicht 1 (15%), der Übergangsschicht 2 (15%) und der Dentinschicht (35%).

Zirkondioxid (ZrO_2) kann als monokline (<1170 °C), tetragonale (1170-2370 °C) oder kubische (>2370 °C) kristalline Phasenstruktur vorliegen [13]. Durch den Zusatz von Yttriumoxid (Y_2O_3) wird die mechanisch vorteilhafte tetragonale Phase bei Raumtemperatur stabilisiert [1]. Unter den Katana Zirkondioxiden enthält HTML den geringsten Yttriumoxidanteil und UTML den höchsten (HTML 3,7 mol%, STML 4,8 mol%, UTML 5,4 mol%) [39]. Wie bei allen Zirkondioxiden mit einem Yttriagehalt < 8 mol% liegt auch hier eine gemischt tetragonal-kubische Phasenstruktur vor [7,29,41]. Der Anstieg des Yttriumlevels von ~ 3 mol% (HTML), über ~ 4 mol% (STML) auf ~ 5 mol% (UTML) führt zu einer Zunahme des kubischen Phasenanteils auf Kosten des tetragonalen Anteils (c-ZrO₂

HTML ~ 40 wt%, STML ~ 60 wt%, UTML ~ 70 wt%) [39,42]. Die veränderte Phasenzusammensetzung hat wiederum Auswirkungen auf die mechanischen und lichtoptischen Eigenschaften. Während sich die bei Raumtemperatur metastabile tetragonale Phase bei thermischer oder mechanischer Energiezufuhr in die monokline Phase umwandeln kann, was mit einer Volumenzunahme von 3-5% einhergeht und durch den Aufbau von Kompressionskräften einem weiteren Risswachstum inhärenter Mikrorissen entgegenwirkt (transformation toughening), fehlt diese Eigenschaft der kubischen Phase [13,43]. Das Fehlen dieses Effektes hat eine wesentlich geringere Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit und Widerstandskraft gegen Ermüdung von UTML und STML im Vergleich zu HTML zur Folge [3,44,45]. Die Biegefestigkeit von UTML liegt ca. 50% niedriger als die von HTML [43,44,46]. Gleichzeitig sind die metastabilen Eigenschaften der tetragonalen Phase auch für einen schleichenden Zersetzungsprozess verantwortlich, bei dem es zu einer spontanen Phasenumwandlung bei Körpertemperatur unter Einwirkung polarer Wassermoleküle (H₂O) kommt (Low Temperature Degradation (LTD))[47]. Durch den höheren kubischen Phasenanteil zeigen STML und UTML im Gegensatz zu HTML keine Anfälligkeit gegenüber hydrothermalen Alterung [39,43]. Um die Langzeitbeständigkeit von HTML zu erhöhen, enthält HTML den höchsten Aluminiumoxidanteil (Al₂O₃) der Keramiken (HTML 0,06 wt%, STML 0,01 wt%, UTML 0,0 wt%)[39]. Aluminiumoxid verringert die Anfälligkeit gegenüber LTD [48], wirkt sich jedoch aufgrund seines vom Zirkondioxid abweichenden Brechungsindex negativ auf die Transluzenz aus (Al₂O₃ 1,76, ZrO₂ 2,19)[28]. Dies trifft insbesondere dann zu, wenn Zirkondioxid mit Aluminiumoxid übersättigt ist und es daher zur Ausbildung von Aluminiumoxidpartikeln an den Korngrenzen kommt [28,31]. Während sich die Erhöhung des Aluminiumoxidanteils negativ auf die Ästhetik auswirkt, geht eine Erhöhung des Yttriumoxidanteils aufgrund des zunehmenden kubischen Phasenanteils mit einer Steigerung der Transluzenz einher [24,49]. Kubische Kristalle haben optisch isotrope Eigenschaften während tetragonale Kristalle anisotrope Eigenschaften aufweisen und zu ausgeprägten Doppelbrechungseffekten an den Korngrenzen führen und somit die Transluzenz mindern [29,39,49]. Darüber hinaus haben UTML und STML größere Korngrößen als HTML (HTML 0,55-0,63 µm, STML 0,68-2,8 µm, UTML 1,7-4,05 µm) [39,42,43], was zu einer Reduktion der Anzahl der Korngrenzen in Restaurationen gleicher Schichtstärke führt und sich ebenfalls positiv auf das Erscheinungsbild auswirkt, aber auch zu Problemen bei der Maskierung dunkler Stumpfaufbauten führen kann [50]. Die Veränderung des Yttriumoxidanteils hat keinen signifikanten Einfluss auf das

Elastizitätsmodul und die Härte der Zirkondioxide (Vickers Härte ~ 13 GPa, Nanoindenter Härte HTML 18,95 GPa, STML 19,36 GPa, UTML 19,95 GPa) [31,46,49]. Alle Katana Keramiken zeigten eine geringere Materialabnutzung als Lithiumdisilikat und einen vergleichbaren Antagonistenverschleiß [3,36]. Kubisches Zirkondioxid zeigte eine höhere Biegefestigkeit und eine geringere Transluzenz als Lithiumdisilikat und nimmt somit eine Zwischenstellung zwischen klassischem 3Y-TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystal) und hochfesten Silikatkeramiken ein [3].

1.5 In vitro Testverfahren

Bei der künstlichen Alterung im Kausimulator handelt es sich um ein gut erprobtes Verfahren zur Simulation thermischer und mechanischer Belastungen. Keramiken sind spröde Materialien, die nur eine geringe elastische Verformung erlauben und keine plastische Deformation zulassen [51]. Im Kausimulator kommt es zu einer Materialschwächung (Ermüdung) aufgrund sich zyklisch wiederholender mechanischer, thermischer und hydrolytischer Belastungen, die weit unterhalb der Belastungsgrenzen der Keramiken liegen [52]. Die mechanische Beanspruchung sowie Spannungen, die bei Temperaturänderungen aufgrund unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) entstehen, können zur Entstehung von Mikrorissen sowie zu deren Voranschreiten durch subkritisches Risswachstum beitragen [43,52]. Das Eindringen von Wasser in die Mikrorisse unterstützt diesen Vorgang [53]. Ursprung dieser Mikrorisse sind in der Regel Materialdefekte. Man unterscheidet Oberflächendefekte, die meist durch die Bearbeitung (Okklusionsanpassung, Schleifen, Polieren) oder durch mechanische Abnutzung durch den Antagonisten entstehen, von im Material liegenden Defekten, die ihren Ursprung oft im Herstellungsprozess (Puderpressung, Transport, Fräßvorgang, Sintervorgang) haben [51]. Beim anschließenden Bruchtest wird die verbleibende Stabilität nach der Alterung gemessen und so deren Einfluss bestimmt [54]. Neben der Schwächung durch subkritisches Risswachstum, kann es bei Zirkondioxid im Kausimulator aber auch zu einer Phasenumwandlung (transformation toughening) kommen [16], die die Bruchfestigkeit erhöht. Das Zusammenspiel dieser beiden Effekte bestimmt die Lebensdauer der prothetischen Versorgung und die Bruchlast. Welcher der Effekte überwiegt, dürfte sich je nach Material unterscheiden.

1.6 Problemstellung

Ein möglicher Schwachpunkt des Katana Systems könnte ein unterschiedliches Alterungsverhalten verschiedener Schichten, verursacht durch den Einfluss unterschiedlicher Beimengungen von Metalloxiden sowie Schwachstellen wie schlecht gesinterte Bereiche, Poren und Unreinheiten in den Übergangszonen aufgrund des geschichteten Herstellungsverfahrens sein. Kritiker der Biegefestigkeitsgradient-Materialien befürchten geringere mechanische Widerstandskräfte solcher Materialien aufgrund von Spannungen im Material durch unterschiedliche Sinterschrumpfungen der verschiedenen Schichten. Es ist unklar, ob das neu auf den Markt gekommene Biegefestigkeitsgradientmaterial YML mit dem bereits länger erhältlichen Farbgradientmaterial HTML mechanisch gleichwertig ist. Des Weiteren soll in dieser Studie der Einfluss mechanischer Belastungen auf monolithische Frontzahnbrücken aus Multilayer-Zirkondioxiden untersucht werden. Bisher sind kaum Untersuchungen dieser Materialien an Frontzahnversorgungen verfügbar, obwohl die Multilayertechnik gerade im sichtbaren Bereich Vorteile bringt. Ziel dieser Studie ist es den Einfluss der Kausimulation auf die mechanischen Eigenschaften von monolithischen Frontzahnbrücken aus verschiedenen Zirkondioxidmaterialien in Abhängigkeit des Yttriumoxidgehalts und sich unterscheidender Multilayer-Architektur zu untersuchen.

Es wurden folgende Hypothesen aufgestellt:

- Die Kausimulation hat keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast der verschiedenen Materialien.
- Die Kausimulation hat keinen signifikanten Einfluss auf das Bruchmuster und den Frakturursprung bei allen Materialien.
- Die thermische Belastung hat keinen signifikanten Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit der Zirkondioxide.
- Die Kausimulation wirkt sich auf die Phasenstruktur je nach Yttriumoxidgehalt unterschiedlich aus.

Tab. 2^{eD}: Zirkondioxidmaterialien (Fortsetzung)

Kuraray zirconia	Sinter-paramater**	Sinter-Schrumpfung **	Minimale Wandschichtstärke (mm) **	Minimale Verbinderfläche (mm ²) **	Ideale Indikation **	Lot
HTML 3Y-TZP	1500°C, 2h, 10°C/min	22,6%	Frontzahnkronen: 0,4 Seitenzahnkronen: 0,5	Frontzahnbrücken: 7 Seitenzahnbrücken: 9	Mehrgliedrige weitspannige Brücken, Seitenzahnkronen	EESHG
STML 4Y-PSZ	1550°C, 2h, 10°C/min	22,7%	Frontzahnkronen: 0,8 Seitenzahnkronen: 1,0	Frontzahnbrücken: 12 Seitenzahnbrücken: 16	Max. 3-gliedrige Brücken, Front- und Seitenzahnkronen	EENBZ, EFJXS
UTML 5Y-PSZ	1550°C, 2h, 10°C/min	22,5%	Frontzahnkronen: 0,8 Seitenzahnkronen: 1,0	Frontzahnbrücken: 12 Seitenzahnbrücken: 16 (nur Prämolaren)	Veneers, Inlays, Frontzahnkronen (max. 3-gliedrige Frontzahnbrücken)	EFELL
YML 3-4Y-PSZ	1550°C, 2h, 10°C/min	22,6%	Frontzahnkronen: 0,4 bzw. 0,8 Seitenzahnkronen: 0,5 bzw. 1,0	Frontzahnbrücken: 7 bzw. 12 Seitenzahnbrücken: 9 bzw. 16	Universell anwendbar	EFDGT

* [39] ** [12,40,55-58] ***[59]

Die verwendeten Materialien sind in Tabelle 2 und Tabelle 3 zusammengefasst.

Tab. 3^{eD}: Materialien zur Probenherstellung: Materialien für die Stümpfe und den Sockel

	Zusammensetzung *	E-Modul (GPa)*	Lot
Zirlux NP (Stümpfe)	61,6% Co, 27,8% Cr, 8,5% W, 1,6% Si, 0,3% Mn, 0,2 % Fe	240	7-00064-58
Clearfil ceramic primer plus (Primer)	3-Methacryloxypropyl Trimethoxysilane, 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate (MDP), Ethanol	-	240052
Panavia V5 (Befestigungszement)	Bis-GMA, TEGDMA, hydrophobe aromatische Dimethacrylate, hydrophile aliphatische Dimethacrylate, Initiatoren, Beschleuniger, Bariumglasfüller, silanisierte Fluoroalminosilicatglasfüller, Kieselsäure, Kampferchinon, Pigmente	6,3	B50145
Impregum soft (PDL Simulation)	Ethyleneimin-terminiertes Polyether-Makromonome, Alkylsulfonium-Verbindungen, Füllstoffe, Weichmacher, Pigmente, Geschmacksstoffe **	-	-
PalaXPress (Basis)	PMMA, Katalysatorsystem frei von tertiären Aminen	2,3	K010109
Technovit 4004	PMMA, Katalysatorsystem	n.a.	K010070, R010114

* [60-63] **[64]

2.3 Probenherstellung

Mit Hilfe einer Computer-Aided-Design Software (Meshmixer & Fusion, Autodesk, Mill Calley, Kalifornien) wurden Stumpfmodelle der Zähne 13 und 11 entworfen und auf deren Grundlage eine monolithische Frontzahnbrücke konstruiert (Abb. 4, Tab. 4)

Tab. 4^{eD}: Abmessungen der Stümpfe und der Brücke

Zahnstümpfe	
Präparation	1mm tiefe Stufenpräparation mit abgerundeten Innenkanten
Konvergenzwinkel	6°
Stumpfhöhe	6 mm
Wurzellänge	17,6 mm (13) 14,6 mm (11)
Brücke	
Wandschichtstärke	> 1 mm
Verfnderquerschnittsform	Dreieckig mit gingival breiter Basis
Verbinderquerschnittsfläche	21,5 mm ² (13-12) 23 mm ² (12-11)
Zwischengliedlänge	7 mm
Zementfüge	100 µm



Abb. 4^{ED}: Brücken & Stumpfdesign
(Quelle: Max Pöppel, Prof. Dr. Martin Rosentritt)

Insgesamt wurden 80 Brücken aus den vier verschiedenen Multilayer-Zirkondioxidmaterialien HTML, STML, UTML und YML (20 Stück je Material) der Firma Kuraray (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main, Deutschland) und 16 Stümpfe aus einer Kobalt-Chrom-Legierung (ZirLux NP, Henry Schein Inc., Melville, New York, USA) gefertigt. Die Vergrößerungsfaktoren für das Zirkondioxid zum Ausgleich der Sinterschrumpfung lagen zwischen 1,225-1,227. Die Restaurationen wurden immer in der Mitte des Rohlings positioniert und trocken aus vorgesinterten Ronden (Weißlingszustand, A2, T 18 mm, \varnothing 98,5 mm) mit Hilfe von Hartmetallinstrumenten

einer Fräsmaschine mit 5 Freiheitsgraden gefräst (PrograMill PM7, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Nach der maschinellen Fertigung wurden die Verbindungsstege mit einem feinen Hartmetallfräser schonend durchtrennt. Zur Herstellung der Stümpfe aus einem Legierungsrohling (T 24,5 mm, \varnothing 98,3) wurde dieselbe Maschine verwendet. Die Brücken wurden entsprechend der Herstellerangaben mit einem konventionellen Sinterprogramm in einem Sinterofen mit Molybdändisilizid-Heizelement (MoSi_2) auf Zirkondioxidperlen gesintert (HAT-S Speed, Vogt GmbH & Co KG, Stutensee, Deutschland). Die Sinterparameter (Endtemperatur, Haltezeit und Temperaturänderungsrate) sind der Tab. 2 zu entnehmen. Nach dem Sintern wurden zunächst die den Stümpfen zugewandten Innenflächen mit Aluminiumoxidpulver mit einer Korngröße von 50 μm und 2 bar Druck in einem Abstand von ca. 15 mm für 10 Sekunden abgestrahlt, um die Oberfläche aufzurauen (Sandstrahlgerät Basic Quattro SI, Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland). Anschließend wurden die Außenflächen mit einer Ziegenhaarbürste im Laborhandstück unter Verwendung einer Diamantpolierpaste (Zirkopol, Feguramed GmbH, Buchen, Deutschland) bei 15.000 Umdrehungen für ca. 3 Minuten pro Brücke poliert. Die gesamte Oberfläche der Stümpfe wurde ebenfalls unter Verwendung derselben Parameter sandgestrahlt (Abb. 5). Danach wurden die Brücken und die Stümpfe im Ultraschallbad in 96% Ethanol für 5min gereinigt (Sonorex super, Brandelin electronic GmbH, Berlin, Deutschland) und anschließend getrocknet. Im nächsten Schritt wurde ein 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen-Phosphate (MDP) haltiger Primer (Clearfil ceramic primer plus, Kuraray) auf die Präparationsoberflächen

der Stümpfe und die Innenflächen der Brücken aufgetragen. Danach wurden die Brücken unter Verwendung eines dualhärtenden Befestigungskomposite (Panavia V5, Kuraray) auf den Stümpfen befestigt. Nach der Überschussentfernung wurden die Verbindungen 10 Sekunden lang je Seite mit einer LED-Polymerisationslampe bei einer Wellenlänge von 385-515 nm und einer Lichtintensität von 1000 mW/cm² gehärtet (Valo Grand, Ultradent, South Jordan, Utah). Zur Simulation des parodontalen Ligaments wurden die Wurzeln mit einer 0,8 mm ± 0,1 dicken Schicht Polyether (Impregum penta soft, 3M GmbH, Neuss, Deutschland) ummantelt. Um das zu erreichen, wurden die apikalen Anteile der Zahnmodelle 2x für 1 Sekunde in flüssiges Wachs (Flexi-Dip Wachs, Al dente GmbH, Goslar, Deutschland) getaucht, das zuvor in einem Tauchbad auf 90°C erhitzt worden war (Finodip 1 Plus, Fino GmbH, Bad Bocklet, Deutschland) (Abb. 6). Der Sockel wurde aus Polymethylmethacrylat (PalaXpress clear, Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) in einer Stahlform hergestellt (Abb. 7). Um eine korrekte Frontzahnbeziehung zu simulieren, wurden die Proben in einem 135° Winkel zur Vertikalen eingebettet. Das Mischverhältnis Pulver zu Flüssigkeit für die angewandte Gießtechnik war 10 g auf 7 ml. Zur Vermeidung von Siedbläschen wurde ein Drucktopf zur 15-minütigen Polymerisation des Kaltpolymerisats bei 45°C und 2,5 bar verwendet (Palamat practic EL T, Kulzer). Nach Anfertigung einer Überabformung aus kondensationsvernetztem Silikon (Silaplast futur, Detax GmbH, Ettingen, Deutschland) mit hoher Shore-Endhärte

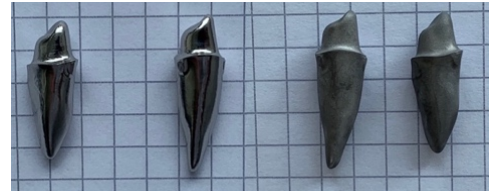


Abb. 5^{eD}: Stümpfe vor und nach dem Sandstrahlen (Quelle: Max Pöppel)



Abb. 6^{eD}: Proben vor und nach dem Eintauchen in das Wachsbad (Quelle: Max Pöppel)



Abb. 7^{eD}: Herstellung des Sockels (Quelle: Max Pöppel)



Abb. 8^{eD}: Ummantelung der Wurzel mit Polyether mit Hilfe einer Überabformung (Quelle: Max Pöppel)

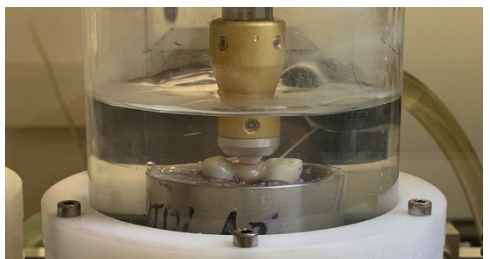


Abb. 9^{eD}: Eine Probe im Kausimulator (Quelle: Max Pöppel)

(68 Shore A) zur späteren Repositionierung des Verbundes aus Brücke und Stümpfen, wurde das Wachs mit Hilfe eines Ausbrüherätes (D-AB 240, Harnisch Rieth GmbH & Co. KG, Winterbach, Deutschland) entfernt (Ausbrühtemperatur 80°C, Ausbrühzeit 7 min). Die künstlichen Alveolen wurden mit dem Dampfstrahlgerät von Wachsresten befreit (Tronada, Reitel Feinwerktechnik GmbH, Bad Essen, Deutschland). Im nächsten Schritt wurde der entstandene Hohlraum nach Beschichtung mit einem geeigneten Adhäsiv (Polyether adhesive, 3M) mit Impregum soft (64 Shore A) gefüllt und die prothetische Versorgung samt künstlicher Zahnstümpfe mit Hilfe des Silikonschlüssels repositioniert (Abb. 8). Überquellendes Material wurde nach 6 Minuten mit einem Einmalskalpell entfernt. Vor dem weiteren Versuch wurden die Proben für eine Lagerzeit von 24 Stunden und einer Temperatur von 37°C in destilliertem Wasser in einem Inkubator (B28, Binder GmbH, Tuttlingen, Deutschland) aufbewahrt.

Nach den Bruchtests und der Anfertigung der Aufnahmen für die Auswertung der Bruchflächen wurden die Kobalt-Chrom-Stümpfe unter Zuhilfenahme eines Bunsenbrenners von den Brückenresten getrennt, von Zementresten durch vorsichtiges Sandstrahlen gereinigt und für die nächste Versuchsreihe wiederverwendet. Auch die PMMA-Sockel wurden nach Ausschluss von Rissen unter einem Lichtmikroskop mehrfach verwendet. Am Ende des Hauptversuchs bestehend aus 8 Subgruppen zu je 8 Brücken (jeweils eine Gruppe mit und ohne Kausimulation für die Materialien HTML, STML, UTML und YML) wurde noch eine Nachuntersuchung aus zwei weiteren Subgruppen ohne die Impregum-Ummantelung durchgeführt, um den Einfluss der PDL-Simulation abschätzen zu können. Jede Subgruppe bestand aus 8 Brücken mit jeweils 2 Brücken aus jedem Material. Eine Gruppe wurde der Kausimulation (Gruppe C) unterzogen, die andere nicht (Gruppe D).

2.4 Kausimulation

Eine künstliche Alterung im Kausimulator (CS-4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) fand bei der Hälfte der Proben statt. Die gewählten Einstellungen sind der Tabelle 5 zu entnehmen. Die Proben wurden zeitgleich mechanischen und thermischen Belastungen ausgesetzt, indem

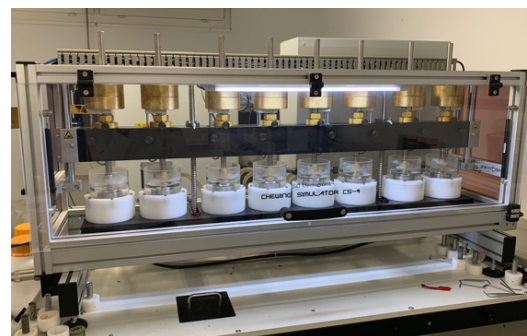


Abb. 10^{ED}: Kausimulator CS-4 von SD Mechatronik (Quelle: Max Pöppel)

die acht Probenkammern abwechselnd mit kaltem und warmem Wasser geflutet und die Mitten der Brückenglieder mit Antagonistenstempeln belastet wurden (Abb. 9, Abb. 10). Die Kontakte wurde mit einer roten Okklusionsfolie kontrolliert. Als Antagonisten wurden Steatite-Kugeln mit einem Durchmesser von 6 mm verwendet (CeramTec, Plochingen, Deutschland). Diese wurden mit einem Kompositezement (Panavia V5, Kuraray) in einem Metallhalter befestigt. Für jede Probe wurde ein neuer Antagonist verwendet. Die Einstellungen „Zeit-optimierte Bewegung“ und „Minimaler Impuls beim Auftreffen“ wurden ausgewählt.

2.5 Bestimmung der Bruchlast

Alle Proben wurden einem Bruchtest unterzogen, um die Bruchlast zu bestimmen. Die Proben der Gruppen A und C wurden nach der Kausimulation und die Proben der Gruppen B und D direkt nach der Herstellung mit einer Universaltestmaschine (Zwick Z010, ZwickRoell GmbH, Ulm, Deutschland) getestet (Abb. 11). Die einwirkende Kraft wurde mit dem 10kN Kraftsensor gemessen. Die Computersoftware TestXpert III (ZwickRoell) zeichnete die Belastungswerte in Newton und die Verformungswerte in Prozent auf. Ein Stahlstempel mit abgerundeter Spitze und einem Durchmesser von 5 mm wurde verwendet. Zwischen den Eindrückkörper und den Belastungspunkt in der Mitte des Brückenzwischenstückes wurde eine 0,3 mm dicke Zinnfolie (Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland) gelegt, um die Belastung besser zu verteilen. Die Kraftabschaltschwelle wurde auf 20% der maximalen Kraft eingestellt. Die maximale Kraft direkt vor einem abrupten Abfall in der Belastungs-Verformungs-Kurve in Kombination mit einem typischen Bruchgeräusch wurden als Bruchlast definiert.

Tab. 5^{eD}: Kausimulatoreinstellungen

Kauzyklenanzahl	1.200.000
Kraft	50 N
Hub	2 mm
Aufwärtsgeschwindigkeit	60 mm/s
Abwärtsgeschwindigkeit	40 mm/s
Frequenz	1,93 Hz
Horizontalbewegung	0 mm
Thermozyklenanzahl	2 x 3000
Temperaturbereich	5-55 °C
Spülzeit	90 s
Ablaufzeit	30 s
Medium	Destilliertes H ₂ O

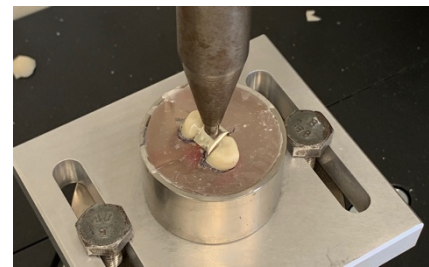


Abb. 11^{eD}: Bruchtest einer Probe in der Universalprüfmaschine Zwick Z010: Zwischen der Brücke und dem Stahlstempel lag eine 0,3 mm dicke Zinnfolie (Quelle: Max Pöppel)

2.6 Bestimmung des Bruchmusters

2D Aufnahmen sowie 3D Scans von allen Brücken wurden jeweils direkt nach der Herstellung, nach der Kausimulation und nach dem Bruchtest mit einem digitalen Lichtmikroskop (VHX-5000, Keyence, Osaka, Japan) bei 50facher Vergrößerung angefertigt (Abb. 12). Als Perspektive wurde die direkte Aufsicht von oben auf die belasteten Flächen gewählt. Die Stelle des Bruches wurde jeweils notiert und anschließend die verschiedenen Gruppen verglichen. Zusätzlich wurden stichprobenartig die Steatite Oberflächen der Antagonisten auf Unterschiede in der Abnutzung untersucht.

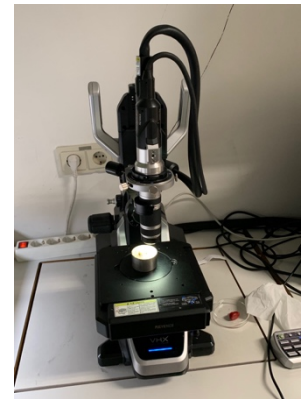


Abb. 12^{eD}: Mikroskop Keyence VHX 5000 (Quelle: Max Pöppel)

2.7 Bestimmung des Bruchsprungs (Fraktographie)

Zusätzlich wurden mit demselben Lichtmikroskop Aufnahmen von allen Bruchflächen gemacht. Die Vergrößerung variierte dabei zwischen 20 und 100facher Vergrößerung. Der Frakturursprung wurde unter Beachtung der Prinzipien, die in der ADM Anleitung zur fraktographischen Auswertung von Bruchflächen spröder keramischer Werkstoffe in der Zahnmedizin [51] und in der Literatur von Quinn et al. [65] beschrieben sind, bestimmt.

2.8 Bestimmung der Spannungsverteilung (FEM)

Um einen Eindruck von der Spannungsverteilung in den prothetischen Versorgungen während der okklusalen Belastung zu bekommen, wurde eine Computersimulation mit einer cloudbasierten Software (Fusion 360, Autodesk) durchgeführt. Bei der Finite-Element-Methode handelt es sich um ein mathematisches Näherungsverfahren, mit dessen Hilfe bereits vor Herstellung großer Stückzahlen von Versorgungen mit ähnlichem Design, Schwachstellen in der Konstruktion entdeckt und somit beseitigt werden können. Die komplexe Geometrie des 3D-Modells des Verbundes aus Brücke und Stümpfen wurden in 69583 Elemente mit 115412 Knotenpunkte unterteilt. Dann wurde mit Hilfe von mathematischen Formeln die Spannungsverteilung bei einer Kraffteinwirkung von 450 N bestimmt. Die E-Module der Materialien sind der Tabelle 2 und 3 zu entnehmen. Es wurde angenommen, dass alle Materialien linear elastisch und homogen sind und sich in alle Richtungen gleich verhalten (Isotropie). Anschließend wurden die Ergebnisse der Simulation mit dem tatsächlichen Bruchmuster verglichen. *

* Die FEM-Simulation für diese Studie wurde von Herrn Prof. Dr. Martin Rosentritt und Herrn Dr. Alois Schmid an der Universität Regensburg durchgeführt

2.9 Bestimmung der Rauigkeit

Nach den Bruchtests wurde die Oberflächenrauigkeit aller Proben der Gruppen A und B bestimmt. Es wurde ein optisches Messsystem, das auf Basis der Technik der Fokus-Variation arbeitete, verwendet (Infinite focus G4, Alicona imaging GmbH, Graz, Österreich) (Abb. 13). Es wurde der arithmetische Mittelrauheitswert (R_a) gemessen und mit der Software IF laboratory measurement modus 5.1 (Alicona) ausgewertet. Diesem Profilparameter (Amplituden Parameter) wurde gegenüber Flächenparametern der Vorzug gegeben, um die Ergebnisse besser mit anderen Studien vergleichbar zu machen, in denen ebenfalls dieser Messparameter gewählt wurde. Die Geräteeinstellungen sind in der Tabelle 6 dargestellt. Zur Trennung von Welligkeit und Rauheit im Profilbild wurde der Lambda C Filter manuell eingestellt. Als Messpunkt wurde ein geeigneter Bereich ohne starke Krümmung in der Restauration auf der palatinalen Oberfläche ausgesucht. Das Messgebiet entsprach nicht dem Belastungspunkt der Steatite-Kugeln, da dieser in vielen Fällen durch den Bruchtest zerstört und sich darüber hinaus durch seine starke Krümmung als ungeeignet für die Messung erwiesen hat. Die Untersuchungsergebnisse spiegeln daher vor allem den Einfluss der thermischen Alterung wieder, weniger der Mechanischen. Stichprobenartig wurden Oberflächenaufnahmen angefertigt.

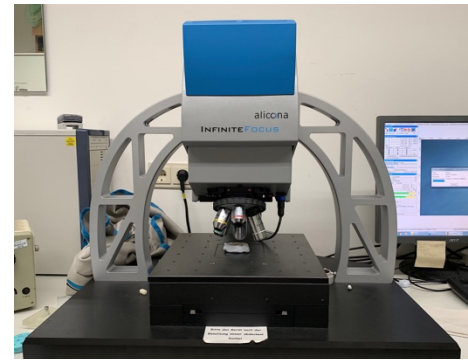


Abb. 13^{eD}: Oberflächenmessgerät Alicona IF G4 (Quelle: Max Pöppel)

Tab. 6^{eD}: Messeinstellungen des Oberflächenmessgeräts

Objektiv	50x
Vertikale Auflösung	41,00 nm
Laterale Auflösung	2,14 μm
Kontrast	1,36
Belichtungszeit	1,16-4,2 ms
Feldgröße	284 x 215,5 μm
Profillänge	3,7 μm
Lc-Wert	150 μm

2.10 Bestimmung der Phasenzusammensetzung (XRD)

Um die Phasenzusammensetzung vor und nach der Kausimulation zu untersuchen, wurde aus jeder Materialsubgruppe eine Probe ausgewählt und in kaltpolymerisierendem Kunststoff eingebettet (Technovit 4004, Kulzer). Die Proben wurden mit einem Präzisionstrenner mit diamantiertem Sägeblatt (IsoMet 1000, Buehler GmbH, Esslingen, Deutschland) bei 500 rpm unter

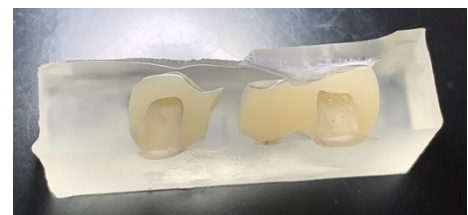


Abb. 14^{eD}: Schliffbild einer XRD-Probe (Quelle: Max Pöppel)

Wasserkühlung längs getrennt und auf Poliermatten verschiedener Körnung unter Verwendung zweier wasserbasierter Diamantsuspensionen (Dur 3 Dia Pro 3 μm und Nap B1 Dia Pro 1 μm , Struers GmbH, Willich, Deutschland) auf einem Planschleifgerät (Phoenix alpha, Buehler) poliert (Abb. 14). Die Phasenzusammensetzung wurde mittels Röntgendiffraktometrie (XRD) unter Verwendung von Cu-K α Strahlung (40kV, 40mA) bestimmt (D8 Advance, Bruker Corp., Billerica, Massachusetts, USA). Die Messungen fanden bei einem Reflektionswinkel von 2θ im Intervallbereich 10-90° mit einer Schrittgröße von 0,02° und einer Messzeit von 0,3 Sekunden pro Schritt statt. Zur Auswertung wurden die Kurvenverläufe der Materialien verglichen und auf einen Einfluss der künstlichen Alterung hin untersucht. **

2.11 Statistische Auswertung

Für die Statistik wurde das Programm IBM SPSS Statistics Version 27 (IBM Corp., Armonk, New York, USA) verwendet. Zunächst wurde eine deskriptive statistische Bewertung mit Hilfe einer explorativen Datenanalyse durchgeführt. Die Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov- und dem Shapiro-Wilk-Test geprüft. Zum Vergleich der Bruchlastwerte der Gruppen mit und ohne Kausimulation wurde der nicht parametrische Mann-Whitney-U-Test angewandt. Die Mittelwerte der Verformungen der Gruppen mit und ohne Alterung wurden mittels t-Tests für unabhängige Stichproben verglichen. Mit dem Levene's Test wurde die Varianzgleichheit zuvor überprüft. Zur Bestimmung von signifikanten Unterschieden der Rauheitswerte wurde bei der Gesamtgruppenbetrachtung ein t-Test und bei der Subgruppenbetrachtung eine einfaktorische Varianzanalyse durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 festgelegt.

** Die XRD-Analyse wurde nach Herstellung der Proben an der Charité von Herrn Dr. Oliver Görke an der TU Berlin durchgeführt.

3. Ergebnisse

3.1 Überblick

Die Ergebnisse der Gruppen mit Kausimulation sind Teil der Veröffentlichung „Fracture Load and Fracture Patterns of Monolithic Three-Unit Anterior Fixed Dental Prosthesis after In Vitro Artificial Aging – A Comparison between Color-Gradient and Strength-Gradient Multilayer Zirconia Materials with Varying Yttria Content“ [66] und werden daher aus dieser zitiert. Während bei der Publikation der Schwerpunkt auf den Vergleich verschiedener Multilayer-Systeme und auf die Abhängigkeit der mechanischen Eigenschaften vom Yttriumoxidgehalt gelegt wurde, lag der Fokus der Auswertung im Manteltext auf dem Einfluss der Kausimulation.

3.2 Auswertung der Bruchlast- und Verformungswerte mit und ohne Alterung

Alle Proben überlebten die Alterung im Kausimulator ohne sichtbare Schäden. Bei keiner der Proben löste sich die adhäsive Verbindung zwischen der Brücke und den Stümpfen während der Kausimulation. Der Median und der Interquartilsabstand der Bruchwerte der gealterten und nicht gealterten Brücken sind in der Tabelle 7 und Abbildung 15 dargestellt. Sowohl in der Gruppe A (mit Kausimulation) als auch in der Gruppe B (ohne Kausimulation) zeigten die Subgruppen mit 3Y-TZP Anteil (HTML und YML) höhere Bruchlastwerte als die kubischen Zirkondioxidmaterialien (STML und UTML). Das Farbgradient-Multilayermaterial HTML und das Hybridmaterial YML zeigten vergleichbare Werte nach der Alterung im Kausimulator. Ohne Kausimulation zeigte YML sogar geringfügig höhere Bruchlastwerte als HTML. Mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Tests wurde festgestellt, dass nicht alle Ergebnisse die Voraussetzung der Normalverteilung erfüllten. Daher wurden nicht parametrische Tests zum Vergleich der Gruppen gewählt. In allen vier Materialgruppen ergaben sich für die Proben, die einer künstlichen Alterung unterzogen wurden, höhere Bruchlastwerte als für die Proben, die nicht im Kausimulator waren. Allerdings war der Einfluss der Alterung nicht für alle Gruppen signifikant. HTML und STML zeigten einen signifikanten Anstieg der Bruchwerte durch die Alterung, während die Steigerung bei UTML und YML die Signifikanzschwelle nicht erreichte.

Tab. 7^{eD}: Median und Interquartilsabstand (IQR) der Bruchlastwerte mit und ohne Alterung im Kausimulator: Zirkondioxide mit überwiegend tetragonalem Phasenanteil (HTML, YML) zeigten wesentlich höhere Bruchlastwerte als Zirkondioxidmaterialien mit überwiegend kubischem Phasenanteil (STML, UTML). Für das Biegefestigkeitsgradient-Multilayer-Material YML ergaben sich vergleichbare Bruchlastwerte wie für das Farbgradient-Multilayer-Material HTML. In allen Gruppen waren die Bruchlastwerte nach der Kausimulation höher als vor der Kausimulation.

	Bruchlastwerte mit Kausimulation (N)*	Bruchlastwerte ohne Kausimulation (N)	p-Werte **
HTML (3Y-TZP)	6296,20 (5176,19-6918,43)	4839,88 (4129,73-5353,31)	0,038
STML (4Y-PSZ)	3667,75 (3010,88-3837,11)	2671,02 (2194,55-3183,06)	0,028
UTML (5Y-PSZ)	2726,17 (2040,75-3272,48)	2638,55 (1639,64-2768,76)	0,798
YML (3-4Y-PSZ)	6238,74 (4505,15-6906,62)	5567,90 (4100,10-6226,15)	0,382

* [66] ** Mann-Whitney-U-Test

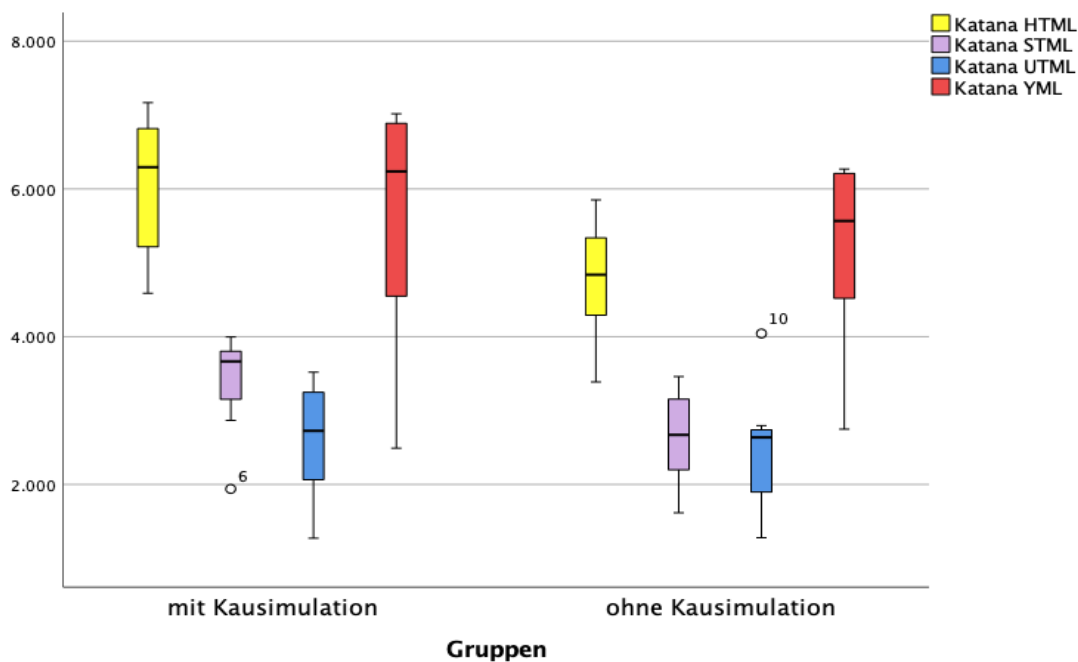


Abb. 15: Vergleich der Bruchlast (N) vor und nach der Alterung (modifiziert nach Pöppel et al., 2022 [66])

Der Vergleich aller Verformungswerte der Proben aus dem Kausimulator mit allen Verformungswerten der nicht gealterten Proben unabhängig vom Material, ergab bei Proben aus dem Kausimulator signifikant geringere Verformungen des Gesamtsystems zum Zeitpunkt des Versagens (Mittelwert (SD) in %: Mit Kausimulation: 3,31 (0,50), Ohne Kausimulation: 3,75 (0,42)). Der Shapiro-Wilk-Test bestätigte die Normalverteilung der Werte (Gruppe A $p=0,999$, Gruppe B $p=0,804$). Der Levene's Test wies die Varianzhomogenität nach ($p=0,534$). Die Werte wurden mittels t-Test für unabhängige Stichproben verglichen (p -Wert $< 0,000$). Die Ergebnisse sind in Abbildung 16 wiedergegeben. Bei einem Blick auf die Verformungswerte der einzelnen

Materialgruppen wird deutlich, dass Materialien, die höheren Belastungen standhielten, in der Regel auch erst bei höheren Verformungswerten brachen (Abb. 17).

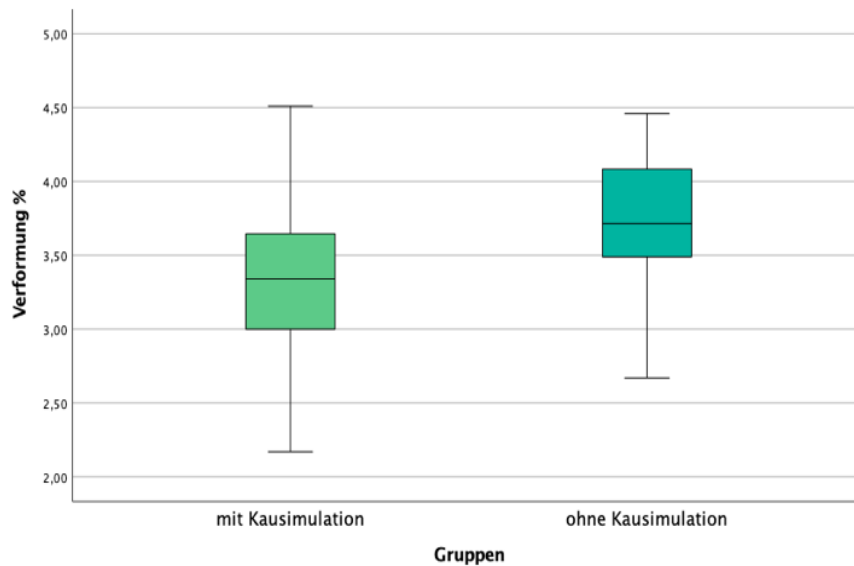


Abb. 16^{eD}: Verformungswerte des Gesamtsystems aus Brücke, Stümpfen, parodontalem Ligament und Sockel in % unabhängig vom Zirkondioxidmaterial. Mit Kausimulation zeigten die Proben signifikant geringere Verformungswerte als ohne Kausimulation.

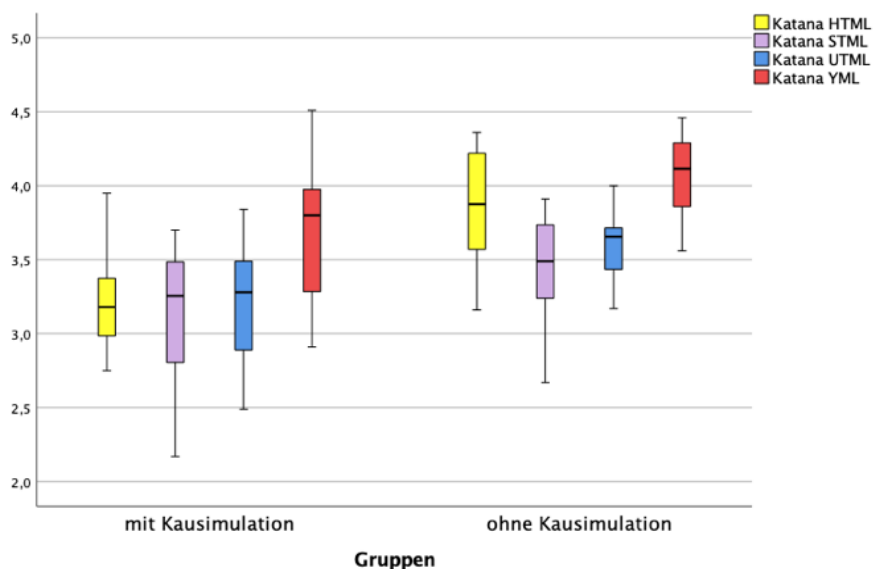


Abb. 17^{eD}: Verformungswerte des Gesamtsystems aus Brücken, Stümpfen, parodontalem Ligament und Sockel in % nach Materialgruppen. Materialien mit hohen Bruchlastwerten brachen in der Regel erst bei höheren Verformungswerten.

3.3 Auswertung der Bruchlast- u. Verformungswerte mit u. ohne PDL-Simulation

Als Ergänzung wurde nach dem Hauptversuch noch eine Nebenuntersuchung mit einer Kleinstgruppe durchgeführt, um eine Vorstellung vom Einfluss der Ummantelung der Zahnwurzelanaloge mit Polyether zu bekommen. Eine Gruppe (Gruppe C) bestehend aus 8 Proben zusammengesetzt aus zwei Proben je Material wurde einer künstlichen Alterung unterzogen, eine zweite identisch aufgebaute Gruppe (Gruppe D) nicht. Aufgrund der geringen Probenanzahl wurde der Mann-Whitney-U-Test ausgewählt, um signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen C und D aufzuzeigen, da dieser nur geringe Anforderungen an die Messwerte stellt. Der Vergleich der Gruppen C und D ohne Berücksichtigung der Materialart ergab keinen signifikanten Einfluss des Kausimulators auf die Bruchlastwerte. Allerdings gab es eine nicht signifikante Tendenz zu geringeren Werten und einer höheren Wertestreuung nach der Kausimulation (Tab. 8, Abb. 18)

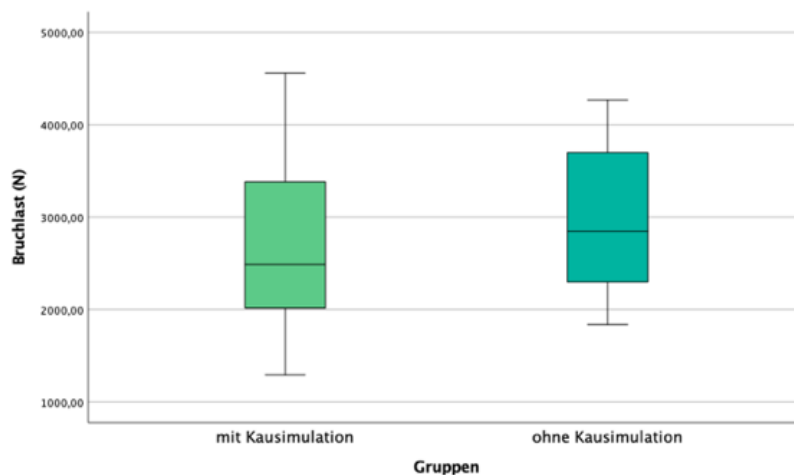


Abb. 18^{eD}: Bruchlastwerte (N) ohne Polyether mit und ohne Alterung: Es gab keinen signifikanten Unterschied der Bruchlastwerte der Gruppen mit und ohne Kausimulation. Jedoch waren die Werte nach der künstlichen Alterung tendenziell niedriger und die Streuung der Werte nahm zu.

Tab. 8^{eD}: Median (IQR) der Bruchlastwerte (N) der Gruppen C und D

Ohne Polyether und mit Kausimulation	Ohne Polyether und ohne Kausimulation	p-Wert *
2489,82 (1979,73-3479,15)	2847,77 (2219,49-3793,57)	0,574

* Mann-Whitney-U-Test

Bei Betrachtung der Subgruppen gab es die Tendenz, dass Materialien mit höherem Yttriumoxidgehalt von einer größeren prozentualen Abnahme betroffen waren, als Materialien mit einem niedrigeren Yttriumoxidlevel. Auch bei dieser Untersuchung war HTML und YML wesentlich stabiler als STML und UTML (Tab. 9). Bei Vergleich der

Absolutwerte der Materialgruppen mit Simulation des PDL und ohne Polyetherummantelung fiel auf, dass in allen Materialgruppen das parodontale Ligament dazu führte, dass die Proben wesentlich höheren Bruchwerten standhielten (Tab. 10).

Tab. 9^{eD}: Einfluss der Kausimulation auf die medianen Bruchlastwerte (N) von Proben ohne Impregum je Materialgruppe: Kubische Zirkondioxide zeigten eine größere prozentuale Abnahme als tetragonale Zirkondioxide.

	Ohne Polyether und mit Kausimulation	Ohne Polyether und ohne Kausimulation	Prozentuale Abnahme durch die Alterung
HTML	3121,88	3359,36	7,07 %
STML	2015,21	2299,16	12,35 %
UTML	1801,04	2162,22	16,70%
YML	3877,52	4078,80	4,93%

Tab. 10^{eD}: Einfluss der Polyetherschicht auf die medianen Bruchlastwerte (N) je Material: In allen Materialgruppen ergaben sich höhere Bruchlastwerte der Zirkondioxidmaterialien durch die Impregumschicht.

	Mit Polyether mit Kausimulation *	Ohne Polyether mit Kausimulation
HTML	6296,20	3121,88
STML	3667,75	2015,21
UTML	2726,17	1801,04
YML	6238,74	3877,52

* [66]

Während die Verformungswerte des Gesamtsystems aller Proben mit Polyether bei 3,53 % (0,51) lagen, lagen sie ohne Polyether um ca. 2 Prozentpunkte niedriger bei 1,56% (0,18) (Abb. 19).

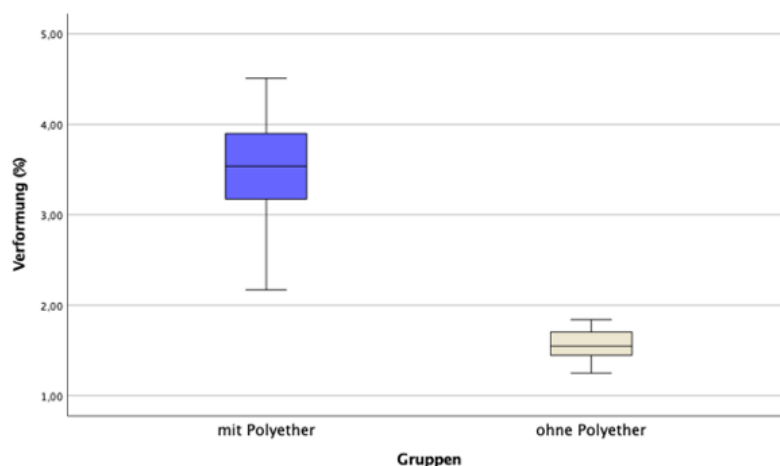


Abb. 19^{eD}: Verformungswerte (%) mit und ohne Polyether unabhängig, ob die Proben im Kausimulator waren oder nicht: Mit Polyether ergaben sich um 2 Prozentpunkte höhere Verformungswerte des Gesamtsystems zum Versagenszeitpunkt. Auch die Wertestreuung der Verformungswerte bei Versagen nahm durch die Impregumschicht zu.

3.4 Auswertung der Bruchmuster

Die große Mehrheit der Proben frakturierte am Verbinder zwischen der Ankerkrone 13 und dem Brückenzwischenglied 12 (Tab. 11, Tab. 12).

Tab. 11^{eD}: Bruchmuster der Gruppe A (mit Kausimulator): Der überwiegende Anteil der Brücken brach am Verbinder mit dem kleinsten Durchmesser. Lediglich bei UTML gab es ein diverseres Bruchmuster.

	Verbinder 13-12	Verbinder 12-11	Kombination / Andere Position
HTML	87,5%	12,5%	0%
STML	100%	0%	0%
UTML	50%*	25%*	25%*
YML	100%	0%	0%

* [66]

Tab. 12^{eD}: Bruchmuster der Gruppe B (ohne Kausimulation): Fast Brücken brachen am Verbinder mit dem kleinsten Verbinderquerschnitt. In der Gruppe B brachen auch bei UTML alle Brücken an dieser Stelle.

	Verbinder 13-12	Verbinder 12-11	Kombination / Andere Position
HTML	100%	0%	0%
STML	100%	0%	0%
UTML	100%	0%	0%
YML	75%	25%	0%

Dabei zeigte sich ein stetig wiederholendes typisches Bruchmuster, auf das die Kausimulation in der Mehrzahl der Gruppen keinen Einfluss hatte (Abb. 20, Abb. 21).



Abb. 20^{eD}: 3D Scan eines typischen Bruchmusters (Quelle: Max Pöppel)



Abb. 21^{eD}: Foto eines typischen Bruchmusters (Quelle: Max Pöppel)

Einzig in der UTML Gruppe mit Kausimulation gab ein differenzierteres Bruchbild mit Brüchen sowohl am distalen Verbinder (13-12) als auch am mesialen Verbinder (12-11) sowie deren Kombination. In wenigen Einzelfällen gab es Brüche durch die Ankerkrone 11. Auch bei sehr hohen Bruchlastwerten in den Gruppen HTML und YML kam es in Einzelfällen zu Abweichungen vom typischen Bruchmuster.

Die Aufnahmen nach der Alterung im Kausimulator zeigten kein Chipping und keine oder nur äußerst geringe Abnutzungsspuren am Auflagepunkt des Antagonisten auf dem Brückenzwischenglied. Farbveränderungen durch die Alterung waren keine zu erkennen.

Beim Vergleich der Aufnahmen von Gruppe A und B fiel jedoch die deutliche Alterung der Polyetherummantelung durch die mechanische und thermische Belastung im Kausimulator auf (Abb. 22, Abb. 23). Die Entfernung der Polyetherschicht hatte keinen Einfluss auf das Muster (Abb. 24).



Abb. 22^{eD}: Probe der Gruppe A nach der Herstellung, nach der Alterung im Kausimulator und nach dem Bruchtest. Nach der Alterung war keine Abnutzung oder Farbveränderung der Brücke sichtbar. Das Impregum hatte sich jedoch deutlich verändert. Der Ort des Bruches war der distale Verbinder. (Quelle: Max Pöppel)

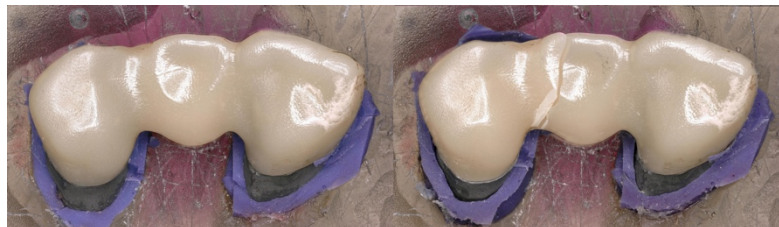


Abb. 23^{eD}: Probe der Gruppe B nach der Herstellung und nach dem Bruchtest. Der Ort des Bruches war unverändert der distale Verbinder. (Quelle: Max Pöppel)



Abb. 24^{eD}: Probe der Gruppe C nach der Herstellung, nach der Alterung im Kausimulator und nach dem Bruchtest. Die Polyetherentfernung führte zu keiner Änderung des Bruchmusters. (Quelle: Max Pöppel)

Bei der Untersuchung der Steatite Antagonisten war nur eine geringfügige Veränderung der Oberfläche der Steatitekugeln sichtbar, jedoch war die ausgeprägte Alterung des dualhärtenden Befestigungskunststoffes gut zu erkennen (Abb. 25).



Abb. 25^{eD}: Steatite Antagonist vor und nach der Kaubelastung. Nur eine geringfügige Abnutzung der Steatiteoberfläche aber eine deutliche Veränderung von Panavia V5 war sichtbar. Bei der roten Farbe handelte es sich um den Abtrag der roten Okklusionsfolie, die bei der Positionierung der Antagonisten verwendet wurde. (Quelle: Max Pöppel)

3.5 Auswertung der Bruchsprünge (Fraktographie)

Bei allen Proben wurde durch Auswertung der lichtmikroskopischen Aufnahmen der Bruchflächen der Frakturursprung bestimmt. Bei HTML und YML war der Bruchursprung überwiegend in der Nähe des Belastungspunktes zu finden, während bei STML und UTML der Bruchursprung vor allem auf der gingivalen Zugseite des Verbinders lag oder es Anzeichen für einen Frakturursprung sowohl auf der Druck- als auch auf der Zugseite gab. Bezüglich der Kausimulation konnte kein entscheidender Einfluss der künstlichen Alterung auf die die Lage des Frakturursprungs festgestellt werden (Abb. 26, Abb. 27). Die Proben ohne Polyether zeigten dieselben Tendenzen.

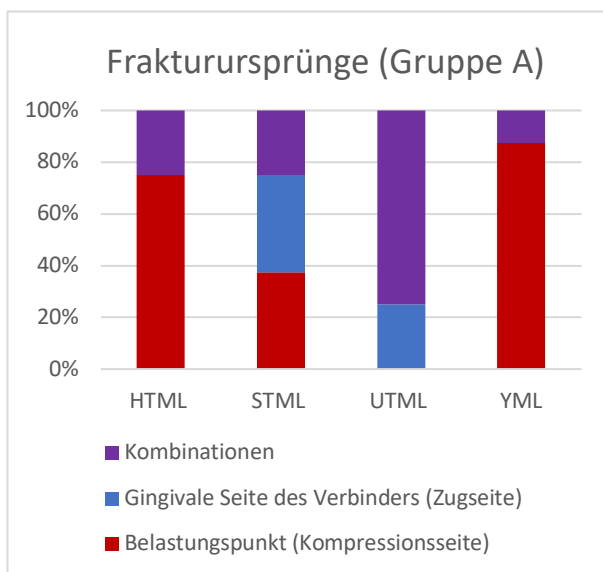


Abb. 26^{ed}: Frakturursprünge der Proben mit Kausimulation: Bei HTML und YML war der Frakturursprung überwiegend in der Nähe des Belastungspunktes zu finden. STML und UTML-Proben brachen häufiger ausgehend von der gingivalen Verbinderseite oder es gab Anzeichen eines Frakturursprungs sowohl auf der Kompressionsseite als auch auf der Zugseite.

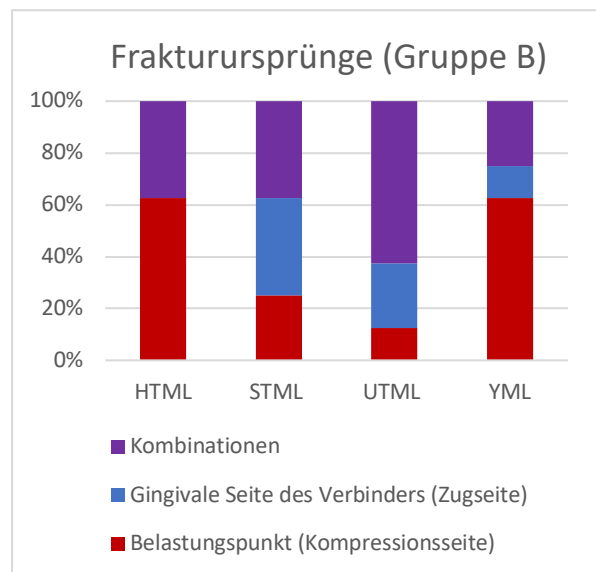


Abb. 27^{ed}: Frakturursprünge der Proben ohne Kausimulation. Es zeigten sich dieselben Tendenzen wie bei den Gruppen mit Kausimulation. HTML und YML brachen vor allem ausgehend von der Belastungsseite. STML und UTML brachen überwiegend ausgehend von der gingivalen Verbinderseite.

Nahezu alle Proben zeigten Beschädigungen am Belastungspunkt. Der Ausgangspunkt für den Bruch war in vielen Proben von einer glatten Spiegelzone umgeben, an die sich ein stärker aufgerauter Rissgabelungsbereich anschloss. Mit Voranschreiten des Risses nahm die Rauigkeit der Bruchflächen zu. Oft waren auch typische parallel verlaufende bogenförmige Wallner-Linien zu sehen, die als Indikator für die Rissausbreitungsrichtung gelten können. Bei Lage des Frakturursprungs auf der basalen Verbinderseite fand sich auf der gegenüberliegenden Belastungsseite häufig eine deutliche Drucklippe. Die Größe des Spiegelbereichs sowie die Ausprägung der anderen Frakturmerkmale sprachen für

Brüche mit hoher Energie und großer Geschwindigkeit. Am deutlichsten war das Rissbild bei den UTML Proben (Abb. 28, Abb. 29).

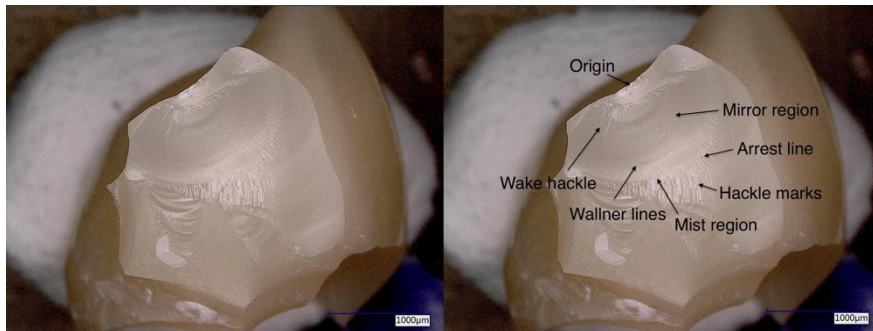


Abb. 28^{eD}: Fraktographische Analyse: Frakturursprung nahe des Belastungspunktes

Der Frakturursprung war von einem deutlichen Spiegelbereich umgeben

(Quelle: Max Pöppel)

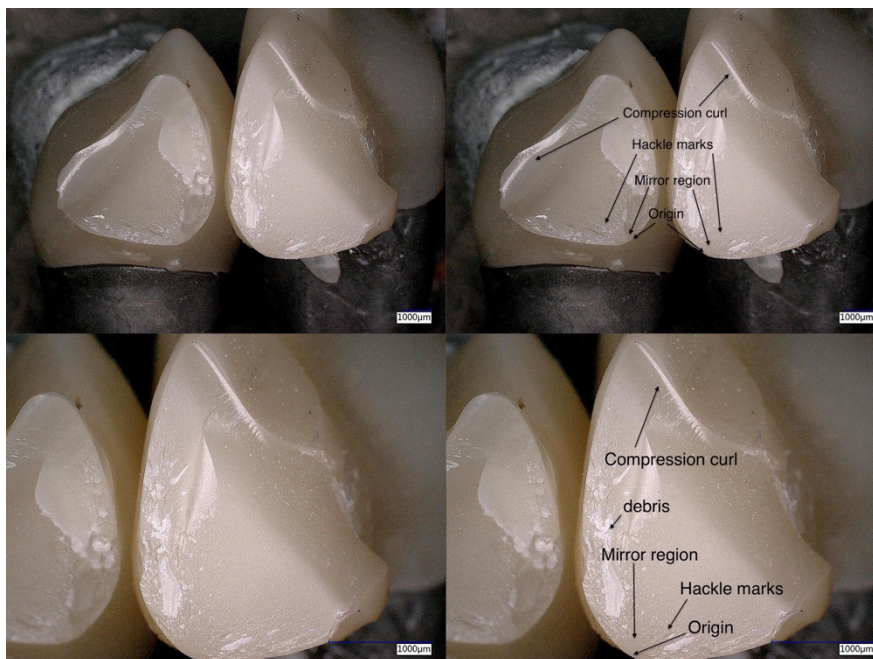


Abb. 29^{eD}: Fraktographische Analyse: Frakturursprung auf der gingivalen Verbindenseite

Auf der dem Bruchursprung gegenüberliegenden Seite war eine typische Drucklippe zu sehen. Der Frakturursprung war von einem Bereich größerer Rauheit umgeben

(Quelle: Max Pöppel)

3.6 Auswertung der Spannungsverteilung (FEM-Analyse)

Die FEM-Graphiken zeigten die Spannungsverteilung in der prothetischen Restauration bei okklusaler Belastung. Grüne Zonen visualisierten Bereiche niedriger Belastung und rote Zonen stellten Bereiche hoher Belastungen dar. Die Auswertung der FEM-Simulation zeigte die höchste Spannungskonzentration am Belastungspunkt. Zonen großer Druckspannung waren von Zugspannungszonen umgeben. Auf den Graphiken war deutlich eine größere Belastung am distalen Verbinder als am mesialen Verbinder zu sehen. Des Weiteren gab es eine Zugspannungskonzentration auf der basalen Seite der Verbinder, insbesondere im vestibulären Anteil. Auch hier überwog die Belastung am Verbinder zwischen dem Brückenglied 12 und der Ankerkrone 13 (Abb. 30). Da die E-Module der unterschiedlichen Zirkondioxidmaterialien sich kaum unterschieden, gab es

keine Unterschiede bei der Spannungsverteilung in der Brücke zwischen den Materialien (Tab. 2).

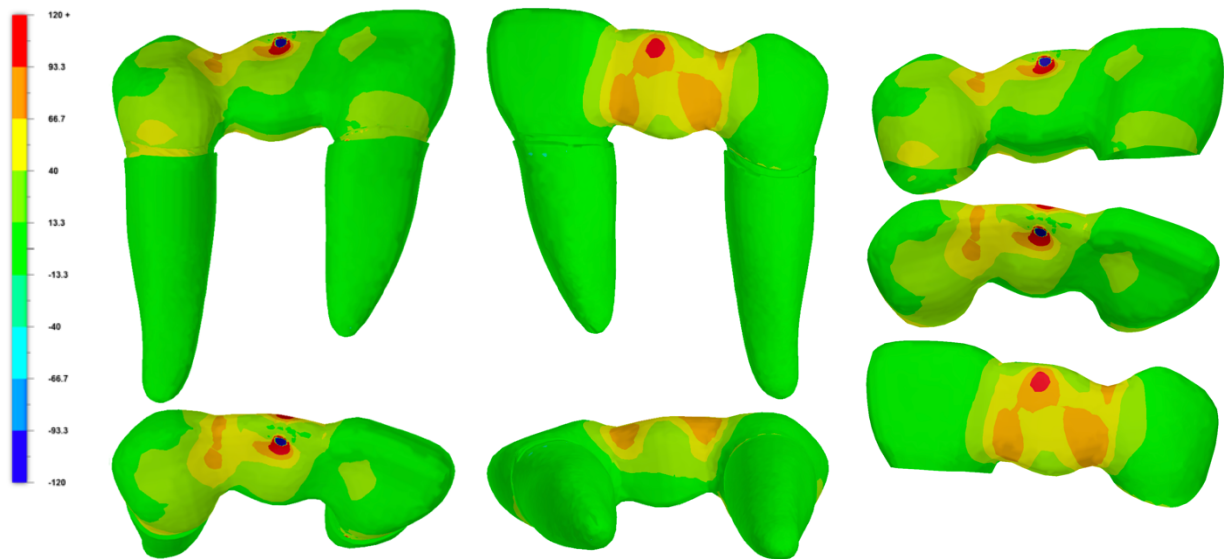


Abb. 30: FEM-Analyse: Deutliche Spannungskonzentration am Belastungspunkt, am distalen Verbinder und auf der gingivalen Verbinderseite (modifiziert nach Pöppel et al., 2022 [66])

3.7 Auswertung der Rauheitswerte

Beim Vergleich der Rauheitswerte aller Proben, die im Kausimulator in einem Temperaturintervall von 5-55 °C gealtert wurden und Proben, die nicht künstlich gealtert wurden, ohne Berücksichtigung der unterschiedlichen Materialgruppen, zeigten sich signifikant höhere R_a -Rauheitswerte für Proben aus dem Kausimulator (Mittelwert (SD) in μm : Mit thermischer Alterung: 0,246 (0,054); Ohne thermische Alterung: 0,182 (0,063)). Die Werte waren normalverteilt (Kolmogorov-Smirnov: Gruppe A $p=0,200$, Gruppe B $p=0,103$) und der Levene's Test bestätigte die Gleichheit der Varianzen ($p=0,425$). Die Mittelwerte der Rauheitswerte wurden in Folge mit Hilfe eines t-tests miteinander verglichen ($p<0,000$) (Abb. 31).

Die Oberflächenaufnahmen zeigten relativ homogene Flächen mit viele kleine Rillen parallel zur Polierrichtung mit der Ziegenhaarbürste sowie einzelne Furchen und Grübchen. Insgesamt schienen die Riefen nach der Kausimulation deutlicher zu werden und mehr Oberflächendefekte vorzuliegen (Abb. 32). Bei Betrachtung der Materialgruppen vor der Kausimulation zeigte sich, dass sich alle getesteten Zirkonmaterialien auf ein ähnliches Rauheitsniveau polieren ließen. Allerdings gab es die Tendenz, dass man durch die Politur bei tetragonalem Zirkondioxid (HTML, YML) eine

glattere Oberfläche erreichen konnte als bei kubischem Zirkondioxid. Höhere Rauheitswerte wurden nach der thermischen Belastung in allen Materialgruppen gefunden, jedoch waren die Unterschiede zwischen den Werten vor und nach der Alterung nicht für alle Materialien signifikant. Der Aufrauungseffekt war bei HTML und YML größer als bei STML und UTML. Nach Bestätigung der Normalverteilung der Messwerte, wurden die Materialgruppen mittels einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) miteinander verglichen (Tab. 13, Abb. 33).

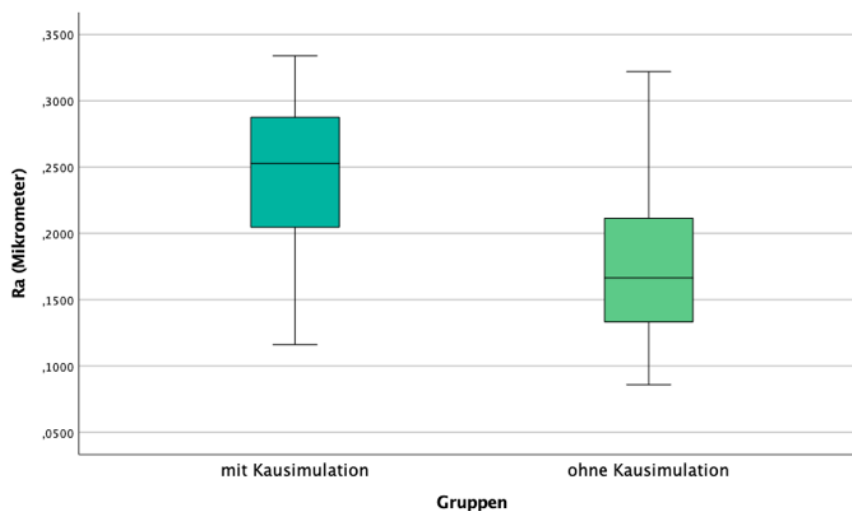


Abb. 31^{eD}: Rauheitswerte R_a (μm) mit und ohne Alterung: Nach der Kausimulation zeigten die Proben signifikant höhere Rauheitswerte.

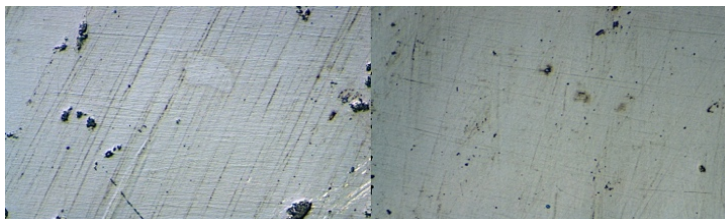


Abb. 32: Oberflächenstruktur einer HTML Probe nach der Kausimulation und einer HTML Probe vor der Kausimulation. Es war eine relativ gleichmäßige Oberfläche mit dezenten Furchen parallel zur Polierichtung und einige kleine Defekte zu sehen (modifiziert nach Pöppel et al., 2022 [66]).

Tab. 13^{eD}: Mittelwert (SD) der Rauheitswerte R_a (μm) der Materialgruppen vor und nach der Alterung. In allen Gruppen fand durch die thermische Belastung eine Aufrauung der Oberfläche statt. Jedoch waren die Werte nicht für alle Gruppen signifikant.

	Mit thermischer Alterung*	Ohne thermische Alterung	p-Werte**
HTML	0,230 (0,064)	0,154 (0,051)	0,020
STML	0,259 (0,053)	0,209 (0,060)	0,104
UTML	0,274 (0,046)	0,215 (0,070)	0,066
YML	0,222 (0,046)	0,150 (0,046)	0,007

* [66] ** One way ANOVA

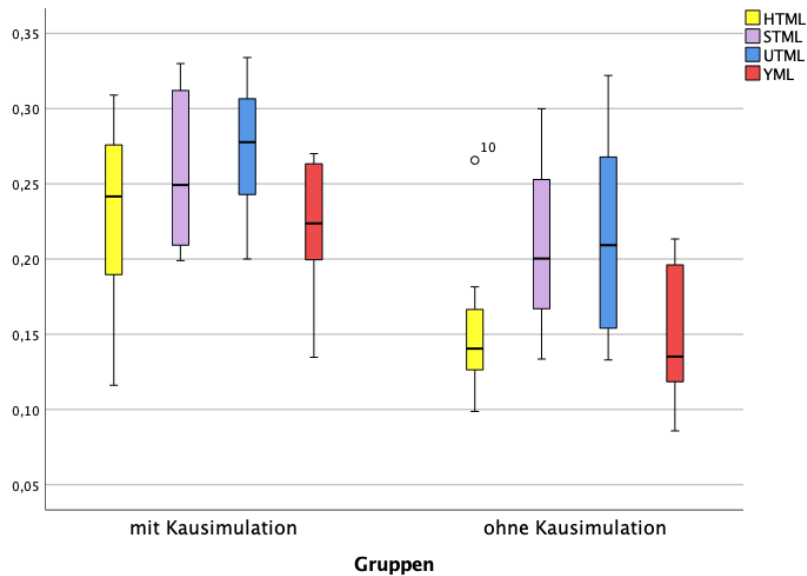
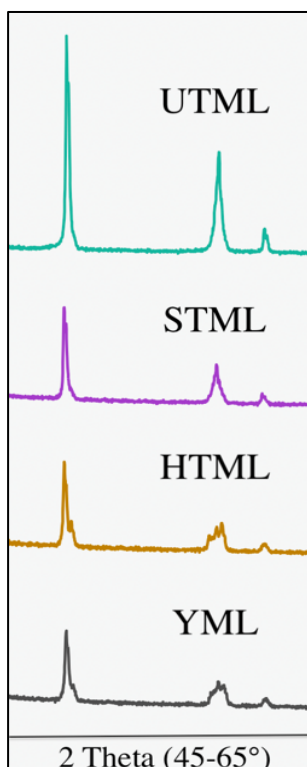


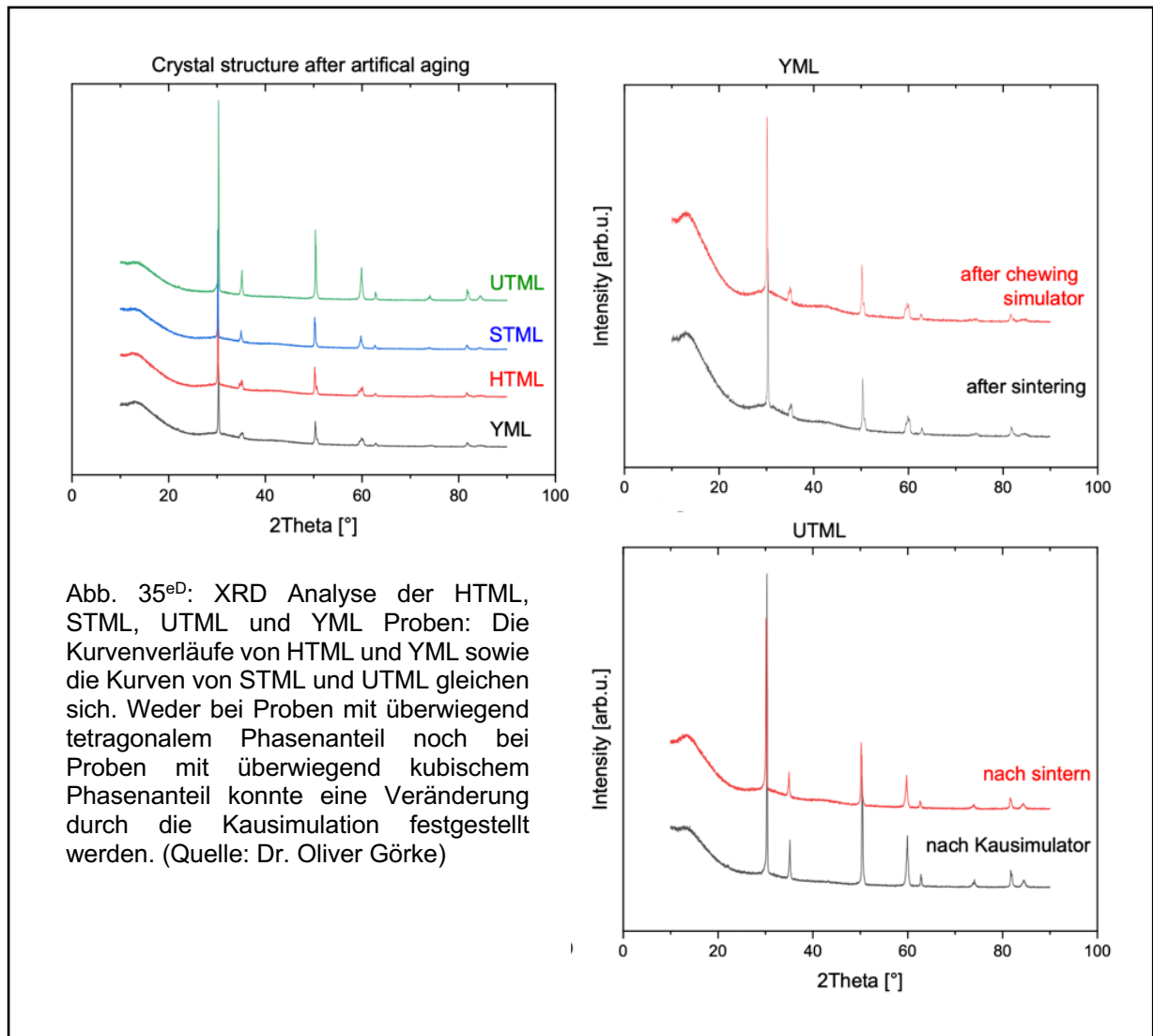
Abb. 33: Vergleich der Rauheitswerte R_a (μm) der Materialgruppen mit und ohne Kausimulation. Materialien mit überwiegend tetragonalem Phasenanteil ließen sich auf ein niedrigeres Rauheitsniveau polieren als kubische Zirkondioxide (modifiziert nach Pöppel et al., 2022 [66]).

3.8 Auswertung der Phasenzusammensetzung (XRD-Analyse)



Die Auswertung der Phasenanalyse ergab, dass alle Materialien aus einer gemischt tetragonal-kubischen Phasenstruktur aufgebaut waren. Während bei HTML und YML der tetragonale Anteil überwog, war bei STML und UTML der kubische Anteil dominant. Daher ähneln sich die Kurven der XRD-Analyse der HTML und YML Probe, sowie die Kurven der STML und UTML Probe. Es konnte keine Veränderung der Phasenzusammensetzung durch die Kausimulation im Inneren der Proben festgestellt werden. Wenn es eine Phasenumwandlung gab, so beschränkte sich diese lediglich auf die Oberfläche. Die Abbildungen 34 und 35 zeigen typische Graphen der XRD-Analyse.

Abb. 34^{ed}: XRD-Analyse: HTML und YML sowie STML und UTML zeigten ähnliche charakteristische Peaks (Quelle: Dr. Oliver Görke, Max Pöppel)



3.9 Weitere Beobachtungen

Beim Entfernen der gebrochenen Brückenreste von den Kobalt-Chrom-Stümpfen wurden interessante Beobachtungen gemacht. Die Brückenreste wurden mit Hilfe eines Bunsenbrenners erhitzt, bis der Befestigungskunststoff sich begann zu zersetzen. Anschließend wurden die Versorgungsreste in einem Wasserbad abgekühlt und dann entfernt. Die Reste des dualhärtenden Komposites

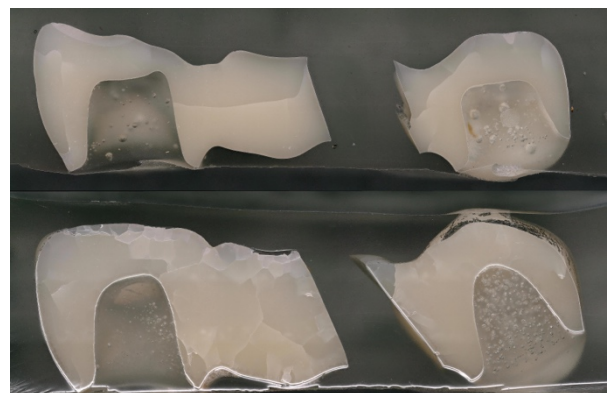


Abb. 36^{eD}: Schliffbild einer HTML und einer STML Probe. Bei STML zeigten sich mehr Fragmente nach schneller Abkühlung (Quelle: Max Pöppel)

blieben immer an der Kobalt-Chrom Oberfläche haften. Scheinbar war der Haftverbund zum Nichtedelmetall stärker als zum Zirkondioxid. Des Weiteren fiel auf, dass STML und UTML wesentlich anfälliger gegenüber schneller Abkühlung waren als HTML und YML. Die Schliffbilder der 4Y-PSZ und 5Y-PSZ Proben zeigten bei Betrachtung unter dem Lichtmikroskop eine ausgeprägtere Fragmentierung als die 3Y-TZP und 3-4Y-PSZ Proben (Abb. 36).

4. Diskussion

4.1 Einfluss des Probenaufbaus auf die Ergebnisse

4.1.1 Einfluss des Brückenmaterials und Brückendesigns auf die Bruchlast

Entscheidenden Einfluss auf die Bruchlast prothetischer Restaurationen hat das gewählte Material [16]. Die Biegefestigkeit von 3Y-TZP ist größer als die Biegefestigkeit von 4Y-PSZ und 5Y-PSZ [43]. Je höher der Yttriumoxidgehalt eines Zirkondioxidmaterials, desto geringer die Biegefestigkeit, aufgrund der nicht vorhandenen Möglichkeit der Phasenumwandlung (transformation toughening) kubischer Kristallstrukturen, die bei hohem Yttriumlevel überwiegen [35]. Gleichzeitig führt ein hoher Yttriumoxidgehalt zu einer Steigerung der Transluzenz, da kubische Kristalle größer sind und optisch isotrope Eigenschaften besitzen und somit die Lichtstreuung durch Doppelbrechungseffekte an den Korngrenzen reduziert werden kann [24,50]. Je höher der Yttriumoxidgehalt eines Zirkondioxidmaterials, desto geringer sind in der Regel auch die Bruchlastwerte der aus ihm gefertigten prothetischen Versorgungen [67]. Durch die Ergebnisse der hier vorliegenden Studie, konnte der beschriebene Zusammenhang zwischen Yttriumoxidgehalt und Bruchlast bestätigt werden. HTML- und YML-Brücken waren stabiler als STML- und UTML-Brücken. Der Zusammenhang, dass eine hohe Biegefestigkeit zu höheren Bruchlastwerten von prothetischen Arbeiten führt, ist jedoch nur innerhalb einer Materialklasse (z.B. innerhalb der Klasse der Zirkondioxide) gültig. Beim Vergleich unterschiedlicher Materialklassen (z.B. Oxidkeramiken, Silikatkeramiken, Kunststoffe) zeigte sich, dass Materialien mit geringerer Biegefestigkeit höhere Bruchlastwerte aufweisen können [68]. Farbgradient-Multilayer-Zirkondioxide haben vergleichbare mechanische Eigenschaften als Monolayer-Zirkondioxide [16,41,46,49]. Des Weiteren konnten wir in unserer Studie zeigen, dass Biegefestigkeits-Multilayer-Zirkondioxide, die aus unterschiedlichen Zirkondioxidgenerationen aufgebaut sind [37,40], eine gleichwertige oder sogar eine bessere mechanische Stabilität aufweisen als Farbgradient-Materialien. Damit konnten wir die Ergebnisse von Michailova et al. bestätigen [36]. Allerdings sollte bei diesen Materialien die Lage und Ausrichtung der Restauration im Rohling beachtet werden. Der Hersteller Kuraray empfiehlt, dass sich bei Versorgungen mit mehr als 3 Gliedern, mindestens 50% der Verbindersfläche in der unteren Hälfte des Rohlings befinden sollte [12]. Rosentritt et al. konnte an einem Hybridmaterial eines Mitbewerbers zeigen, dass die Positionierung im Rohling nur einen

geringen Einfluss hat. Allerdings wurden die größten Bruchfestigkeiten bei mittlerer Positionierung bzw. im Bereich des Rohlings mit der geringsten Korngröße gefunden [38]. In der hier vorliegenden Studie wurden die Restaurationen bei allen Materialien mittig im Rohling platziert. Neben dem Material hat die Gestaltung der Versorgung bei der Konstruktion einen entscheidenden Einfluss. Die Materialstärke beeinflusst sowohl die Überlebenswahrscheinlichkeit als auch die Bruchlast von Materialien [69]. Nicht für alle Zirkondioxidgenerationen kann die gleiche Mindestwandschichtstärke gelten [70]. Für 3Y-TZP konnte gezeigt werden, dass eine Schichtstärke von 0,5 mm ausreichend ist, um den Kaubelastungen zu widerstehen [4,25]. Für STML und UTML empfiehlt der Hersteller eine Mindestschichtstärke von 0,8 mm im Frontzahnbereich und 1,0 mm im Seitenzahnbereich (Tab. 2). Wiedenmann et al. und Rosentritt et al. zeigten, dass auch adhäsiv befestigte 4Y-PSZ- und 5Y-PSZ-Kronen mit einer Schichtstärke von 0,5 mm Belastungen von mehr als 1000N standhalten [16,71]. Allerdings scheint eine größere Schichtstärke bei kubischem Zirkondioxid aufgrund der stärkeren Anfälligkeit gegenüber Ermüdung sinnvoll [44]. Daher wurde hier eine Schichtstärke von > 1mm gewählt. Bei Brücken haben außerdem die Form und die Querschnittsfläche des Verbinders entscheidenden Einfluss auf die Bruchlast und Ermüdungsbeständigkeit der Versorgungen [72,73]. Trianguläre Verbinderformen mit breiter gingivaler Basis [74] und abgerundetem Design [72] zeigten in Untersuchungen die größte Stabilität. Außerdem konnte gezeigt werden, dass die Höhe des Verbinders größeren Einfluss hat als die Breite [73]. Diese Erkenntnisse wurden bei der CAD/CAM-Konstruktion der Brücke beachtet. Um einen möglichst satten Kontakt der Steatitekugel zu gewährleisten, wurde am Belastungspunkt der Brücke eine konkave Wölbung geschaffen (Abb. 4).

4.1.2 Einfluss des Stumpfmaterials und des Stumpfdesigns auf die Bruchlast

Als Stumpfmaterial wurde eine Kobalt-Chrom-Legierung gewählt, da sie wenig Deformation zulässt und Metallstümpfe wiederverwendbar sind, was die Kosten der Studie reduzierte [75]. Außerdem kann die Simulation des parodontalen Ligaments Einfluss auf das Frakturmuster nehmen, indem Belastungen auf die Wurzeln übertragen werden und es in Folge zu Wurzelfrakturen statt zum Bruch der Versorgungen kommt [76]. Dieser unerwünschte Effekt konnte durch die Verwendung von Metallstümpfen vermieden werden. Allerdings führen künstliche Stümpfe im Vergleich zu natürlichen Zähnen zu größeren Bruchlastwerten [77]. Aufgrund ihres hohen E-Moduls (240 GPa) können Kobalt-Chrom-Stümpfe zu einer Überschätzung der mechanischen Stabilität von

keramischen Materialien führen [23,78]. Das sollte bei der Bewertung der Ergebnisse beachtet werden. Allerdings hat sich die Verwendung von Metallstümpfen in vielen Studien bewährt [5,53,67,71,74,79]. Im Vergleich zu natürlichen Zähnen, die sich in ihrer Form und Größe unterscheiden und in guter Qualität schlecht verfügbar sind, ist mit künstlichen Materialien eine Standardisierung möglich [5,23]. Eine Alternative zu Metalllegierungen sind Kunststoffmaterialien, die sich in ihrem E-Modul weniger vom E-Modul des Dentins (11-20 GPa) [80] unterscheiden und auch in vielen Studien angewendet werden [16,26,34,72,81]. Jedoch zeigten unterschiedliche Kunststoffmaterialien (Komposite, Epoxidharz, Polymethylencopolymer) sehr unterschiedliche Ergebnisse [82]. Außerdem können die Stümpfe in der Regel nicht mehrfach verwendet werden. Je geringer das E-Modul der Stümpfe, desto größer die Verwindungen und die Spannungen im Material [73,83] und desto kleiner deshalb die Bruchlastwerte [77,78]. Je besser die E-Module der Stumpfmaterialien und der Restaurationsmaterialien übereinstimmen, desto höher die Bruchfestigkeit [23]. Als Stumpfform wurde eine klassische retentive Stufenpräparationsform gewählt, da diese bei Zirkondioxid in einer Studie die beste mechanische Stabilität bot [84].

4.1.3 Fertigungsmethode und Einfluss der gewählten Sinterparameter

Die Brücken wurden mit Hilfe einer Fräsmaschine aus Rohlingen im Weißlingszustand gefertigt. Weißlinge sind vorgesinterte und daher bereits entbundene Zirkondioxide, die mit Hartmetallfräsinstrumenten bearbeitet werden können, aber in einem zweiten Schritt zu ihrer vollen Dichte gesintert werden müssen [9]. Dabei tritt eine Sinterschrumpfung von ~ 20% auf [35]. Der Weißlingszustand hat sich gegenüber dem sehr weichen ungesinterten Zustand (Grünling), der noch Bindemittel enthält und dem komplett gesinterten Zustand (gehipptes Zirkondioxid), der nur schwer unter sehr hohem Werkzeugverschleiß und nur mit Diamantinstrumenten bearbeitet werden kann, durchgesetzt [9,13].

Da es bisher noch kaum wissenschaftliche Erkenntnisse zum Einfluss des High-Speed-Sinterns, insbesondere auf Biegefestigkeits-Multilayer-Zirkondioxide wie YML gibt, wurde ein konventionelles 7-stündiges Programm mit einer Temperaturänderungsrate von 10°C/min und einer Haltezeit von 2 Stunden bei einer maximalen Temperatur von 1550°C (STML, UTML, YML) bzw. 1500°C (HTML) gewählt. Allerdings sind die hier getesteten Materialien STML, UTML und YML sowie eine nach der Studiendurchführung neu auf den Markt gekommene Variante des HTML Materials (HTML Plus), das laut Hersteller

dieselbe Biegefestigkeit besitzt, für zwei High-Speed-Sinterprogramme (54 min; 90 min) mit abgestuften Änderungsraten zwischen 4-120°C/min, Haltezeiten von 16 und 20 Minuten sowie Spitzentemperaturen von 1560-1600°C zugelassen. Beim High-Speed-Sintern wird die Sinterzeit bei gleichzeitiger Erhöhung der Endtemperatur reduziert. Eine Temperaturerhöhung führt bei 3Y-TZP zu Korngrößenwachstum und bei Temperaturen > 1600°C zu einem Abfall der mechanischen Stabilität [30]. Neuste Untersuchungen zeigen, dass High-Speed-Sintern keine negativen Effekte auf Biegefestigkeit und Korngröße hat, sofern die Materialien für das High-Speed-Sintern zugelassen sind [85,86]. Es wurden sogar positive Auswirkungen auf die Bruchlast [36,71,87], die Passung [87] und die Abnutzung [71] prothetischer Versorgungen festgestellt. Bei manchen Materialien wurde jedoch von einer geringfügigen Abnahme der Transluzenz berichtet [85,86]. Dieser negative Einfluss wurde bei STML jedoch nicht beobachtet [86]. Der Einfluss der Sinterprotokolle auf Farbgradient-Zirkondioxide und Biegefestigkeitsgradient-Zirkondioxide sollte in weiteren Studien untersucht werden, gerade im Hinblick auf die bei der Entfernung der Brückenreste von den Stümpfen beobachtete größere Anfälligkeit von kubischen Materialien gegenüber schneller Abkühlung (Abb. 36).

4.1.4 Einfluss des Befestigungsprotokolls

Zur Befestigung der Zirkondioxidbrücken wurde ein gut etabliertes Befestigungsprotokoll, bestehend aus dem Abstrahlen der Verbundflächen mit 50 µm großen Al₂O₃-Partikeln, der Vorbehandlung mit einem 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen-Phosphate (MDP) haltigen Primer und der Verwendung eines dualhärtenden Befestigungskomposites, angewendet [88]. Die Auswirkungen des Sandstrahlens sind bereits sehr gut an den hier verwendeten Keramiken untersucht. Sandstrahlen erhöht die Oberflächenrauigkeit, aktiviert die Oberfläche und steigert die Benetzbarkeit. Zur Erzielung eines dauerhaften Haftverbundes war bei den Katana-Keramiken ein Strahldruck von 2 bar am effektivsten [89]. Der Aufrauungseffekt war bei UTML größer als bei STML und HTML [42,89], da UTML eine größere Korngröße besitzt [39,43] und beim Abstrahlen einzelne Körner aus der Oberfläche herausgerissen werden [89]. Der Effekt des Sandstrahlens auf die Biegefestigkeit wird vom Wechselspiel zwischen der Entstehung von Druckspannungen, aufgrund der mit einer Volumenzunahme verbundenen Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase und dem Auftreten von Mikrorissen bestimmt [42,90]. Da überwiegend kubisches Zirkondioxid nur in sehr geringem Maße die Möglichkeit der Phasenumwandlung besitzt, kommt es bei 5Y-PSZ tendenziell zu einer Abnahme der

Biegefestigkeit, während es bei 3Y-TZP zu einer Zunahme kommt [33,90]. Da sich diese Effekte nur an der Oberfläche abspielen, wirkt sich das Strahlen auch bei 5Y-PSZ nicht negativ auf die Bruchlast prothetischer Restaurationen aus [81]. Sandstrahlen steigert jedoch nachweislich den Haftverbund [91]. Es ist nötig, da polykristalline Keramiken wegen der fehlenden Glasphase nicht mit Flußsäure (HF) angeätzt werden können [91]. Nach dem Sandstrahlen sollte eine Reinigung mit Alkohol im Ultraschallbad erfolgen. Es sollte kein Phosphorsäuregel zur Reinigung verwendet werden, da Gelrückstände die Andockstellen für den Primer blockieren könnten [15]. Der verwendete Clearfil Ceramic Primer Plus ermöglicht durch die enthaltenden phosphorylierten Methacrylatgruppen eine chemische Anbindung an das Zirkondioxid und das Stumpfmaterial [92]. Die Phosphorestergruppen der bifunktionalen Moleküle binden an die unedlen Oberflächen, während die Methacrylatgruppe eine Verbindung zu dem hydrophoben Bis-GMA haltigen Befestigungskunststoff herstellt [14,15]. Während Silikatkeramiken immer adhäsiv befestigt werden sollten, können 3Y-TZP Restaurationen auch mit klassischem Glasionomierzement (GIZ) befestigt werden [75]. Allerdings scheinen auch Zirkondioxidversorgungen mit geringer Schichtstärke oder hohem Yttriumgehalt besonders von der adhäsiven Befestigung zu profitieren [26,81]. Außerdem ist das opake Erscheinungsbild von Glasionomierzement bei Verwendung von transluzentem Zirkondioxid unerwünscht. Bei Kunststoffbefestigungszementen entstehen bei Belastung auch die geringsten Spannungen innerhalb der Zementschicht [93]. Ob ein konventioneller oder ein selbstadhäsiver Befestigungskomposite verwendet wird, hat keinen entscheidenden Einfluss auf den Haftverbund [89]. Die Verbundfestigkeiten von Zirkondioxiden unterschiedlicher Generationen sind vergleichbar [3,89,91].

4.2 Einfluss der Kausimulation und der Simulation des PDL auf die Ergebnisse

4.2.1 Einfluss der Kausimulation auf die Bruchlast

Die Alterung im Kausimulator ist ein seit vielen Jahren gut etabliertes Verfahren zur Simulation mechanischer und thermischer Belastungen. Mit in vitro Testmethoden wie dieser lassen sich Ergebnisse einfacher, schneller und damit auch kostengünstiger erzielen als in klinischen in vivo Studien [54]. Außerdem ist durch sie eine Standardisierung möglich und die Ergebnisse sind besser reproduzierbar, da sie nicht von der Compliance, den Nahrungs- und Kaugewohnheiten und der individuellen Mundhygiene der Patienten abhängig sind [16,53]. Gleiche oder ähnliche Kausimulatoreinstellungen wurden bereits in einer Vielzahl von Studien verwendet

[16,26,32,36,38,53,67,68,71,79]. Rosentritt et al. untersuchten den Einfluss der verschiedenen Kausimulationsparameter. Es konnte gezeigt werden, dass die Kraftgröße, wechselnde Temperaturen, die Mundöffnung, der Antagonist, das Stumpfmaterial und die Simulation des parodontalen Ligaments einen signifikanten Einfluss auf die Bruchlastergebnisse haben, während die Frequenz, Seitwärtsbewegungen, die Art des Kausimulators und eine konstante Temperaturbelastung keinen signifikanten Effekt zeigen [78]. Jedoch gibt es in der Literatur eine große Variabilität der Simulationsparameter, was eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse erschwert [54]. $1,2 \times 10^6$ Kauzyklen mit einer Belastung von 50N haben sich als Standard zur Simulation einer 5-jährigen Gebrauchsperiode etabliert [94]. In der Realität ist die Kaukraft von vielen Faktoren wie dem Alter, dem Geschlecht, dem Zahnstatus, der Nahrungstextur, der Nahrungsdicke und dem Belastungspunkt abhängig und wird über parodontale Sensorik gesteuert [72,73,95,96]. Die durchschnittliche Kaukraft liegt im Molarenbereich bei 100-140 N und im Frontzahnbereich bei 25-45 N [95] mit Kraftspitzen von 300 N bzw. 200 N [78]. Die maximale Kaukraft junger Erwachsener liegt aber weit höher bei ca. 700 N [97]. Bei Bruxismus sind Kräfte über 1000 N beschrieben [78]. Da die durchschnittliche Kaukraft im Frontzahnbereich zwischen 25-45 N liegt, scheint eine Belastung von 50N zur Simulation der Kaukräfte im Kausimulator als geeignet. Beim Bruchtest sollten die Versorgungen Belastungen > 1000 N standhalten können. Da die Frequenz in einem Bereich von 1,6-3 Hz keinen Einfluss hat, wurde bei der hier vorliegenden Studie eine Frequenz von 1,93 Hz gewählt, die etwas über der in vivo Frequenz von ca. 1,2 Hz liegt [78]. Die Spülzeit wurde auf 90 Sekunden festgelegt, um sicher zu gehen, dass auch das Innere der Brücken thermisch belastet wird [54]. Nakamura et al. konnten zeigen, dass die thermische Belastung einen größeren Einfluss als die mechanische Belastung hat [82]. Eine Ablaufzeit von 30 Sekunden wurde gewählt, da auch im Mund die Versorgungen nicht permanent unter Wasser stehen. Als Antagonistenmaterial wurden Steatite-Kugeln verwendet, da sie in ihrem Elastizitätsmodul (80 GPa) dem von Zahnschmelz ähneln. Da Formveränderungen am Steatite durch die Kausimulation belegt sind, wurde für jede Probe ein neuer Antagonist verwendet [80]. Eine Probengröße von n=8 je Subgruppe hat sich in mehreren Studien bewährt, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten [26,67,78,81].

Die erste Hypothese, wonach die Kausimulation keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast der verschiedenen Materialien hat, muss teilweise abgelehnt werden. In allen Materialgruppen zeigte sich ein Anstieg der Bruchlastwerte durch die Kausimulation,

jedoch war die Steigerung nur für HTML und STML signifikant. Der Einfluss der Kausimulation war vom Yttriumgehalt abhängig. Bei hohem Yttriumgehalt wie bei UTML zeigte sich ein geringerer Einfluss der Kausimulation. Ein Grund dafür könnte sein, dass UTML den kleinsten tetragonalen Phasenanteil der untersuchten Keramiken besitzt und somit das geringste Potential für eine Phasenumwandlung hat [39,43]. Gleichzeitig ist UTML anfälliger gegenüber Materialermüdung bei Biegebelastungen [43-45]. Der Effekt der Kausimulation muss immer als die Summe aus Materialschwächung durch die Entstehung und das Voranschreiten von Mikrorissen ausgehend von Oberflächen- oder inhärenten Materialdefekten und der Steigerung der mechanischen Belastbarkeit durch eine Phasenumwandlung tetragonaler zu monokliner Anteile betrachtet werden [16]. Wenn der Effekt der Phasenumwandlung überwiegt, kommt es zu einer Steigerung der Bruchlastwerte. Wenn der Effekt der Mikrorisse überwiegt, kommt es zu einer Senkung der Bruchlastwerte. Ein Anstieg der Bruchlastwerte wurde sowohl für monolithisches als auch verblendetes Zirkondioxid beschrieben [16,22,53,67]. In einigen Studien wurde von einer Abhängigkeit des Effekts der Kausimulation vom Yttriumgehalt berichtet. Während es bei Materialien mit höherem tetragonalen Phasenanteil zu einem Anstieg der Bruchlastwerte kam, verringerte sich die Bruchlast bei Materialien mit höherem kubischen Phasenanteil [16,26,67,98]. Andere Studien widersprechen dem und zeigten eine signifikante Materialschwächung von Restaurationen aus Zirkondioxid durch die Kausimulation [71,80,87,94]. In zwei Studien wurde festgestellt, dass die Kausimulation zwar die Überlebensrate, jedoch nicht die Bruchlastwerte der überlebenden Proben beeinflusst [69,70]. Die Kausimulation erhöht in der Regel die Standardabweichung [99]. Außerdem zeigen keramische Materialien eine größere Materialstreuung als andere Materialien [25,51]. Der Einfluss der Kausimulation auf das Farbgradient-Multilayermaterial HTML war größer als auf das Biegefestigkeitsgradient-Multilayermaterial YML. Dieses Ergebnis bestätigt die Erkenntnis von Michailova et al., dass Hybridmaterialien aus mehreren Zirkondioxidgenerationen weniger alterungsanfällig sind als vergleichbare Farbgradientmaterialien [36]. Bei keiner der Gruppen konnte ein negativer Einfluss im Sinne einer Schwächung festgestellt werden. Grund dafür könnte der relativ große Verbinderquerschnitt und die Materialschichtstärke > 1mm sowie die starren Kobalt-Chrom-Stümpfe sein, die eventuell keine ausreichende Biege- und Torsionsbelastung bei einer Belastung von 50N zugelassen haben. Ein Einfluss der Schichtstärke auf die Wirkung der Kausimulation wurde von Weigl et al.

gezeigt. Der schwächende Einfluss war bei dünneren Versorgungen stärker als bei dickeren Restaurationen [26].

4.2.2 Einfluss der Kausimulation auf das Bruchmuster und den Frakturursprung

Der zweiten Hypothese, wonach die Kausimulation keinen Einfluss auf das Bruchmuster und die Lage des Frakturursprungs hat, kann teilweise zugestimmt werden. Nahezu alle Brücken brachen am Verbinder mit der kleinsten Querschnittsfläche. Neben dem Einfluss auf die Bruchlast [72,74], hat die Verbinderquerschnittsfläche also auch Einfluss auf die Bruchlokalisierung. Ein Versagen am Verbinder wurde in vielen Studien beobachtet [5,19,38,53,68,74,100]. Lediglich in der UTML Gruppe nach Kausimulation zeigte sich ein variableres Bruchmuster. Heintze et al. konnten zeigen, dass schwächere Keramiken ein variableres Frakturmuster ergeben [73]. Alle Proben überlebten die Kausimulation. Diese Beobachtung stimmt mit den Erfahrungen in der Literatur überein [5,26,38,68,79,100]. Während der simulierten 5-jährigen Alterung traten weder Risse, noch sichtbare Abnutzungserscheinungen, Farbveränderungen oder Abplatzungen (Chipping) auf. Zirkondioxid zeigt unter Funktion sehr geringe Abnutzungsraten [24,36,101]. Yuan et al. zeigten, dass selbst nach einer simulierten 15-jährigen Alterung die Farbveränderungen unter der klinisch wahrnehmbaren Schwelle bleiben [102]. Durch monolithische Versorgungen können die Chippingraten effektiv reduziert werden [19,21].

Der Frakturursprung wurde wie in der Studie von Schönhoff et al. anhand lichtmikroskopischer Aufnahmen bestimmt [37]. Die Kausimulation hatte ebenfalls keine Auswirkung auf die Lage des Frakturursprungs. Der Bruch breitete sich entweder vom Belastungspunkt oder von der gingivalen Verbinderseite ausgehend aus. Der Haupteinflussfaktor auf den Bruchursprung war das Material. Während bei HTML und YML der Frakturursprung vor allem in der Nähe des Belastungspunktes zu finden war, lag der Bruchursprung bei STML und UTML überwiegend auf der basalen Verbinderseite. Die fraktographische Auswertung der Bruchflächen ergab, dass kubisches Zirkondioxid wesentlich anfälliger gegenüber Zugbelastungen ist als tetragonales Zirkondioxid. Typische Frakturausgangspunkte in der Literatur sind ebenfalls die gingivale Verbinderseite [52,53,68,74] sowie der zervikale Kronenbereich [82] oder die Innenseite der Versorgung [45]. Auch Versagen ausgehend vom Belastungspunkt ist beschrieben [5,19]. Dickere Restaurationen mit geringerer Diskrepanz der E-Module des prothetischen Materials und der Stumpfe versagen eher ausgehend vom Belastungspunkt und dünnere Restaurationen mit größerer E-Modul-Diskrepanz zwischen Brücke und Stumpfen

versagen eher an anderen Orten durch Zugbelastungen [1]. Zirkondioxid ist weniger stabil gegenüber Zugbelastungen als gegenüber Druckbelastungen. Deshalb gehen die Brüche oft von Zugzonen aus [35,43,103].

Die Ergebnisse der FEM-Analyse bestätigten Spannungskonzentrationen im Bereich des Belastungspunktes, sowie am Verbinder mit der geringsten Querschnittsfläche und an der basalen Verbindenseite. Die Untersuchungen von Heintze et al. zeigten ebenfalls hohe Zugspannungen am gingivalen Verbinderanteil [73]. Dittmer et al. bestätigten darüber hinaus, dass Druckzonen am Belastungspunkt immer von Zonen hoher Zugspannung umgeben sind [96].

4.2.3 Einfluss der Simulation des PDL auf die Bruchlast und das Bruchmuster

Es konnte ein deutlicher Einfluss der Polyetherummantelung der Stümpfe auf die Bruchfestigkeit und die Verformungswerte festgestellt werden. Proben mit Polyetherschicht zeigten in allen Materialgruppen erheblich größere Bruchlastwerte als Proben ohne Polyetherschicht (Tab. 10). Das Abformmaterial übernahm scheinbar eine Pufferfunktion. Bei Proben mit Impregumummantelung der Wurzeln musste beim Bruchtest zunächst eine gewisse Kraft aufgewendet werden, um das Elastomer zu komprimieren, bevor die gesamte Kraft auf die Brücke einwirken konnte (Abb. 37). Diese Erkenntnis steht im Einklang mit klinischen Beobachtungen sowie den Ergebnissen der Untersuchung von Zhu et al., dass zum Beispiel nach einem Trauma ankylosierte Zähne weniger stabil sind als Zähne mit intaktem Parodont [104]. Gegenteilige Ergebnisse, die eine Abnahme der Bruchlastwerte bei Seitenzahnbrücken aus Aluminiumoxid und Lithiumdisilikat durch die Simulation des parodontalen Ligaments zeigten, wurden von Rosentritt et al. veröffentlicht [78,105]. Dahinter steht die Überlegung, dass sich die

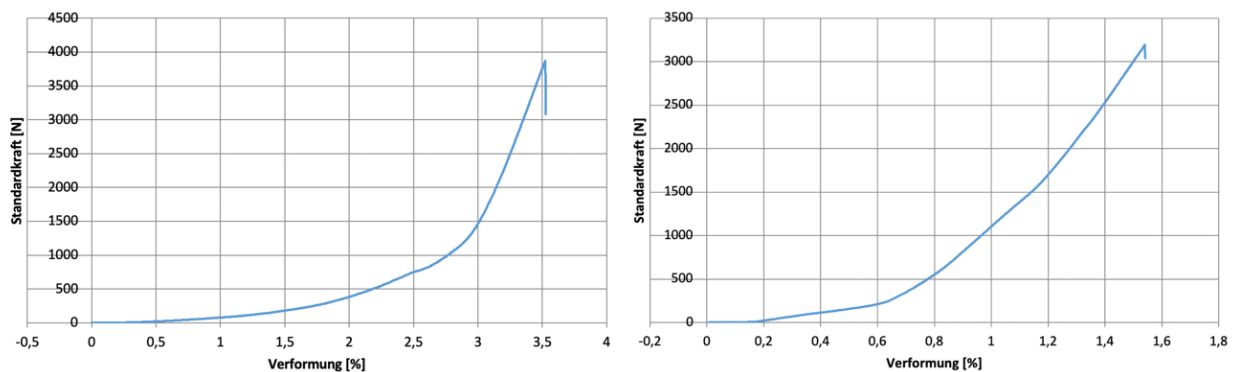


Abb. 37^{eD}: Verformungskurve einer Probe mit Polyetherschicht (links) und einer Probe ohne Polyetherschicht (rechts). Es ist deutlich zu sehen, dass bei der Probe mit Impregum zunächst das Elastomer komprimiert werden musste, bevor die gesamte Kraft auf die Brücke wirken konnte.

Stümpfe durch die Abformmaterialschicht bei Belastung gegeneinander bewegen und dadurch die Brücken höheren Zugbelastungen ausgesetzt sind, was zu einer Schwächung durch fortschreitendes Risswachstum führen wurde. Allerdings bestehen zu diesen Untersuchungen einige Unterschiede im Versuchsaufbau. In der hier vorliegenden Studie wurden Front- statt Seitenzahnbrücken und Zirkondioxid statt Aluminiumoxid und Lithiumdisilikat getestet. Außerdem wurde Impregum soft anstelle von klassischem Impregum verwendet. Darüber hinaus ist es möglich, dass durch den großen Verbinderquerschnitt der Brücken es zu einer Bewegung „im Block“ statt zu unterschiedlichen Auslenkungen der Pfeiler gekommen ist und deshalb keine zusätzliche Zugbelastung entstand. Nawafleh et al. konnte keinen Einfluss der PDL-Simulation auf die Bruchlast von Kronen feststellen. Allerdings wurde hier Silikon in einer Schichtstärke von nur 0,3mm für das PDL verwendet [99]. Abformmaterialien wie A-Silikone und Polyether gelten als die am besten geeigneten Materialien zur Simulation des Zahnhalteapparats [76,106]. Allerdings kann der Aufbau des natürlichen Ligaments, das den Zahn mit dem Alveolarknochen verbindet, sowie dessen komplexes Verhalten bei Belastung nur unzureichend nachgebildet werden. In der initialen Belastungsphase zeigt das parodontale Ligement zunächst eine geringe Steifigkeit, gefolgt von einer Phase höherer Steifigkeit. Bei vollständiger Kompression kommt es schließlich zur elastischen Verformung des Zahns und des Alveolarknochens [76,107]. Die initiale Phase wird durch die Spannung von im unbelasteten Zustand gewellt vorliegenden Kollagenfasern, sowie von Flüssigkeitsverschiebungen zwischen dem Gefäßkomplex im Parodontalspalt und den Markräumen des Alveolarknochens bestimmt [106,107]. Dieses Verhalten kann mit keinem Material simuliert werden. Trotzdem wird das hier angewandte Verfahren zur PDL-Simulation in zahlreichen Studien verwendet [26,38,53,74,76,79,94,105]. Neben der unzureichenden Nachahmung des natürlichen Verhaltens, führen Kritiker die Schwierigkeit eine gleichbleibende Schichtstärke durch die Wachsbad-Methodik zu erreichen als Nachteil an [73]. Viele Studien verzichten deshalb auf eine Elastomerschicht um die Wurzeln [5,19,23,34,36,67,71,87]. Jedoch zeigen auch in der Natur nicht alle Patienten und nicht alle Zähne die gleiche Mobilität. Eine gewisse Variabilität kann somit auch als Nachbildung der physiologischen Verhältnisse betrachtet werden. Beim Vergleich der Verformungswerte der Gruppe mit Polyetherschicht und Alterung im Kausimulator mit den Werten der Gruppe mit Polyetherschicht und ohne Alterung im Kausimulator, fallen die signifikant geringeren Verformungswerte der Gruppe mit Kausimulation zum Versagenszeitpunkt auf (Abb. 16). Die Proben mit

Impregnumummantelung zeigten also nach der Kausimulation höhere Bruchlastwerte bei gleichzeitig geringeren Verformungswerten als die Proben ohne künstliche Alterung. Die in Abschnitt 4.2.1 diskutierte theoretisch mögliche Phasenumwandlung durch mechanische, thermische und chemische Belastungen im Kausimulator ist nur eine Möglichkeit zur Erklärung der höheren Bruchlastwerte nach Kausimulation. Eine zweite Möglichkeit ist, dass die höheren Werte durch eine Veränderung des Polyethers zu erklären sind. Polyethermaterialien nehmen in feuchter Umgebung Wasser auf [64] und sind weniger lagerungsbeständig als Silikone [108]. Außerdem kommt es bei hohen Temperaturen um die 60°C zu Dimensionsveränderungen [109]. Zusätzlich ist besonders bei geringen Schichtstärken und großer Verformung ein gewisser Verlust des Rückstellverhaltens zu erwarten [110,111]. Es ist möglich, dass das Polyethermaterial durch die Alterung und den Verlust von Weichmachern steifer wurde oder durch die Wasseraufnahme quoll und es zu einer Kompression des Materials im Parodontalspalt kam. Beides könnte die geringeren Verformungswerte nach Kausimulation erklären. Durch die veränderte Lagerung, musste nun mehr Kraft zur Kompression des Elastomers aufgewendet werden, bis die volle Belastung auf die Brücke wirken konnte. Oder es ist möglich, dass durch die starrere Lagerung beim Bruchtest weniger Zugspannungen auf die Brücke wirken und somit höhere Bruchlastwerte erreicht werden. Eine dritte Möglichkeit mit der die höheren Bruchlastwerte nach der Kausimulation erklärt werden könnten, ist dass es durch die Kausimulation zu einer leichten Kippung und Intrusion des Verbundes aus Stümpfen und Brücke kam, wodurch beim Druckversuch der Verbinderquerschnitt an einer anderen Stelle getroffen wurde (Abb. 38). Die Verbinderform und Größe hat nachweislich einen Einfluss auf die Belastbarkeit [74]. Eine

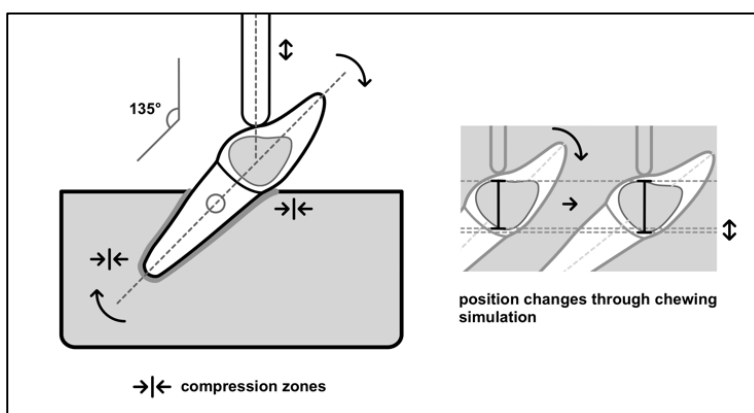


Abb. 38: Belastungsveränderung bei veränderter Lagerung: Durch eine Kippbewegung wurde der Verbinderquerschnitt an einer anderen Stelle getroffen (Modifiziert nach Pöppel et al., 2022 [66]).

vierte Möglichkeit zur Erklärung wären Änderungen in der Zementschicht, wie eine höhere Konversionsrate des Komposits durch die höheren Temperaturen [54] oder eine Versprödung des Kunststoffes. Die ausgeprägte Alterung des dualhärtenden Befestigungskomposites war an der

Einfassung der Antagonisten deutlich sichtbar (Abb. 25).

Beim Vergleich der Bruchlastwerte der Gruppe ohne Polyether, die einer Alterung im Kausimulator unterzogen wurde, mit den Werten der Gruppe ohne Polyether, die nicht gealtert wurde, konnte ebenfalls kein signifikanter Effekt der Kausimulation belegt werden. Allerdings gab es hier eine Tendenz zu niedrigeren Werten nach der Kausimulation. Dies kann als Hinweis gedeutet werden, dass die Polyetherschicht die eigentliche Materialschwächung in den Gruppen mit PDL-Simulation maskierte. Bei Betrachtung der einzelnen Materialgruppen ohne Impregum zeigte sich eine um so größere prozentuale Materialschwächung, je größer der Yttriumgehalt des Materials war (Tab. 9). Diese Erkenntnis lässt sich durch die fehlende Phasenumwandlung im kubischem Zirkondioxid erklären [39,43]. Deshalb ist UTML anfälliger gegen Ermüdung durch Biegebelastungen [44]. Hier ist ebenfalls sichtbar, dass das Biegefestigkeitsgradientmaterial am wenigsten anfällig gegenüber Alterungseffekten war. Das steht wie bereits erwähnt im Einklang mit den Ergebnissen von Michailova et al. [36]. Allerdings ist die Aussagekraft der Ergebnisse der Materialsubgruppen aufgrund der geringen Probenanzahl begrenzt. Der Vergleich der Verformungswerte der Gesamtkohorte mit Polyetherummantelung mit den Verformungswerten aller Proben ohne Impregumschicht zeigte, dass ca. 2 Prozentpunkte der 3,5%igen Verformung auf das Abformmaterial zurückzuführen waren (Abb. 19). Der Einfluss einer PDL-Simulation auf unterschiedliche Zirkondioxidgenerationen sollte in weiteren Studien näher untersucht werden.

4.2.4 Einfluss der Kausimulation auf die Rauigkeit

Die 3. Hypothese wonach die thermische Belastung keinen signifikanten Einfluss auf die Oberflächenrauigkeiten hat, wurde durch die Ergebnisse dieser Studie widerlegt. Es konnte gezeigt werden, dass die thermische Alterung zu einer signifikanten Aufrauung der Oberfläche von Zirkondioxid führt. Damit konnten die Ergebnisse von Matalon et al. bestätigt werden, die ebenfalls einen Anstieg der Rauigkeit durch thermische Belastung feststellten [112]. Yuan et al. zeigten, dass es durch thermische Alterung in Kombination mit Zähneputzen zu einer Aufrauung der Zirkondioxidoberfläche kommt. Jedoch blieben die Werte unterhalb von $0,2 \mu\text{m}$ [102]. Auch in der hier durchgeführten Studie blieben die Rauheitswerte nahe $0,2 \mu\text{m}$. Ein Rauheitswert von $R_a 0,2 \mu\text{m}$ gilt als Schwellenwert unterhalb dessen es zu keiner weiteren Verringerung der Plaqueakkumulation mehr kommt [113].

Bei allen Materialgruppen konnte eine Erhöhung der R_a -Werte festgestellt werden. Allerdings war dieser Effekt nur bei Zirkondioxid mit 3Y-TZP Anteil (HTML, YML) signifikant. Kubisches Zirkondioxid scheint weniger anfällig gegenüber zyklischen Temperaturschwankungen zu sein als überwiegend tetragonales Zirkondioxid. Ein Grund dafür könnte die fehlende Möglichkeit der kubischen Kristallstrukturen zur Phasenumwandlung sein. 4Y-PSZ und 5Y-PSZ sind weniger anfällig gegenüber hydrothermalen Alterung (LTD)[39,43]. Bei 3Y-TZP könnte es zu einer Phasenumwandlung verbunden mit einer Volumenzunahme und Kornverlusten an der Oberfläche gekommen sein.

Außerdem konnte gezeigt werden, dass alle Materialien unabhängig des Yttriumoxidgehalts auf ein ähnliches Niveau poliert werden können. Der Yttriumgehalt wirkt sich nämlich kaum auf die Härte der Zirkonoxidgenerationen aus, die unverändert bei ca. 13 GPa (Vickertshärte) [49,101] bzw. bei ca. 17-20 GPa (Nanoindenterhärte) liegt [35,46]. Es ist jedoch möglich, dass sich die thermische Belastung unterschiedlich auf die Oberflächenhärte ausgewirkt hat. Dies scheint aber bei einem Temperaturbereich von 5-55°C eher unwahrscheinlich, da Zhang et al. gezeigt haben, dass bei einer Belastung von 90°C keine Härteabnahme eintritt [101]. Harada et al. zeigten hingegen, dass es bei höheren Temperaturen zu einer Härteabnahme von 3Y-TZP kommt, während die Härte von 5Y-TZP nicht abnimmt [35].

Des Weiteren gab es in den Ergebnissen der hier vorliegenden Studie die Tendenz, dass bei 3Y-TZP geringere Rauheitswerte durch Politur erreicht werden können als bei 4Y-PSZ und 5Y-PSZ. Die Messwerte von Al Hamad et al. zeigten ebenfalls geringfügig höhere Rauheitswerte für 5Y-PSZ als für 3Y-TZP [114]. Grund dafür könnte die geringere Korngröße von tetragonalem Zirkondioxid im Vergleich zu kubischem Zirkondioxid sein [39,42]. Allerdings sind diese Unterschiede sehr gering. Zirkondioxide verschiedener Generationen zeigen eine vergleichbare Material- und Antagonistenabnutzung [101]. Die Materialabnutzung von Zirkondioxid ist geringer als die von Lithiumdisilikat und die Abnutzung der Schmelzantagonisten vergleichbar mit der bei Lithiumdisilikat [3,36].

Die glatteste Oberfläche lässt sich durch eine Glasur erreichen [114]. Allerdings kann die Glasur durch Einschleifen oder durch den Gebrauch abgetragen werden [32,115]. Durch Polieren kann insbesondere bei 3Y-PSZ wieder eine vergleichbare Oberflächengüte wie durch die Glasur erreicht werden [114,116]. Lithiumdisilikat und mit Glaskeramiken verblendete Zirkondioxidgerüste zeigen nach Politur größere Rauheitswerte als poliertes monolithisches Zirkondioxid unabhängig der Fertigungsart der Verblendung [112,114]. Die

Polierzeit sowie der Erfahrungsgrad des Anwenders haben nur einen nicht signifikanten Einfluss auf das Politurergebnis [2]. Allerdings sollten spezielle Zirkondioxidpoliersysteme und keine Poliersysteme für Glaskeramiken verwendet werden [115]. Zirkondioxidpoliersysteme unterschiedlicher Hersteller zeigten vergleichbare Ergebnisse [116]. Die Ergebnisse der hier vorliegenden Studie liegen im Wertebereich der Ergebnisse von Coglar et al. für die Politur von Katana-Keramiken mit Zirkondioxidpolierern [115] und im Wertebereich zwischen der feinen und mittleren Polierstufe der Ergebnisse von Happe et al [117]. Im Gegensatz zu dem hier angewandten einstufigen Polierprotokoll (Ziegenhaarbürste mit Diamantpolierpaste) können mit mehrstufigen Poliersystemen weitaus geringere Rauheitswerte von bis zu 0,05-0,07 μm erreicht werden [117,118]. Durch mehrstufige Systeme kommt es zu einer graduellen Abnahme der Unebenheiten [117]. Die Zunge kann jedoch nur Rauigkeiten von 0,25-0,5 μm unterscheiden [46]. Das Polieren hat weder Einfluss auf die Phasenstruktur noch auf die Belastbarkeit von 3Y-TZP [115,116]. Eine raue Oberfläche begünstigt die Biofilmbildung und somit die Entstehung von Karies und Gingivitis [113,117]. Außerdem steigert sie die Abnutzung des Antagonisten und der Versorgung [32,101] und steigert die Alterungsanfälligkeit gegenüber LTD [116]. Hydrothermale Alterung wiederum führt zu einer weiteren Aufrauung [46]. Deshalb sollten glatte Oberflächen angestrebt werden.

4.2.5 Einfluss der Kausimulation auf die Phasenstruktur

Der 4. Hypothese kann zugestimmt werden, da keine Veränderung der Phasenzusammensetzung im Inneren der Materialien durch die Kausimulation in dem Temperaturintervall von 5-55°C festgestellt werden konnte. Vermutlich reichten die Temperaturen nicht aus, damit es zu einem nennenswerten Anstieg des monoklinen Phasenanteils kam. Allerdings können Temperaturen zwischen 5 und 55°C als realistischer Temperaturbereich im Mund beim Verzehr von unterschiedlichen Speisen angesehen werden. Zhang et al. konnten hingegen eine geringe Phasenumwandlung im Kausimulator bei einer thermischen Belastung von 90°C feststellen [101]. Bei der Alterung im Autoklav (134°C, 2 bar) ist der Effekt, dass sich Temperaturbelastungen überwiegend auf die Phasenzusammensetzung von 3Y-TZP und weniger auf 5Y-PSZ auswirken, gut belegt [35,39,46,49]. Durch die tetragonal zu monokline Phasenumwandlung kommt es bei 3Y-TZP zu einem Anstieg der Biegefestigkeit [43]. Inwieweit sich dieser Effekt auf die Bruchlast von prothetischen Versorgung auswirkt, ist fraglich, da die Phasenumwandlung sich für gewöhnlich auf die Materialoberfläche beschränkt. Weitere

Studien zur Klärung der Frage, ob eine spontane Phasenumwandlung in einem realistischen Temperaturbereich überhaupt einen nennenswerten Einfluss auf moderne Zirkondioxidmaterialien hat, sollten durchgeführt werden.

4.3 Limitationen

Die starke Abweichung des E-Moduls der Kobalt-Chrom-Stümpfe vom E-Modul des Dentins, sowie die unzureichende Nachahmung des natürlichen parodontalen Ligaments durch das Polyetherabformmaterial sind sicher Limitationen der Studie. Um den ästhetischen Vorstellungen der Patienten zu entsprechen, werden in der täglichen Praxis oft Verbinder mit wesentlich geringeren Verbinderquerschnittsfläche verwendet. Inwieweit sich eine Reduktion der Querschnittsfläche auf Farbgradient-Zirkondioxide und Biegefestigkeitsgradient-Zirkondioxide auswirkt, sollte in weiteren Studien untersucht werden. Da bei nahezu allen Proben beim Bruchtest Beschädigungen am Belastungspunkt entstanden sind, sollte für weitere ähnliche Untersuchungen eine dickere Zinnfolie verwendet werden, um die Belastungen besser auf die Fläche zu verteilen. Da eine größere Anfälligkeit kubischer Materialien gegenüber schneller Abkühlung beobachtet wurde, sollten im Hinblick auf High-Speed-Sinterprogramme weitere Studien durchgeführt werden.

5. Schlussfolgerungen

Folgende Erkenntnisse konnten durch die hier vorliegende Studie erlangt werden:

- Der Yttriumoxidgehalt ist der entscheidende Einflussfaktor auf die Bruchfestigkeit von Zirkondioxidversorgungen.
- Biegefestigkeitsgradient-Multilayer-Zirkondioxide und Farbgradient-Multilayer-Zirkondioxide mit vergleichbarem Yttriumgehalt in den basalen Schichten sind mechanisch gleichwertig.
- Es konnte kein negativer signifikanter Effekt der Kausimulation auf die Bruchlastwerte von Zirkondioxidbrücken mit ausreichendem Verbinderquerschnitt belegt werden.
- Bei monolithische Zirkondioxidversorgungen tritt kein Chipping auf.
- Monolithische Versorgungen zeigen nach simulierter 5-jähriger Gebrauchsperiode keine sichtbare Abnutzungsspuren oder wahrnehmbare Farbveränderungen
- Der schwächste Anteil einer Zirkondioxidbrücke ist der Verbinder mit der geringsten Querschnittsfläche.
- Die Kausimulation hat keinen Einfluss auf das Bruchmuster und die Lage des Frakturursprungs.
- Kubisches Zirkondioxid ist anfälliger gegenüber Zugbelastungen als tetragonales Zirkondioxid und bricht deshalb häufiger ausgehend von der gingivalen Verbinderseite.
- Zirkonoxide aller Generationen können trotz unterschiedlicher Korngröße auf ein ähnliches Rauheitsniveau poliert werden.
- Thermische Belastung raut die Oberfläche von Zirkondioxiden signifikant auf. Der Aufrauungseffekt ist bei 3Y-TZP größer als bei 5Y-PSZ. Jedoch blieben die Werte nach 5-jähriger Kaubelastung nahe oder unterhalb dem mit der Zunge wahrnehmbaren Bereich.
- Eine Simulation des parodontalen Ligaments ist wünschenswert, um physiologische Bedingungen zu simulieren. Die Polyetherummantelung der Stümpfe im in vitro Versuch hat einen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast- und Verformungswerte. Es ist jedoch möglich, dass Alterungseffekte des

Abformmaterials, Veränderungen des prothetischen Materials maskieren. Deshalb sollte seine Verwendung kritisch hinterfragt werden.

- Die Haftung von Panavia V5 an Kobalt-Chrom-Legierungen ist größer als an Zirkondioxid.
- Kubisches Zirkondioxid ist anfälliger gegenüber schnellen Abkühlungsvorgängen als tetragonales Zirkondioxid.

6. Literaturverzeichnis

1. Zhang, Y.; Lawn, B.R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res* **2018**, *97*, 140-147, doi:10.1177/0022034517737483.
2. Kozmacs, C.; Hollmann, B.; Arnold, W.H.; Naumova, E.; Piwowarczyk, A. Polishing of Monolithic Zirconia Crowns-Results of Different Dental Practitioner Groups. *Dent J (Basel)* **2017**, *5*, doi:10.3390/dj5040030.
3. Kwon, S.J.; Lawson, N.C.; McLaren, E.E.; Nejat, A.H.; Burgess, J.O. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent* **2018**, *120*, 132-137, doi:10.1016/j.prosdent.2017.08.004.
4. Nakamura, K.; Harada, A.; Inagaki, R.; Kanno, T.; Niwano, Y.; Milleding, P.; Ortengren, U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand* **2015**, *73*, 602-608, doi:10.3109/00016357.2015.1007479.
5. Choi, J.W.; Kim, S.Y.; Bae, J.H.; Bae, E.B.; Huh, J.B. In vitro study of the fracture resistance of monolithic lithium disilicate, monolithic zirconia, and lithium disilicate pressed on zirconia for three-unit fixed dental prostheses. *J Adv Prosthodont* **2017**, *9*, 244-251, doi:10.4047/jap.2017.9.4.244.
6. Ichikawa, Y.; Akagawa, Y.; Nikai, H.; Tsuru, H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* **1992**, *68*, 322-326, doi:10.1016/0022-3913(92)90338-b.
7. Kazi, G.A.S.; Yamagiwa, R. Cytotoxicity and biocompatibility of high mol% yttria containing zirconia. *Restor Dent Endod* **2020**, *45*, e52, doi:10.5395/rde.2020.45.e52.
8. Rosentritt, M.; Kieschnick, A.; Hahnel, S.; Stawarczyk, B. Werkstoffkunde-Kompodium Dentale Keramiken Available online: <https://werkstoffkunde-kompodium.de/das-werkstoffkunde-kompodium/dentale-keramiken-2/> (accessed on 25.9.2022).
9. Rosentritt, M.; Kieschnick, A.; Hahnel, S.; Stawarczyk, B. Werkstoffkunde Kompodium Zirkonoxid. Available online: <https://werkstoffkunde-kompodium.de/das-werkstoffkunde-kompodium/zirkonoxid/> (accessed on 8.10.2021).
10. AG-Keramik. Biomechanische Merkmale im Fokus. Available online: https://www.ag-keramik.de/fileadmin/images/ag-keramik/expertisen/CAD-CAM_Werkstoffe_-_Literaturziffern_für_ZWR_.pdf (accessed on 25.9.2022).
11. Kieschnick, A.; Stawarczyk, B.; Reise, M. Verstärkte Silikatkeramiken Available online: https://dentaletexte.de/wp-content/uploads/2022/02/dd_2022_02_038_sp_werkstoffkunde.pdf (accessed on 25.9.2022).
12. Kuraray. Frequently asked questions Katana zirconia YML. Available online: https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/21445_2_Katana_YML_FAQ_LR_EN_1.pdf (accessed on 8.10.2021).
13. Stawarczyk, B.; Keul, C.; Eichberger, M.; Figge, D.; Edelhoff, D.; Lumkemann, N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int* **2017**, *48*, 369-380, doi:10.3290/j.qi.a38057.
14. Stawarczyk, B.; Keul, C.; Eichberger, M.; Figge, D.; Edelhoff, D.; Lumkemann, N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int* **2017**, *48*, 441-450, doi:10.3290/j.qi.a38157.

15. Guth, J.F.; Stawarczyk, B.; Edelhoff, D.; Liebermann, A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int* **2019**, *50*, 512-520, doi:10.3290/j.qi.a42653.
16. Rosentritt, M.; Preis, V.; Behr, M.; Strasser, T. Fatigue and wear behaviour of zirconia materials. *J Mech Behav Biomed Mater* **2020**, *110*, 103970, doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103970.
17. Sailer, I.; Feher, A.; Filser, F.; Gauckler, L.J.; Luthy, H.; Hammerle, C.H. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* **2007**, *20*, 383-388.
18. Rosentritt, M.; Steiger, D.; Behr, M.; Handel, G.; Kolbeck, C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* **2009**, *37*, 978-983, doi:10.1016/j.jdent.2009.08.003.
19. Lopez-Suarez, C.; Castillo-Oyague, R.; Rodriguez-Alonso, V.; Lynch, C.D.; Suarez-Garcia, M.J. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *J Dent* **2018**, *73*, 97-104, doi:10.1016/j.jdent.2018.04.012.
20. Sailer, I.; Balmer, M.; Husler, J.; Hammerle, C.H.F.; Kanel, S.; Thoma, D.S. 10-year randomized trial (RCT) of zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent* **2018**, *76*, 32-39, doi:10.1016/j.jdent.2018.05.015.
21. Rammelsberg, P.; Meyer, A.; Lorenzo-Bermejo, J.; Kappel, S.; Zenthofer, A. Long-term chipping and failure rates of implant-supported and combined tooth-implant-supported metal-ceramic and ceramic fixed dental prostheses: A cohort study. *J Prosthet Dent* **2020**, doi:10.1016/j.prosdent.2020.05.020.
22. Schmitter, M.; Mueller, D.; Rues, S. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil* **2013**, *40*, 519-525, doi:10.1111/joor.12061.
23. Wimmer, T.; Erdelt, K.J.; Eichberger, M.; Roos, M.; Edelhoff, D.; Stawarczyk, B. Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater J* **2014**, *33*, 717-724, doi:10.4012/dmj.2013-344.
24. Harada, K.; Raigrodski, A.J.; Chung, K.H.; Flinn, B.D.; Dogan, S.; Mancl, L.A. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* **2016**, *116*, 257-263, doi:10.1016/j.prosdent.2015.11.019.
25. Nordahl, N.; Vult von Steyern, P.; Larsson, C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci* **2015**, *57*, 255-261, doi:10.2334/josnusd.57.255.
26. Weigl, P.; Sander, A.; Wu, Y.; Felber, R.; Lauer, H.C.; Rosentritt, M. In-vitro performance and fracture strength of thin monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont* **2018**, *10*, 79-84, doi:10.4047/jap.2018.10.2.79.
27. Baldissara, P.; Wandscher, V.F.; Marchionatti, A.M.E.; Parisi, C.; Monaco, C.; Ciocca, L. Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *J Prosthet Dent* **2018**, *120*, 269-275, doi:10.1016/j.prosdent.2017.09.007.
28. Zhang, H.; Li, Z.; Kim, B.-N.; Morita, K.; Yoshida, H.; Hiraga, K. Effect of Alumina Dopant on Transparency of Tetragonal Zirconia. *journal of nanomaterials* **2012**, 1-5, doi:doi:10.1155/2012/269064.
29. Zhang, Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* **2014**, *30*, 1195-1203, doi:10.1016/j.dental.2014.08.375.

30. Stawarczyk, B.; Ozcan, M.; Hallmann, L.; Ender, A.; Mehl, A.; Hammerlet, C.H. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig* **2013**, *17*, 269-274, doi:10.1007/s00784-012-0692-6.
31. Zhang, F.; Inokoshi, M.; Batuk, M.; Hadermann, J.; Naert, I.; Van Meerbeek, B.; Vleugels, J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater* **2016**, *32*, e327-e337, doi:10.1016/j.dental.2016.09.025.
32. Stawarczyk, B.; Ozcan, M.; Schmutz, F.; Trottmann, A.; Roos, M.; Hammerle, C.H. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* **2013**, *71*, 102-112, doi:10.3109/00016357.2011.654248.
33. Sulaiman, T.A.; Abdulmajeed, A.A.; Shahramian, K.; Lassila, L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* **2017**, *118*, 216-220, doi:10.1016/j.prosdent.2016.10.031.
34. Mahmood, D.J.H.; Braian, M.; Khan, A.S.; Shabaz, A.; Larsson, C. Fracture load of colored and non-colored high translucent zirconia three-unit fixed dental prosthesis frameworks. *Acta Biomater Odontol Scand* **2018**, *4*, 38-43, doi:10.1080/23337931.2018.1459626.
35. Harada, A.; Shishido, S.; Barkarmo, S.; Inagaki, R.; Kanno, T.; Ortengren, U.; Egusa, H.; Nakamura, K. Mechanical and microstructural properties of ultra-translucent dental zirconia ceramic stabilized with 5 mol% yttria. *J Mech Behav Biomed Mater* **2020**, *111*, 103974, doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103974.
36. Michailova, M.; Elsayed, A.; Fabel, G.; Edelhoff, D.; Zylla, I.M.; Stawarczyk, B. Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *J Mech Behav Biomed Mater* **2020**, *111*, 103977, doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103977.
37. Schonhoff, L.M.; Lumkemann, N.; Buser, R.; Hampe, R.; Stawarczyk, B. Fatigue resistance of monolithic strength-gradient zirconia materials. *J Mech Behav Biomed Mater* **2021**, *119*, 104504, doi:10.1016/j.jmbbm.2021.104504.
38. Rosentritt, M.; Preis, V.; Schmid, A.; Strasser, T. Multilayer zirconia: Influence of positioning within blank and sintering conditions on the in vitro performance of 3-unit fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* **2020**, doi:10.1016/j.prosdent.2020.11.009.
39. Kolakarnprasert, N.; Kaizer, M.R.; Kim, D.K.; Zhang, Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater* **2019**, *35*, 797-806, doi:10.1016/j.dental.2019.02.017.
40. Kuraray. Technical information update Katana zirconia YML Available online: https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/21918_1_Katana_YML_Technical_update_LR_1.pdf (accessed on 8.10.2021).
41. Elsaka, S.E. Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *J Prosthodont* **2019**, *28*, e279-e284, doi:10.1111/jopr.12730.
42. Inokoshi, M.; Shimizu, H.; Nozaki, K.; Takagaki, T.; Yoshihara, K.; Nagaoka, N.; Zhang, F.; Vleugels, J.; Van Meerbeek, B.; Minakuchi, S. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dent Mater* **2018**, *34*, 508-518, doi:10.1016/j.dental.2017.12.008.
43. Pereira, G.K.R.; Guillard, L.F.; Dapieve, K.S.; Kleverlaan, C.J.; Rippe, M.P.; Valandro, L.F. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* **2018**, *85*, 57-65, doi:10.1016/j.jmbbm.2018.05.029.

44. Holman, C.D.; Lien, W.; Gallardo, F.F.; Vandewalle, K.S. Assessing Flexural Strength Degradation of New Cubic Containing Zirconia Materials. *J Contemp Dent Pract* **2020**, *21*, 114-118.
45. Zucuni, C.P.; Venturini, A.B.; Prochnow, C.; Rocha Pereira, G.K.; Valandro, L.F. Load-bearing capacity under fatigue and survival rates of adhesively cemented yttrium-stabilized zirconia polycrystal monolithic simplified restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* **2019**, *90*, 673-680, doi:10.1016/j.jmbbm.2018.11.009.
46. Ha, S.R.; Cho, Y.E. Effect of hydrothermal aging on dental multilayered zirconia for monolithic restorations: An in vitro study. *Ceramics International* **2021**, *47* (12), 17057-17068.
47. Wille, S.; Zumstrull, P.; Kaidas, V.; Jessen, L.K.; Kern, M. Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: Phase transformation and flexural strength. *J Mech Behav Biomed Mater* **2018**, *77*, 171-175, doi:10.1016/j.jmbbm.2017.09.010.
48. Zhang, F.; Vanmeensel, K.; Inokoshi, M.; Batuk, M.; Hadermann, J.; Van Meerbeek, B.; Naert, I.; Vleugels, J. Critical influence of alumina content on the low temperature degradation of 2-3 mol% yttria-stabilized TZP for dental restorations. *Journal of European Ceramic Society* **2015**, *35*, 741-750.
49. Camposilvan, E.; Leone, R.; Gremillard, L.; Sorrentino, R.; Zarone, F.; Ferrari, M.; Chevalier, J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater* **2018**, *34*, 879-890, doi:10.1016/j.dental.2018.03.006.
50. Cho, Y.E.; Lim, Y.J.; Han, J.S.; Yeo, I.L.; Yoon, H.I. Effect of Yttria Content on the Translucency and Masking Ability of Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. *Materials (Basel)* **2020**, *13*, doi:10.3390/ma13214726.
51. Scherrer, S.S.; Lohbauer, U.; Della Bona, A.; Vichi, A.; Tholey, M.J.; Kelly, J.R.; van Noort, R.; Cesar, P.F. ADM guidance-Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. *Dent Mater* **2017**, *33*, 599-620, doi:10.1016/j.dental.2017.03.004.
52. Kelly, J.R.; Cesar, P.F.; Scherrer, S.S.; Della Bona, A.; van Noort, R.; Tholey, M.; Vichi, A.; Lohbauer, U. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater* **2017**, *33*, 1192-1204, doi:10.1016/j.dental.2017.09.006.
53. Beuer, F.; Steff, B.; Naumann, M.; Sorensen, J.A. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci* **2008**, *116*, 381-386, doi:10.1111/j.1600-0722.2008.00551.x.
54. Rosentritt, M.; Behr, M.; Preis, V. A Critical Evaluation of Fatigue Studies for Restorative Materials in Dentistry. *Current Oral Health Reports* **2016**, *3*, 221-228, doi:10.1007/s40496-016-0097-8.
55. Kuraray. Katana Zirconia YML Instruction for use Available online: https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/KATANA_Zirconia_YML_IFU_25_languages_1.pdf (accessed on 8.10.21).
56. Kuraray. Katana zirconia YML technical guide. Available online: https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/21381_2_Katana_YML_Technical_Guide_LR_EN_1.pdf (accessed on 8.10.2021).

57. Kuraray. Katana zirconia restoration system Available online: https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/21599_1_Katana_Family_brochure_LR_23.pdf (accessed on 28.4.21).
58. Kuraray. Katana zirconia technical guide Available online: https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/21599_1_Katana_discs_Technical_Guide_LR_21.pdf (accessed on 28.4.2021).
59. Dentalproduktevergleich. Available online: <https://www.dentalkompakt-online.de/suchergebnis.html?searchword=Katana+zirconia> (accessed on 19.10.2021).
60. 3M. Impregum technical data sheet Available online: <https://multimedia.3m.com/mws/media/5508170/3m-impregum-soft-polyether-impression-material-technical-data-sheet.pdf> (24.8.2021) (accessed on 24.8.2021).
61. HenrySchein. Zirlux NP User Manual Available online: https://www.zirlux.de/assets/sites/2/2017/11/Zirlux-NP-IFU_HS.pdf (accessed on 10.10.2021).
62. Kulzer. PalaXpress instruction for use Available online: <https://www.kulzer.qarad.eifu.online/kulzer/files/46386913-e411-49d6-80c0-4867b07886e8.pdf> (accessed on 10.10.2021).
63. Kuraray. Panavia V5 instruction for use Available online: <https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/panavia-v5-instructions-for-use-en-fr-es.pdf> (accessed on 28.4.2021).
64. Kanehira, M.; Finger, W.J.; Endo, T. Volatilization of components from and water absorption of polyether impressions. *J Dent* **2006**, *34*, 134-138, doi:10.1016/j.jdent.2005.05.003.
65. Quinn, G. A NIST recommended practice guide: fractography of ceramics and glasses. Special publication 960-16e2. *National Institute of Standards and Technology* **2016**, *Special publication 960-16e2*.
66. Poppel, M.L.; Rosentritt, M.; Sturm, R.; Beuer, F.; Hey, J.; Schmid, A.; Schmidt, F. Fracture Load and Fracture Patterns of Monolithic Three-Unit Anterior Fixed Dental Prostheses after In Vitro Artificial Aging-A Comparison between Color-Gradient and Strength-Gradient Multilayer Zirconia Materials with Varying Yttria Content. *J Clin Med* **2022**, *11*, doi:10.3390/jcm11174982.
67. Elsayed, A.; Meyer, G.; Wille, S.; Kern, M. Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence Int* **2019**, *50*, 344-348, doi:10.3290/j.qi.a42097.
68. Zacher, J.; Bauer, R.; Strasser, T.; Rosentritt, M. Laboratory performance and fracture resistance of CAD/CAM implant-supported tooth-coloured anterior FDPs. *J Dent* **2020**, *96*, 103326, doi:10.1016/j.jdent.2020.103326.
69. Alraheam, I.A.; Donovan, T.; Boushell, L.; Cook, R.; Ritter, A.V.; Sulaiman, T.A. Fracture load of two thicknesses of different zirconia types after fatiguing and thermocycling. *J Prosthet Dent* **2020**, *123*, 635-640, doi:10.1016/j.prosdent.2019.05.012.
70. Abdulmajeed, A.; Sulaiman, T.; Abdulmajeed, A.; Bencharit, S.; Narhi, T. Fracture Load of Different Zirconia Types: A Mastication Simulation Study. *J Prosthodont* **2020**, *29*, 787-791, doi:10.1111/jopr.13242.
71. Wiedenmann, F.; Pfefferle, R.; Reichert, A.; Jerman, E.; Stawarczyk, B. Impact of high-speed sintering, layer thickness and artificial aging on the fracture load and two-body wear of zirconia crowns. *Dent Mater* **2020**, *36*, 846-853, doi:10.1016/j.dental.2020.04.004.

72. Hafezeqoran, A.; Koodaryan, R.; Hemmati, Y.; Akbarzadeh, A. Effect of connector size and design on the fracture resistance of monolithic zirconia fixed dental prosthesis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* **2020**, *14*, 218-222, doi:10.34172/joddd.2020.039.
73. Heintze, S.D.; Monreal, D.; Reinhardt, M.; Eser, A.; Peschke, A.; Reinshagen, J.; Rousson, V. Fatigue resistance of all-ceramic fixed partial dentures - Fatigue tests and finite element analysis. *Dent Mater* **2018**, *34*, 494-507, doi:10.1016/j.dental.2017.12.005.
74. Ogino, Y.; Nomoto, S.; Sato, T. Effect of Connector Design on Fracture Resistance in Zirconia-based Fixed Partial Dentures for Upper Anterior Region. *Bull Tokyo Dent Coll* **2016**, *57*, 65-74, doi:10.2209/tdcpublication.2015-0034.
75. Stawarczyk, B.; Beuer, F.; Ender, A.; Roos, M.; Edelhoff, D.; Wimmer, T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent Mater J* **2013**, *32*, 888-895, doi:10.4012/dmj.2013-147.
76. Soares, C.J.; Pizi, E.C.; Fonseca, R.B.; Martins, L.R. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res* **2005**, *19*, 11-16, doi:10.1590/s1806-83242005000100003.
77. Rosentritt, M.; Plein, T.; Kolbeck, C.; Behr, M.; Handel, G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* **2000**, *13*, 387-391.
78. Rosentritt, M.; Behr, M.; Gebhard, R.; Handel, G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* **2006**, *22*, 176-182, doi:10.1016/j.dental.2005.04.024.
79. Sarikaya, I.; Hayran, Y. Effects of dynamic aging on the wear and fracture strength of monolithic zirconia restorations. *BMC Oral Health* **2018**, *18*, 146, doi:10.1186/s12903-018-0618-z.
80. Nawafleh, N.; Bibars, A.R.; Al Twal, E.; Ochsner, A. Influence of Antagonist Material on Fatigue and Fracture Resistance of Zirconia Crowns. *Eur J Dent* **2020**, *14*, 200-205, doi:10.1055/s-0040-1708228.
81. Lawson, N.C.; Jurado, C.A.; Huang, C.T.; Morris, G.P.; Burgess, J.O.; Liu, P.R.; Kinderknecht, K.E.; Lin, C.P.; Givan, D.A. Effect of Surface Treatment and Cement on Fracture Load of Traditional Zirconia (3Y), Translucent Zirconia (5Y), and Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont* **2019**, *28*, 659-665, doi:10.1111/jopr.13088.
82. Nakamura, K.; Ankyu, S.; Nilsson, F.; Kanno, T.; Niwano, Y.; Vult von Steyern, P.; Ortengren, U. Critical considerations on load-to-failure test for monolithic zirconia molar crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* **2018**, *87*, 180-189, doi:10.1016/j.jmbbm.2018.07.034.
83. Yucel, M.T.; Yondem, I.; Aykent, F.; Eraslan, O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clin Oral Investig* **2012**, *16*, 1105-1110, doi:10.1007/s00784-011-0606-z.
84. Beuer, F.; Aggstaller, H.; Edelhoff, D.; Gernet, W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J* **2008**, *27*, 362-367, doi:10.4012/dmj.27.362.
85. Jansen, J.U.; Lumkemann, N.; Letz, I.; Pfefferle, R.; Sener, B.; Stawarczyk, B. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *J Prosthet Dent* **2019**, *122*, 396-403, doi:10.1016/j.prosdent.2019.02.005.

86. Lawson, N.C.; Maharishi, A. Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *J Esthet Restor Dent* **2020**, *32*, 219-225, doi:10.1111/jerd.12524.
87. Elisa Kauling, A.; Guth, J.F.; Erdelt, K.; Edelhoff, D.; Keul, C. Influence of speed sintering on the fit and fracture strength of 3-unit monolithic zirconia fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* **2020**, *124*, 380-386, doi:10.1016/j.prosdent.2019.09.003.
88. Kern, M. Bonding to oxide ceramics-laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater* **2015**, *31*, 8-14, doi:10.1016/j.dental.2014.06.007.
89. Aung, S.; Takagaki, T.; Lyann, S.K.; Ikeda, M.; Inokoshi, M.; Sadr, A.; Nikaido, T.; Tagami, J. Effects of alumina-blasting pressure on the bonding to super/ultra-translucent zirconia. *Dent Mater* **2019**, *35*, 730-739, doi:10.1016/j.dental.2019.02.025.
90. Inokoshi, M.; Shimizubata, M.; Nozaki, K.; Takagaki, T.; Yoshihara, K.; Minakuchi, S.; Vleugels, J.; Van Meerbeek, B.; Zhang, F. Impact of sandblasting on the flexural strength of highly translucent zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater* **2021**, *115*, 104268, doi:10.1016/j.jmbbm.2020.104268.
91. Mehari, K.; Parke, A.S.; Gallardo, F.F.; Vandewalle, K.S. Assessing the Effects of Air Abrasion with Aluminum Oxide or Glass Beads to Zirconia on the Bond Strength of Cement. *J Contemp Dent Pract* **2020**, *21*, 713-717.
92. Byeon, S.M.; Lee, M.H.; Bae, T.S. Shear Bond Strength of Al(2)O(3) Sandblasted Y-TZP Ceramic to the Orthodontic Metal Bracket. *Materials (Basel)* **2017**, *10*, doi:10.3390/ma10020148.
93. Ha, S.R.; Choi, Y. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *J Adv Prosthodont* **2015**, *7*, 475-483, doi:10.4047/jap.2015.7.6.475.
94. Rosentritt, M.; Behr, M.; van der Zel, J.M.; Feilzer, A.J. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* **2009**, *25*, 348-352, doi:10.1016/j.dental.2008.08.009.
95. Kohyama, K.; Hatakeyama, E.; Sasaki, T.; Azuma, T.; Karita, K. Effect of sample thickness on bite force studied with a multiple-point sheet sensor. *J Oral Rehabil* **2004**, *31*, 327-334, doi:10.1046/j.1365-2842.2003.01248.x.
96. Dittmer, M.P.; Kohorst, P.; Borchers, L.; Schwestka-Polly, R.; Stiesch, M. Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts. *J Oral Rehabil* **2011**, *38*, 278-285, doi:10.1111/j.1365-2842.2010.02147.x.
97. Ferrario, V.F.; Sforza, C.; Zanotti, G.; Tartaglia, G.M. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* **2004**, *32*, 451-457, doi:10.1016/j.jdent.2004.02.009.
98. Mayinger, F.; Pfefferle, R.; Reichert, A.; Stawarczyk, B. Impact of High-Speed Sintering of Three-Unit 3Y-TZP and 4Y-TZP Fixed Dental Prostheses on Fracture Load With and Without Artificial Aging. *Int J Prosthodont* **2021**, *34*, 47-53, doi:10.11607/ijp.6775.
99. Nawafleh, N.; Bibars, A.R.; Elshiyab, S.; Janzeer, Y. In vitro Simulation of Periodontal Ligament in Fatigue Testing of Dental Crowns. *Eur J Dent* **2020**, *14*, 380-385, doi:10.1055/s-0040-1713953.
100. Lopez-Suarez, C.; Tobar, C.; Sola-Ruiz, M.F.; Pelaez, J.; Suarez, M.J. Effect of Thermomechanical and Static Loading on the Load to Fracture of Metal-Ceramic, Monolithic, and Veneered Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures. *J Prosthodont* **2019**, *28*, 171-178, doi:10.1111/jopr.13008.
101. Zhang, F.; Spies, B.C.; Vleugels, J.; Reveron, H.; Wesemann, C.; Muller, W.D.; van Meerbeek, B.; Chevalier, J. High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-

- resistant and antagonist-friendly. *Dent Mater* **2019**, *35*, 1776-1790, doi:10.1016/j.dental.2019.10.009.
102. Yuan, J.C.; Barao, V.A.R.; Wee, A.G.; Alfaro, M.F.; Afshari, F.S.; Sukotjo, C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *J Prosthet Dent* **2018**, *119*, 1000-1006, doi:10.1016/j.prosdent.2017.06.001.
103. Kaizer, M.R.; Kolakarnprasert, N.; Rodrigues, C.; Chai, H.; Zhang, Y. Probing the interfacial strength of novel multi-layer zirconias. *Dent Mater* **2020**, *36*, 60-67, doi:10.1016/j.dental.2019.10.008.
104. Zhu, Y.N.; Yang, W.D.; Abbott, P.V.; Martin, N.; Wei, W.J.; Li, J.J.; Chen, Z.; Wang, W.M. The biomechanical role of periodontal ligament in bonded and replanted vertically fractured teeth under cyclic biting forces. *Int J Oral Sci* **2015**, *7*, 125-130, doi:10.1038/ijos.2014.51.
105. Rosentritt, M.; Behr, M.; Scharnagl, P.; Handel, G.; Kolbeck, C. Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study. *Int J Prosthodont* **2011**, *24*, 465-468.
106. Brosh, T.; Porat, N.; Vardimon, A.D.; Pilo, R. Appropriateness of viscoelastic soft materials as in vitro simulators of the periodontal ligament. *J Oral Rehabil* **2011**, *38*, 929-939, doi:10.1111/j.1365-2842.2011.02231.x.
107. Naveh, G.R.; Lev-Tov Chattah, N.; Zaslansky, P.; Shahar, R.; Weiner, S. Tooth-PDL-bone complex: response to compressive loads encountered during mastication - a review. *Arch Oral Biol* **2012**, *57*, 1575-1584, doi:10.1016/j.archoralbio.2012.07.006.
108. Franco, E.B.; da Cunha, L.F.; Benetti, A.R. Effect of storage period on the accuracy of elastomeric impressions. *J Appl Oral Sci* **2007**, *15*, 195-198, doi:10.1590/s1678-77572007000300008.
109. Purk, J.H.; Willes, M.G.; Tira, D.E.; Eick, J.D.; Hung, S.H. The effects of different storage conditions on polyether and polyvinylsiloxane impressions. *J Am Dent Assoc* **1998**, *129*, 1014-1021, doi:10.14219/jada.archive.1998.0356.
110. Endo, T.; Finger, W.J. Evaluation of the elastic recovery of polyether impression materials. *Am J Dent* **2005**, *18*, 355-360.
111. Papadogiannis, D.; Lakes, R.; Palaghias, G.; Papadogiannis, Y. Effect of storage time on the viscoelastic properties of elastomeric impression materials. *J Prosthodont Res* **2012**, *56*, 11-18, doi:10.1016/j.jpor.2011.03.002.
112. Matalon, S.; Safadi, D.; Meirowitz, A.; Ormianer, Z. The Effect of Aging on the Roughness and Bacterial Adhesion of Lithium Disilicate and Zirconia Ceramics. *J Prosthodont* **2021**, *30*, 440-446, doi:10.1111/jopr.13257.
113. Bollen, C.M.; Papaioanno, W.; Van Eldere, J.; Schepers, E.; Quirynen, M.; van Steenberghe, D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* **1996**, *7*, 201-211, doi:10.1034/j.1600-0501.1996.070302.x.
114. Al Hamad, K.Q.; Abu Al-Addous, A.M.; Al-Wahadni, A.M.; Baba, N.Z.; Goodacre, B.J. Surface Roughness of Monolithic and Layered Zirconia Restorations at Different Stages of Finishing and Polishing: An In Vitro Study. *J Prosthodont* **2019**, *28*, 818-825, doi:10.1111/jopr.13071.
115. Caglar, I.; Ates, S.M.; Yesil Duymus, Z. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont* **2018**, *10*, 132-137, doi:10.4047/jap.2018.10.2.132.

-
116. Khayat, W.; Chebib, N.; Finkelman, M.; Khayat, S.; Ali, A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *J Prosthet Dent* **2018**, *119*, 626-631, doi:10.1016/j.prosdent.2017.04.003.
 117. Happe, A.; Roling, N.; Schafer, A.; Rothamel, D. Effects of different polishing protocols on the surface roughness of Y-TZP surfaces used for custom-made implant abutments: a controlled morphologic SEM and profilometric pilot study. *J Prosthet Dent* **2015**, *113*, 440-447, doi:10.1016/j.prosdent.2014.12.005.
 118. Linkevicius, T.; Valantiejiene, V.; Alkimavicius, J.; Gineviciute, E.; Andrijauskas, R.; Linkeviciene, L. The Effect of a Polishing Protocol on the Surface Roughness of Zirconium Oxide. *Int J Prosthodont* **2020**, *33*, 217-223, doi:10.11607/ijp.6686.

7. Anhang

7.1 Materialien- und Geräteliste

1. **Katana zirconia HTML, STML, UTML, YML**
A2, T 18 mm, Ø 98,5mm
Kuraray Noritake Dental Inc., Miyoshi, Japan
2. **Panavia V5**
A2
Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Japan
3. **Clearfil ceramic primer plus**
Kuraray Noritake Dental Inc., Kurashiki, Japan
4. **ZirLux NP**
T 24,5 mm, Ø 98,3mm
Henry Schein Inc., Melville, NY, USA
5. **PalaXpress clear**
Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland
6. **Impregum penta soft**
3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland
7. **Polyether adhesive**
3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland
8. **Pentamix 2**
3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland
9. **Fusion 360 + Meshmixer**
Autodesk, Mill Valley, CA, USA
10. **PrograMill PM7**
Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
11. **HT-S speed**
MIHM Vogt GmbH & Co KG, Stutensee, Deutschland
12. **Zirkopol**
Feguramed GmbH, Buchen, Deutschland
13. **Valo Grand LED curing light**
Ultradent, South Jordan, UT, USA
14. **Flexi-Dip Elastic Dipping Wax**

Al dente Dentalprodukte GmbH, Goslar, Deutschland

15. Finodip 1 Plus

Fino GmbH, Bad Bocklet, Deutschland

16. D-AB 240

Harnisch Rieth GmbH & Co. KG, Winterbach, Deutschland

17. Basic quattro SI

Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland

18. Tronada

Reitel Feinwerktechnik GmbH, Bad Essen, Deutschland

19. Sonorex super

Brandelin electronic GmbH & Co. KG, Berlin, Deutschland

20. Palamat practic EL T

Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland

21. Silaplast futur

Detax GmbH, Ettlingen, Deutschland

22. Inkubator Model B28

Binder GmbH, Tuttlingen Deutschland

23. Chewing simulator CS-4

SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland

24. Steatit Kugeln

CeramTec, Plochingen, Deutschland

25. Keyence VHX-5000

Keyence, Osaka, Japan

26. Zwick Z010

ZwickRoell GmbH, Ulm, Deutschland

27. Zinnfolie 0,3 mm

Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland

28. Infinite focus G4d

Alicona imaging GmbH, Graz, Österreich

29. Technovit 4004

Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland

30. IsoMet 1000

Buehler GmbH, Esslingen, Deutschland

31. Phoenix alpha

Buehler GmbH, Esslingen, Deutschland

32. Nap B1 & Dur 3 Dia pro

Struers, Ballerup, Dänemark

33. Balea Vaseline

dm-drogerie GmbH, Karlsruhe, Deutschland

34. IBM SPSS Statistics Version 27

IBM Corp., Armonk, New York, USA

7.2 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Max Pöppel, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Einfluss der Kausimulation auf die Bruchlast, das Bruchmuster und die Rauigkeit von monolithischen dreigliedrigen Frontzahnbrücken aus Zirkondioxid“; „Influence of chewing simulation on fracture load, fracture pattern and roughness of monolithic three-unit anterior fixed dental prostheses made of zirconia“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

7.3 Anteilserklärung an der erfolgten Publikation

Max Pöppel hatte folgenden Anteil an der folgenden Publikation:

Pöppel, M.L.; Rosentritt, M.; Sturm, R.; Beuer, F.; Hey, J.; Schmid, A.; Schmidt, F. Fracture Load and Fracture Patterns of Monolithic Three-Unit Anterior Fixed Dental Prosthesis after In Vitro Artificial Aging-A Comparison between Color-Gradient and Strength-Gradient Multilayer Zirconia Materials with Varying Yttria Content. *J Clin Med* **2022**, *11*, doi:10.3390/jcm11174982.

Impact factor: 4.964

Der Beitrag zu dieser Publikation umfasste die Ausarbeitung des Studienkonzepts, die Literaturrecherche, die Erarbeitung der Methodik, die Probenherstellung, die Versuchsdurchführung und Datenerfassung, die Datenauswertung, die statistische Analyse, die Ergebnisinterpretation und das Schreiben der Publikation

Unterschrift, Datum und Stempel des erstbetreuenden Hochschullehrers

Unterschrift des Doktoranden

7.4 Detaillierte Anteilsaufstellung an der zugrundeliegenden Studie

- *ZA Max Leopold Pöppel:*
 - Literaturrecherche und Erarbeitung der Methodik
 - Probenherstellung: Polieren der gesinterten Brücken; Sandstrahlen der Brücken und Stümpfe; Adhäsive Befestigung der Brücken auf den Stümpfen; Sockelherstellung; Herstellung der beweglichen Lagerung zur Simulation des parodontalen Ligaments; Vorbereitung der Antagonisten; Nach dem Versuch Trennung der Brückenreste von den wiederverwendbaren Stümpfen
 - Durchführung und Überwachung der Kausimulation
 - Durchführung der Bruchtests
 - Erstellung von lichtmikroskopischen Aufnahmen sowie 3D Scans aller Brücken nach der Herstellung, nach der Kaubelastung und nach dem Bruchtest
 - Erstellung lichtmikroskopischer Aufnahmen von den Bruchflächen zur fraktographischen Analyse
 - Durchführung der fraktographischen Analyse
 - Messung der Oberflächenrauheitswerte
 - Herstellung der Proben für die XRD-Analyse
 - Auswertung der Ergebnisse der Bruchtests, der Frakturmuster, der Bruchflächenuntersuchung, der Spannungsverteilung (FEM) und der Rauheitswerte
 - Statistik mit SPSS
 - Schreiben der Originalpublikation und des Manteltext sowie Erstellung aller darin enthaltenen Tabellen und Abbildungen (außer Abb. 30,34,35)
- *Dr. Ing. Franziska Schmidt:* Gesamtkonzeption; Betreuung der Studiendurchführung; Materialienorganisation; Wissenschaftliche Beratung; Organisation der Finanzierung
- *Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer:* Gesamtkonzeption; Betreuung der Studiendurchführung; Wissenschaftliche Beratung; Organisation der Finanzierung
- *Prof. Dr. med. dent. Jeremias Hey:* Gesamtkonzeption; Wissenschaftliche Beratung

-
- *Prof. Dr. Ing. Martin Rosentritt*: Wissenschaftliche Beratung zur Kausimulation; Erstellung der STL-Dateien und der FEM-Simulation (Abb. 30)
 - *Dr. med. dent. Alois Schmid*: Erstellung der FEM-Simulation
 - *Dr. Ing. Oliver Görke*: XRD-Phasenanalyse (Abb. 34, 35)
 - *Prof. Dr. Ing. Claudia Fleck*: Wissenschaftliche Beratung zur Fraktographie
 - *Dipl. Biomath. Alice Schneider*: Wissenschaftliche Beratung zur Statistik
 - *Dr. med. dent. Adham Elsayed*: Materialorganisation bei der Firma Kuraray
 - *Dr. med. dent. Richard Sturm*: Einweisung in den Kausimulator
 - *ZA Moritz Pöppel*: IT-Unterstützung bei der Erstellung von Abbildungen
 - *ZTM Robert Nicic*: Fräsen und Sintern der Brücken und Stümpfe
 - *MTA Christiane Schopf*: Einweisung in die Universaltestmaschine, das Mikroskop, den optischen Profilometer und die Diamantsäge

7.5 Auszug aus der Journal Summary List

Das Journal of Clinical Medicine lag auf Platz 54 von 171 Journals der Journal Summary List.

Journal Data Filtered By: **Selected JCR Year: 2021** Selected Editions: SCIE,SSCI
 Selected Categories: **"MEDICINE, GENERAL and INTERNAL"**
 Selected Category Scheme: WoS
Gesamtanzahl: 171 Journale

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfaktor
1	LANCET	403,221	202.731	0.56608
2	NEW ENGLAND JOURNAL OF MEDICINE	506,069	176.079	0.75350
3	JAMA-JOURNAL OF THE AMERICAN MEDICAL ASSOCIATION	242,479	157.335	0.38221
4	BMJ-British Medical Journal	183,681	93.333	0.20057
5	Nature Reviews Disease Primers	21,565	65.038	0.04754
6	ANNALS OF INTERNAL MEDICINE	83,711	51.598	0.09934
7	JAMA Internal Medicine	31,254	44.409	0.09195
8	JOURNAL OF TRAVEL MEDICINE	6,380	39.194	0.01202
9	Lancet Digital Health	3,373	36.615	0.00949
10	Military Medical Research	3,830	34.915	0.00649
11	JOURNAL OF THE ROYAL SOCIETY OF MEDICINE	5,569	18.000	0.00302
12	EClinicalMedicine	8,029	17.033	0.02095
13	CANADIAN MEDICAL ASSOCIATION JOURNAL	21,959	16.859	0.01853
14	QJM-AN INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICINE	8,176	14.040	0.00555
15	JAMA Network Open	31,821	13.353	0.10663
16	JOURNAL OF INTERNAL MEDICINE	15,804	13.068	0.01512
17	MEDICAL JOURNAL OF AUSTRALIA	14,683	12.776	0.01443
18	Journal of Cachexia Sarcopenia and Muscle	7,461	12.063	0.01164

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfaktor
19	Cochrane Database of Systematic Reviews	92,845	12.008	0.12261
20	PLOS MEDICINE	47,916	11.613	0.06084
21	BMC Medicine	25,255	11.150	0.04188
22	MAYO CLINIC PROCEEDINGS	23,575	11.104	0.02749
23	Translational Research	6,741	10.171	0.00842
24	ANNALS ACADEMY OF MEDICINE SINGAPORE	3,779	8.713	0.00189
25	Deutsches Arzteblatt International	8,039	8.251	0.00837
26	European Journal of Internal Medicine	8,641	7.749	0.01115
27	MEDICAL CLINICS OF NORTH AMERICA	5,255	6.912	0.00501
28	AMERICAN JOURNAL OF PREVENTIVE MEDICINE	30,469	6.604	0.03417
29	AMYLOID-JOURNAL OF PROTEIN FOLDING DISORDERS	2,335	6.571	0.00312
30	CLEVELAND CLINIC JOURNAL OF MEDICINE	2,636	6.522	0.00264
31	JOURNAL OF GENERAL INTERNAL MEDICINE	30,806	6.473	0.03485
32	BRITISH JOURNAL OF GENERAL PRACTICE	9,368	6.302	0.01053
33	Journal of Evidence Based Medicine	1,129	6.224	0.00174
34	CHINESE MEDICAL JOURNAL	12,643	6.133	0.01197
35	AMERICAN JOURNAL OF CHINESE MEDICINE	5,403	6.005	0.00295
36	AMERICAN JOURNAL OF MEDICINE	29,889	5.928	0.01854
37	BRITISH MEDICAL BULLETIN	5,758	5.841	0.00293

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfaktor
38	JOURNAL OF URBAN HEALTH-BULLETIN OF THE NEW YORK ACADEMY OF MEDICINE	6,264	5.801	0.00735
39	EUROPEAN JOURNAL OF CLINICAL INVESTIGATION	9,263	5.722	0.00734
40	PALLIATIVE MEDICINE	7,829	5.713	0.00815
41	ANNALS OF FAMILY MEDICINE	7,127	5.707	0.00748
42	MINERVA MEDICA	1,579	5.580	0.00129
43	JOURNAL OF PAIN AND SYMPTOM MANAGEMENT	16,737	5.576	0.01740
44	Internal and Emergency Medicine	4,597	5.472	0.00692
45	CLINICAL MEDICINE	4,814	5.410	0.00647
46	JOURNAL OF KOREAN MEDICAL SCIENCE	10,929	5.354	0.01261
47	ANNALS OF MEDICINE	6,346	5.348	0.00364
48	AMERICAN FAMILY PHYSICIAN	11,647	5.305	0.00659
49	INDIAN JOURNAL OF MEDICAL RESEARCH	8,938	5.274	0.00701
50	PANMINERVA MEDICA	1,153	5.268	0.00096
51	Polish Archives of Internal Medicine- Polskie Archiwum Medycyny Wewnętrznej	2,338	5.218	0.00262
52	Frontiers in Medicine	12,813	5.058	0.02210
53	POSTGRADUATE MEDICAL JOURNAL	8,988	4.973	0.00466
54	Journal of Clinical Medicine	41,038	4.964	0.07176
55	BMJ Evidence-Based Medicine	1,365	4.691	0.00299
56	PREVENTIVE MEDICINE	22,059	4.637	0.02490

7.6 Druckexemplar der Publikation

Journal of
Clinical Medicine

Article

Fracture Load and Fracture Patterns of Monolithic Three-Unit Anterior Fixed Dental Prostheses after In Vitro Artificial Aging—A Comparison between Color-Gradient and Strength-Gradient Multilayer Zirconia Materials with Varying Yttria Content

Max L. Pöppel¹, Martin Rosentritt² , Richard Sturm³ , Florian Beuer¹, Jeremias Hey¹, Alois Schmid² and Franziska Schmidt^{1,*}

¹ Department of Prosthodontics, Geriatric Dentistry and Craniomaxillofacial Disorders, Charité Universitätsmedizin Berlin, Aßmannshäuser Str. 4-6, 14197 Berlin, Germany

² Department of Prosthodontics, University of Regensburg, Franz-Josef-Strauss-Allee 11, 93053 Regensburg, Germany

³ Department of Dental Preservation, Preventive and Paediatric Dentistry, Charité Universitätsmedizin Berlin, Aßmannshäuser Str. 4-6, 14197 Berlin, Germany

* Correspondence: franziska.schmidt2@charite.de; Tel.: +49-30-450-562769



Citation: Pöppel, M.L.; Rosentritt, M.; Sturm, R.; Beuer, F.; Hey, J.; Schmid, A.; Schmid, F. Fracture Load and Fracture Patterns of Monolithic Three-Unit Anterior Fixed Dental Prostheses after In Vitro Artificial Aging—A Comparison between Color-Gradient and Strength-Gradient Multilayer Zirconia Materials with Varying Yttria Content. *J. Clin. Med.* **2022**, *11*, 4982. <https://doi.org/10.3390/jcm11174982>

Academic Editor: Longquan Shao

Received: 1 August 2022

Accepted: 19 August 2022

Published: 25 August 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: (1) Background: Due to advantages such as avoidance of chipping, pulp-friendly tooth preparation and cost reduction, zirconia is increasingly being used monolithically without veneering. Nevertheless, to enable good aesthetics, various multilayer systems have been developed. The aim of this study was to investigate the impact of different zirconia multilayer strategies and yttria levels on fracture load, fracture pattern, stress distribution and surface roughness. (2) Methods: Monolithic three-unit anterior FDPs were made from three different color-gradient zirconia multilayer materials with different yttria levels corresponding to varying strength and degrees of translucency grades (Katana HTML, STML, UTML, Kuraray) and one strength-gradient zirconia multilayer material (Katana YML, Kuraray) and artificially aged in a chewing simulator (1.2 × 10⁶ load cycles, 50 N, 2 × 3000 thermocycles, 5–55 °C). Analyses of fracture load, fracture pattern, fracture surfaces, stress distribution and roughness were performed after the fracture load test. Shapiro–Wilk, Kruskal–Wallis, Mann–Whitney U-tests and one-way ANOVA were used ($p < 0.05$). (3) Results: Fracture loads of the high strength color-gradient material HTML and the strength-gradient material YML were comparable after 5 years of aging ($p = 0.645$). Increasing yttria levels resulted in a decrease in fracture resistance of 42–57% ($p < 0.05$). Surface roughness of different zirconia generations is comparable after polishing and aging. (4) Conclusions: Color-gradient multilayer zirconia materials and new strength-gradient zirconia materials with similar yttria levels in the basal layers show comparable mechanical properties and are suitable for anterior FDPs.

Keywords: zirconia; multilayer; fracture load; fractography; roughness; finite element modelling

1. Introduction

In recent years, zirconia (ZrO₂) has developed from a uniform material into a diverse family of materials with different optical and mechanical properties [1,2]. The first two zirconia generations doped with 3 mol% yttria are mainly composed of tetragonal crystals. They are characterized by superior flexural strength (1000–1500 MPa) and high fracture toughness (3.5–4.5 MPa√m) [3]. These properties are due to the small grain size (~0.3–0.6 μm) [4–6] and transformation toughening [7]. This results from the conversion of the metastable tetragonal grains to monoclinic grains and is accompanied by a 3–5% increase in volume (martensitic transformation). This thereby leads to compressive stress at crack tips and

prevents further crack propagation [2,3,8]. The first and second generation differ mainly in their alumina (Al_2O_3) content. The high strength in the first zirconia generations comes along with low translucency. The high opacity is caused by the optical anisotropic behavior of the tetragonal crystals, which lead to strong birefringence and light scattering effects at the grain boundaries [3]. Therefore, they are often veneered with silicate ceramics to meet the patient's demand for esthetic restorations. The veneering, however, is susceptible to fractures (chippings) [9]. Several efforts have been made to overcome the chipping problems. The most effective strategy to avoid chipping is to use monolithic designs [9]. In addition to the reduced chipping problem, monolithic restorations require less invasive tooth preparation [10] and allow for cost- and time-efficient fabrication using CAD/CAM [1]. Due to these advantages, further zirconia types for monolithic restorations with optimized optical properties have been developed. In the third generation zirconia, the yttria content was increased to 5 mol% [1–3,7]. This creates an additional cubic phase characterized by an optical isotropic behavior of the crystals and a larger grain size (0.7–4 μm) [3,5–7], which reduces the number of grain boundaries and increases translucency [11]. The cubic phase is not capable of undergoing phase transformation [5]. Therefore, flexural strength and fracture toughness of the third generation (400–900 MPa, 2.2–2.7 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$) are comparable to those of lithium disilicate [3,12]. The fourth generation, which is 4 mol% yttria stabilized, tries to balance mechanical (600–1000 MPa, 2.5–3.5 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$) and optical properties [3]. To enable the application of monolithic restorations in the visible area, multilayer materials with color- and translucency gradients that imitate the natural appearance of teeth were developed. It is possible that the layered manufacturing process of the zirconia blanks affects the mechanical properties. All zirconia generations are represented in the Katana zirconia multilayer system by the Japanese manufacturer Kuraray Noritake. Kaizer et al. found flexural strength values of 800–900 MPa for a second generation multilayer zirconia material (Katana Zirconia HTML), 560–650 MPa for a fourth generation multilayer zirconia material (Katana Zirconia STML) and 470–500 MPa for a third generation multilayer zirconia material (Katana Zirconia UTML) [13].

It was feared that monolithic zirconia restorations were harmful to the natural tooth structure of the antagonist teeth due to their great hardness [7,14,15]. Studies have shown that when the surface is very smooth, the wear of zirconia is very low [12] and the wear of the antagonist is similar or even lower than that of silicate ceramics [15,16]. Surface treatment and roughness are more decisive for wear than surface hardness [17].

Another problem with monolithic zirconia restorations is the unprotected contact of the material with the moist oral cavity. There is a risk of so-called low-temperature degradation (LTD). This is a gradual transformation from the tetragonal to the monoclinic phase in the presence of water [18,19]. However, for 3Y-TZP, it has been shown that this does not negatively affect the fracture strength, since the transition is limited to the surface (transformation depth 5–60 μm) [4,7,15,18,19]. The third and fourth generation zirconia show little or no phase transformation [4,5,7,14]. With them, only a lower fatigue strength of the material has been observed so far [8,20].

In chewing simulation, the restoration is simultaneously exposed to thermal and mechanical loads in a humid environment. Repeated cyclic loading well below the loading limits can lead to the development and the progression of internal or external defects. The remaining stability is measured by a subsequent fracture test. The stability of zirconia is determined by the interaction of the material fatigue through subcritical crack growth and transformation toughening.

We have extensive knowledge of the material properties of the various zirconia generations with constant yttria contents. Recently, zirconia with different yttria content in one material and resulting strength gradients has been offered. It is unknown which mechanical properties result from the combination. Although any efforts to increase translucency are particularly important in the anterior region, the effects of mechanical loading on monolithic anterior FDPs made of zirconia have hardly been investigated. The purpose of this study is to compare the mechanical properties of monolithic three-unit anterior FDPs made

of color-gradient materials, which have been on the market for a few years, with a new color- and strength-gradient material after aging.

The null hypotheses are:

- there is no difference in the fracture load of monolithic three-unit anterior FDPs made of color-gradient zirconia materials and those made of color- and strength-gradient zirconia materials after aging;
- there is no difference in fracture type, fracture origin and stress distribution between color-gradient and strength-gradient FDPs;
- due to the different grain sizes, different zirconia materials exhibit different roughness values after polishing and aging.

2. Materials and Methods

2.1. Materials, Specimens Manufacturing, Aging Procedure and Fracture Load Test

STL files of a monolithic three-unit anterior FDP and two abutments (right upper central incisor, right upper canine) were designed by a CAD/CAM software (Meshmixer and Fusion360, Autodesk, Mill Valley, CA, USA). The abutments had a 1 mm deep circumferential shoulder finish line, a 6 degrees convergence angle, a preparation height of 6 mm, rounded inner angles and were milled of base metal CoCr alloy (ZirLux, Henry Schein Inc., Melville, LA, USA). The restoration had a minimum wall thickness of 1 mm, a triangular shaped connector with gingival base, a connector cross-sectional area of 23 mm² mesial and 21.5 mm² distal and an inter abutment span of 7 mm. A comparable FDP geometry with similar cross sections is described in the literature [21].

The FDP was enlarged 22.5–22.7% to compensate for sinter shrinkage. Three color-gradient zirconia materials with different strength and translucency levels were employed in this study: high strength zirconia material Katana Zirconia HTML (Katana Zirconia High translucency multi layered, Kuraray Noritake, Hattersheim, Germany), medium strength material Katana Zirconia STML (Super translucent multi layered, Kuraray Noritake), and low strength high translucency zirconia Katana Zirconia UTML (Ultra translucent multi layered, Kuraray Noritake). Each blank consisted of 4 different layers (35% Enamel layer, 15% Transition layer 1, 15% Transition layer 2, 35% body layer). In addition, one color- and strength-gradient zirconia material YML (Yttria multi layered, Kuraray Noritake) was used, where the Enamel layer is composed of STML, the transition layers 1 and 2 as well as the body layer consists of a new type of zirconia with strength values > 1000 MPa (Figure 1) [22]. The FDPs were nested in the middle of the zirconia blanks. The specimens ($n = 8$ /group) were dry milled (white stage zirconia blanks, shade A2, T 18 mm, \varnothing 98.5 mm) by a five-axis laboratory milling machine (PrograMill PM7, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) and sintered to full density with a conventional 7 h sintering program according to the manufacturer's recommendations (HT-S speed, MIHM Vogt GmbH, Stutensee, Germany). The FDPs were polished with a goat hairbrush (15,000 rpm) and a diamond polishing paste (Zirkopol, Feguramed, Buchen, Germany). Inner surfaces and the abutments were air-particle abraded (Al₂O₃, 50 μ m, 0.2 MPa, 10 s, 15 mm) and ultrasonically cleaned for 5 min in 96% ethanol. After drying a primer was applied on both surfaces (Clearfil ceramic primer plus, Kuraray Noritake). The FDPs were cemented using a dual cure luting resin (Panavia V5, Kuraray Noritake). Excess was removed with a foam pellet and then the compound was light cured 10s per surface (385–515 nm, 1000 mW/cm²) (LED curing light Valo Grand, Ultradent, South Jordan, UT, USA). To simulate the periodontal ligament the abutments were movably embedded in a 135° angle using cold curing resin (PalaXpress, Kulzer, Hanau, Germany) and polyether impression material (Impregum penta soft, 3M ESPE, Landsberg am Lech, Germany). In a first step, the abutments were dipped in melted wax, resulting in a 0.8 ± 0.1 mm thick wax layer. In a second step after embedding, the wax was completely removed and replaced with polyether [23].

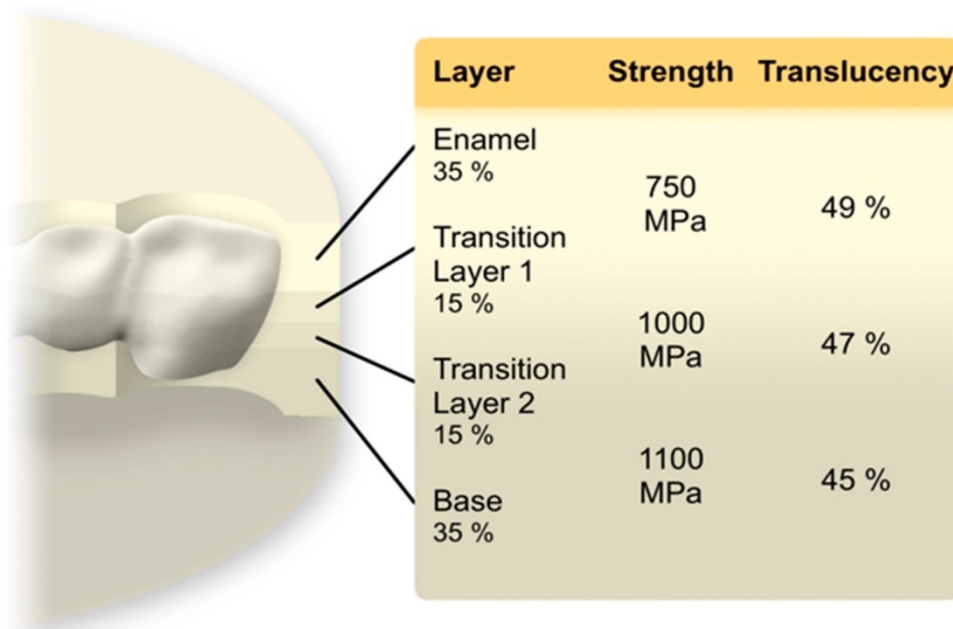


Figure 1. Multilayer architecture of a YML zirconia blank and nesting position. Data regarding the layer thickness, strength and translucency values was supplied by the manufacturer Kuraray Noritake.

All specimens were subjected to artificial aging. First, they were stored in distilled water for 24 h at 37 °C (Incubator B28, Binder Tuttlingen, Germany). Mechanical loading (1.2×10^6 cycles, 50 N, 1.93 Hz, descendant speed 40 mm/s, ascendant speed 60 mm/s, mouth opening 2 mm, steatite antagonist \varnothing 6 mm, loading point middle of the pontic) and thermal cycling (2×3000 cycles, 5–55°C, 90 s dwell time, 30 s drain time, distilled water) was performed simultaneously using a chewing simulator (CS-4, SD Mechatronic, Feldkirchen-Westerham, Germany) (Figure 2).

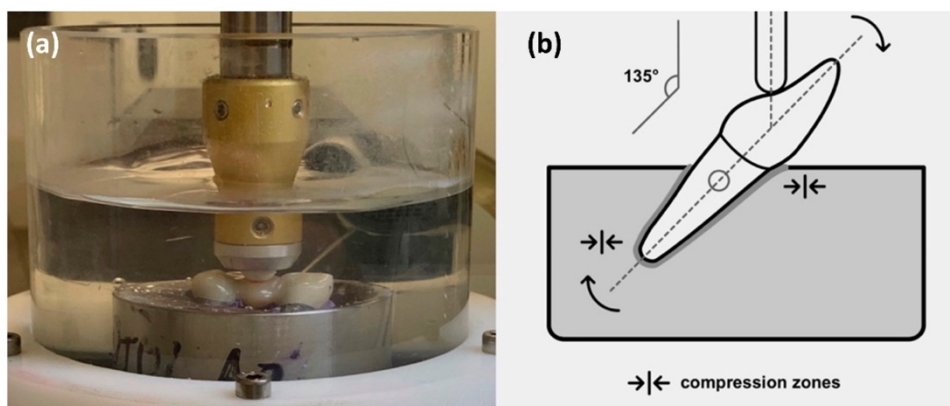


Figure 2. (a) Test set-up in the chewing simulator; (b) scheme for the test set-up.

Fracture load (FL) was determined using a universal testing machine (Zwick Z010, ZwickRoell, Ulm, Germany) with a crosshead speed of 1 mm/min. A 0.3 mm tin foil (Dentaurum, Ispringen, Germany) was placed between the FDPs and the semi-spherical stainless-steel indenter (\varnothing 5 mm) to avoid stress peaks. The machine was stopped at a 20% force drop off. FL was defined as maximum force before a sudden decrease in the load-deformation curve, which was associated with visible damage and a typical cracking sound.

2.2. Fracture Pattern Analysis and Fractography

All specimens were examined under a digital light microscope (VHX-5000, Keyence, Osaka, Japan) after manufacturing, aging and fracture load test. Photos of the fracture patterns and surfaces at different magnifications (20–100 \times) as well as 3D scans were made. Fracture locations were noted. A fractographic analysis to determine the fracture origin was performed. The evaluation was made according to established standards [24].

2.3. Finite Element Method

The finite element method (FEM) was used to analyze the stress distribution under load (Fusion360, Autodesk). The finite element model consisted of 69,583 elements and 115,412 nodes. Material properties of zirconia (E-modulus 210 GPa, Poisson's ratio 0.30), CoCr alloy (240 GPa, 0.25), luting resin (6.3 GPa, 0.30) and embedding material (2.3 GPa, 0.49) were taken from manufacturer's data sheets. Linear elasticity and isotropy in behavior with no residual stresses from sintering, air-particle abrasion and luting were assumed. A load of 450 N was simulated. The results were shown in color graphs, the same color visualized the same stress level.

2.4. Mean Roughness Values

The mean roughness value (R_a) was determined to evaluate the surface roughness. It was examined with a white light profilometer (Infinite focus G4, Alicona imaging, Graz, Austria) after polishing and aging. The roughness values were measured at a suitable area without significant curvature on the palatal surface close to the loading point. The following device settings were used: objective with 50 \times magnification, a vertical resolution of 41 nm, a lateral resolution of 2.14 μ m and a contrast value of 1.36. The investigated area was 284 \times 215.5 μ m. The L_c -value was set to 150 μ m to reduce environmental noise.

2.5. Statistical Analysis

For data evaluation descriptive statistics were performed (SPSS 27, IBM Corp., Armonk, NY, USA). Shapiro–Wilk test checked the normal distribution of the results. For the fracture load non-parametric tests (Kruskal–Wallis test, Mann–Whitney U test) were utilized to compare different groups. To detect differences for roughness values between the groups one-way analysis of variance (one-way ANOVA) was performed. p -values < 0.05 were defined as significant.

3. Results

3.1. Fracture Load

All FDPs survived chewing simulation without failure or chipping. Values between 1274 N and 7169 N were measured for the fracture loads of the specimens (Figure 3). Table 1 shows the values for the different multilayer zirconia materials. Shapiro–Wilk testing indicated that not all results were normally distributed, therefore non-parametric tests were utilized to compare the results. Kruskal–Wallis testing suggested that there were significant differences between the groups ($p < 0.001$). Multiple Mann–Whitney U tests proved that all groups showed significant differences from each other, except for HTML and YML ($p = 0.645$).

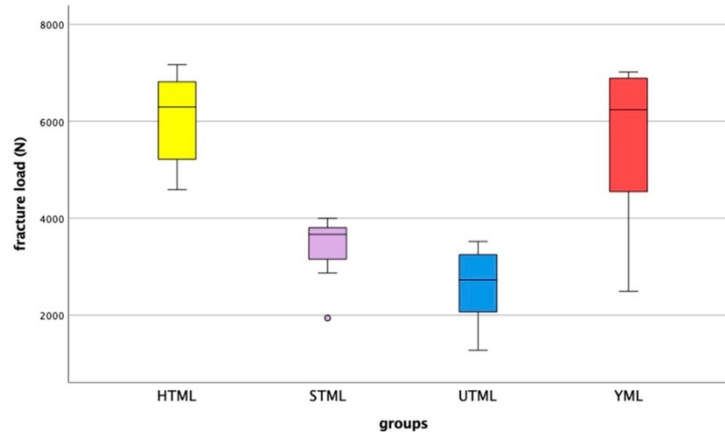


Figure 3. Fracture load results after artificial aging by chewing simulation, showing median, interquartile range (IQR, 75th percentile (Q1), 25th percentile (Q3)), upper whisker (Q1–1.5 IQR), lower whisker (Q3–1.5 IQR), and outliers.

Table 1. Fracture load values (FL) in N after artificial aging by chewing simulation.

Material *	n	Median	Maximum	Minimum	Interquartile Range
HTML (3Y-TZP)	8	6296	7169	4588	5176–6918
STML (4Y-PSZ)	8	3668	3998	1940	3011–3837
UTML (5Y-PSZ)	8	2726	3521	1274	2041–3272
YML (3–4Y-PSZ)	8	6239	7018	2493	4505–6907

* TZP: tetragonal zirconia polycrystal, PSZ: partly stabilized zirconia.

3.2. Fracture Pattern and Fractography

After aging, no or only minimal wear was visible on the surface at 50× magnification (Figure 4). The FDPs showed brittle fractures. For STML and YML, 100% of the FDP's fractured at the distal connector, while for HTML the figure was 87.5% (Figure 5). UTML showed more diverse fracture patterns and various fracture points at the connectors (50% distal connector, 25% mesial connector, 25% other locations).



Figure 4. Representative specimen after (a) manufacturing, (b) aging and (c) fracture load test.

In the examination of the fracture surfaces, all specimens showed damage at the loading point. For HTML and YML the fracture origin was mainly located near the loading point. With STML and UTML specimens, the origin was on the gingival side of the connector or there were signs of fracture origin at the loading point as well as on the basal side. Origin defects were surrounded by a smooth semielliptical mirror region. Fine hackle marks radiating outwards indicated the direction of crack propagation. Some specimens showed typical compression curls on the loading side (Figure 6).

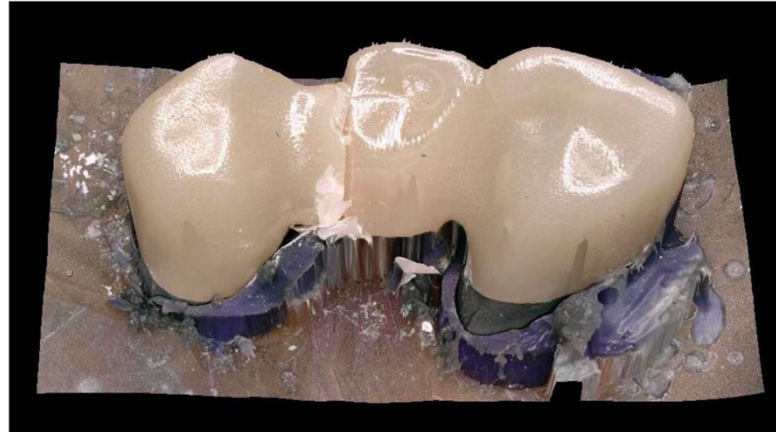


Figure 5. 3D Scan of a fracture pattern.

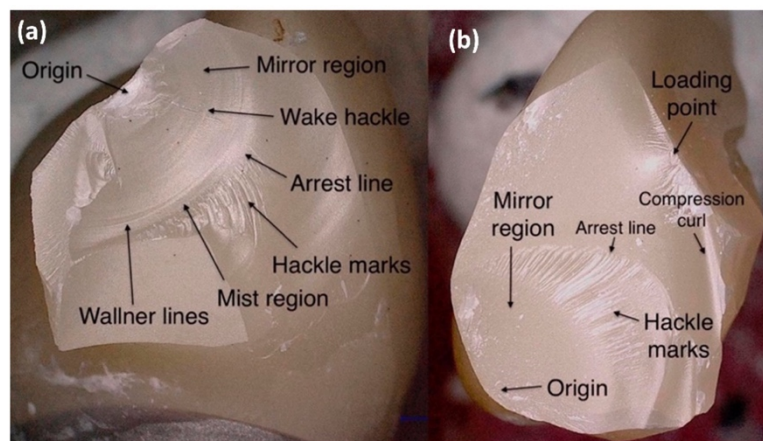


Figure 6. Fractographic analysis: (a) fracture origin near the loading point. This fracture type usually occurs with HTML and YML; (b) fracture origin on the gingival side of the pontic. This fracture type usually occurs with STML and UTML.

3.3. Finite Element Method

The FEM analysis showed that a stress peak occurred at the loading point. The simulation confirmed high stress concentration on the distal connector. FEM analysis indicated high tensile stress on the gingival connector side, especially in the vestibular area. Other areas showed only minor loads (Figure 7).

3.4. Mean Roughness Values

The surfaces showed a smooth surface structure with fine grooves parallel to the direction of polishing and a few pits. The roughness measurements showed similar roughness R_a values for the four materials ($p = 0.197$; One-way ANOVA) (Figures 8 and 9). The mean, maximum and minimum values are listed in Table 2.

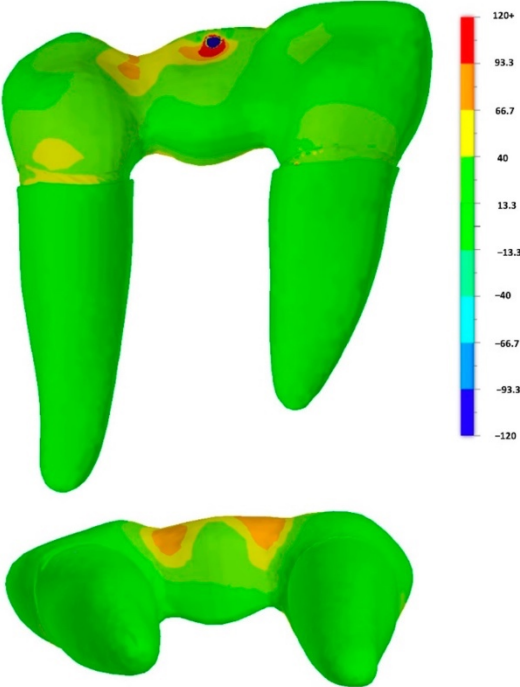


Figure 7. FE analysis: principal stress [MPa] distribution within the restoration (central occlusal load direction).

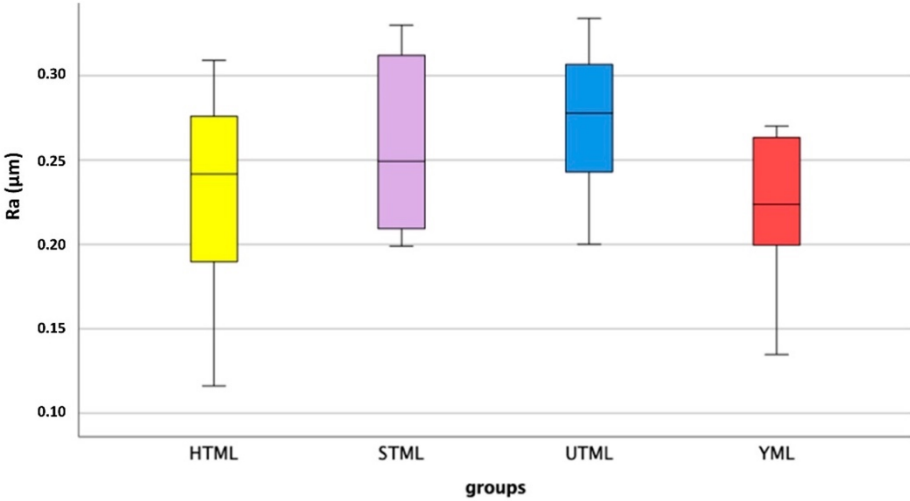


Figure 8. Roughness values R_a (μm) after aging: median, interquartile range (IQR, 75th percentile (Q3), 25th percentile (Q1), upper whisker (Q1-1.5 IQR), lower whisker (Q3-1.5 IQR).

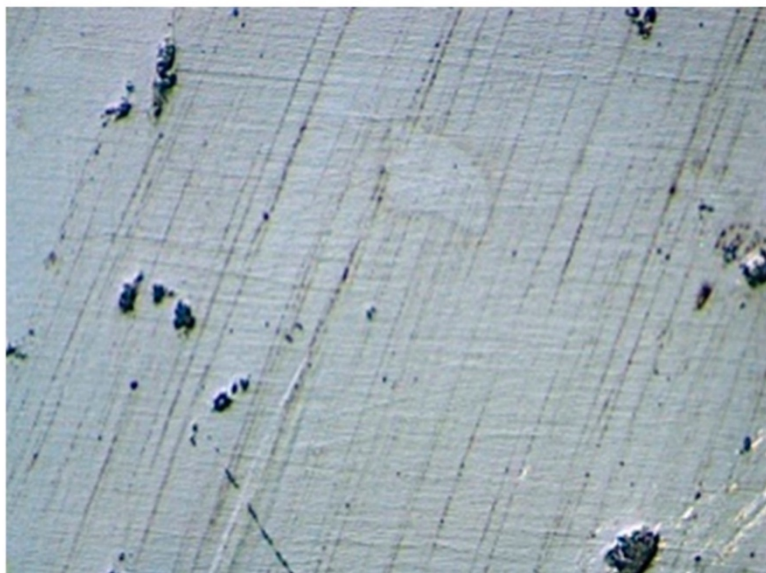


Figure 9. Zirconia surface with fine grooves parallel to the polishing direction.

Table 2. Roughness values R_a and R_z after aging.

Material *	n	R_a (μm)				R_z (μm)			
		Mean	Max.	Min.	SD	Mean	Max.	Min.	SD
HTML (3Y-TZP)	8	0.230	0.309	0.116	0.064	2.016	3.003	0.850	0.667
STML (4Y-PSZ)	8	0.259	0.330	0.199	0.053	2.099	3.358	1.447	0.604
UTML (5Y-PSZ)	8	0.274	0.334	0.200	0.046	1.946	2.351	1.357	0.334
YML (3–4Y-PSZ)	8	0.222	0.270	0.135	0.046	2.010	3.258	1.119	0.652

* TZP: tetragonal zirconia polycrystal, PSZ: partly stabilized zirconia.

4. Discussion

4.1. Influence of Multilayer Architecture to Fracture Strength, Fracture Pattern, Fracture Origin and Stress Distribution

There was very little scientific literature on monolithic anterior FDPs made of zirconia and none of them focused on the load-bearing capacity of different multilayer systems [21,25]. The first hypothesis, that there is no difference in fracture load of color-gradient and strength-gradient zirconia materials, must be rejected partially. While the color-gradient material HTML and the strength-gradient material YML showed comparable results, there were major differences within the group of color-gradient materials. Consistent with previous studies, the results proved that the fracture resistance is highly dependent on the yttria level [12,21,26]. The higher the yttria content, the lower the mechanical properties [4,8,27]. Other studies showed that in addition to the yttria content, layer thickness and connector cross-sectional area are the decisive factors for strength [10,25,27–31]. Connector height is more important than connector width [31]. The same minimal layer thickness does not apply to all zirconia materials [27]. While it is well documented that a layer thickness of 0.5 mm is sufficient for 3Y-TZP to withstand chewing forces [10,29], the minimum layer thickness for 4Y-PSZ and 5Y-PSZ is controversial. It seems that zirconia with smaller restoration thickness and cubic zirconia benefits more from adhesive luting, while the cement type has hardly any influence on the fracture load of thicker or veneered zirconia restorations [29,32,33]. The manufacturer's recommendations should be strictly followed,

especially because STML and UTML did not show any transformation toughening [5,7,8]. The material 5Y-PSZ occupies an intermediate position between conventional zirconia and lithium disilicate (LiSi_2). It has lower translucency and a higher flexural strength than LiSi_2 [11,16,34]. After adhesive cementation, the two materials showed comparable fracture loads, because LiSi_2 benefits more from adhesive luting [12,32]. However, thinner walls are possible with zirconia [10,32] and zirconia causes less wear at the restoration and the opposing teeth [15], while 4Y-PSZ is a trade-off between strength and aesthetics.

Color-gradient multilayer materials contain the same yttria level in all layers. Therefore, theoretically, the layers do not differ in their mechanical properties. Different esthetics result from different concentrations of metal oxides for pigmentation [1,5]. Compared to monolayer architecture, color-gradient multilayer architecture showed no disadvantages in terms of load-bearing capacity [7,12,14]. Strength-gradient multilayer blanks contain different generations of zirconia in different layers [1,34–36]. Therefore, the layers differ in their properties. According to the manufacturer, the top layer of YML contains the same material as STML and the base layers are comparable to HTML. In the case of this hybrid zirconia material, there are concerns that different sinter shrinkage of the layers leads to internal stresses and thus impairs the long-term reliability. However, Michalova et al. proved that a strength-gradient material can be less affected by artificial aging than a color-gradient material [34]. Schönhoff et al. confirmed comparable Weibull moduli of different layers after dynamic fatigue aging [36]. For materials with a strength-gradient, the nesting of the restoration in the blank must be considered. The connectors of FDPs should be placed in the 3Y-TZP area [35]. Moreover, the possibility that there are differences between the layers also exists with the color-gradient type. Harada et al. showed slightly different shrinkage rates of different color layers [4], Wille et al. proved differences in susceptibility to LTD between enamel and transition layers [18], and Kaizer et al. showed that cross-sectional multilayer specimens had a lower fracture resistance than homogeneous beams [13]. All of this indicates weaknesses in the intermediate layers due to the layered manufacturing process and an influence of coloring oxides. In addition, slightly different yttria concentrations in different layers of multilayer materials marketed as color-gradients were found [4]. However, Kolakarnprasert et al. could not find any differences in yttria level and microstructure between the layers of the Katana color-gradient materials [5]. Top layer and base layer showed comparable flexural strength [13]. The susceptibility to aging of the layers varies greatly depending on the manufacturer [18]. This shows that there is no sharp boundary between color-gradient and strength-gradient materials. The properties of these multilayer blanks are highly dependent on different manufacturing processes used by different manufacturers. Elsayed et al. found comparable or even higher fracture load values (7530 N (3Y-TZP), 5000 N (4Y-PSZ), 3700 N (5Y-PSZ)) for crowns with similar test setup (CoCr dies, simulated 5 years aging) [26]. Michailova et al. found values of 3535 N for a 4Y-PSZ color-gradient material and 5040 N for a 3/5Y-PSZ strength-gradient material [34]. Zacher et al.'s investigation of anterior FDPs on implants resulted in lower fracture load values (2094 N (4Y-PSZ), 1269 N (5Y-PSZ)) [21]. Rosentritt et al. determined a mean fracture load of 1760N for posterior FDPs made of a 3/5Y-PSZ strength-gradient material on human teeth [35]. The comparability of the results of different studies is limited due to the large number of influencing factors (restoration geometry, chewing simulation parameters, abutment material, periodontal ligament simulation).

According to ISO6872:2015 HTML and YML are class 5 ceramics, STML is a class 4 and UTML a class 3 material. Class 3 ceramics have minimum flexural strength requirements of 300 MPa and they are suitable for three-unit FDPs not involving the molar region. Class 4 (>500 MPa) and 5 (>800 MPa) are suitable for posterior FDPs. During chewing simulation, none of the tested FDPs cracked or chipped. After aging, the remaining fracture load was greater than 1000 N for all zirconia materials. Chewing forces around 1000 N are described for bruxism in the posterior region. In the front tooth area, the forces may be smaller. Therefore, all multilayer zirconia materials were suitable for anterior three-unit FDPs.

The second hypotheses must be partially rejected, because there were differences in fracture patterns between UTML and the other groups. The higher the yttria level, the more catastrophic and varied the fracture patterns. In addition, as the yttria content increased, there was a clear shift in fracture origin to the gingival side of the connector. The 5Y-PSZ material was more prone to tensile loads than 3Y-TZP. In accordance with other studies, all specimens survived mastication simulation [21,35]. The fractures in the universal testing machine mainly occurred at the connector with the smallest cross-sectional area. This is in accordance with previous studies [21,25]. Fracture origins at the loading point [37] as well as on the tensile side of the connector are described in the literature [21,25,35]. In accordance with the findings of Heintze et al., FEM analysis showed stress concentration near the loading point and at the basal side of the connector [31]. Hackle marks and fracture mirrors indicated high energy and velocity fractures [24,36].

4.2. Influence of the Yttria Level to Mean Roughness Values

The next hypothesis, that different zirconia generations show significant different roughness levels after aging, must be rejected. There were no significant differences in the surface roughness values of the different groups. However, materials with higher yttria proportion tended to be rougher than materials with lower yttria content. This can be explained by different grain sizes of the materials [8]. UTML (1.7–4.05 μm) and STML (0.68–2.8 μm) have a larger grain size than HTML (0.55–0.62 μm) [5,6]. Grain-pullouts that occurred during the polishing process or during thermo-mechanical aging led to different surface roughening. This is consistent with the literature in that 5Y-PSZ is slightly less smooth than 3Y-TZP [38]. Thermocycling and LTD roughen the surface of zirconia [39,40]. In turn, rough zirconia is more susceptible to hydrothermal aging [40]. Other negative consequences of rough surfaces such as plaque accumulation followed by caries and periodontal inflammation, more chipping at veneered restorations, external staining and excessive wear of the antagonist might be theoretical risks. Our study showed that surface roughness of the different generations is comparable with this polishing protocol after artificial aging. The fact that other studies showed comparable restoration and antagonist wear of all generations, which are lower than that of lithium disilicate, supports our findings [15,16,34]. Furthermore, surface hardness and modulus of elasticity are hardly influenced by the change of the yttria content [4,7,14]. Monolithic zirconia is smoother than lithium disilicate or layered zirconia [15,38,39]. Glazed zirconia restorations showed the least surface roughness [38], but the long-term durability of the glaze is questionable [17]. After the glaze is lost due to occlusal adjustment or wear, monolithic zirconia can be polished back nearly to the level of glazed zirconia [38,40]. This is not possible for glass ceramics [38]. The value range of our results between 0.2–0.3 μm agrees with Caglar et al. (0.28 μm) for polishing Katana HT with zirconia polishers [41]. Our values are very close to the threshold ($R_a = 0.2 \mu\text{m}$) below the roughness has no further impact on bacterial colonization [42]. The tongue can perceive roughness values between 0.25–0.5 μm [14]. Linkevicius et al. showed that significantly lower roughness values down to 0.05 μm are possible for monolithic zirconia by using multiple polishing steps [43].

A limitation of this study is that only materials of one manufacturer were tested. The deviation of the modulus of elasticity of the artificial alloy abutments from the modulus of elasticity of the teeth and the large connector cross-section may have led to higher fracture loads. Due to the high rigidity of the metal dies, the critical tensile loads are reduced in comparison to natural teeth or polymer abutments. This can lead to an overestimation of the resistance of the tested materials [44,45]. In addition, the polyether coating of the roots cannot mimic the complex behavior of the natural periodontal ligament.

5. Conclusions

Clinicians should keep in mind the following points:

- all tested color-gradient and strength-gradient multilayer zirconia materials are suitable for monolithic three-unit anterior FDPs;
- the new strength-gradient multilayer material Katana YML shows comparable load-bearing capacity to the color-gradient multilayer material Katana HTML;
- in color-gradient zirconia materials, increasing the yttria content to improve translucency leads to a reduction in the fracture load of 42% (STML) and 57% (UTML) in comparison to HTML. Therefore, the indication should be carefully considered;
- the weak points in FDPs are the connectors.

Author Contributions: Conceptualization, M.L.P., F.B., J.H. and F.S.; methodology, M.L.P., F.S., R.S., M.R. and A.S.; software, M.R. and A.S., validation, F.S.; formal analysis, M.L.P. and F.S.; investigation, M.L.P.; resources, F.S., F.B., J.H.; data curation, M.L.P., A.S.; writing—original draft preparation, M.L.P.; writing—review and editing, M.L.P., F.S., F.B., J.H., R.S. and M.R.; visualization, M.L.P.; supervision, F.S., J.H. and F.B.; project administration, F.S.; funding acquisition, F.B. and F.S. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This work was supported by Kuraray Noritake.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: Not applicable.

Acknowledgments: We thank Kuraray Noritake for providing the materials and Robert Nicic for milling and sintering the restorations. We thank Claudia Fleck for support with the fractography analysis.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Guth, J.F.; Stawarczyk, B.; Edelhoff, D.; Liebermann, A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int.* **2019**, *50*, 512–520. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Stawarczyk, B.; Keul, C.; Eichberger, M.; Figge, D.; Edelhoff, D.; Lumkemann, N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* **2017**, *48*, 369–380. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Zhang, Y.; Lawn, B.R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J. Dent. Res.* **2018**, *97*, 140–147. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Harada, A.; Shishido, S.; Barkarmo, S.; Inagaki, R.; Kanno, T.; Ortengren, U.; Egusa, H.; Nakamura, K. Mechanical and microstructural properties of ultra-translucent dental zirconia ceramic stabilized with 5 mol% yttria. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2020**, *111*, 103974. [[CrossRef](#)]
5. Kolakarnprasert, N.; Kaizer, M.R.; Kim, D.K.; Zhang, Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent. Mater.* **2019**, *35*, 797–806. [[CrossRef](#)]
6. Inokoshi, M.; Shimizu, H.; Nozaki, K.; Takagaki, T.; Yoshihara, K.; Nagaoka, N.; Zhang, F.; Vleugels, J.; Van Meerbeek, B.; Minakuchi, S. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, 508–518. [[CrossRef](#)]
7. Camposilvan, E.; Leone, R.; Gremillard, L.; Sorrentino, R.; Zarone, F.; Ferrari, M.; Chevalier, J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, 879–890. [[CrossRef](#)]
8. Pereira, G.K.R.; Guilardi, L.F.; Dapieve, K.S.; Kleverlaan, C.J.; Rippe, M.P.; Valandro, L.F. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2018**, *85*, 57–65. [[CrossRef](#)]
9. Rammelsberg, P.; Meyer, A.; Lorenzo-Bermejo, J.; Kappel, S.; Zenthofer, A. Long-term chipping and failure rates of implant-supported and combined tooth-implant-supported metal-ceramic and ceramic fixed dental prostheses: A cohort study. *J. Prosthet. Dent.* **2020**. [[CrossRef](#)]
10. Nakamura, K.; Harada, A.; Inagaki, R.; Kanno, T.; Niwano, Y.; Milleding, P.; Ortengren, U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol. Scand.* **2015**, *73*, 602–608. [[CrossRef](#)]
11. Cho, Y.E.; Lim, Y.J.; Han, J.S.; Yeo, I.L.; Yoon, H.I. Effect of Yttria Content on the Translucency and Masking Ability of Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. *Materials* **2020**, *13*, 4726. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Rosentritt, M.; Preis, V.; Behr, M.; Strasser, T. Fatigue and wear behaviour of zirconia materials. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2020**, *110*, 103970. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Kaizer, M.R.; Kolakarnprasert, N.; Rodrigues, C.; Chai, H.; Zhang, Y. Probing the interfacial strength of novel multi-layer zirconias. *Dent. Mater.* **2020**, *36*, 60–67. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

14. Ha, S.R.; Cho, Y.E. Effect of hydrothermal aging on dental multilayered zirconia for monolithic restorations: An in vitro study. *Ceram. Int.* **2021**, *47*, 17057–17068. [CrossRef]
15. Zhang, F.; Spies, B.C.; Vleugels, J.; Reveron, H.; Wesemann, C.; Muller, W.D.; van Meerbeek, B.; Chevalier, J. High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dent. Mater.* **2019**, *35*, 1776–1790. [CrossRef] [PubMed]
16. Kwon, S.J.; Lawson, N.C.; McLaren, E.E.; Nejat, A.H.; Burgess, J.O. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J. Prosthet. Dent.* **2018**, *120*, 132–137. [CrossRef]
17. Stawarczyk, B.; Ozcan, M.; Schmutz, F.; Trottmann, A.; Roos, M.; Hammerle, C.H. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol. Scand.* **2013**, *71*, 102–112. [CrossRef]
18. Wille, S.; Zumstrull, P.; Kaidas, V.; Jessen, L.K.; Kern, M. Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: Phase transformation and flexural strength. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2018**, *77*, 171–175. [CrossRef]
19. Flinn, B.D.; Raigrodski, A.J.; Mancl, L.A.; Toivola, R.; Kuykendall, T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J. Prosthet. Dent.* **2017**, *117*, 303–309. [CrossRef]
20. Zucuni, C.P.; Venturini, A.B.; Prochnow, C.; Rocha Pereira, G.K.; Valandro, L.F. Load-bearing capacity under fatigue and survival rates of adhesively cemented yttrium-stabilized zirconia polycrystal monolithic simplified restorations. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2019**, *90*, 673–680. [CrossRef]
21. Zacher, J.; Bauer, R.; Strasser, T.; Rosentritt, M. Laboratory performance and fracture resistance of CAD/CAM implant-supported tooth-coloured anterior FDPs. *J. Dent.* **2020**, *96*, 103326. [CrossRef] [PubMed]
22. Kuraray. Frequently Asked Questions Katana Zirconia YML. Available online: https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/21445_2_Katana_YML_FAQ_LR_EN_1.pdf (accessed on 8 October 2021).
23. Rosentritt, M.; Behr, M.; Scharnagl, P.; Handel, G.; Kolbeck, C. Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: An in vitro study. *Int. J. Prosthodont.* **2011**, *24*, 465–468.
24. Scherrer, S.S.; Lohbauer, U.; Della Bona, A.; Vichi, A.; Tholey, M.J.; Kelly, J.R.; van Noort, R.; Cesar, P.F. ADM guidance-Ceramics: Guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. *Dent. Mater.* **2017**, *33*, 599–620. [CrossRef] [PubMed]
25. Ogino, Y.; Nomoto, S.; Sato, T. Effect of Connector Design on Fracture Resistance in Zirconia-based Fixed Partial Dentures for Upper Anterior Region. *Bull. Tokyo Dent. Coll.* **2016**, *57*, 65–74. [CrossRef] [PubMed]
26. Elsayed, A.; Meyer, G.; Wille, S.; Kern, M. Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence Int.* **2019**, *50*, 344–348. [CrossRef] [PubMed]
27. Abdulmajeed, A.; Sulaiman, T.; Abdulmajeed, A.; Bencharit, S.; Narhi, T. Fracture Load of Different Zirconia Types: A Mastication Simulation Study. *J. Prosthodont.* **2020**, *29*, 787–791. [CrossRef]
28. Alraheem, I.A.; Donovan, T.; Boushell, L.; Cook, R.; Ritter, A.V.; Sulaiman, T.A. Fracture load of two thicknesses of different zirconia types after fatiguing and thermocycling. *J. Prosthet. Dent.* **2020**, *123*, 635–640. [CrossRef]
29. Weigl, P.; Sander, A.; Wu, Y.; Felber, R.; Lauer, H.C.; Rosentritt, M. In-vitro performance and fracture strength of thin monolithic zirconia crowns. *J. Adv. Prosthodont.* **2018**, *10*, 79–84. [CrossRef]
30. Wiedenmann, F.; Pfeifferle, R.; Reichert, A.; Jerman, E.; Stawarczyk, B. Impact of high-speed sintering, layer thickness and artificial aging on the fracture load and two-body wear of zirconia crowns. *Dent. Mater.* **2020**, *36*, 846–853. [CrossRef]
31. Heintze, S.D.; Monreal, D.; Reinhardt, M.; Eser, A.; Peschke, A.; Reinshagen, J.; Rousson, V. Fatigue resistance of all-ceramic fixed partial dentures—Fatigue tests and finite element analysis. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, 494–507. [CrossRef]
32. Lawson, N.C.; Jurado, C.A.; Huang, C.T.; Morris, G.P.; Burgess, J.O.; Liu, P.R.; Kinderknecht, K.E.; Lin, C.P.; Givan, D.A. Effect of Surface Treatment and Cement on Fracture Load of Traditional Zirconia (3Y), Translucent Zirconia (5Y), and Lithium Disilicate Crowns. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, 659–665. [CrossRef] [PubMed]
33. Stawarczyk, B.; Beuer, F.; Ender, A.; Roos, M.; Edelhoff, D.; Wimmer, T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent. Mater. J.* **2013**, *32*, 888–895. [CrossRef] [PubMed]
34. Michailova, M.; Elsayed, A.; Fabel, G.; Edelhoff, D.; Zylla, I.M.; Stawarczyk, B. Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2020**, *111*, 103977. [CrossRef] [PubMed]
35. Rosentritt, M.; Preis, V.; Schmid, A.; Strasser, T. Multilayer zirconia: Influence of positioning within blank and sintering conditions on the in vitro performance of 3-unit fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* **2020**. [CrossRef]
36. Schonhoff, L.M.; Lumkemann, N.; Buser, R.; Hampe, R.; Stawarczyk, B. Fatigue resistance of monolithic strength-gradient zirconia materials. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2021**, *119*, 104504. [CrossRef] [PubMed]
37. Lopez-Suarez, C.; Castillo-Oyague, R.; Rodriguez-Alonso, V.; Lynch, C.D.; Suarez-Garcia, M.J. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *J. Dent.* **2018**, *73*, 97–104. [CrossRef]
38. Al Hamad, K.Q.; Abu Al-Addous, A.M.; Al-Wahadni, A.M.; Baba, N.Z.; Goodacre, B.J. Surface Roughness of Monolithic and Layered Zirconia Restorations at Different Stages of Finishing and Polishing: An In Vitro Study. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, 818–825. [CrossRef]
39. Matalon, S.; Safadi, D.; Meirowitz, A.; Ormianer, Z. The Effect of Aging on the Roughness and Bacterial Adhesion of Lithium Disilicate and Zirconia Ceramics. *J. Prosthodont.* **2021**, *30*, 440–446. [CrossRef]

40. Khayat, W.; Chebib, N.; Finkelman, M.; Khayat, S.; Ali, A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *J. Prosthet. Dent.* **2018**, *119*, 626–631. [[CrossRef](#)]
41. Caglar, I.; Ates, S.M.; Yesil Duymus, Z. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *J. Adv. Prosthodont.* **2018**, *10*, 132–137. [[CrossRef](#)]
42. Bollen, C.M.; Papaioanno, W.; Van Eldere, J.; Schepers, E.; Quiryren, M.; van Steenberghe, D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin. Oral Implant. Res.* **1996**, *7*, 201–211. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
43. Linkevicius, T.; Valantiejene, V.; Alkimavicius, J.; Gineviciute, E.; Andrijauskas, R.; Linkeviciene, L. The Effect of a Polishing Protocol on the Surface Roughness of Zirconium Oxide. *Int. J. Prosthodont.* **2020**, *33*, 217–223. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
44. Rosentritt, M.; Behr, M.; Gebhard, R.; Handel, G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent. Mater.* **2006**, *22*, 176–182. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
45. Wimmer, T.; Erdelt, K.J.; Eichberger, M.; Roos, M.; Edelhoff, D.; Stawarczyk, B. Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses. *Dent. Mater. J.* **2014**, *33*, 717–724. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

7.7 Lebenslauf

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

7.8 Komplette Publikationsliste

Pöppel, M.L.; Rosentritt, M.; Sturm, R.; Beuer, F.; Hey, J.; Schmid, A.; Schmidt, F. Fracture Load and Fracture Patterns of Monolithic Three-Unit Anterior Fixed Dental Prostheses after In Vitro Artificial Aging-A Comparison between Color-Gradient and Strength-Gradient Multilayer Zirconia Materials with Varying Yttria Content. *J Clin Med* **2022**, *11*, doi:10.3390/jcm11174982.

7.9 Danksagungen

An dieser Stelle möchte ich allen Personen, die mich während der Anfertigung dieser Doktorarbeit unterstützt haben, danken. Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Beuer, der mir nach meinem Studium in München und meiner Assistenzzeit in Süddeutschland ermöglicht hat eine Doktorarbeit an der Charité zu schreiben. Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei Frau Dr. Schmidt für die hervorragende Betreuung der Studie. Mein Dank gilt auch Herrn Prof. Rosentritt für die gute Zusammenarbeit zwischen der Universität Regensburg und der Charité Berlin. Ich danke auch Herrn Prof. Hey für die vielen nützlichen Denkanstöße zur Interpretation der Ergebnisse. Bei Herrn Nacic möchte ich mich für Rat und Tat in den vielen Stunden im zahntechnischen Labor bedanken. Mein persönlicher Dank gilt meiner Familie, insbesondere meinem Vater und meiner Mutter für die jahrelange Unterstützung. Meinem Bruder danke ich für die Unterstützung bei IT-Fragen. Zuletzt gilt mein besonderer Dank meiner Freundin für ihre Geduld und den Zuspruch während der Arbeit an dieser Dissertation.