

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktorin: Univ.- Prof. Dr. Petra Christine Gierthmühlen

**Monolithische versus verblendete vollkeramische Brücken im
Seitenzahnbereich auf einteiligen Zirkonimplantaten: Bruchlasten
vor und nach Ermüdungsbelastung. Eine *in-vitro* Studie**

Dissertation

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Vorgelegt von
Johanna Solvejg Hildegard Hoppe
2026

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: PD Dr. med. dent. Frank Spitznagel

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. dent. Benedict Wilmes

Widmung

Für meine Familie.

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Spitznagel FA, Hoppe JS, Bonfante EA, Campos TMB, Langner R, Gierthmuehlen PC. Failure Load and Fatigue Behavior of Monolithic and Bi-Layer Zirconia Fixed Dental Prostheses Bonded to One-Piece Zirconia Implants. *Materials (Basel)*. 2022 Nov 28;15(23):8465. doi: 10.3390/ma15238465. PMID: 36499960; PMCID: PMC9740162.

Zusammenfassung

Diese in-vitro Studie analysiert das thermomechanischen Ermüdungsverhalten und die Versagensmodi von posterioren monolithischen Zirkonoxidbrücken und Verbundbrücken aus Zirkoniumdioxid und PICN (Polymerinfiltrierte Hybridkeramiken) auf einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten.

80 3-gliedrige Brücken auf insgesamt 160 Zirkoniumdioxidimplantaten (ceramic.implant; vitaclinical, Bad Säckingen, D) wurden in 4 Gruppen aufgeteilt (je $n=20$): Gruppe Z-HT: 3Y-TZP monolithisches Zirkoniumdioxid (Vita-YZ-HT); Gruppe Z-ST: 4Y-TZP monolithisches Zirkoniumdioxid (Vita-YZ-ST); Gruppe FL: 3Y-TZP (Vita-YZ-HT) bukkal verblendet mit Feldspat Keramik (Vita-VM9); Gruppe RL (Rapid-Layer): PICN-„Table-top“ (VITA Enamic), 3Y-TZP Gerüst (Vita-YZ-HT). Pro Gruppe wurden jeweils die Hälfte der Prüfkörper ($n=10$) mittels Kausimulator ($F=98\text{N}$, 1.2 Millionen Zyklen, $5^{\circ}\text{-}55^{\circ}\text{C}$) thermomechanisch gealtert. Dies entspricht einer artifiziellen Alterung von 5 Jahren intraoral. Alle Prüfkörper (belastet und unbelastet) wurden anschließend einem Bruchlasttest (Z010, Zwickmaschine, ZwickRoell, Ulm, D) bis zum Versagen unterzogen. Statistische Analysen beinhalteten ANOVA, Tukey's-post-hoc test, t-test und Bonferroni-Korrektur ($p<0.05$).

Sämtliche Prüfkörper überlebten die thermomechanische Belastung. Der Effekt der Ermüdungsbelastung war in keiner Gruppe signifikant ($p<0.714$), hingegen zeigte die Wahl des Materials eine hohe Signifikanz ($p<0.001$). Die Materialkombination FL zeigte die höchsten Belastungswerte, gefolgt von Z-ST, Z-HT und RL, unabhängig vom Belastungsmodus.

Alle getesteten Materialkombinationen versagten weit über der Grenze der physiologischen Kaukräfte. Die bukkal verblendete Gruppe FL und die monolithische Gruppe Z-ST zeigten hohe Bruchlastwerte und könnten in Zukunft als zuverlässige und ästhetische Rekonstruktionen für 3-gliedrige Brücken auf einteiligen Keramikimplantaten im Seitenzahnbereich dienen.

Abstract

The present in vitro study assessed the thermomechanical fatigue performance and failure mode of posterior monolithic zirconia fixed dental prostheses (FDPs) and bi-layer FDPs supported by one-piece zirconia implants.

A total of 80 three-unit FDPs supported by 160 zirconia implants (ceramic implant; vitaclinical, Bad Säckingen, Germany) were allocated to four groups (n = 20 per group): Group Z-HT: monolithic 3Y-TZP zirconia (Vita-YZ-HT); Group Z-ST: monolithic 4Y-TZP zirconia (Vita-YZ-ST); Group FL: 3Y-TZP zirconia framework (Vita-YZ-HT) with buccal veneering using feldspathic ceramic (Vita-VM9); Group RL (Rapid-layer): PICN “table-top” (VITA Enamic) bonded to 3Y-TZP-framework (Vita-YZ-HT).

Half of the specimens (n = 10/group) were subjected to thermomechanical aging using a chewing-simulator (load: F = 98 N, 1.2 million-cycles, thermal cycling between 5–55°C) corresponding to an artificial aging of five years. Subsequently, all specimens (fatigued and non-fatigued) were exposed to a fracture load test until failure (Z010, Zwick). Statistical analysis included analysis of variance (ANOVA), Tukey’s post-hoc tests, t-tests and Bonferroni-correction, with a level of significance set at $p < 0.05$.

All specimens survived thermomechanical loading. No significant effect of fatigue loading was observed in any group ($p = 0.714$), whereas the choice of material showed a highly significant influence on fracture load ($p < 0.001$). The buccally-veneered group (FL) demonstrated the highest fracture load values, followed by Z-ST, Z-HT and RL, irrespective of loading condition.

All tested material combinations failed at fracture loads far exceeding the threshold of physiological masticatory forces. The buccally veneered group FL and monolithic group Z-ST exhibited high fatigue loads and may represent reliable and esthetic restorative options for three-unit FDPs supported by one-piece ceramic implants in the posterior region.

Abkürzungsverzeichnis

Al₂O₃ – Aluminiumoxid

Bis-GMA – Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat

Bzw. – beziehungsweise

B₂O₃ – Bortrioxid

C° - Celcius, Temperatur

ca. – Circa

CAD – Computer Aided Design (Computer-gestütztes Design)

CAM – Computer Aided Manufacturing (Computer-gestützte Fertigung)

CaO – Calciumoxid

CH – Schweiz

D - Deutschland

DMS – Deutsche Mundgesundheitsstudie

F_{max} – maximal Kraft

g/cm³ – Maßeinheit: Gramm pro Kubikzentimeter

Gew% - Gewichtsprozent

Ggf. – gegebenenfalls

HF - chemische Summenformel von Fluorwasserstoff (Flusssäure)

HfO₂ - Hafniumdioxid

Hz – Hertz, physikalische Einheit für Frequenz

J – Japan

KB - Kaubelastung

K₂O - Kaliumoxid

MDP – 0-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat

mm/min – Millimeter pro Minute

MPa/GPa – Megapascal/Gigapascal

MPa $\sqrt{m}$ - Bruchzähigkeit

μm – Mikrometer

$\mu\text{g}/\text{cm}^2$ – Maßeinheit: Mikrogramm pro Quadratzentimeter

n – Anzahl eine Stichprobe

N – Newton, physikalische Einheit für Kraft

Na₂O – Natriumoxid

NEM – Nichtedelmetall

Ncm – physikalische Einheit für Drehmoment, Newtonzentimeter

PSZ - partially stabilized zirconia (Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid)

PICN - Polymer infiltrated ceramic network (Hybridkeramik)

Ra (μm) – Oberflächenrauigkeit

RBCs - resin based composite (Harzbasierte Komposite oder Resin-Nanokeramik)

REM - Rasterelektronenmikroskop

RL – *Rapid Layer*

SiO₂ - Siliziumdioxid

TEGDMA – Triethyleneglycol-dimethacrylat

TiO₂ - Titandioxid

UDMA – Urethandimethacrylat

USA – United States of America, Vereinigte Staaten von Amerika

VMK – Vita- Metall- Keramik, meist als Verblend-Metall-Keramik benannt

WAK – Wärmeausdehnungskoeffizient

Y-PSZ – yttria-partially-stabilized-zirconia (Yttrium teilstabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid)

Y-TZP – yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals (Yttrium

stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid)

Y₂O₃ – Yttriumoxid

ZrO₂ - Zirkoniumdioxid

INHALTSVERZEICHNIS

ZUSAMMENFASSUNG	II
ABSTRACT	III
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	IV
1. EINLEITUNG	- 1 -
2. GRUNDLAGEN UND LITERATURÜBERSICHT	- 3 -
2.1 Vollkeramische Werkstoffe	- 3 -
2.1.1 Historische Einordnung	- 3 -
2.1.2 Vollkeramiksysteme	- 4 -
2.1.3 Übersicht der genutzten Zirkoniumdioxide	- 6 -
2.1.4 Verbundkeramiken	- 8 -
2.2 Herstellungsverfahren von dentalen Keramiken	- 8 -
2.2.1 CAD/CAM Verfahren	- 9 -
2.2.2 Verblendung von Keramiken	- 10 -
2.3 Einsatz keramischer Werkstoffe in der Implantologie	- 11 -
2.3.1 Dentale Implantate	- 11 -
2.3.2 in-vitro Verhalten von vollkeramischen Brücken auf Implantaten	- 13 -
2.3.3 in-vivo Verhalten von vollkeramischen Brücken auf Implantaten	- 13 -
2.4 Befestigung von Implantat-getragenen Restaurationen	- 14 -
2.4.1 Oberflächenkonditionierung von Dentalkeramiken	- 16 -
2.5 Prüfmethode dentaler Restaurationen	- 16 -
2.5.1 Prüfwerte	- 17 -
2.5.2 Prüfmethode	- 17 -
2.6 Zielsetzung der Arbeit	- 20 -
3. MATERIAL UND METHODE	- 21 -
3.1 Material	- 21 -
3.1.1 Materialauswahl	- 21 -
3.1.1.1 VITA YZ-HT Yttriumoxid-stabilisiertes Zirkoniumdioxid	- 22 -
3.1.1.2 VITA YZ-ST Yttriumoxid-teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid	- 23 -
3.1.1.3 VITA Verblendmasse VM9	- 23 -
3.1.1.4 VITA Enamic	- 24 -
3.1.1.5 VITA ceramic.implant	- 25 -
3.1.2 Material zur adhäsiven Befestigung	- 26 -
3.1.3 Material zur Erstellung der Antagonisten	- 28 -
3.1.4 Einbettung der Implantate	- 29 -
3.1.5 Materialliste	- 29 -
3.2 Methode	- 30 -

VIII

3.2.1 Studiendesign	- 30 -
3.2.2 Herstellung der Prüfkörper	- 32 -
3.2.2.1 Z- HT – monolithisch, 3Y-TZP & Z- ST – monolithisch, 4Y-PSZ	- 33 -
3.2.2.2 Z- FL – bukkal verblendet, 3Y-TZP	- 34 -
3.2.2.3 RL – PICN Table-tops	- 35 -
3.2.3 Einbettung der Implantatprüfkörper	- 36 -
3.2.4 Adhäsive Befestigung der Brücken auf den Implantaten	- 38 -
3.2.5 Antagonistenvorbereitung	- 41 -
3.2.6 Kausimulation mit thermodynamischer Wechsellast	- 41 -
3.2.7 Bruchlasttest	- 43 -
3.2.8 Mikroskopische Untersuchung der Prüfkörper	- 44 -
3.2.9 Statistische Auswertung	- 44 -
4. ERGEBNISSE	- 46 -
4.1 Ergebnisse nach Kausimulation mit Thermowechsellast	- 46 -
4.2 Ergebnisse des Bruchbelastungstests	- 50 -
4.3 Frakturschema der Brücken nach Bruchlast	- 55 -
4.4 Frakturanalyse der Prüfkörper im Rasterelektronenmikroskop	- 57 -
5. DISKUSSION	- 62 -
5.1 Materialien	- 62 -
5.1.1 Keramikimplantate	- 62 -
5.1.2 Adhäsive Befestigung	- 64 -
5.1.4 Physikalische Einflüsse	- 66 -
5.2 Methode	- 67 -
5.2.1 Einordnung Implantate in prothetische Behandlungskonzepte	- 67 -
5.2.2 Kausimulation	- 69 -
5.2.3 Bruchbelastungstest	- 71 -
5.3 Ergebnisse	- 73 -
5.3.1 Nach Kausimulation	- 73 -
5.3.2 Nach Bruchbelastung	- 74 -
5.3.3 Frakturmuster	- 76 -
6. SCHLUSSFOLGERUNG UND AUSBLICK	- 78 -
7. LITERATURVERZEICHNIS	- 80 -
DANKSAGUNG	- 91 -

1. Einleitung

Immer mehr Patienten wünschen sich heutzutage eine metallfreie zahnärztliche Behandlung auch im Bereich der Implantatprothetik [1, 2]. Eine vollkeramische Versorgung ist im prothetischen Behandlungsspektrum seit mehreren Jahren evidenzbasiert und zählt, neben klassischen metallbasierten und metallkeramischen Restaurationen, zu den Standardversorgungen [3]. Zu den positiven Eigenschaften der dentalen Keramiken zählen Ästhetik, Stabilität und Biokompatibilität [4].

Die aktuellen Ergebnisse der DMS VI [5] zeigen eine weiterhin steigende Prävalenz von Prothetik auf Implantaten in den letzten 10 Jahren. Gleichzeitig sinkt die Zahl der herausnehmbaren Versorgungen und stärkt damit den Wunsch nach feststehendem Zahnersatz [6]. Die Indikation bei implantatgetragenen Zahnersatz hat sich im Verlauf der Jahre von der Versorgung überwiegend zahnloser Patienten zur Rehabilitation teilbezahnter Patienten durch implantatgetragenen Brücken hin verschoben [7].

Für einen langfristig erfolgreichen Erhalt der Kaufunktion mit Implantaten ist neben der Implantatposition, erfolgreichen Osseointegration und regelmäßigen Kontrollbesuchen seitens des Patienten auch die richtige Wahl des Restaurationsmaterials und -designs von Bedeutung [8, 9]. Gerade im Hinblick auf mögliche Komplikationen ist bei keramischem Zahnersatz an Frakturen der Verblendkeramik („Chipping“) oder Frakturen des Gerüsts zu denken [10]. Da dentale Implantate im Gegensatz zu natürlichen Zähnen keine Schmerzreize im Sinne der Propriozeption weiterleiten können und eine rigide Verbindung zwischen Knochen und Zahnrestauration aufweisen, kann es häufiger zu Überbelastungen und den aufgeführten Komplikationen, wie „Chipping“, kommen [11]. Moderne Techniken mittels CAD/CAM (Computer aided design/ Computer aided manufacturing) Verfahren können hier genutzt werden, um monolithischen Zahnersatz zu fertigen und das Frakturrisiko so zu minimieren [12].

Monolithische Keramiken bestehen aus einem einzigen keramischen Werkstoff und weisen aufgrund ihrer homogenen Materialstruktur eine erhöhte Fraktursicherheit

auf, da es keine Grenzfläche zu anderen Materialien, wie beispielsweise Verblendungskeramiken an denen Chipping entstehen könnte, gibt [13].

Für den Einsatz von monolithischen Keramiken im hochästhetischen Frontzahnbereich bei dreigliedrigen Brücken auf Implantaten, also zum Ersatz mehrerer fehlenden Zähne, sollte an ein „Microveneering“ gedacht werden [14]. Hierbei wird eine dünne Schicht Verblendkeramik auf ein zuvor reduziertes Design im bukkalen Bereich aufgetragen, ohne die Materialschichtstärke okklusal zu schwächen.

Das Material der Wahl für monolithische Keramiken für Brücken ist heutzutage Zirkoniumdioxid, welches in unterschiedlichen Materialzusammensetzungen vorliegt, die wiederum verschiedene Transluzenzen und Biegefestigkeiten zur Folge haben [15].

Polymerinfiltrierte Keramiknetzwerke (PICN = polymer-infiltrated-ceramic-network) imitieren im Gegensatz zu dem hochfesten Zirkoniumdioxid die Eigenschaften natürlicher Zähne [16]. Um die Kaukräfte, die im Seitenzahnbereich ihre Maximalwerte erreichen, möglichst adäquat auf tragende Implantatpfeiler zu verteilen, kann ein „Table-top“, eine okklusale Teilkrone auf einem Zirkoniumdioxidgerüst, aus PICN eine interessante Option sein [17]. Bei hohen einwirkenden Kräften kann so eine Überbelastung zur Fraktur der PICN führen, dabei das darunterliegende Gerüst schützen und in einer Sitzung mit CAD/CAM wieder neu angefertigt und eingegliedert werden. Eine Bewährung dieser Option im klinischen Bereich ist bisher noch nicht durch Studien verifiziert.

In dieser in-vitro Studie werden die Auswirkungen der thermomechanischen Belastung und die Versagensmodi von posterioren monolithischen Zirkoniumdioxidbrücken und Verbundbrücken aus Zirkoniumdioxid und PICN (Polymerinfiltrierte Hybridkeramiken) auf einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten untersucht.

2. Grundlagen und Literaturübersicht

2.1 Vollkeramische Werkstoffe

2.1.1 Historische Einordnung

Keramiken werden in der Zahnmedizin seit rund 300 Jahren vielseitig genutzt. Während zu Beginn der Versorgung von fehlenden Zähnen vor allem die Materialien Elfenbein, Knochen oder menschliche Zähne selbst zum Einsatz kamen [18], stellte die Entdeckung von dentalen Keramiken einen Meilenstein in der prothetischen Versorgung dar. Das aus China stammende Porzellan bestand aus Koalin, Quarz und Feldspat im ungefähren Verhältnis von 50:25:25 (Prozent) [19]. In Frankreich wurde 1774 von Alexis Duchâteau das erste Porzellangebiss hergestellt und somit einer der ersten keramischen Restaurationen am Patienten genutzt [20]. Diese Porzellanversorgungen waren zur damaligen Zeit eine interessante Neuerung, hatten aber noch einige Mängel. Die ständige Weiterentwicklung brachte viele verbesserte Materialeigenschaften mit sich, die heutzutage hochästhetische, haltbare und leicht zu verarbeitende Werkstoffe hervorgebracht haben.

In Deutschland zählte die 1922 durch Dr. Hildebrandt gegründete Zahnfabrik (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) zu den ersten Manufakturen von Dentalkeramiken [21].

Die heute gebräuchlichen vollkeramischen Systeme sind biokompatibel, hochästhetisch, chemisch widerstandsfähig, aber auch spröde. Die von der Sprödigkeit ausgehende Frakturgefahr kann durch richtiges Handling bei der Verarbeitung, zahntechnisch und zahnärztlich, verringert werden und sollte bei der Auswahl der geeigneten Keramikart zur Indikation passen [22].

Die Einführung der CAD/CAM Techniken zur Verarbeitung der Keramiken und die Weiterentwicklung der Materialien hat dazu geführt, dass immer mehr monolithische Restaurationen eingesetzt werden [23]. Dies führt auch zu einem Rückgang der klassischen Versagensmuster wie „Chipping“ bei verblendeten Metallgerüsten oder auch verblendeten Keramiken.

2.1.2 Vollkeramiksysteme

Eine Keramik ist ein anorganischer Werkstoff mit einer polykristallinen Struktur. Sie ist von der Definition her metallfrei [24].

Abhängig von der Glasphase unterscheidet man bei Dentalkeramiken zwischen Silikatkeramiken mit einer Glasphase und Oxidkeramiken, im dichtgesinterten Zustand ohne Glasphase [25]. Als weitere, dritte Gruppe kann man die Verbundkeramiken aufzählen, die in Kapitel 2.1.4 besprochen werden [26]. Abbildung 1 zeigt eine Einteilung der Dentalkeramiken mit den jeweiligen Subgruppen und durchschnittlichen Biegefestigkeiten.

Für die Ästhetik der keramischen Restaurationen ist die Zusammensetzung, insbesondere der Anteil der Glasphase, von höchster Bedeutung. Bei den Silikatkeramiken gilt, je höher der Glasphaseanteil, desto ästhetischer das Farbergebnis. Oxidkeramiken erzielen ästhetisch bessere Ergebnisse, wenn der Yttriumoxidgehalt zur Steigerung der Lichtdurchlässigkeit (Transluzenz) erhöht wird. Dies geht jedoch mit einer Abnahme der Biegefestigkeit einher [27, 28]. Der variierende Yttriumgehalt führte zur Entwicklung verschiedener Generationen des Zirkoniumdioxids, die heute (siehe Abb. 2) klinisch angewendet werden [29, 30]. Um Zirkoniumdioxid zu individualisieren kann der Rohling im vorgesinterten Zustand gefärbt oder im gesinterten Modus mit spezifischen Malfarben modifiziert und anschließend final gebrannt werden [31].

Im Folgenden werden nur die in dieser Studie genutzten Keramiken näher beschrieben.

Dentale Keramiken		
Silikatkeramik	Oxidkeramik	Verbundwerkstoffe
Feldspatkeramik ~118 MPa	Aluminiumoxid 300-630 MPa	CAD/CAM Komposite ~300 MPa
VITA Mark II, VITA Triluxe, Sirona Cerec Blocs	Procera Alumina	3M Lava Ultimate, Kuraray Avenica Blocks, Ivoclar Tetric CAD
Glaskeramik 185 MPa	Zirkoniumdioxid 650-1200 MPa	PICN ~193 MPa
IPS e.max ZirPress, IPS Empress CAD, 3M Espe Paradigm C	VITA YZ ST/HT/XT, 3M Espe Lava Plus, Zirkonzahn ICE Zirkon Prettau, IPS e-max ZirCAD, Sirona Zirconia, Procera Zirconia, Kuraray Katana, Straumann 4Y Zerion	VITA Enamic
Lithiumdisilikatkeramik 400-600 Mpa		
IPS e.max CAD, VITA Ambria, Dentsply Sirona Cerec Tessera, Kulzer cera LiSi, Amber Mill		
Zweiphasiges Lithiumsilikat/ Lithiumdisilikat~210 MPa		
VITA Suprinity, Dentsply Sirona Celtra Duo/Press		
Verblendkeramik (zählt zu Feldspatkeramik) 100 MPa		
IPS e.max Ceram, Dentsply Sirona Celtra Ceram		

Abb. 1: Einteilung Keramische Werkstoffe, beispielhafte Markennennung (Abbildung modifiziert nach S3-Leitlinie: „Vollkeramische Kronen und Brücken“ (2020)[25], Biegefestigkeiten nach Subgruppen.

	Yttrium Gehalt	Transluzenz	Biegefestigkeit
1. Generation	3Y-TZP	Keine Transluzenz	1.000-1.500 MPa
2. Generation	3Y-TZP	+ Transluzenz	900-1.300 MPa
3. Generation	5Y-PSZ	++++Transluzenz	400-900 MPa
4. Generation	4Y-PSZ	+++Transluzenz	600-1.000 MPa
5. Generation	6Y-PSZ	+++++Transluzenz	500-600 MPa

Abb. 2: Einteilung der Zirkoniumdioxidgenerationen, modifiziert nach Werkstoffkunde kompandium: Zirkonoxid [32].

2.1.3 Übersicht der genutzten Zirkoniumdioxide

Das zahnfarbene Zirkoniumdioxid liegt in drei Phasen vor, je nach Temperatur. Die Monokline Raumstruktur herrscht bis 1170°C vor, zwischen 1170-2370°C die tetragonale und zwischen 2370°C bis zur Schmelztemperatur von 2690°C die kubische Raumstruktur [27, 33]. Um einen tetragonalen oder kubischen Zustand auch bei Raumtemperatur zu halten, werden Stabilisatoren, in Form von Yttriumoxid in unterschiedlichen Konzentrationen beigemischt. Je nach Generation des Zirkoniumdioxides wird unterschiedlich viel Yttriumoxid verwendet [27, 34] (s. Abb. 2).

Ein Yttriumgehalt von 3-8 Mol-% wird als teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (Y-PSZ) bezeichnet, da hier die Phasen tetragonal und kubisch beide vorliegen. Bei 3 Mol-% Yttriumgehalt liegt zu fast 100% die tetragonale Phase vor und führt zur Bezeichnung 3Y-TZP, was tetragonaler Zirkoniumdioxid-Polykristall bedeutet [27, 35].

Die Verhinderung der spontanen Phasenumwandlung durch Temperaturabfall führt zu einer positiven Materialeigenschaft von Zirkoniumdioxid bei Rissen. Im Falle einer Rissbildung durch mechanische Einwirkung, wie beispielsweise beim Kauen, wandelt sich die tetragonale Phase zur monoklinen um, was wiederum mit einem Volumenzuwachs von ungefähr 4% einhergeht und die Rissausbreitung hemmt. Diese spannungsinduzierte Phasenumwandlung erklärt die hohen Biegefestigkeiten trotz der Materialsprödigkeit [33].

Neben der hohen Biegefestigkeit und, durch die Weiterentwicklung der Generationen, der guten Ästhetik sind auch eine gute Biokompatibilität und Langlebigkeit als Vorteile des Zirkoniumdioxids als dentales Restaurationsmaterial zu nennen [35-37].

Um die positiven Eigenschaften von verschiedenen Generationen von Zirkoniumdioxid zu kombinieren wurden „Multilayer“ Blöcke mit Biegefestigkeits- und Farbgradient entwickelt. Hier variieren innerhalb eines Blockes gezielt die mechanischen Eigenschaften und die Transluzenzen [35]. Durch einen graduellen Übergang von hochfestem, opakerem Zirkoniumdioxid im zervikalen Bereich zu transluzenteren, ästhetisch optimierten Zonen im inzisalen Bereich soll eine verbesserte Kombination aus mechanischer Stabilität und natürlicher Ästhetik erreicht werden. Diese Materialkonzepte ermöglichen die CAD/CAM-gestützte Herstellung monolithischer Restaurationen, die sowohl funktionellen als

auch ästhetischen Anforderungen gerecht werden und somit ein breites Anwendungsspektrum in der modernen restaurativen Zahnmedizin bieten können.

Im Folgenden wird die 3Y-TZP und 4Y-PSZ Keramik detaillierter beschrieben, da sie in dieser Studie verwendet wurden.

3Y-TZP Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxid, welches mit bis zu 3-Mol% Yttriumoxid stabilisiert ist, wird als 3Y-TZP bezeichnet und ist der ersten (1.000-1.500 MPa Biegefestigkeit) und zweiten Generation (900-1.300 MPa Biegefestigkeit) zuzuordnen (Abb. 2). Es wird klassischerweise als Gerüstmaterial oder monolithische mehrgliedrige Versorgung im posterioren Bereich verwendet, da die Transluzenz und somit die Ästhetik geringer ist als bei den neueren Generationen [23].

Vom Indikationsspektrum ist 3Y-TZP vielfältiger einsetzbar als die hochtransluzenteren Keramiken: es kann für Kronen, Brücken [38], Implantatkronen und -brücken [39], Stege [40], Implantatabutments und Implantate [12] sowie für Wurzelstifte verwendet werden.

4Y-PSZ Zirkoniumdioxid

Da Brücken im Seitenzahnbereich höhere Kaukräfte als im Frontzahnbereich aushalten sollten, kann neben 3Y-TZP auch 4Y-PSZ genutzt werden. Es gehört der vierten Generation (600-1.000 MPa Biegefestigkeit) (Abb. 2) an und zeichnet sich durch eine verbesserte Ästhetik und höhere Transluzenz, bei einer Biegefestigkeit von >850 MPa (Herstellerangaben, siehe auch Material & Methode), aus [41]. 4Y-PSZ ist eine teilstabilisierte Zirkoniumdioxidkeramik [29]. Bei der Zugabe von 4Mol-% Yttrium ist der Anteil der kubischen Phase des Zirkoniumdioxids höher als bei 3Mol-% Yttrium. Diese Moleküle sind nicht mehr in der Lage die spannungsinduzierte Phasenumwandlung zu durchlaufen und sind verantwortlich für einen geringeren Lichtbrechungsindex und somit die verbesserte Transluzenz [22, 35].

2.1.4 Verbundkeramiken

Die Gruppe der Verbundkeramiken, auch Hybridkeramiken oder Kunststoff-Matrix-Keramiken genannt, besteht aus zwei Untergruppen (Abb.1):

- Den RBCs (resin based composite – Harzbasierte Komposite oder Resin-Nanokeramik)
- Und den PICN (Polymer-infiltrierte Keramik Netzwerke) [16, 23].

Die Verbundkeramiken sollen die Bruchzähigkeit der Komposite mit dem ästhetischen Vorteil der Keramik vereinen [23, 42] und die mechanischen Eigenschaften der natürlichen Zähne imitieren [43].

Die RBCs bestehen aus einer Polymermatrix auf Dimethylacrylatbasis mit Zirkoniumdioxid- und Silikatkeramikpartikeln, während PICN aus Feldspatkeramik mit Polymeren (TEGDMA (Triethyleneglycol-dimethacrylat) und UDMA (Urethandimethacrylat)) besteht [44].

Nach der Herstellung der Restaurationen in CAD/CAM Schleifeinheiten werden diese lediglich mit Polierern auf Hochglanz poliert und sind sofort einsatzbereit.

Hauptvertreter der RBCs ist beispielsweise Lava Ultimate (3M ESPE, Neuss, D) oder Shofu Block HC (Shofu INC., Kyoto, Japan) und bei den PICN, unter anderen, das Material Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D). Beide Materialien werden als vorgefertigte Blöcke für die CAD/CAM Bearbeitung angeboten. Der Indikationsbereich ist laut Herstellern im Bereich der Einzelzahnversorgungen. Somit können Onlays, Inlays, Veneers, Teilkronen, Table Tops oder, mit Ausnahme von Lava Ultimate, auch Einzelzahnkronen unter Verwendung eines adhäsiven Zementierungsprotokolls aus diesem Material zum Einsatz kommen [45].

Des Weiteren kann eine okklusale Struktur aus einer Hybridkeramik auf einer Zirkoniumdioxidrestauration adhäsiv befestigt werden. Somit werden die Festigkeit der Oxidkeramik mit dem Ästhetischen und mechanischen Vorteilen der Hybridkeramik kombiniert. Dieses Vorgehen ist als Rapid-Layer-Konzept bekannt [46].

2.2 Herstellungsverfahren von dentalen Keramiken

Vollkeramische Restaurationen sind im zahnmedizinischen Einsatz besonderen chemischen und mechanischen Einflüssen im Mund ausgesetzt und müssen im

Verarbeitungsprozess sorgfältig bearbeitet werden, um langlebig und widerstandsfähig zu sein [24].

In der Vergangenheit wurden hauptsächlich Pressverfahren, manuelle Schichtung mit mehrfachen Sinterbränden oder die Schlickertechnik verwendet [47]. Durch den zunehmenden Einsatz digitaler Technologien erfolgt die Verarbeitung der Zirkoniumdioxidmaterialien vor allem im CAD/CAM Verfahren [48]. Diese Verfahren erlauben eine exakte, reproduzierbare und effiziente Herstellung trotz der hohen Materialhärte.

Grundsätzlich kann bei der Herstellung von keramischen Restaurationen zwischen subtraktiven und additiven Verfahren unterschieden werden. Das im nächsten Abschnitt näher beschriebene CAD/CAM Verfahren ist subtraktiv. Hier werden aus Materialblöcken Schichten durch Fräsen und Schleifen abgetragen [49]. Im Gegensatz hierzu gehören das klassische Schichten von Keramik und die neuere Methode des 3D-Druckens von Restaurationen zu den additiven Verfahren [49]. Hier werden durch standardisierten Materialauftrag schrittweise die Restaurationen geformt.

Der Einsatz von 3D-gedruckten Zirkoniumdioxidrestaurationen wird aktuell noch erforscht [50]. Eine Autorengruppe untersuchte die biaxiale Biegefestigkeit und Vickers' Härte von additiv hergestellten versus gefrästen Zirkoniumdioxidprüfkörpern [51]. Die Werte für beide Materialgruppen wiesen vergleichbare Werte (793 bis 1059 MPa für gedruckte, 745 bis 928 MPa für gefräste Prüfkörper) auf [51]. Erste klinische Studien zeigen vielversprechende kurzfristige Ergebnisse, mit ebenfalls vergleichbaren Festigkeitswerten und Passung bei gedruckten versus gefrästen Arbeiten [52]. Die Ästhetik von gedruckten Zirkoniumdioxidkronen scheint in Bezug auf die Nachahmung der Farbe der natürlichen Zähne besser zu sein als bei gefrästen Zirkoniumdioxidkronen und bietet eine interessante Materialwahl [52]. Für die breite klinische Anwendung sind noch bestätigende Langzeitstudien notwendig.

2.2.1 CAD/CAM Verfahren

CAD/CAM Verfahren sind seit der Jahrtausendwende immer mehr im Einsatz. Heutzutage arbeiten die Mehrheit der Zahnarztpraxen mit Intraoralscannern, ebenso sind die zahntechnischen Labore in der CAD/CAM-Herstellung der Restaurationen mit einer Vielzahl an digitalen Systemen ausgestattet [53].

Patienten empfinden den Fortschritt zur digitalen Abformung mittels Scanner als angenehm und zeitsparend, was jedoch unmittelbar mit der Scan- Erfahrung des Behandlers korreliert [54, 55]. Der digitale Datensatz kann direkt im Anschluss an das Scannen als 3D-Datensatz weiterversandt werden oder der Zahnarzt kann selber Chairside in der Software die Restauration designen, vor Ort in kurzer Zeit aus Keramikblöcken in speziellen Schleif- oder Fräseinheiten fertigen lassen und somit am selben Tag eingliedern [56]. Dieses Chairside-Konzept hat sich für Einzelzahnversorgungen bewährt [57]. Das bekannteste System ist CEREC (Dentsply Sirona, Bensheim, D). Es besteht aus einem Intraoralscanner (Primescan, Dentsply Sirona, Bensheim, D) und der dazugehörigen Schleifeinheit (Primemill, Dentsply Sirona, Bensheim, D).

Das Labside-Konzept erfordert eine zweite Software, die in der Regel von einem Zahntechniker in einem Labor oder Fräszentrum zur Bearbeitung der digitalen Restauration genutzt wird. Folglich sind alle Fertigstellungsschritte im Labor, bis auf die digitale Abformung mittels Intraoralscanner durch den Zahnarzt am Patienten. Dieser Workflow wird meist für umfangreichere Behandlungen, wie Ganzkieferrekonstruktionen, Bisshebungen, Abformung mehrerer Implantate, Herausnehmbare Versorgungen oder subgingivale, schwer zu scannende Bereiche, gewählt.

Der klinische Einsatz von konventionell und CAD/CAM gefertigten Restaurationen ist vergleichbar und die Randpassungen ähnlich gut [58].

2.2.2 Verblendung von Keramiken

Die Verblendung von Zirkoniumdioxidkeramik erfolgt mit einer transluzenten Silikatkeramik (z.B. VM9, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D). Sie werden als Pulver mit zugehöriger Flüssigkeit angeboten. Das Keramikpulver besteht aus amorphem, transparentem Feldspat mit eingelagerten kristallinen Leuzitpartikeln.

Bei der Verarbeitung ist die Feinabstimmung der Parameter der verwendeten Materialien entscheidend. Die Masse wird auf dem Zirkoniumdioxidkeramikgerüst im Sinterofen „aufgeschmolzen“. Für diesen Vorgang ist der WAK der beiden zu verbindenden Materialien entscheidend. Dieser sollte für die Verblendkeramik 5-10% niedriger sein als für das Gerüstmaterial um Spannungsspitzen zu vermeiden und den optimalen Verbund zu sichern [59].

Grundsätzlich kann eine Verblendung durch Schichttechnik, Überpressen oder dem Einsatz einer CAD/CAM-fabrizierten Verblendschale zum Einsatz kommen. Die Schichttechnik ist mit einem oder mehreren Bränden der Gesamtkonstruktion verbunden, da die aufgeschichtete Verblendkeramik der Sinterschrumpfung unterliegt. Bei der Überpresstechnik wird diese Sinterschrumpfung umgangen, indem die Verblendkeramik im „Lost-wax“-Verfahren auf die Gerüstkeramik aufgepasst, aber eigenständig gebrannt wird [59].

CAD/CAM Verblendschalen können aus Lithiumdisilikatkeramiken hergestellt werden und verstärken so nicht nur die Ästhetik, sondern haben auch den Vorteil einer höheren Festigkeit, verglichen mit konventionellen Verblendkeramiken.

Bei der Anwendung von Verblendkeramiken ist zu beachten, dass bei Krafteinwirkungen durch Kaubewegungen ein Chipping auftreten kann [60]. Eine Verbesserung der Ästhetik durch Verblendkeramiken kann eine Nutzung aber durchaus rechtfertigen.

2.3 Einsatz keramischer Werkstoffe in der Implantologie

2.3.1 Dentale Implantate

Implantate sind eine etablierte Methode Patienten nach Zahnverlust zu versorgen und die Kau-effizienz zu erhalten [61].

Dentale Implantate sind biokompatible alloplastische Materialien, die chirurgisch in den Alveolarknochen inseriert werden. Nach erfolgreicher Osseointegration, dem strukturellen und funktionalen Verbund zwischen der Implantatoberfläche und dem Kieferknochen, dient das Implantat als Basis für festsitzenden oder herausnehmbaren Zahnersatz [62].

Der Goldstandard in der dentalen Implantologie sind heutzutage Titanimplantate mit einer mikroretentiven Oberfläche, die sich durch eine gute Osseointegration in Langzeitstudien klinisch bewährt haben [63]. Immer mehr Patienten wünschen eine metallfreie und hochästhetische Versorgung, wodurch die Nachfrage nach zahnfarbenen Keramikimplantaten steigt.

In den 1980er Jahren wurde erstmalig an Keramikimplantaten aus Aluminiumoxid für den Einsatz in der Zahnmedizin geforscht. Diese setzten sich allerdings aufgrund ihrer niedrigeren Biegefestigkeit nicht durch und wurden vor etwa 20 Jahren durch Hochleistungskeramikimplantate aus Zirkoniumdioxid abgelöst [64].

Die Vorteile von Keramikimplantaten gegenüber Titanimplantaten umfassen insbesondere den ästhetischen Aspekt [65], besonders im Bereich von dünnen Gewebedicken [63], die reduzierte bakterielle Biofilmanhaftung an Zirkoniumdioxid, die daraus resultierende Weichgewebsfreundlichkeit [66] und eine geringere Anzahl an auftretender Periimplantitis [67, 68].

Die Osseointegration von Zirkoniumdioxidimplantaten zeigt vergleichbar gute Ergebnisse wie die von mikrorauen Titanimplantaten. [69-71].

Die durchschnittlichen Überlebensrate von Keramikimplantaten liegt bei 59,26% bis zu 100% in einem Beobachtungszeitraum von ein bis zehn Jahren für einteilige und zweiteilige Systeme [72-76]. Hierbei zeigt sich ein marginaler Knochenverlust von 0,7 bis 1,61 mm [72]. Dies führt zu mit Titanimplantaten vergleichbaren Ergebnissen. Keramikimplantate können demnach als sichere Behandlungsmöglichkeit herangezogen werden.

Zirkoniumdioxidimplantate sind als einteilige und zweiteilige Implantatsysteme verfügbar. Besonders bei den einteiligen Systemen sind erfahrene Chirurgen und Prothetiker gefragt, da weniger Flexibilität für eine adäquate Versorgung möglich ist, als bei separat angefertigten oder angulierten Abutments [65].

Vorteile der einteiligen Systeme sind die hohe Frakturresistenz sowie der konstruktionsbedingte Wegfall möglicher Schraubenlockerungen. Darüber hinaus wird das Fehlen eines Mikrospalts zwischen Implantat und Abutment als technischer Vorzug gegenüber zweiteiligen Systemen angesehen [77].

Bei Zirkoniumdioxid Implantaten sind die Langzeiterfolge für einteilige Systeme gut erforscht und bieten anhand der hieraus resultierenden Datenlage eine gute Alternative zu dem bisher weniger erforschten Systemen der zweiteiligen Keramikimplantate [77]. Die Weiterentwicklung in den letzten Jahren zeigt sich auch in der steigenden Anzahl an Publikationen zu Keramikimplantaten [1].

Zweiteilige Keramikimplantate können mit einem adhäsiven Aufbau aus Keramik oder Glasfaser adhäsiv verbunden werden oder durch ein verschraubtes Abutment, analog zu Titanimplantaten [78]. Durch den Einsatz eines verschraubbaren Aufbaus wird die Möglichkeit geschaffen, ungünstige Platzverhältnisse oder ästhetisch herausfordernde Lücken mit Keramikimplantaten zu versorgen [79].

2.3.2 in-vitro Verhalten von vollkeramischen Brücken auf Implantaten

Die verfügbaren Studien für das in-vitro Verhalten von vollkeramischen Brücken auf Implantaten basiert vor allem auf Daten für Titanimplantate. Während Kronen im Hinblick auf das in-vitro Verhalten vermehrt getestet werden [17, 80], ist die Datenlage bei Brücken, insbesondere auf Implantaten, gering und auf Keramikimplantaten derzeit nicht existent.

Im Hinblick auf die verwendeten Materialien findet sich in der Literatur für Brückenrestorationen vermehrt die Anwendung von Zirkoniumdioxid, meist in verblendeter Form [81-83]. Auch monolithisches Lithiumdisilikat [84] oder Titan [85] werden als Materialien beschrieben.

Die Lokalisation der Brücken ist vorwiegend in der Unterkiefer Region vom zweiten Prämolaren bis hin zum zweiten Molaren [81, 82, 86, 87]. Zur Befestigung der Restorationen werden adhäsive Zemente verwendet (beispielsweise Panavia 21, RelyX oder Multilink) [81, 87-89].

Einige Studien untersuchten die Restorationen nach Durchführung einer Kausimulation [83-85, 87, 89], wobei die Überlebensrate nach Belastung zwischen 98-100% bei verblendeten Restorationen lag.

Die Frakturmuster nach Bruchlasttest zeigten Frakturen, vorwiegend an den Verbindern und großflächige Chippings der Verblendungen. Hier wurde eine Häufung in den Gruppen, die mittels Presstechnik verblendet wurden, beschrieben [86].

In-vitro-Studien zu rein monolithischen Zirkoniumdioxidbrücken auf Implantaten wurden bisher nicht veröffentlicht.

2.3.3 in-vivo Verhalten von vollkeramischen Brücken auf Implantaten

Die klinischen Überlebensraten von keramischen Brücken auf Titanimplantaten reichen von 100% bei 1-Jahres-Überlebensraten [90] bis zu 97.4% nach 5 Jahren [91]. Eine weitere Studie, ebenfalls Brücken auf Titanimplantaten, zeigte, dass 21% Chipping nach fünf Jahren Beobachtung bei unterschiedlichen Verblenddicken von 0,5-1,5 mm auftraten [92].

Die Patientenzufriedenheit stieg in einer Studie signifikant nach Versorgung mittels Keramikimplantaten und vollkeramischen Brücken [93]. Das Auftreten von technischen Komplikationen wie Chippings bei gleichbleibender Zufriedenheit demonstriert den Erfolg der Vollkeramischen Behandlungskonzepte [93].

Ergänzend hierzu bietet die S3-Leitlinie „Vollkeramische festsitzende implantatgetragene Restaurationen“ evidenzbasierte Empfehlungen für monolithische Brückenkonstruktionen [94].

Eine systematische Übersichtsarbeit zeigt, dass vollkeramische Einzelkronen und Brücken auf Keramikimplantaten insgesamt gute mittelfristige Überlebensraten aufweisen. Allerdings beeinträchtigen hohe Chipping-Raten bei verblendeten Zirkoniumdioxid-Restaurationen, insbesondere bei Brücken, das Gesamtergebnis. Monolithische Restaurationen zeigten weniger klinische Komplikationen, ihr mittel- bis langfristiges Verhalten muss jedoch durch weitere klinische Studien validiert werden [95].

2.4 Befestigung von Implantat-getragenen Restaurationen

Die Befestigung von vollkeramischen Restaurationen auf Implantaten kann entweder durch Verschraubung oder durch Zementierung geschehen.

Die Verschraubung von Restaurationen auf Implantaten stellt ein etabliertes Befestigungskonzept dar. Hierbei erfolgt die Fixierung der prothetischen Versorgung direkt am Implantat oder über ein Abutment, wodurch eine lösbare und kontrollierbare Verbindung entsteht. Dieses Verfahren erleichtert die klinische Nachsorge bei Reparaturbedarf und reduziert das Risiko zementassoziierter Periimplantitis [96]. Voraussetzung für dieses Konzept ist ein zweiteiliges Implantatsystem und die dreidimensionale Positionierung des Implantats im Kieferknochen aus prothetischer Sicht. Diese sollten so ausgerichtet werden, dass der Schraubenkanal in einem funktionell und ästhetisch günstigen Bereich der Restauration austritt [97, 98]. Eine korrekte Implantatpositionierung trägt wesentlich zu einer spannungsfreien Verschraubung, einer günstigen Kraftübertragung sowie zur langfristigen Stabilität der Restauration bei [99].

Verschraubte Implantatrestaurationen sind einfach anzuwenden, zeigen zum Teil aber mehr technische Komplikationen je nach Lokalisation des Schraubenkanals bei prothetisch herausfordernden Fällen [100].

Die Zementierung führt zu einem langfristigen Haftverbund zwischen Restaurationen aus Keramiken und der Implantatoberfläche [101].

Das konventionelle Zementieren ist ein etabliertes Verfahren zur Befestigung von Konstruktionen auf Zähnen oder Implantaten [102]. Hierbei wird durch eine makromechanische Retention, durch die Präparationsform respektive Abutmentform, der Halt vermittelt. Der Zement, in der Regel Glasionomer- oder Zinkphosphatzement, dient hierbei der Spaltauffüllung und Fixierung ohne einen ausgeprägten Haftverbund einzugehen [102]. Das Verfahren ist wenig techniksensitiv, kostengünstig und einfach in der klinischen Anwendung.

Bei der adhäsiven Zementierung wird eine mikromechanische und chemische Haftvermittlung angestrebt [103]. Im Gegensatz zum konventionellem Zementieren sind keine retentiven Präparationsformen notwendig, die Anwendung des adhäsiven Zementierens ist techniksensitiv und die klinische Anwendung sollte stets sorgsam auf die Indikation abgestimmt werden [104].

Für den klinischen Erfolg der Restaurationen ist der Verbund durch chemische Bindung und mikromechanisches Attachment entscheidend [105].

Befestigungssysteme können licht-, dunkel- oder dualhärtende Komposite sein. Die Lichtinduzierte Aushärtung erfolgt durch eine Lichtquelle, die Polymerisationslampe, die Duale Aushärtung ist sowohl durch chemische Aktivierung als auch durch Lichtpolymerisation aktivierbar. Die dunkelhärtenden Komposite finden Anwendung, wenn keine Lichtaktivierung möglich oder nötig ist. Hiermit können lichtundurchlässige Materialien verklebt werden. Dies kann beispielsweise bei opakeren Keramiken oder Wurzelstiften der Fall sein [106, 107]. Dieses Befestigungsprotokoll wird bei einteiligen Implantatsystemen angewendet, sowie bei prothetisch und ästhetisch ungünstigen Implantatpositionen, bei denen der Schraubenkanal im Ästhetischen Bereich sichtbar wäre. Bei adhäsiver Befestigung von Brücken auf Implantaten wird vermehrt ein Auftreten von peri-implantärer Entzündung beobachtet [108, 109].

Studien zeigen, dass Zementüberschüsse schwer vollständig zu entfernen sind und zu Periimplantitis führen können [110, 111]. Ein konsequentes Anwenden von Retraktionsfäden und eine sorgfältige Kontrolle während der Zemententfernung kann eine Entzündungsreaktion durch Überschüsse des Befestigungsmaterials verringern [112].

Die klinische Entscheidung, wann verschraubt und wann adhäsiv zementiert wird, auf Implantaten, muss je nach Indikation, Implantatposition und Materialwahl durch den Zahnarzt getroffen werden [113].

2.4.1 Oberflächenkonditionierung von Dentalkeramiken

Die Auswahl des zur Restauration und Indikation passenden Befestigungsprotokolls schließt auch die dazugehörige Oberflächen-konditionierung der Keramik mit ein [114]. Diese beeinflusst die Haftkraft und somit den Erfolg der gesamten Restauration.

Für die adhäsive Zementierung muss bei einer Keramik mit Glasphase vorab eine Ätzung mit gepufferter Flusssäure erfolgen, um eine retentive Oberflächenstruktur zu erzeugen. Ein genaues Einhalten der Ätzdauer von 20 Sekunden bei Lithiumdisilikat und 60 Sekunden bei Silikat- und Hybridkeramiken ist essenziell, um eine optimale Konditionierung zu erhalten [114, 115].

Im Anschluss erfolgt die Silanisierung, die dem chemischen Haftvermittler entspricht, und für eine Erhöhung der Haftkraft sorgt bei Glaskeramiken [116].

Zirkoniumdioxid muss im Gegensatz zu den Glaskeramiken mechanisch vorbehandelt werden durch Korundstrahlen [117]. Ein Luftdruck von 2,5 bar bei 50µm Aluminiumdioxid erzeugt eine Oberflächenkonditionierung für den makro- und mikroretentiven Verbund zwischen Zirkoniumdioxid und Implantat [117-120]. Dieses Protokoll sorgt für eine Rauigkeit der Keramikoberfläche ohne Glasphase und ist essenziell für einen langfristigen Verbund zur Restauration [120].

Anschließend wird ein adhäsiver Zement und Haftvermittler benutzt, um den chemischen Verbund zu vermitteln. Hier hat sich MDP (10-Methacryloyloxy-decyldihydrogenphosphat) als Haftvermittler bewährt, da es sich chemisch mit Metalloxiden verbindet und charakteristische Haftmonomere enthält [118, 121, 122]. Die Panavia-Produktgruppe (Kuraray Noritake, Tokyo, J) und Rely-X (3M, Neuss, D) sind beispielhafte Vertreter von 10-MDP-haltigen Befestigungssystemen [123]. Der Einsatz von adhäsiven Zementierungsmaterialien mit MDP und Vorbehandlung durch Korundstrahlen der Restaurationen sorgt für einen zuverlässigen Haftverbund [123].

2.5 Prüfmethoden dentaler Restaurationen

Verschiedene Prüfmethoden stehen für die Feststellung der physikalischen Materialeigenschaften bereit.

2.5.1 Prüfwerte

Die Bruchlast der Zirkoniumdioxidbrücken soll im Rahmen dieser Doktorarbeit untersucht werden. Sie gehört neben der Biegefestigkeit und dem Elastizitätsmodul zu den zentralen Eigenschaften von Keramiken.

Die Bruchlast beschreibt die Kraft, die zum Zeitpunkt des Versagens eines Materials wirkt [124]. Die Werte werden in Newton angegeben. Die spröde Materialeigenschaft der Keramik führt zum Versagensmodus durch Bruch beim Überschreiten der Biegefestigkeit.

Die Biegefestigkeit gibt jene mechanische Spannung an, bei der ein Prüfkörper unter kontinuierlich steigender Belastung bricht [125]. Das Elastizitätsmodul beschreibt den Widerstand eines Materials gegenüber elastischer Verformung unter Belastung [126].

Diese mechanischen Eigenschaften werden durch eine Vielzahl von Faktoren beeinflusst, darunter die Oberflächenbeschaffenheit, das Herstellungsverfahren, die Art der Befestigung sowie die Belastungsparameter. Keramische Werkstoffe zeichnen sich zudem durch stabile atomare Bindungen innerhalb ihrer Glas- und Kristallphase aus, wodurch sie keine plastische Verformung durchlaufen. Überschreitet die Belastung die Biegefestigkeit, führt die Sprödigkeit zu einem Materialversagen [124]. Unter Zugbelastung hingegen entstehen Spannungskonzentrationen an den Enden vorhandener Defekte, die eine fortschreitende Rissausbreitung begünstigen [127].

2.5.2 Prüfmethoden

Kausimulation

Um die Restaurationsmaterialien realitätsnah zu testen, erfolgt die Ermüdungsbelastung in einem Kausimulator bei thermodynamischer Wechsellast. Dieses Verfahren ist zur Evaluierung von Dauerfestigkeit und Langzeitverhalten für zahnmedizinische Materialien erprobt und anerkannt [128].

Die Simulation einer Fünf-Jahres-Kausimulation beinhaltet eine definierte Krafteinwirkung für einen definierten Zeitraum bei gleichzeitiger zyklischer Thermowechsellast [43, 129, 130]. Dies entspricht 1.200.000 Kauzyklen [129]. Die Kaufrequenz sollte hierbei zwischen 1,6 bis maximal 3 Hz betragen, um die physiologische Kaubewegung nachzuahmen [129]. Ein vertikaler Hub des

Kaustempels von 2 mm bei gleichzeitiger horizontaler Bewegung von etwa 1 mm gewährleistet im Simulator eine der physiologischen Kaubewegung entsprechende Dauer und Ausführung eines einzelnen Kauzyklus [130-132].

Zur Gewährleistung valider Aussagen im Rahmen einer In-vitro-Studie erfolgt die Prüfung der Proben im Kausimulator unter feuchten Bedingungen, die dem oralen Milieu nachempfunden sind [133]. Die Simulation der oralen Bedingungen erfolgt mittels Thermocycling, bei dem die Prüfkörper alternierend kaltem und warmem Wasser ausgesetzt werden. Hierbei haben sich für die Temperatur Werte von 5 °C für die Kaltphase und 55 °C für die Warmphase etabliert [134, 135].

Druckfestigkeitsversuch

Das mechanische Verhalten des zu prüfenden Werkstoffs wird beim Druckfestigkeitsversuch mittels einer über den gesamten Querschnitt gleichmäßig verteilten Druckbeanspruchung untersucht.

Die Belastung des Prüfkörpers erfolgt hierbei von der Oberseite axial oder anguliert bis zur Fraktur. Die Durchführung erfolgt mittels spezieller Universalprüfmaschinen (z. B. ProLine, ZwickRoell GmbH&Co.KG, Ulm, D), in denen der Prüfkörper einer linear ansteigenden axialen Belastung ausgesetzt wird. Ein kugelförmiger Prüfstempel kommt in der Regel als Belastungskörper zum Einsatz [17, 79, 80]. Die Belastung erfolgt mit einer definierten Vorschubgeschwindigkeit. Im Rahmen des Versuches wird ein Kraft-Weg-Diagramm erzeugt, das den Zusammenhang zwischen der Belastung und der Längenänderung des Prüfkörpers darstellt.

ISO-Norm Testung

Um die dynamische Ermüdungsprüfung für endossale dentale Implantate zu normen wird die ISO-Norm 14801, festgelegt durch die DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 2016, herangezogen [136].

Die betreffende Norm legt die Rahmenbedingungen fest, unter denen Implantate und konfektionierte Implantataufbauten unter maximal ungünstigen Belastungsszenarien geprüft werden. Gleichzeitig wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass die gewonnenen Prüfergebnisse keine Rückschlüsse auf das klinische Verhalten der Implantate oder des darauf befestigten Zahnersatzes unter in-vivo-Bedingungen zulassen. Die ISO-Norm simuliert lediglich definierte mechanische Belastungen unter Laborbedingungen und berücksichtigt hierbei nicht

die biologischen, funktionellen und umgebungsbedingten Faktoren im klinischen Einsatz. Trotz dieser Einschränkungen liefert die Prüfnorm Daten, die zum Vergleich von Implantaten und unterschiedlichen Testsituationen herangezogen werden können und somit Schwachstellen erkannt werden können. Eine Einschätzung zu klinischem Langzeitverhalten und Tendenzen bezüglich des Materialversagens können dennoch anhand der Testungen unter der ISO-Norm abgelesen werden.

Für die Durchführung der Prüfungen gelten definierte grundlegende Anforderungen. Die Einspannung der Proben erfolgt schräg zur Belastungsrichtung in einem Winkel von $30 \pm 2^\circ$. Die Krafteinleitung wird über einen sphärischen Belastungskörper realisiert, der die Last zyklisch in sinusförmiger Form appliziert. Dabei darf die maximale Prüffrequenz 15 Hz nicht überschreiten; bei Prüfungen in flüssigem Medium ist die Frequenz auf maximal 2 Hz begrenzt. Bei Belastungen unterhalb von 2 Hz sind 2.000.000 Lastzyklen durchzuführen, während bei höheren Frequenzen 5.000.000 Zyklen vorgesehen sind. Der simulierte Knochenrand ist in einem Abstand von $3 \pm 0,5$ mm zum Probenkörper zu positionieren.

Die Prüfung kann entweder unter Umgebungsbedingungen in Luft bei $20 \pm 5^\circ\text{C}$ oder in einem temperierten feuchten Medium bei $37 \pm 2^\circ\text{C}$ erfolgen. Nach Abschluss der Versuche sind sämtliche Prüfbedingungen, eingesetzten Prüfkörper sowie die Ergebnisse detailliert zu dokumentieren. Zudem sind der Versagensort und die maßgeblichen Versagenskriterien eindeutig zu identifizieren[136].

2.6 Zielsetzung der Arbeit

Ziel dieser Studie ist es das Ermüdungs- und Frakturverhalten von monolithischen vollkeramischen und verblendeten Brücken im Seitenzahnbereich auf einteiligen Zirkonimplantaten zu untersuchen. Hierfür wurden die Prüfkörper einer thermomechanischen Belastung in einem Kausimulator unterzogen, um die Auswirkungen auf das jeweilige keramische Restaurationsmaterial hinsichtlich ihrer simulierten 5-Jahres-in-vitro Überlebensrate zu prüfen. Im Anschluss an die artifizielle Alterung der Materialien wurde die Bruchlast der Restaurationen bis zum Versagen bestimmt und die Riss- und Frakturaufkommen unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM) analysiert und statistisch ausgewertet.

Auf Basis von vorangegangenen Studien mit ähnlichem Versuchsaufbau wurden die hier verwendeten Kriterien angewandt [137].

Es wurde folgende Nullhypothese formuliert:

Die Art des Restaurationsmaterials beeinflusst das Bruchlastverhalten vollkeramischer Implantatbrücken nicht.

Vollkeramische implantatgetragene Restaurationen zeigen vor und nach Fatigue vergleichbare Ergebnisse.

3.Material und Methode

3.1 Material

3.1.1 Materialauswahl

Eine Übersicht der ausgewählten und in dieser Studie überprüften Materialien (Handelsname, Biegefestigkeit und Yttrium-Gewichtsangabe nach Herstellerangaben [41, 138]) ist in Tabelle 1 zu finden. Die verwendeten Keramiken werden alle von der Firma VITA Zahnfabrik (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) hergestellt. Die Monolithischen Gerüste wurden aus gängigen Zirkoniumdioxidmaterialien der zweiten und vierten Generation hergestellt. Die Table-tops aus der polymer-infiltrierten Keramik Enamic. Die entsprechende Verblendmasse für die bukkal verblendete Gruppe war das Material VM9.

Gruppe (n=20)	Brücken- design	Material	Name	Y2O3 [Gewicht%]	Biegefestig- keit [MPa]	Hersteller
Z-HT	Monolithisch	3Y-TZP Zirkoniumdioxid	VITA YZ-HT	4-6	1200	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland
Z-ST	Monolithisch	4Y-PSZ Zirkoniumdioxid	VITA YZ-ST	6-8	>850	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland
FL	Bukkal verblendet	3Y-TZP Zirkoniumdioxid	VITA YZ-HT	4-6	1200	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland
		Feldspatkeramik	VM 9	-	100	
RL	Rapid-Layer	3Y-TZP Zirkoniumdioxid	VITA YZ-HT	4-6	1200	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland
		PICN	Enamic	-	150-160	

Tabelle 1: Materialübersicht für die Anfertigung der Brücken, modifiziert nach Spitznagel et al. 2022 [137].

3.1.1.1 VITA YZ-HT Yttriumoxid-stabilisiertes Zirkoniumdioxid

Diese 3Y-TZP Keramik wurde als monolithische Kontrollgruppe, sowie als Gerüst für die Gruppen FL und RL gewählt. VITA YZ-HT ist durch eine hohe Transluzenz bei einem Yttriumgehalt von 4-6 Mol gekennzeichnet. Diese Eigenschaft findet sich auch im Namen HT = hoch transluzent wieder. Die Biegefestigkeit dieser Zirkoniumdioxidkeramik liegt bei 1200 MPa. Sie ist sowohl für monolithische als auch vollverblendete Seitenzahnversorgungen und Brücken, einschließlich Implantatrestaurationen, zugelassen [41]. Für CAD/CAM Verfahren ist das Material in Form von porösen, vorgesinterten Ronden und Blöcken verfügbar.

Yttriumoxid wird dem Material zugefügt und hält die tetragonale Phase des Zirkoniumdioxids in Form des Kristallgitters stabil. Die einzelnen Parameter der physikalischen und chemischen Zusammensetzungen sind Tabelle 2 und 3 zu entnehmen.

Die Keramik VITA Y-HT gehört zur zweiten Generation der Zirkoniumdioxidmaterialien.

Wärmeausdehnungskoeffizient = WAK [$10^{-6}/K$] (20-500°C)	10.5
Chemische Löslichkeit [$\mu g/cm^2$]	<20
Sinterdichte [g/cm^3]	6.08
Biegefestigkeit [MPa]	1200
Elastizitätsmodul [MPa]	210
Weibull-Modul	14

Tabelle 2: Physikalische Daten VITA YZ-HT (Herstellerangaben [41])

Komponenten	Gewichts%
ZrO ₂ (Zirkoniumdioxid)	90-95
Y ₂ O ₃ (Yttriumtrioxid)	4-6
HfO ₂ (Hafniumdioxid)	1-3
Al ₂ O ₃ (Aluminiumoxid)	0-1
Pigmente	0-1

Tabelle 3: Chemische Zusammensetzung VITA YZ-HT (Herstellerangaben [41])

3.1.1.2 VITA YZ-ST Yttriumoxid-teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid

Das Material VITA YZ-ST ist eine Keramik der vierten Generation und von der Firma VITA für Seitenzahnversorgungen freigegeben. Im Vergleich zur VITA YZ-HT zeigt das Material YZ-ST aufgrund des höheren Anteils an Yttrium eine gesteigerte Transluzenz. Dies spiegelt sich im Namen ST = super transluzent wider (Tab. 4-5). Mit der verbesserten Ästhetik durch höhere Transluzenz lässt sich eine niedrigere Biegefestigkeit von um die 850 MPa verzeichnen [41].

VITA YZ-ST ist ebenfalls als vorgesinterte Ronden oder in Blockform verfügbar.

Wärmeausdehnungskoeffizient = WAK [$10^{-6}/K$] (20-500°C)	10.3
Chemische Löslichkeit [$\mu g/cm^2$]	<20
Sinterdichte [g/cm^3]	6.05
Biegefestigkeit [MPa]	>850
Elastizitätsmodul [MPa]	210
Weibull-Modul	13

Tabelle 4: Physikalische Daten VITA YZ-ST (Herstellerangaben [41])

Komponenten	Gewichts%
ZrO ₂ (Zirkoniumdioxid)	88-93
Y ₂ O ₃ (Yttriumtrioxid)	6-8
HfO ₂ (Hafniumdioxid)	1-3
Al ₂ O ₃ (Aluminiumoxid)	0-1
Pigmente	0-1

Tabelle 5: Chemische Zusammensetzung VITA YZ-ST (Herstellerangaben [41])

3.1.1.3 VITA Verblendmasse VM9

VM9 ist die auf das VITA YZ Keramik abgestimmte Verblendmasse der Firma VITA. Chemisch ist sie als Feinstruktur-Feldspat-Keramik einzuordnen. Der Wärmeausdehnungskoeffizient ist so auf die WAKs der Zirkoniumdioxidkeramiken abgestimmt, dass er leicht darunter liegt (Tab. 6-7). Die hier vorherrschende Differenz entspricht den in der Literatur empfohlenen Werten, nach denen der Wärmeausdehnungskoeffizienten der Verblendkeramik um 5-10% niedriger sein sollte als der des Gerüstmaterials [139]. Auf diese Weise lassen sich ein langfristig

stabiler Verbund sowie ausgewogene Spannungsverhältnisse zwischen Verblend- und Gerüststruktur erzielen [41].

Wärmeausdehnungskoeffizient = WAK [10 ⁻⁶ /K] (20-500°C)	8.8-9.2
Chemische Löslichkeit [µg/cm ²]	9.9
Erweichungspunkt	670°C
Biegefestigkeit [MPa]	102
Vickershärte	670 HV1

Tabelle 6: Physikalische Daten VM9 (Herstellerangaben [140])

Komponenten	Gewichts%
SiO ₂ (Siliziumdioxid)	60-64
Al ₂ O ₃ (Aluminiumoxid)	13-15
Na ₂ O (Natriumoxid)	4-6
K ₂ O (Kaliumoxid)	7-10
CaO (Calciumoxid)	1-2
ZrO ₂ (Zirkoniumdioxid)	0-1
B ₂ O ₃ (Bortrioxid)	3-5

Tabelle 7: Chemische Zusammensetzung VM9 (Herstellerangaben [140])

3.1.1.4 VITA Enamic

VITA Enamic ist eine polymerinfiltrierte Keramik (PICN) mit einer dualen Netzwerkstruktur. Sie liegt in unterschiedlichen Transluzenzen vor (hochtransluzent und transluzent) und wird als Block im CAD/CAM Verfahren verarbeitet.

Diese Werkstoffe sind, im Vergleich zu Keramiken, weniger spröde als Keramiken, aber zugleich abrasionsresistenter als Komposite. Dies beruht auf der Kombination der Inhaltsstoffe Feldspatkeramik (ungefähr 86% Gewichtsanteil) und dem Acrylatpolymer-Netzwerk, bestehend aus TEGDMA und UDMA, (Tab. 8-9). Die Materialkombination hat zur Folge, dass sich Enamic zwischen Silikatkeramiken und hochgefüllten Kompositmaterialien einordnen lässt [138].

Der Hersteller gibt das Material für monolithische Einzelversorgungen im Front- und Seitenzahnbereich frei. Die Indikation von Enamic sind Table-tops, Onlays, Inlays,

Veneers, Teilkronen, Implantatkronen und vor allem auch die beschriebene Rapid-Layer Technik.

Weibull-Modul	20
Risszähigkeit [MPa√m]	1,5
Elastizitätsmodul [GPa]	30
Biegefestigkeit [MPa]	150-160
Härte [GPa]	2,5

Tabelle 8: Physikalische Daten VITA Enamic (Herstellerangaben [138])

Komponenten	Gewichts%
SiO ₂ (Siliziumdioxid)	58-63
Al ₂ O ₃ (Aluminiumoxid)	20-23
Na ₂ O (Natriumoxid)	6-11
K ₂ O (Kaliumoxid)	4-6
B ₂ O ₃ (Bortrioxid)	0,5-2
CaO (Calciumoxid)	<1
TiO ₂ (Titanoxid)	<1

Tabelle 9: Chemische Zusammensetzung VITA Enamic (Herstellerangaben [138])

3.1.1.5 VITA ceramic.implant

Für die Zirkoniumdioxidbrücken dieser Studie wurde als Pfeiler das Implantat VITA ceramic.implant (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) (Abb. 3) mit dem Durchmesser 4.5 und einer Länge von 10 mm gewählt.

Es gehört zu den einteiligen Implantaten und benötigt somit keinen Gingivaformer während der Einheilphase des Implantats. Dieses Implantat ist so konzipiert, dass das Abutment auf Höhe des Gingivasaumes komplett sichtbar ist, um eine gute Abformung mittels Scanner zu ermöglichen.

Der Indikationsbereich liegt im Front- und Seitenzahnbereich. Das VITA ceramic.implant ist für Einzelkronen bis zu dreigliedrigen Brücken bei zwei Implantatpfeilern freigegeben.

Das Implantat ist als einteilige, konische, zylindrische Schraube aus Keramik konstruiert und wird in den Längen von 8, 10, 12 und 14 mm sowie in den

Durchmessern von 4,0, 4,5 und 5,5 mm angeboten. Das verwendete Keramikmaterial besteht hauptsächlich aus Zirkoniumdioxid (Tab. 10) und besitzt eine durchschnittliche Korngröße von 0,2 µm. Diese Materialzusammensetzung resultiert in einer Biegefestigkeit von 1500 MPa und einer Bruchzähigkeit von 7,5 MPa√m laut Herstellerangaben.

Das einteilige VITA ceramic.implant, das Mitte der 2010er Jahre eingeführt wurde, ist derzeit nicht mehr verfügbar und ist in aktuellen Produktportfolios nicht gelistet. Es wurde vor einigen Jahren vom Hersteller vom Markt genommen.

Komponenten	Gewichts%
ZrO ₂ (Zirkoniumdioxid)	93
Y ₂ O ₃ (Yttriumtrioxid)	5
HfO ₂ (Hafniumdioxid)	1,9
Al ₂ O ₃ (Aluminiumoxid)	0,1

Tabelle 10: Chemische Zusammensetzung des VITA ceramic.implant
(Herstellerangaben)

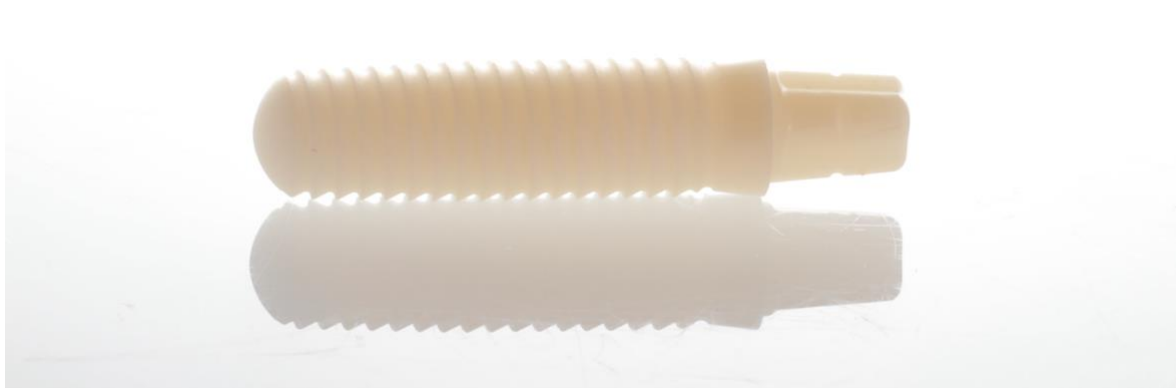


Abb. 3: vita.clinical Keramikimplantat

3.1.2 Material zur adhäsiven Befestigung

VITA Ceramic Etch Gel

Dieses 5%ige Flusssäuregel dient zum Ätzen der Keramikoberfläche vor dem adhäsiven Verkleben. Der Ätzprozess greift nur bei Keramiken oder Verbundwerkstoffen mit einer Glasphase und schafft eine mikroretentive Oberfläche.

VITA Ceramic Etch Gel (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) besteht aus 1-5% Fluorwasserstoffsäure, 5-10% Schwefelsäure und 1-5% Ethanol.

In dieser Studie wird es verwendet, um die PICN Enamic Restaurationen Sekunden zur Vorbereitung für das adhäsive Verkleben vorzubehandeln. Um eine exakte Oberflächenvorbehandlung der Table-tops zu erzielen, ist das Einhalten der 60-sekündigen Einwirkzeit entscheidend.

Clearfil Ceramic Primer Plus

Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake, Tokoy, J) ist laut Hersteller ein Universalprimer für zahlreiche Restaurationsoberflächen. Er kann zur Konditionierung von Keramiken, wie Oxid- oder Silikatkeramiken, ebenso wie Metallen und Kunststoffen verwendet werden. Die Bestandteile dieses Einflaskenkonditionierungsmittels sind ein MDP-Adhäsivmonomer (10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat) und ein Silanhaftvermittler (3-Trimethoxysilylpropylmethacrylat), die für die hohe Haftkraft an den Materialien durch chemische Vernetzungen sorgen.

Die Anwendung erfolgt nach der Trocknung und Vorbehandlung der Oberflächen durch einfaches Auftragen und Verblasen.

Panavia V5 opaque

Panavia V5 opaque (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) ist ein adhäsiver Befestigungszement und für den Haftverbund zwischen Restauration und Abutment verantwortlich.

Laut Herstellerangaben [141] bietet Panavia V5 mit 21 MPa Zugfestigkeit an Dentin einen sehr guten Verbund von Restaurationen an Zähnen. Zum System gehören der Tooth Primer, der den Verbund zwischen Zahn und Restauration herstellt, Clearfil Ceramic Primer Plus, wie oben beschrieben für die Vorbehandlung der Restauration, und dem adhäsiven Befestigungszement. Die Aushärtung des Zementes ist autopolymerisierend.

Die Hauptbestandteile sind Bis-GMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), TEGDMA (Triethyleneglycoldimethacrylat), Fluoridionen, die freigesetzt werden, und 63% Gewichtsanteile anorganischer Füller.

Das hier verwendete Panavia V5 opaque wird nach Ätzung, Trocknung und Konditionierung in die Restauration eingefüllt und durch Autopolymerisation ausgehärtet. Die Verarbeitungszeit beträgt drei Minuten.

Oxyguard

Das Produkt Oxyguard (Kuraray Noritake Dental, Toyko, J) ist die zuletzt verwendete Komponente beim adhäsiven Zementieren. Es ist ein Glyceringel und wird zur Vermeidung der Sauerstoffinhibitionsschicht genutzt. So soll eine komplette und kontinuierliche Polymerisation während der Zementierung sichergestellt werden.

Durch Oxyguard wird eine anaerobe Situation durch eine Schutzschicht zwischen Stumpf und Restauration gebildet. Im Anschluss an die vollständige Aushärtung des Zementes wird die Oxyguardschicht abgespült.

3.1.3 Material zur Erstellung der Antagonisten

Für die Antagonisten der Kaumaschine wurden Steatitkugeln mit Clearfil DC Core Plus (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) in die Metallhalter einpolymerisiert.

Steatitkugeln werden in der Materialforschung als standardisierte Kontaktpartner in Kausimulationen eingesetzt. Aufgrund ihrer Härte, chemischen Stabilität und homogenen Oberfläche eignen sie sich besonders, um Abrasion, Verschleiß und Festigkeit von Zahnersatzmaterialien zu prüfen. In in-vitro Untersuchungen [142] dienen sie als „Antagonist“ für Seitenzahn- oder Vollkeramikrestaurationen, da sie die mechanische Beanspruchung ähnlich wie natürliche Zähne nachbilden, dabei aber sehr gleichmäßige Oberflächenbeschaffenheiten vorweisen. So lassen sich verschieden Materialien zuverlässig vergleichen. Die Studienlage der Literatur gab her, dass Steatit als in vitro Material ein geeigneter Ersatz für Zahnschmelz darstellt, [143, 144] und wurde deswegen ausgewählt.

Clearfil DC Core Plus ist ein dualhärtendes Kompositmaterial in Form von Automix-Spritzen. Es dient als Zweikomponenten-Stumpfaufbaumaterial mit einer Druckfestigkeit von 325 MPa. Primär ist die Aushärtung dunkelhärtend, kann aber zusätzlich mit Lichtpolymerisation beschleunigt werden. Die Verarbeitungszeit beträgt 3 Minuten bis zur vollständigen Aushärtung.

Dieses Komposit besteht aus 2 Pasten: Paste A besteht aus Bisphenol-GMA, Acrylaten und anorganischen Füllern. Paste B besteht aus Triethyleneglycol-Dimethacrylat und ebenfalls anorganischen Füllern. Der Volumenanteil der Anorganischen Füller beträgt 52% und setzt sich aus Bariumglas, Siliziumdioxid und Aluminiumoxiden zusammen (Herstellerangaben [145]).

3.1.4 Einbettung der Implantate

Die Einbettung der Implantate in die Halter der Kaumaschine erfolgte mit RenCast -CW20/Ren- HY-49 (Huntsman- Advanced- Materials, Duxford, UK).

Dieses Material ist ein Gießharz und zählt als Epoxidsystem mit mineralischen Füllstoffen.

Es besteht aus einer zähen blauen Flüssigkeit = Ren Cast CW 20 und einer transparenten Flüssigkeit = Ren HY 49, die im Verhältnis 100:5 (Gewichtsanteile) vermischt werden.

Die vom Hersteller angegebenen spezifischen Eigenschaften [146] sind eine hervorragende mechanische Festigkeit, gute chemische Beständigkeit und eine sehr harte, abriebfeste Oberfläche. Die Biegefestigkeit nach Aushärtung von 16 Stunden liegt bei 140 MPa bei einem Elastizitätsmodul von 11.000-11.500 MPa. Diese Eigenschaften sollen die Elastizität von Knochen simulieren [147]. Die Angaben stammen aus dem Herstellereigenen Sicherheitsdatenblatt (Juni 2014).

3.1.5 Materialliste

Übersicht über die verwendeten Materialien (Tab.11).

Material	Hersteller/Firma, Ort, Land
SD Mechatronik Kausimulator CS-4.8 professional line, Thermocycling TC-4	SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D
Universalprüfmaschine Zwick Z010	Zwick Roell GmbH&Co KG, Ulm, D
Stereoauflichtmikroskop Stemi 508	Carl Zeiss Meditec, Jena, D
vita.clinical ceramic implant VCI 4512 4,5x10 mm; VITA Enamic Polishing Set	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D
Abstrahlgerät Harnisch+Rieth P-G 400 mit Aluminiumoxid	Harnisch+Rieth GmbH&Co KG, Winterbach, D
Silikon Knetmasse normal	Omnident, Rodgau, D
Zirkopol Diamant Polierpaste	Feguramed, Buchen, D
Pattern Resin LS	GC Corporation, Luzern, Schweiz

Microbrush	Microbrush International, Grafton, USA
Hanel Okklusionsfolie rot, 12kkklusionsfolie rot, 12µ	Coltène/Whaledent, Langenau, D
Panavia V5 Opaque, Ceramic Primer Plus, Mixing Tips, Clearfil DC Core Plus	Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J
Schaumstoffpellets Gr. 2+3	Pluradent AG&Co KG, Offenbach, D
Oxyguard	Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J
Ceramic Etch IPS 5%	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Okklu Spray plus	Hager&Werken GmbH, Duisburg, D
Halogenlampe Polofil Lux	Voco, Cuxhaven, D
Steatit Keramikkuigel 0,6 mm	Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, D
Weißes Vaseline Lichtenstein	Winthrop Arzneimittel GmbH, Frankfurt, D
HS Dubliermasse, Z-Dupe	Henry Schein, Melville, USA
Destilliertes Wasser	Apotheke, Uniklinikum Düsseldorf, D
Isopropanol 90%	Apotheke, Uniklinikum Düsseldorf, D
Ren Cast CW 20, Ren HY 49	Huntsman Advanced Materials, Basel, Schweiz
Inkubator Universalschrank UF 55	Memmert, Schwabach, D

Tabelle 11: Verwendete Materialien in der Übersicht.

3.2 Methode

3.2.1 Studiendesign

Es wurden 80 CAD/CAM gefertigte Brücken aus monolithischem und verblendetem Zirkoniumdioxid auf einteiligen Zirkoniumdioxid Implantaten getestet. Diese 80 Brücken wurden unterteilt in vier Gruppen (n=20) nach der Art ihres Restaurationsmaterials (Tab. 3):

- Kontrollgruppe: Gruppe Z-HT- monolithisches hochtransluzentes Zirkoniumdioxid (VITA YZ HT, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D), und die Testgruppen:
- Test: Gruppe Z-ST- monolithisches supertransluzentes Zirkoniumdioxid (VITA YZ ST, VITA Zahnfabrik)

- Test: Gruppe FL (facially layered)- vestibulär handgeschichtetes hochtransluzentes Zirkoniumdioxid (VITA YZ HT+ VM9, VITA Zahnfabrik)
- Test: Gruppe RL (rapid-layer)- zweischichtiges hochtransluzentes Zirkoniumdioxid (VITA YZ HT+ VITA Enamic, VITA Zahnfabrik).

Das Studien Design (Abb. 4) simuliert eine dreigliedrige Brücke im Unterkiefer Seitenzahnbereich (Regio 35-37) mit einem Brückenpontic. Das Design ist monolithisch. Zur Befestigung der Brücken auf den Zirkoniumdioxidimplantaten wurde ein adhäsives dualhärtendes Befestigungssystem benutzt (Panavia V5 opaque, Kuraray Noritake).

Die Hälfte der Prüfkörper der jeweiligen Gruppe wurde als Untergruppe (n=10) einer mechanischen Stressbelastung in einem Kausimulator getestet. Die gewählte Anzahl an Zyklen entsprachen hierbei einer artifiziellen Alterung von fünf Jahren [43, 129].

Alle Prüfkörper wurden anschließend axial einem statischen Bruchlasttest unterzogen und die Daten statistisch analysiert.

Zusätzlich wurde eine fraktographische Bruchanalyse und eine mikroskopische Untersuchung (REM und Lichtmikroskop) durchgeführt.

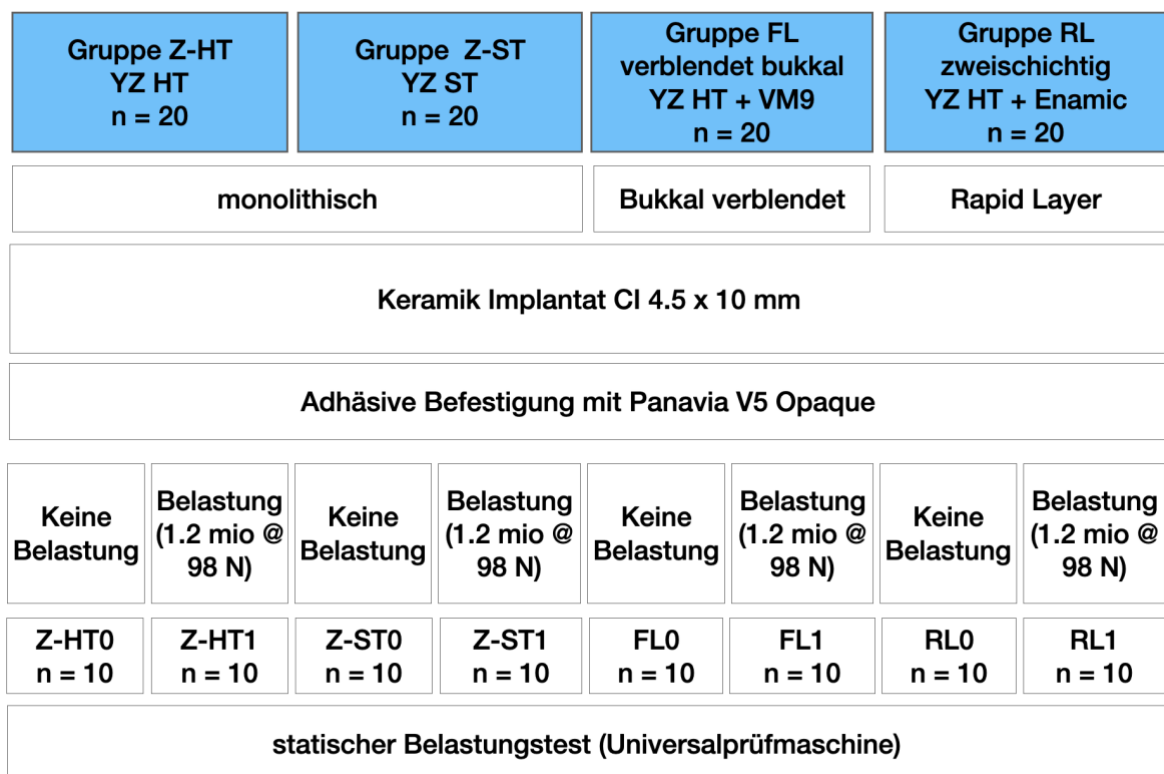


Abb. 4: Grafische Darstellung des Studiendesigns mit Einteilung der Gruppen und Untergruppen, modifiziert nach Spitznagel et al. 2022 [137].

3.2.2 Herstellung der Prüfkörper

Die vollkeramischen Brücken wurden durch die Firma VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen, D) hergestellt. Die Verblendung der Gruppe FL erfolgte im Hauslabor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Düsseldorf.

Ein Meistermodell (frasaco-Modell, frasaco, Tett nang, D) wurde zur Simulation einer Schatlücke regio 035-037 herangezogen. Hierfür wurden die Zähne 35,36 und 37 herausgenommen und in die so entstandenen Lücken 035 und 037 mittig je ein Zirkoniumdioxidimplantat (VITA ceramic.implant, Vitaclinical, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) mit Putty (Silikon Knetmasse normal, Omnident, Rodgau, D) fixiert. Im Anschluss wurde ein Scan des Modells, Ober-, Unterkiefer und Biss mittels Primescan (Dentsply Sirona, Bensheim, D) erstellt. In der CAD Software InLab (InLab 20.0, Dentsply Sirona, Bensheim, D) wurde eine biogenerische Implantatbrücke konstruiert und im Nachgang als Masterdesign für die unterschiedlichen Konfigurationen herangezogen (Abb. 5). So konnte eine sehr hohe Reproduzierbarkeit gewährleistet werden. Alle keramischen Restaurationen wurden im Schleifmodus „Fein“ in einer fünfschigen Fräsmaschine (Ceramill Motion 2, Amann Girrbach, Pforzheim, D) gefertigt (Abb. 5 und 6).

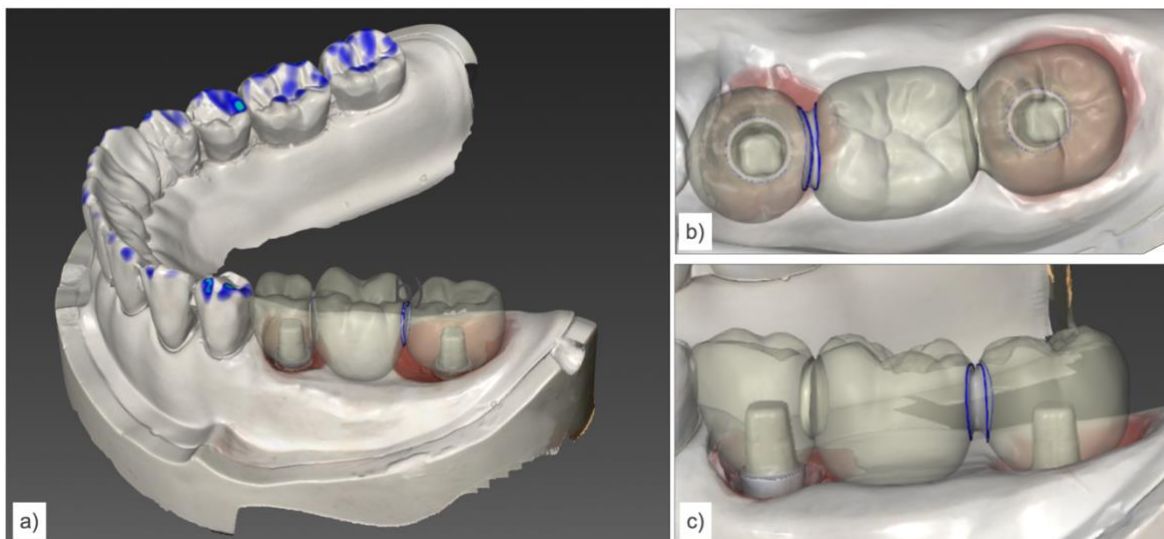


Abb. 5: Masterdesign der Prüfkörper (a) Ansicht des Modells von schräg vestibulär, (b) Ansicht von okklusal, (c) Ansicht von vestibulär.

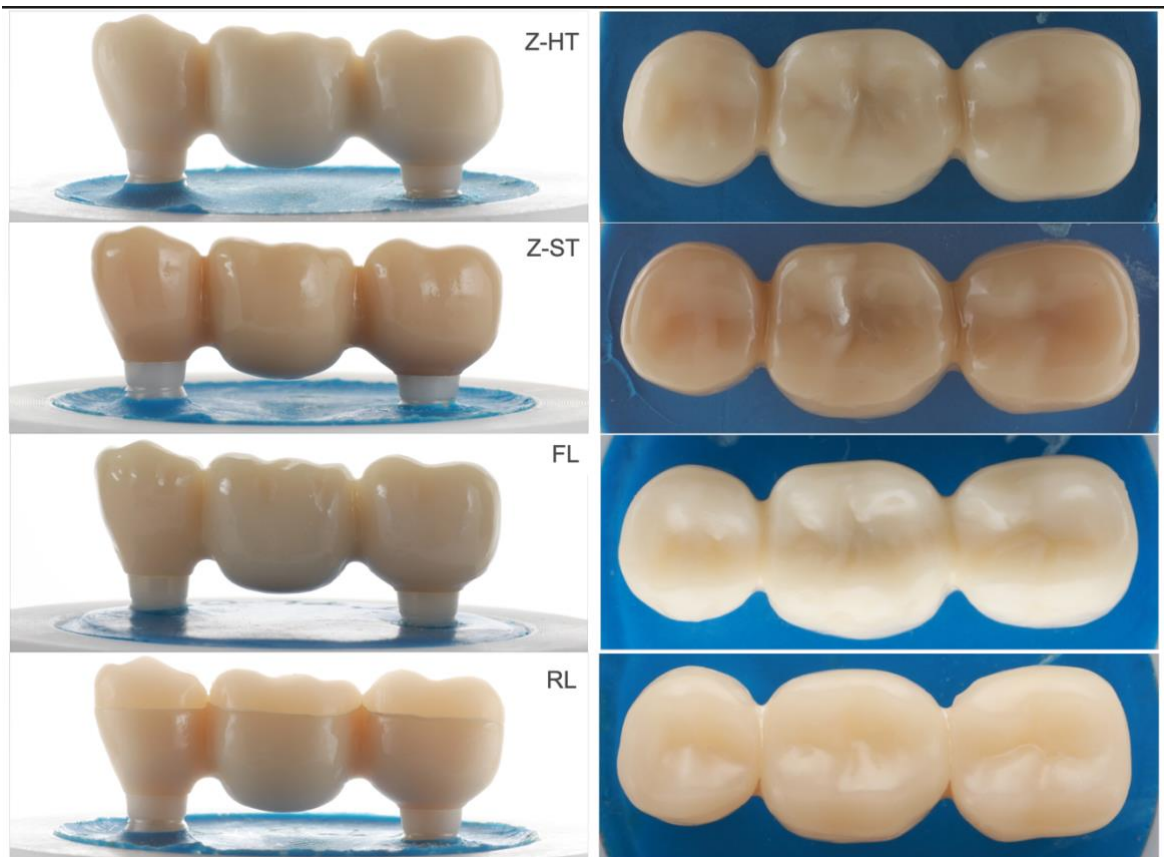


Abb. 6: Übersicht der Prüfkörper-Gruppen: Ansicht von bukkal und okklusal.

3.2.2.1 Z- HT – monolithisch, 3Y-TZP & Z- ST – monolithisch, 4Y-PSZ

Für die Herstellung der Brücken der Gruppe HT und ST (Abb. 7) wurden die Restaurationen aus Ronden des porös vorgesinterten Materials Z-HT und Z-ST (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) gefräst und anschließend die Ansatzstellen mittels Diamantschleifkörper (Hartmetallfräse, kreuzverzahnt, extrafein, HM79EX, Hager&Meisinger GmbH, Neuss, D) geglättet.

Zur Nachbearbeitung der Restaurationen erfolgte die Sinterung nach Herstellerangaben im Hochtemperaturofen (VITA Zycromat 6000 Ms, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) bei finalen Sintertemperaturen von 1450°C (HT) bzw. 1530°C (ST) für eine Dauer von 120 Minuten im Universalprogramm [41].

Abschließend wurde für alle Brücken ein Glanzbrand unter Verwendung der Glasurmasse VITA Akzent Plus Glaze (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) nach Herstellerangaben bei 850°C für 5:30 Minuten durchgeführt [41].

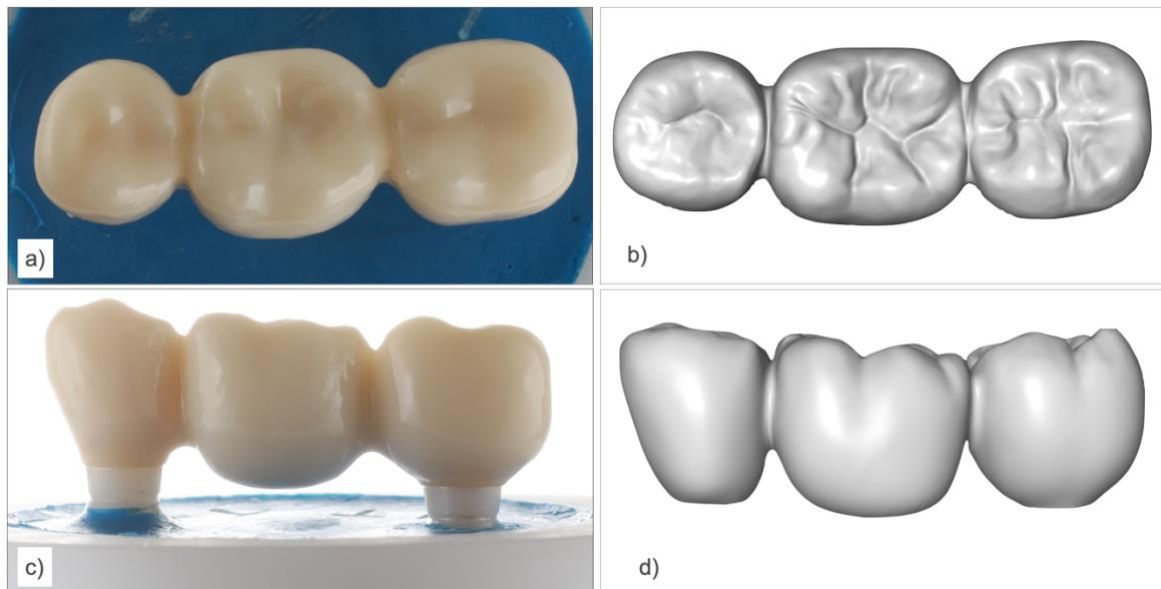


Abb. 7: Monolithisches Design für Z-HT und Z-ST: (a) zementierte und eingebettete Brücke von okklusal und vestibulär (c), CAD/CAM Design von okklusal (b) und vestibulär (d).

3.2.2.2 Z- FL – bukkal verblendet, 3Y-TZP

Die Gruppe FL wurde anhand eines modifizierten Masterdesigns fabriziert. Hierfür wurde bukkal ein sogenanntes „Cutback“ im Uhrglas-Design digital konstruiert, ohne die Kaufläche zu berühren (Abb. 8a, b, d). Somit konnte hier eine farbliche Anpassung der Brücken anhand der vestibulären Verblendung mit einer Verblendmasse (VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) erfolgen. Die Brückengerüste wurden ebenfalls aus den Ronden des Materials Z-HT gefräst und nach Herstellerangaben gesintert [41].

Das Aufbringen der Verblendmasse (VM 9, VITA Zahnfabrik) führte bei allen Prüfkörpern derselbe Zahntechnikermeister im hauseigenen Labor durch (Abb. 8c, e). Die Brände und der finale Glasurbrand erfolgten gemäß den Herstellerangaben im Brennofen (Programat P700, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL).

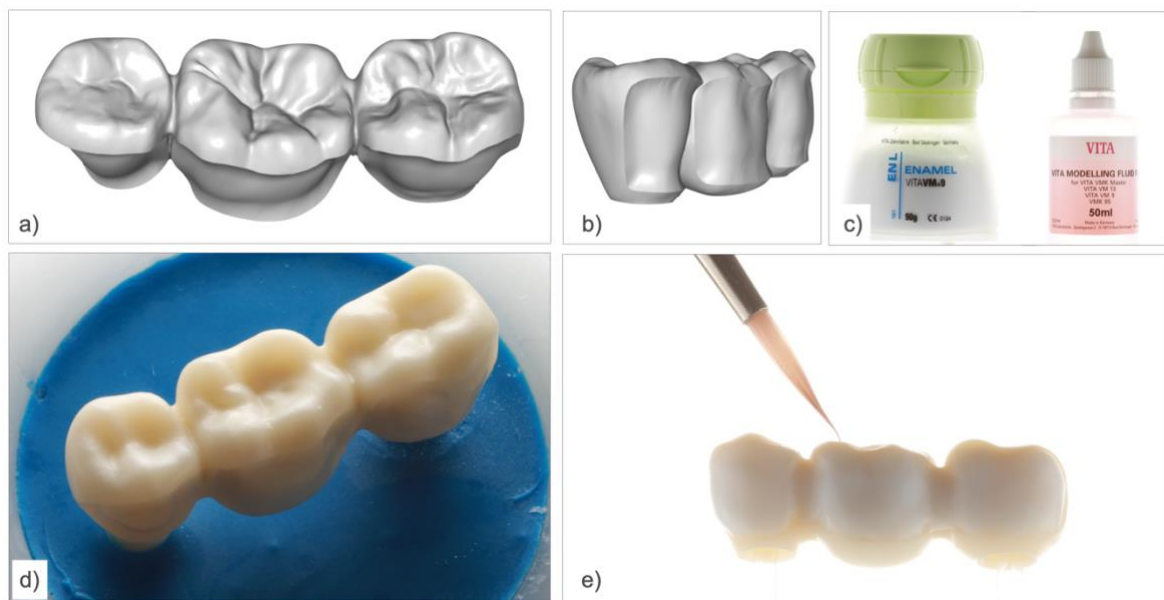


Abb. 8: Masterdesign bukkales Cutback, Gruppe FL: CAD/CAM Design von schräg okklusal (a) und mesiobukkal (b), Verblendmasse VM 9 und zugehörige Flüssigkeit (Modelling Fluid, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) (c), unverblendete Brücke der Gruppe FL auf Studienmodell (d) und beispielhafte Verblendung (e).

3.2.2.3 RL – PICN Table-tops

Für die Gruppe der RL Prüfkörper wurde das Masterdesign der monolithischen Brücken geteilt, um das okklusale Table-top und das passende Zirkoniumdioxidgerüst zu generieren (Abb. 9 (a)).

Die Brücken wurden, wie in den voran genannten Gruppen aus Ronden des Materials VITA YZ-HT gefräst, gesintert und durch Auftragen und Brennen der Glasurmasse finalisiert.

Die Table-tops aus dem Material VITA Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) wurden ebenfalls in der Ceramill Motion 2 (Ammann Girrbach) gefräst. Da VITA Enamic eine polymerinfiltrierte Keramik ist, kann diese zur Nachbearbeitung nur händisch poliert werden. Dies erfolgte mit den, auf das Material abgestimmten, zahntechnischen Polierern (VITA ENAMIC Polishing Set technical, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) unter Aufwendung von geringem Druck (Abb. 9 (b-d)).

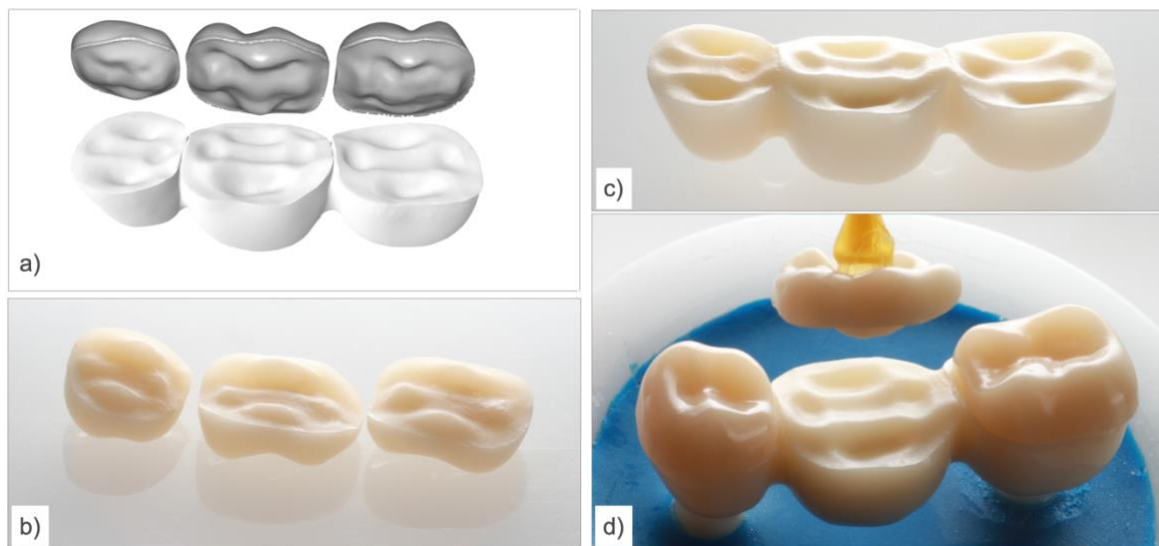


Abb. 9: Masterdesign Gruppe RL: digitales Masterdesign (a), Table-tops aus VITA Enamic (b), Brückengerüst aus Zirkoniumdioxid (c) und unzementierte Table-tops auf Brückengerüst am Studienmodell (d).

3.2.3 Einbettung der Implantatprüfkörper

Um eine reproduzierbare Position der Prüfkörper während der Studie zu gewährleisten, wurden diese in speziell für den Kausimulator fabrizierten Probenhalter eingebettet. Das hierfür verwendete Material war Ren Cast CW 20 / Ren HY 49 (Huntsman Advanced Materials, Basel, CH).

Die Implantate auf dem Mastermodell wurden über die zugehörigen Schutzkappen (Abb. 10) mittels Kunststoff-Steg (GC Pattern Resin, GC Dental Corporation, Luzern, CH) rigide verblockt. Diese Konstruktion wurde mit zwei Implantaten in den jeweiligen Schutzhüllen mittig in einem Probenhalter ausgerichtet und durch Knetsilikon (Silkonknetmasse normal, Omnident, Rodgau, D) von basal fixiert. Hierbei wurde eine Knochenresorption von 0,5 – 1 mm zwischen Implantatschulter und Knetsilikonmasse simuliert, gestützt durch die Angaben von klinisch gemessenem marginalem Knochenverlust von 0,7-0,79 mm nach 1 Jahr [148, 149] und $0,7 \pm 0,6$ mm nach 5 Jahren [150] nach Belastung. Das Silikon wurde mit einer dünnen Schicht Vaseline (Winthrop Arzneimittel GmbH, Frankfurt, D) isoliert, der Probenbehälter mit Dublierpapier umwickelt und von oben mit Dubliermasse (Henry Schein, Melville, USA) aufgefüllt. Nach Aushärtung der Dubliermasse für 40 Minuten wurde der so entstandene Konter abgenommen und diente der Prüfkörpererstellung (Abb. 11 (a,b)).

Für die einzelne Herstellung der Prüfkörper wurde nun jeweils ein Implantat in die fest fixierten Schutzkappen der Dubliermasse gesteckt und der Konter auf einen leeren Probenhalter gesetzt. Zusätzlich wurde ein Metallstift im Probenhalter eingebracht, um die Prüfkörper während der Belastung im Kausimulator zusätzlich zu stabilisieren (Abb. 11 (c)). Der Hohlraum des Probenhalter mit den zwei Implantaten wurde mit Ren Cast CW 20 / Ren HY 49 (Huntsman Advanced Materials, Basel, S) aufgefüllt. Hierzu wurden die zwei Flüssigkeiten im Verhältnis 100:5 (Ren Cast CW 20: Ren HY 49, Gewichtsanteile) blasenfrei angemischt und als dünner Strahl an der Unterseite des Probenbehälters eingebracht (Abb. 11 (d)). Für die Aushärtungszeit von 16 Stunden wurde die Halteschraube von basal eingedreht (Abb. 11 (e)).



Abb. 10: Implantat mit Schutzkappe



Abb. 11: Einbetten der Implantate in die Probenhalter: (a) Konter mit fixierten Schutzkappen, (b) Eingesetzte Implantate, (c) Konter mit aufgesetztem Probenhalter mit Metallstift, (d) Einfüllen von Ren Cast, (e) eingeschraubte Halteschraube, (f) fertig ausgehärteter Prüfkörper mit korrekter Implantatposition.

3.2.4 Adhäsive Befestigung der Brücken auf den Implantaten

Anschließend erfolgt die adhäsive Befestigung der Brücken auf den Keramikimplantaten (Tab.12).

Die Passung jeder Restauration auf den jeweiligen Prüfkörper wurde sorgfältig überprüft. Nach der Sichtkontrolle der Randpassung von Abutment und Brückenpfeiler unter Zuhilfenahme von Vergrößerungshilfen (Zeiss Lupenbrille 4,2-fache Vergrößerung, Carl Zeiss Meditec, Jena, D) wurde das Keramikabutment mit 70%igem Ethanol gereinigt und getrocknet. Die Klebefläche wurde mit Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) bestrichen und trocken geblasen (Abb. 12 (a)).

Die Zirkoniumdioxidbrücken wurden mit Aluminiumoxid der Korngröße 50µm bei einem Druck von 2bar (Basic quattro IS Feinstrahlgerät, Renfert GmbH, Hilzingen, D) im Bereich der basalen Klebeflächen korundgestrahlt. Im Ultraschallbad erfolgt im Anschluss die Reinigung der Brücken mit 70%igem Ethanol für drei Minuten.

Für die finale adhäsive Befestigung wurde die Innenseite der Brücke mit einem Primer (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) auf einem

Microbrush vorbehandelt und nach einer kurzen Einwirkzeit von etwa 20 Sekunden getrocknet (Abb. 12 (b)).

Der adhäsive Zement (Panavia V5 opaque (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) wurde durch die Automix- Spitze homogen durchmischt und, nach Verwerfen der initialen Mischmenge, dünn und gleichmäßig auf die Klebebasis der Implantate und die Brückenpfeilerinnenseiten aufgetragen (Abb. 12 (c-d)).

Die hiernach aufgesetzten Zirkoniumdioxidbrücken wurden bei gleichbleibendem, händischen Druck bis zur vollständigen Aushärtung des Befestigungskomposits in Position gehalten (Abb. 12 (e)).

Nach initialer Aushärtung wurden die überschüssigen Zementreste mittels Schaumstoffpellet entfernt und Sauerstoffinhibitor (Oxyguard, Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) im Bereich der Zementfuge appliziert (Abb. 12 (f-g)). Zusätzlich wurde jede Seite der Brückenpfeiler mit einer Polymerisationslampe für 20 Sekunden bei 20 Watt lichtgehärtet.

Nach den, vom Hersteller vorgegeben, drei Minuten Aushärtungszeit wurde die Oxyguardschicht mit Wasser-Luft-Gemisch entfernt und etwaige bestehende Zementreste mit einem Skalpell vorsichtig entfernt.

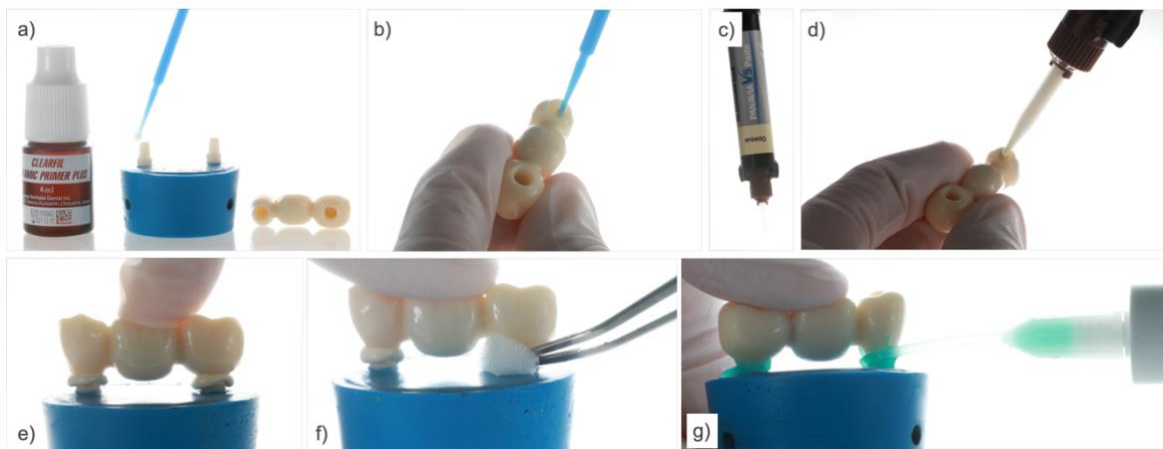


Abb. 12: Adhäsive Befestigung der Zirkoniumdioxidbrücken: Vorbehandlung der Implantate (a) und Brücke (b) mit Primer (Clearfill Ceramic Primer Plus), Befestigungszement (Panavia V5) mit Automix Spitze (c), Auftragen von Panavia auf die Restauration (d), Aufbringen der Brücke auf die Implantate (e), Entfernen der Überschüsse mittels Schaumstoffpellet (f) und Aufbringen von Sauerstoffinhibitionsschicht (Oxyguard) (g).

Die adhäsive Befestigung der einzelnen PICN Table-tops folgte dem gleichen Protokoll. Zuerst wurden die reduzierten Zirkoniumdioxidgerüste auf die Implantate der Prüfkörper zementiert. Die einzelnen PICN Restaurationen wurden nach der

Korundstrahlung (2bar, 50µm), einer Reinigung durch einen Dampfstrahler und Trocknung durch ein 5%iges Flusssäuregel (VITA Ceramics Etch, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) für 60 Sekunden an der basalen Verbundfläche geätzt, abgespült und erneut getrocknet. Der Primer (Clearfill Ceramic Primer, Kuraray Noritake Dental) und der Befestigungszement (Panavia V5 opaque, Kuraray Noritake Dental) wurden für jedes Table-top und die entsprechende Position auf den Zirkoniumdioxidunterbauten separat aufgetragen und adhäsiv befestigt. Die hier entstehenden Zementfugen wurden nach dem Zementieren und Aushärten des Zementes noch mal abschließend mit entsprechenden Gummipolierern finalisiert und geglättet.

Im Anschluss an das adhäsive Befestigen wurden alle Prüfkörper im Inkubator (Universalschrank UF 55, Memmert, Schwabach, D) in destilliertem, 37°C warmem Wasser für 24 Stunden gelagert.

	Zirkoniumdioxidbrücken	Polymerinfiltrierte Keramik	Zirkoniumdioxid-implantat
Gruppe	Z-HT, Z-ST, FL, RL (Gerüst)	RL (Table-top)	alle
Oberflächen- behandlung	Sandstrahlen 50µm Al ₂ O ₃ bei 2 bar, Ultraschallbad mit 70% Ethanol für 3 Minuten	Ätzen mit 5 % Fluorwasserstoffsäure 60s (VITA Ceramics Etch, VITA Zahnfabrik) Abspülen mit Wasser für 30s, Ultraschallbad mit destilliertem Wasser für 5 Minuten	Reinigung mit 70%igem Ethanol
Primer	Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake Dental)		
Adhäsiver Zement	Panavia V5 opaque (Kuraray Noritake Dental)		

Tabelle 12: Grafische Darstellung- Vorbehandlung und adhäsives Zementieren der Prüfbestandteile. Modifiziert nach Spitznagel et al. 2022 [137].

3.2.5 Antagonistenvorbereitung

Für die Kausimulation wurde ein Antagonist aus einer Steatitkugel hergestellt, die in Kunststoff eingebettet wurde und in einer metallene Halterung fixiert war. Der hier verwendete Kunststoff war Clearfill DC Core, ein Komposit der Firma Kuraray Noritake Dental (Tokyo, J). Die keramische Steatitkugel (Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, D) maß 6 mm im Durchmesser.

3.2.6 Kausimulation mit thermodynamischer Wechsellast

Die thermodynamische Kausimulation fand im Kausimulator CS-4.8 professional line (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D) (Abb. 13) statt. Dieser besteht aus einer Thermocycling-Einheit für eine wechselnde Temperierung des Wassers (TC-4, SD Mechatronik), einem Umwälzkühler (Huber Unichiller 015-MPC, Peter Huber Kältemaschinen GmbH, Offenburg, D) zur konstanten Kühlwassertemperatur und acht Probenkammern, in denen die Prüfkörper bei definierten Kaubewegungen getestet werden. Hierbei sind die Proben über die Haltschrauben an den Prüfkörpern fest verankert. Der Temperaturbereich für den Warmbereich lag bei 55°C und für den Kaltbereich bei 5°C, was eine physiologische Temperaturschwankung in der Mundhöhle simulieren soll [129](Tab. 14).

Jeweils die Hälfte der vier Prüfgruppen (n=10) wurde dem thermodynamischen Belastungstest unterzogen (Abb. 13). In dieser Studie wurde die Kausimulation mit acht Proben je Zyklus bei einer Gewichtsbelastung von 10kg durchgeführt. Dies kommt einer physiologischen Kaukraft bei einer vertikalen Belastung von 98N gleich [151]. Die Dauer von 1.200.000 Zyklen mit einer Frequenz von 1,6 Hz entspricht hierbei einer Simulation von fünf Jahren klinischer Belastung [43, 152].

Die zentrale Grube des Brückengliedes (Regio 36) wurde als Nullpunkt für die Kaubewegung ausgewählt-(Abb. 14). Gleichzeitig zur axialen Belastung erfolgt eine horizontale Bewegung von 0,5 mm über den lingualen Höckerabhang, um einen dynamischen physiologischen Kautvorgang nachzuahmen (Tab.13).

Während des Vorganges der Kausimulation erfolgte eine mehrfach tägliche Kontrolle der Prüfkörper auf Rissbildungen, Frakturen oder Chipping der Keramik.

Kauzyklen		1.200.000
Kauzyklusfrequenz		1,6 Hz
Bewegungen	Vertikal	2 mm aufwärts 3 mm abwärts
	Horizontal	0,5 mm
Geschwindigkeit Abwärts		55 mm/s
Geschwindigkeit Aufwärts		55 mm/s
Geschwindigkeit Horizontal		40 mm/s
Gewicht pro Kammer		10 kg = 98N

Tabelle 13: Parameter der Kausimulation

Temperatur Kaltzyklus	5°C
Dauer Kaltzyklus	60 s
Temperatur Warmzyklus	55°C
Dauer Warmzyklus	60 s
Wasserablaufdauer	10 s

Tabelle 14: Parameter der Thermodynamischen Simulation

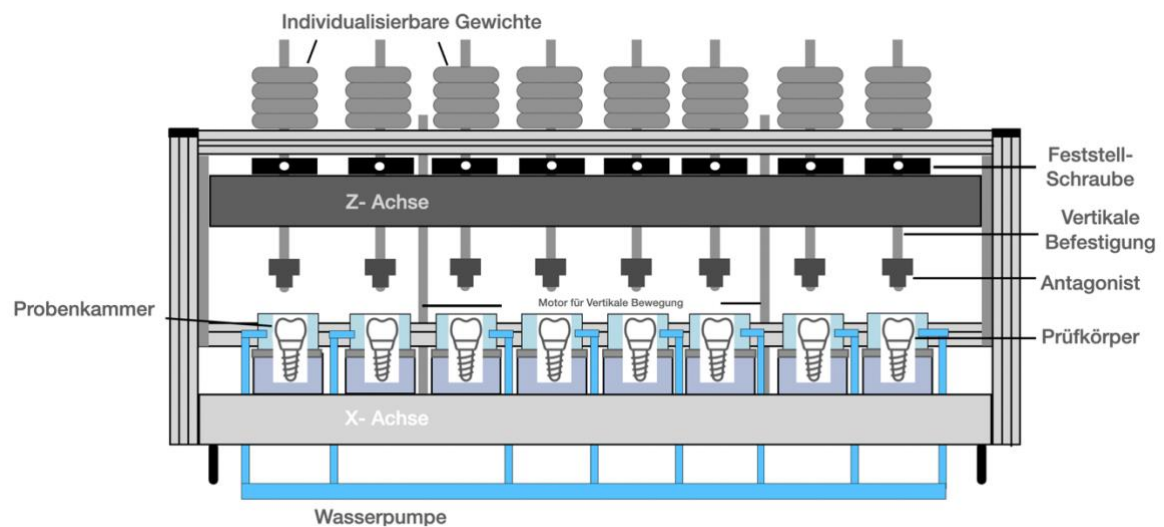


Abb. 13: Schematische Darstellung des Kausimulators. Eigene Grafik des SD Mechatronik Kausimulator CS-4.8 professional line, SD Mechatronik GmbH, modifiziert nach Spitznagel et al. 2023 [153].

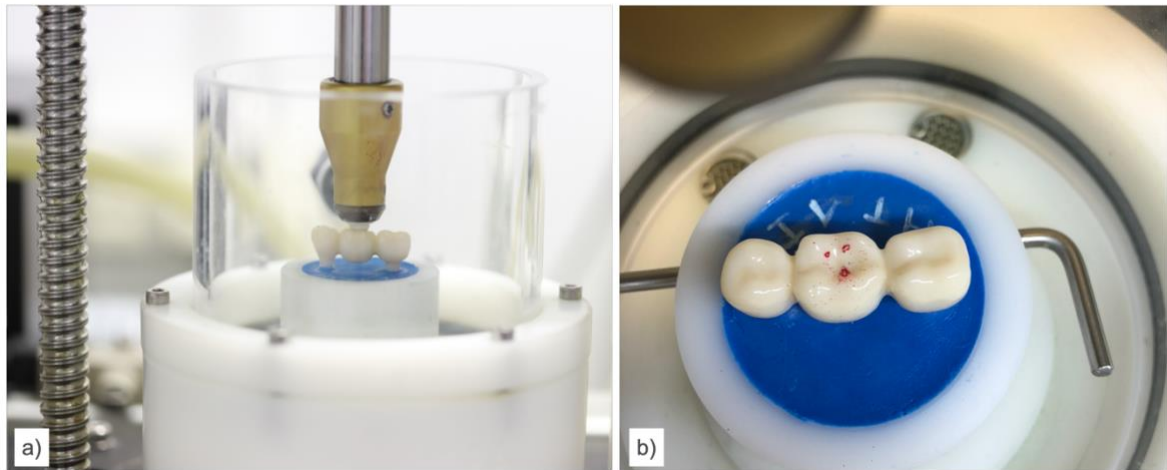


Abb. 14: Kausimulation: Prüfkörper im Probengefäß (a), Überprüfen der 3-Punkt Okklusion mit roter Okklusionsfolie (b).

3.2.7 Bruchlasttest

Anschließend wurden alle nicht bekauten und bekauten Prüfkörper in einer Universalprüfmaschine (Zwick Z010 (Abb. 15), Zwick Roell GmbH & Co KG, Ulm, D) bis zum kompletten Versagen einem statischen Bruchlasttest ausgesetzt.

Ein Versagen wurde hierfür als Fraktur, Abplatzen der Keramik oder Verblendung und Rissbildung, optisch oder akustisch, definiert.

Entsprechend der Drei-Punkt-Okklusion im Kausimulator wurde in der Universalprüfmaschine eine Stahlkugel mit 6 mm Durchmesser mittig über der zentralen Grube des Brückengliedes 36 platziert (Abb. 15). Dieser Dreipunktkontakt wurde vor Beginn der Testung anhand roter Okklusionsfolie (12µm Okklusionsfolie, Roeko, Coleten/Whaledent, Langenau, D) geprüft und die dargestellten Punkte im Anschluss durch Ethanol und Schaumstoffpellet entfernt.

Während der Durchführung des Bruchbelastungstests wurden die Daten bei einer vertikalen Abwärtsgeschwindigkeit von 1,5 mm pro Minute von einem x/y-Schreiber (Zwick GmbH & Co KG, Ulm, D) aufgezeichnet und grafisch als Kurve ausgewertet. Die weiteren Prüfparameter können der Tabelle 15 entnommen werden. Parallel berechnete die zugehörige Software (Zwicktest testXpert III, V1.51, 2022) die Belastungswerte und wertete diese aus.

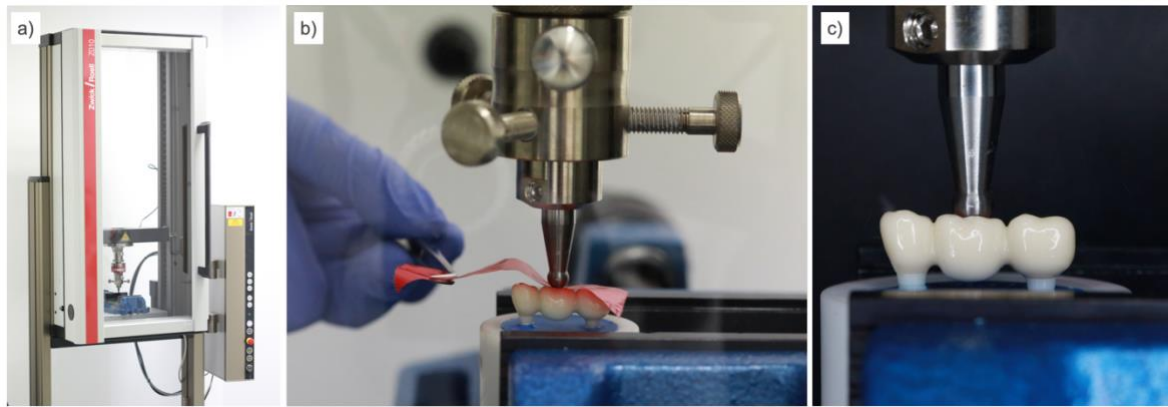


Abb. 15: Bruchbelastungstest: Zwick Z010 (a), Überprüfen der korrekten Einstellung (b), Testdurchführung (c).

Vorkraft (bis Prüfkörperkontakt)	10 N
Geschwindigkeit Vorkraft	10 mm/Minute
Abwärtsgeschwindigkeit ab Kontakt	1,5 mm /Minute
Obere Kraftgrenze	10.000 N
Maximale Verformung	5 mm
Kraftabschaltswelle	50 %Fmax

Tabelle 15: Parameter Universalprüfmaschine Zwick

3.2.8 Mikroskopische Untersuchung der Prüfkörper

Alle Prüfkörper wurden nach Kausimulation und durchgeführtem Bruchbelastungstest unter einem Stereoauflichtmikroskop (Stemi 508, Carl Zeiss Meditec, Jena, D) bei bis zu 20facher Vergrößerung untersucht und die Frakturmuster fotografisch dokumentiert.

Die repräsentativsten Prüfkörper wurden zusätzlich eine fraktografischen Analyse mittels Rasterelektronenmikroskop (Vega 3, Tescan, Kohoutovice, Czech Republic) unterzogen.

3.2.9 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte am Institut für Systemische Neurowissenschaften der Medizinischen Fakultät Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf und am Institut für Neurowissenschaften und Medizin (INM-7), Research Center Jülich in Jülich.

Eine Power-Analyse (G*Power 3.1.9.7, Düsseldorf, D) wurde durchgeführt, um die statistische Aussagekraft für die Ergebnisse der monolithischen und Rapid-Layer Brücken zu prüfen. Dabei wurden die Faktoren Materialtyp (Z-HT, Z-ST, FL, RL) unter thermomechanische Ermüdung (ja/nein) berücksichtigt. Die statistische Prüfung erfolgte im Rahmen einer Varianzprüfung (ANOVA). Eine Gruppengröße von $n=10$ (Gesamtstichprobenmenge $n=80$) erwies sich als ausreichend, um große Effekte (Cohen's $f=0,38$) mit einer Teststärke von 80% bei einem Signifikanzniveau von 5% zuverlässig nachweisen zu können. Zur Prüfung der Interaktionen der Variablen (Materialtyp und Ermüdung) wurde der Levene-Test angewendet, um die Varianzhomogenität zu überprüfen. Anschließend wurden Tukey-Post-hoc-Tests für paarweise Vergleiche der Materialtypen durchgeführt. Der Einfluss der Ermüdung wurde für jeden Materialtyp separat mittels Zweistichproben-t-Tests untersucht. Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf $p < 0,05$ (95%-Konfidenzintervall) festgelegt und, falls zutreffend, mittels Bonferroni-Korrektur für multiple Vergleiche angepasst. Die Daten wurden grafisch in Boxplots dargestellt.

Die Berechnung wurde mit der Statistiksoftware SSPS 28 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) durchgeführt.

4. Ergebnisse

4.1 Ergebnisse nach Kausimulation mit Thermowechselast

Alle Zirkoniumdioxidbrücken widerstanden der thermodynamischen Wechselbelastung und Kausimulation. Weder die Zirkoniumdioxidbrücken noch die Implantate wiesen Risse oder Frakturen vor.

Dies ergab eine Überlebensrate von 100% aller Gruppen nach der Fünf-Jahres-Simulation mit Thermowechselast (Tab. 16).

Für die untersuchten Materialien Z-HT, Z-ST und FL wurde lediglich ein oberflächlicher Verschleiß der Glasur festgestellt (Abb. 16,17,18). Die Gruppe RL zeigte hingegen deutliche Verschleißfacetten mit Materialabtrag des PICN-Restaurationsmaterials im Belastungsbereich der zentralen belasteten Grube (Abb.19), sowie mikroskopische Frakturen innerhalb der Kaufläche (Abb. 20).

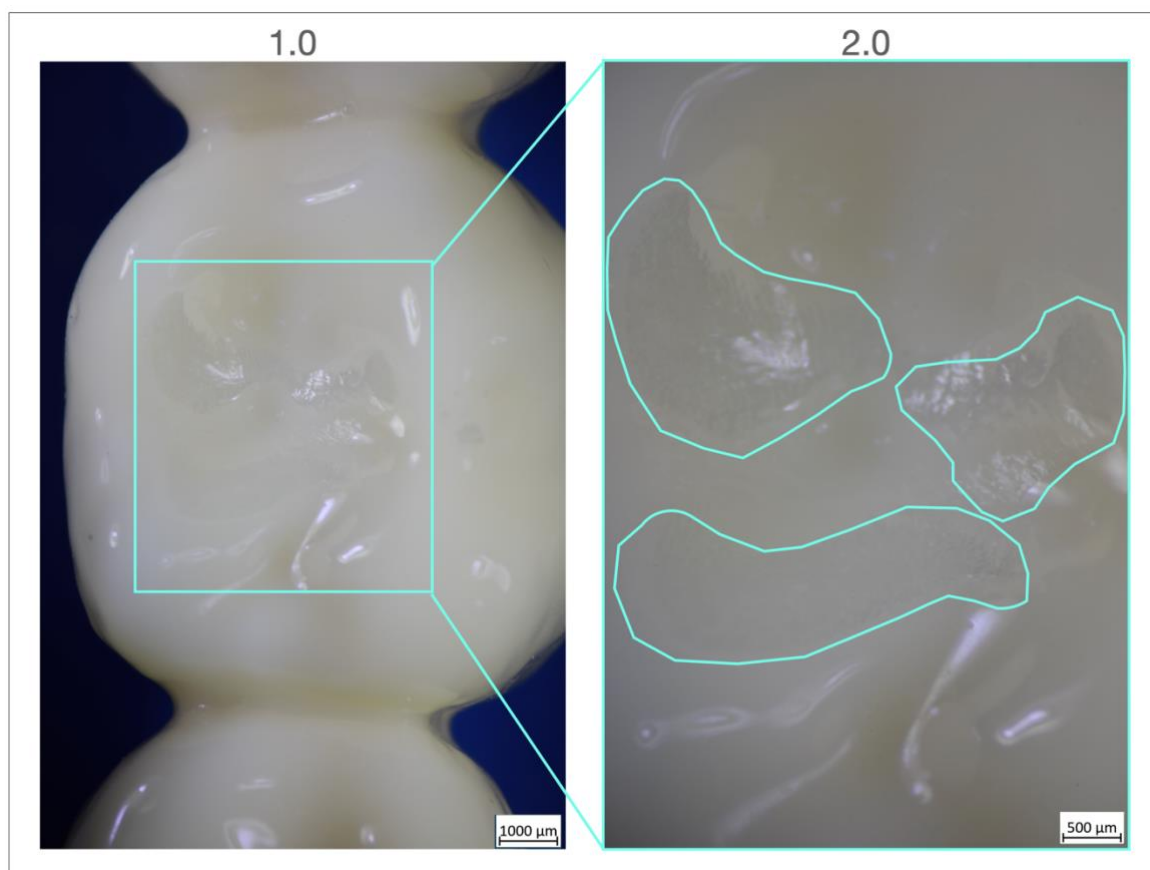


Abb. 16: Gruppe Z-HT nach Thermodynamischer Kausimulation: hellblau begrenzte Bereiche zeigen die okklusalen Verschleißmuster. Modifizierte Darstellung nach Spitznagel et al. 2022 [137].

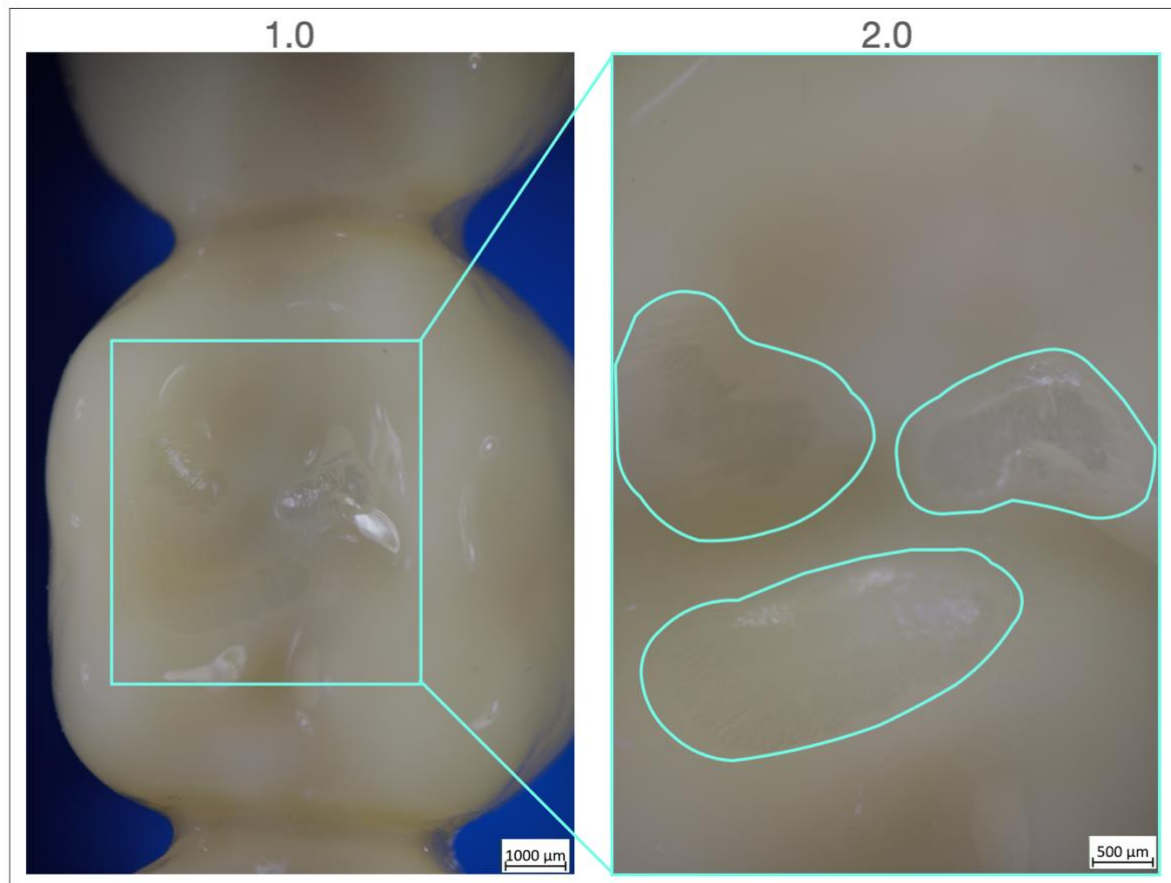


Abb. 17: Gruppe Z-ST nach Thermodynamischer Kausimulation: hellblau begrenzte Bereiche zeigen die okklusalen Verschleißmuster. Modifizierte Darstellung nach Spitznagel et al. 2022 [137].

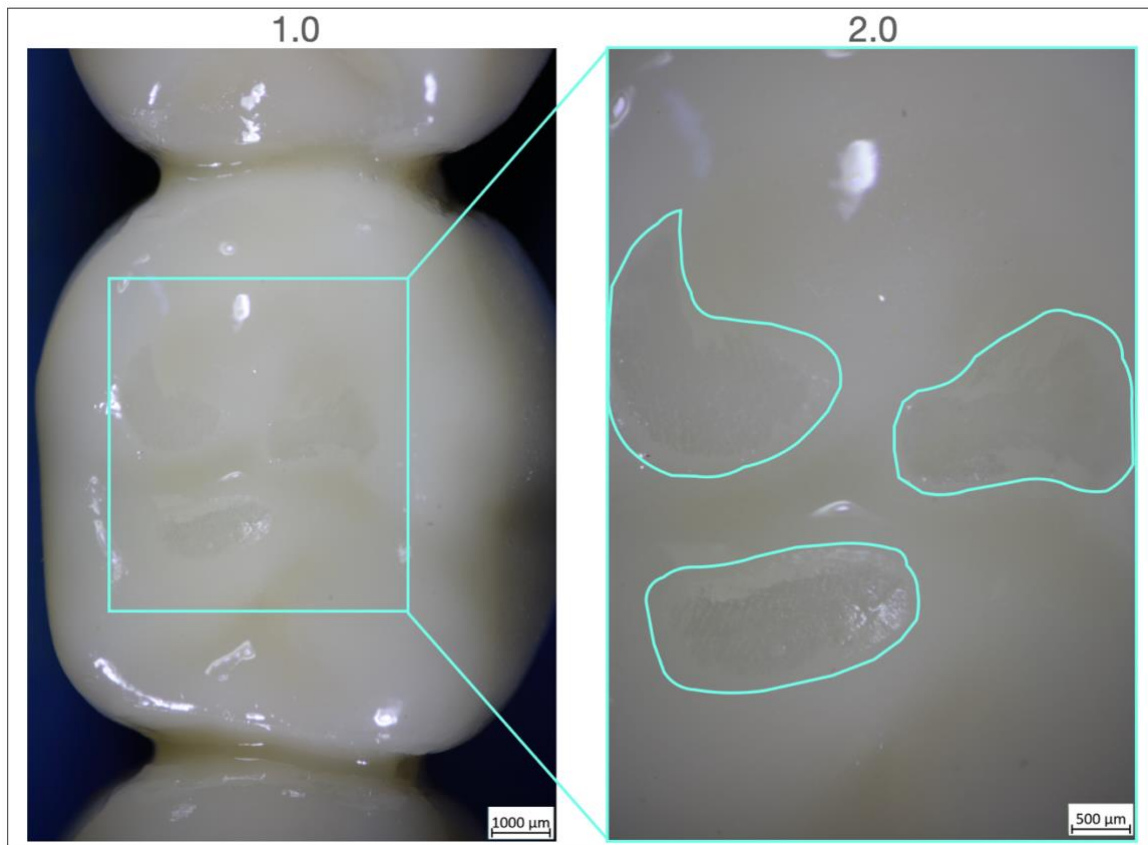


Abb. 18: Gruppe FL nach Thermodynamischer Kausimulation: hellblau begrenzte Bereiche zeigen die okklusalen Verschleißmuster. Modifizierte Darstellung nach Spitznagel et al. 2022 [137].

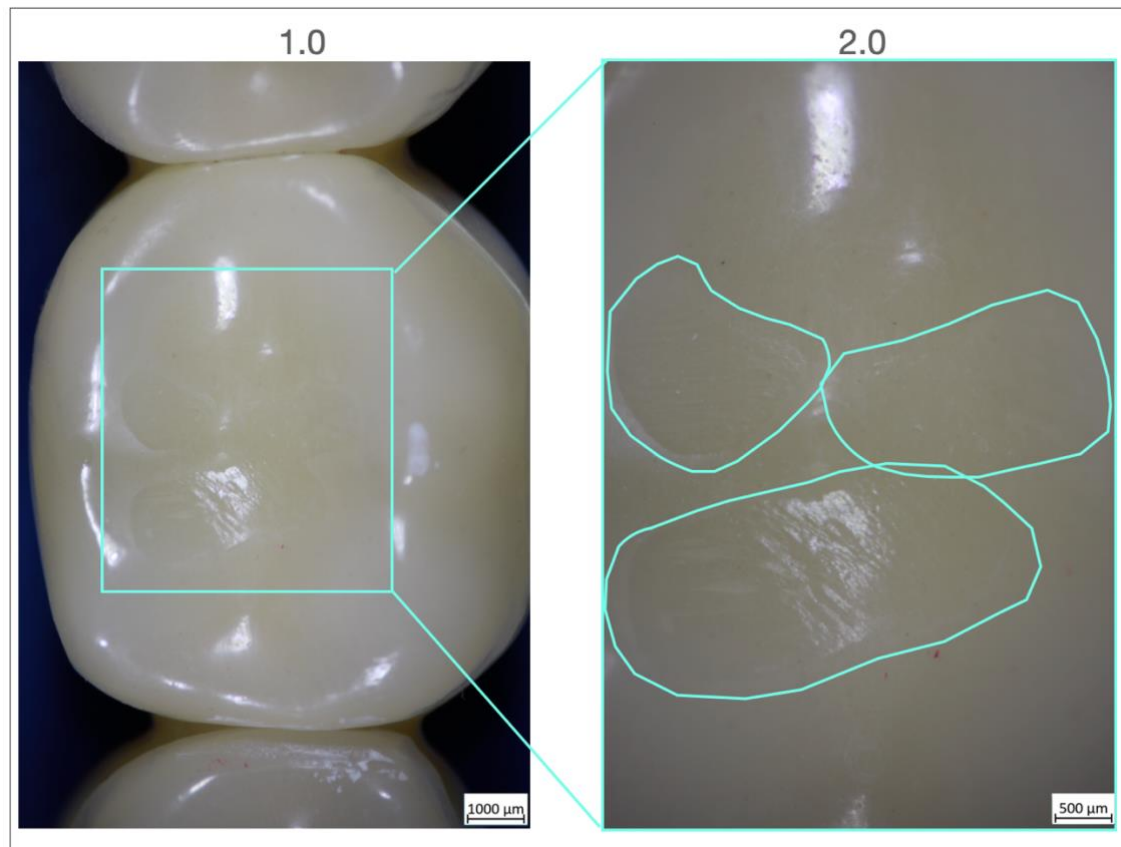


Abb.19: Gruppe RL nach Thermodynamischer Kausimulation: hellblau begrenzte Bereiche zeigen die okklusalen Verschleißmuster. Modifizierte Darstellung nach Spitznagel et al. 2022 [137].

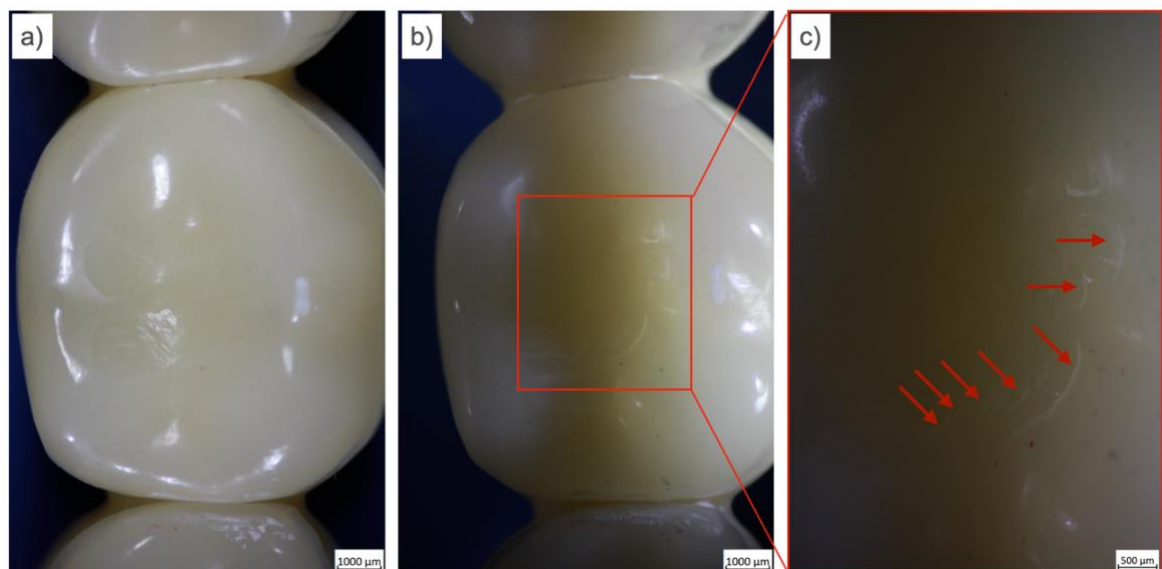


Abb. 20: Riss Muster der PICN Gruppe: a) Okklusale Ansicht eines repräsentativen Prüfkörpers nach Kaubelastung. Bei normalem Lichteinfall sind die Risse nicht sichtbar. b) Gleicher Prüfkörper bei horizontaler Belichtung der Risse. Vergrößerung 1,0fach. c) Deutliche Rissbildung (rote Pfeile) bei horizontaler Belichtung und 2,5facher Vergrößerung.

Gruppe	Intakte Prüfkörper nach Kausimulation	Überlebensrate	<i>Chipping</i>
Z- HT (n=10)	10/10	100%	Nein
Z-ST (n=10)	10/10	100%	Nein
FL (n=10)	10/10	100%	Nein
RL (n=10)	10/10	100%	Nein
<i>Chipping</i>	-	-	-

Tabelle 16: Überlebensraten nach 5-Jahres Kausimulation

4.2 Ergebnisse des Bruchbelastungstests

Die Einzelergebnisse der vier Gruppen konnten anhand der Software Xpert (Zwick Roell) ermittelt werden. Die nachfolgende Tabelle 17 zeigt die Ergebnisse nach statischer Bruchbelastung. Die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgte als Boxplots (Abb. 21).

Die Prüfkörper der Gruppe FL erreichten die höchsten Bruchbelastungswerte bei einem Mittelwert von 3923 N nach Kausimulation und einem Mittelwert von 3662 N ohne Kausimulation, gefolgt von der Gruppe Z-ST mit einem Mittelwert von 3000 N nach Kausimulation und 3138 N ohne Kausimulation. Die Werte der Kontrollgruppe Z-HT beliefen sich auf einen Mittelwert von 2866 N nach Kausimulation und 2899 N ohne Kausimulation.

Die niedrigsten Werte lieferte die Gruppe RL mit einem Mittelwert von 2384 N nach Kausimulation und 2654 N ohne Kausimulation (Tab. 17 und 18).

Tabelle 17 zeigt die statistischen Ergebnisse der Gruppen nach Bruchbelastungstest in Newton. Hier sind jeweils der arithmetische Mittelwert, die Standardabweichung, Minimalwert, der Maximalwert, der 1. Quartillen-Wert, der Medianwert und der 3. Quartillenwert vermerkt.

Prüfkörper	Z-HT 0	Z-HT I	Z-ST 0	Z-ST I	FL 0	FL I	RL 0	RL I
1	2200	2890	3180	3060	4490	3640	2650	1760
2	1680	2140	2800	2300	3440	4060	2910	2720
3	3650	3490	3307	3440	3930	4590	2630	2280
4	2090	3150	2950	3360	4250	3860	1940	2540
5	3370	3390	3140	3330	3720	4870	2860	2030
6	3090	2500	3490	2670	2710	3210	2140	2640
7	3250	2690	2125	2900	4390	3910	2610	2840
8	4120	2780	3280	3730	3620	4130	2860	3040
9	2650	3480	3900	2710	3850	3240	3230	2170
10	2890	2150	3210	2500	2220	3720	2710	1820
Mittelwert	2899 ±	2866 ±	3138 ±	3000 ±	3662 ±	3923 ±	2654 ±	2384 ±
und SD	754	509	463	460	723	527	374	438

Tabelle 17: Einzelergebnisse der Gruppen nach Bruchbelastungstest, Angaben in Newton, 0= keine Kausimulation, I= nach Kausimulation.

Gruppe	Mean	SD	Min	Max	1st Qu	Median	3rd Qu
Z-HT 0	2899	754	1680	4120	2359	2990	3438
Z-HT I	2866	509	2140	3490	2501	2835	3230
Z-ST 0	3138	463	2125	3900	2806	3195	3469
Z-ST I	3000	460	2300	3730	2670	2980	3329
FL 0	3662	723	2220	4490	3144	3785	4179
FL I	3923	527	3210	4870	3545	3885	4300
RL 0	2654	374	1940	3230	2386	2680	2921
RL I	2384	439	1760	3040	2070	2410	2697

Tabelle 18: Angaben in Newton(N), Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = Minimum, Max = Maximum, 1st Qu= 25% der Daten befinden sich unterhalb dieses Wertes, Median = 50% der Daten befinden sich unterhalb dieses Wertes, 3rd Qu = 75% der Daten befinden sich unterhalb dieses Wertes.

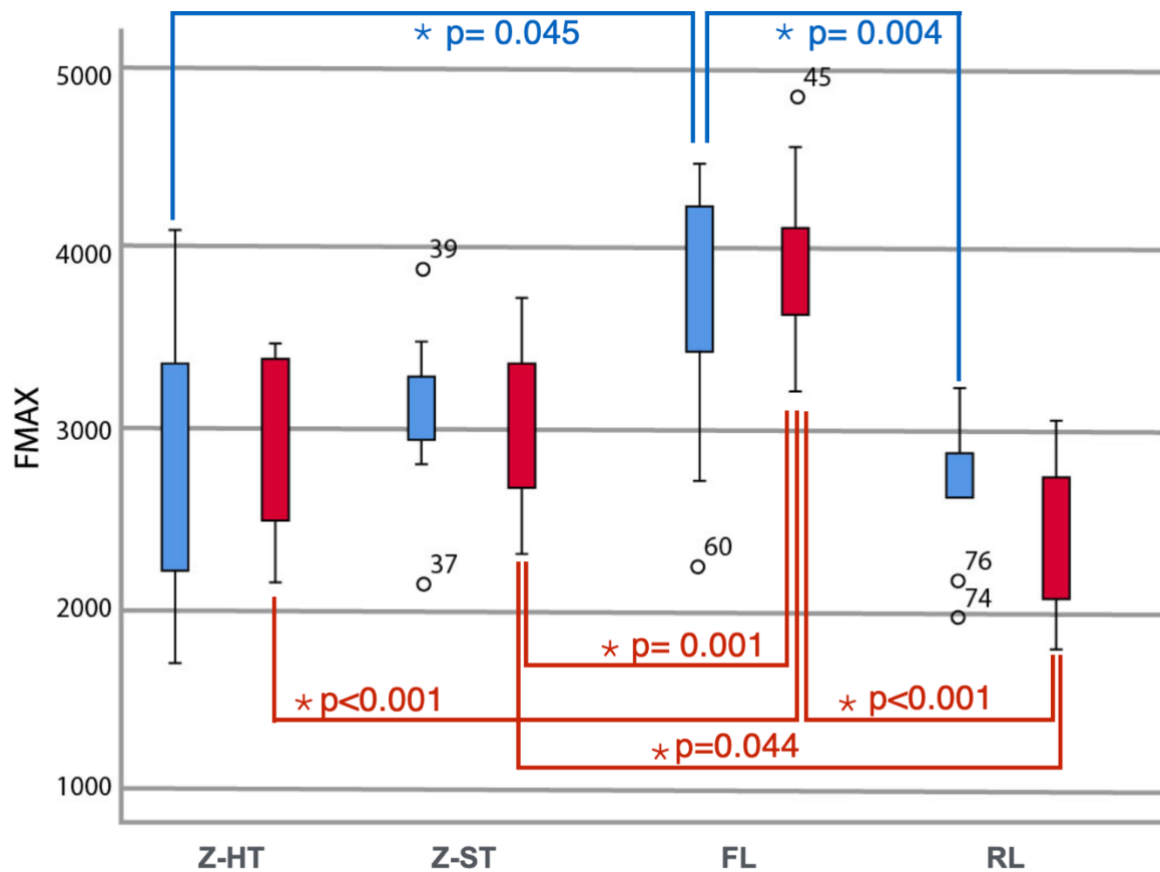


Abb. 21: Darstellung der Ergebnisse des Bruchbelastungstests als Boxplot in Newton(N): * = signifikantes Ergebnis für den markierten Vergleich, blau = ohne Kaubelastung, rot = mit Kaubelastung. Modifizierte Darstellung nach Spitznagel et al. 2022 [137].

Bruchlastwerte	Ohne	Mit	p-Wert
Insgesamt	Keine Kaubelastung	Mit Kaubelastung	p = 0.714
Gruppe	Z-HT 0	Z-HT I	P = 0.910
Gruppe	Z-ST 0	Z-ST I	p = 0.512
Gruppe	FL 0	FL I	p = 0.369
Gruppe	RL 0	RL I	p = 0.156

Tabelle 19: p-Werte mit und ohne Kaubelastung (t-Test, p<0.05)

	Z-HT 0	Z-ST 0	FL 0	RL 0
Z-HT 0	-	1	0.045*	1
Z-ST 0	1	-	0.357	0.482
FL 0	0.045*	0.357	-	0.004*
RL 0	1	0.482	0.004*	-

Tab. 19 a): Ergebnisse (p-Werte) zwischen den Materialien ohne Kaubelastung. Sternchen kennzeichnet die signifikanten Werte.

	Z-HT I	Z-ST I	FL I	RL I
Z-HT I	-	1	<0.001*	0.197
Z-ST I	1	-	0.001*	0.044*
FL I	<0.001*	0.001*	-	<0.001*
RL I	0.197	0.044*	<0.001	-

Tabelle 19 b): Ergebnisse (p-Werte) zwischen den Materialien mit Kaubelastung. Sternchen kennzeichnet die signifikanten Werte.

Anhand der Tabellen 17 bis 19 und Abbildung 21 zeigte sich, dass der Effekte der Kaubelastung keine Signifikanz ($p=0.714$) aufwies. Ebenso konnte keine signifikante Wechselwirkung zwischen Kaubelastung und Material ($p=0.469$) ermittelt werden. Die Wahl des Materials hingegen zeigte eine hohe Signifikanz ($p<0.001$).

Der paarweise Vergleich der Gruppen mit und ohne Kaubelastung bestätigte dies und zeigte keine Signifikanz (T-Test, Abb. 21).

Der Tukey's post-hoc Test ergab, dass die Gruppe FL signifikant höheren Bruchlastwerten widerstand im Bezug zu den anderen getesteten Gruppen ($p<0.05$), mit der Ausnahme des Vergleiches der beiden Gruppen FL 0 und Z-ST 0 ($p=0.357$, Tab. 19a).

Des Weiteren konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den monolithischen Gruppen Z-HT (3-Y-TZP) und Z-ST (4Y-PSZ) ($p=1.00$) und zwischen den Gruppen Z-HT und RL ($p\geq 0.197$), unabhängig vom Belastungsparameter, gefunden werden. In den Gruppen nach Kaubelastung fand sich ein signifikanter Unterschied der Belastungswerte der Materialgruppen Z-ST und RL ($p=0.044$) (Tab. 19b), wiederum kein signifikanter Unterschied ohne Kaubelastung ($p=0.482$) (Tab. 19a).

4.3 Frakturschema der Brücken nach Bruchlast

Nach der Belastung bis zum Bruch in der Universalprüfmaschine war bei allen 80 Prüfkörpern eine Fraktur oder deutliche Rissbildung erkennbar. Es gab hierbei drei Frakturmuster:

1.) Fraktur durch den Verbinder, 2.) Fraktur ohne Beteiligung des Verbinders und Chipping, was sich ausschließlich auf das Table-top der Gruppe FL bezog (Tab. 20).

Die Gruppe RL wies hierbei eine Besonderheit auf, da die Komplettfraktur sich bei 80% der Prüfkörper nur auf das okklusale PICN Table-top und nicht auf das Zirkoniumdioxidgerüst der Brücken bezog (Abb. 22 und 24). Dies blieb vollständig intakt. 20% der RL Prüfkörper zeigten eine Komplettfraktur des PICN Aufbaus und eine Rissbildung oder Fraktur des Zirkoniumdioxidgerüsts.

Alle weiteren Gruppen zeigten Frakturen im Zirkoniumdioxidbrückengerüst (Abb. 23).

Grundsätzlich konnte ein ähnliches Frakturmuster in den Materialgruppen Z-HT, Z-ST und RL, unabhängig von vorangegangener Kaubelastung, beobachtet werden (Abb. 22). Dieser Hauptfrakturmodus ging mehrheitlich durch den distalen, also posterioren Anteil des belasteten Brückenzahnes 36, den Verbinder (Abb. 22, 23). Hierbei konnten zusätzlich kleinere Abfrakturen (Chipping) der Keramik beobachtet werden.

Material FL zeigte in 10% der Prüfkörper eine Komplettfraktur der Keramik ohne Beteiligung des distalen Verbinders. Diese war auf der lingualen Seite und somit nicht auf der Seite der bukkalen Verblendung (Abb. 22 c)). Hervorzuheben ist, dass keine der Verblendungen Risse oder Chipping nach der Kaubelastung und Bruchlasttestung aufwies.

Gruppe /Frakturtyp	Z-HT	Z-ST	FL	RL
Fraktur durch Verbinder	100%	100%	90%	20%
Fraktur ohne Beteiligung des Verbinders	-	-	10%	-
Chipping	-	-	-	80%

Tab. 20: Darstellung der Frakturmuster in Prozent.



Abb. 22: Frakturmodi der Gruppen nach Bruchbelastungstest. Pfeile verdeutlichen die Hauptfraktur.

- (a) Gruppe Z-HT, Hauptfrakturmodus durch den distalen Verbinder, der gemessene Bruchlastwert lag bei 3480N.
- (b) Gruppe Z-ST, Hauptfrakturmodus durch den distalen Verbinder, der gemessene Bruchlastwert lag bei 3280N.
- (c) Gruppe FL, Frakturmodus bei 20% im Brückenglied 36 ohne Beteiligung des Verbinders. Der gemessene Bruchlastwert lag bei 4250N.
- (d) Gruppe RL, Hauptfrakturmodus bei 80% nur im PICN Table-top, im Bild Frakturmodus der 20% mit Beteiligung des Verbinders. Der gemessene Bruchlastwert lag bei 2840N.

Modifizierte Darstellung nach Spitznagel et al. 2022 [137].

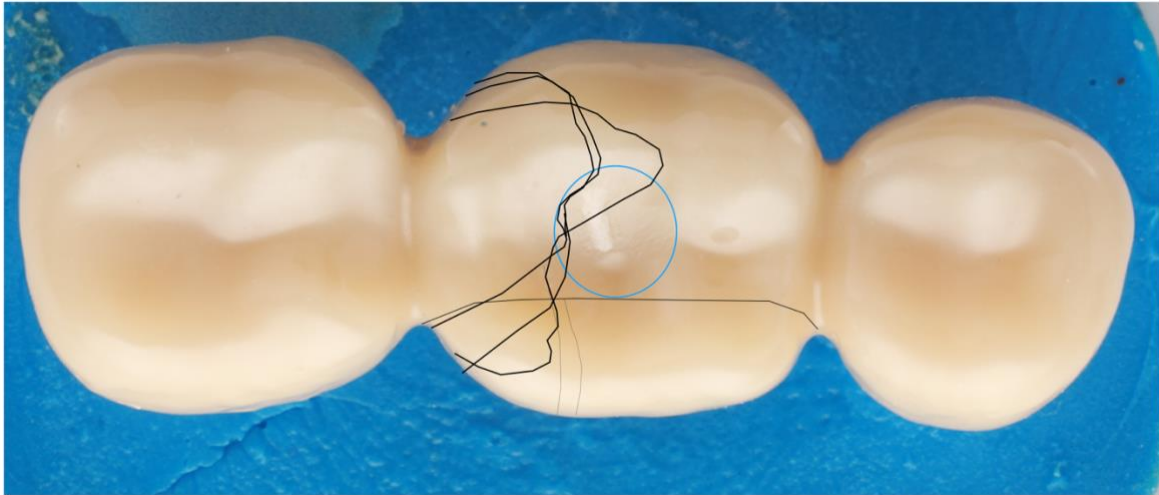


Abb. 23: Frakturlinien beispielhaft für Gruppe Z-HT, -ST und FL. Blau = Kraftstempel, Schwarz = Frakturlinien.

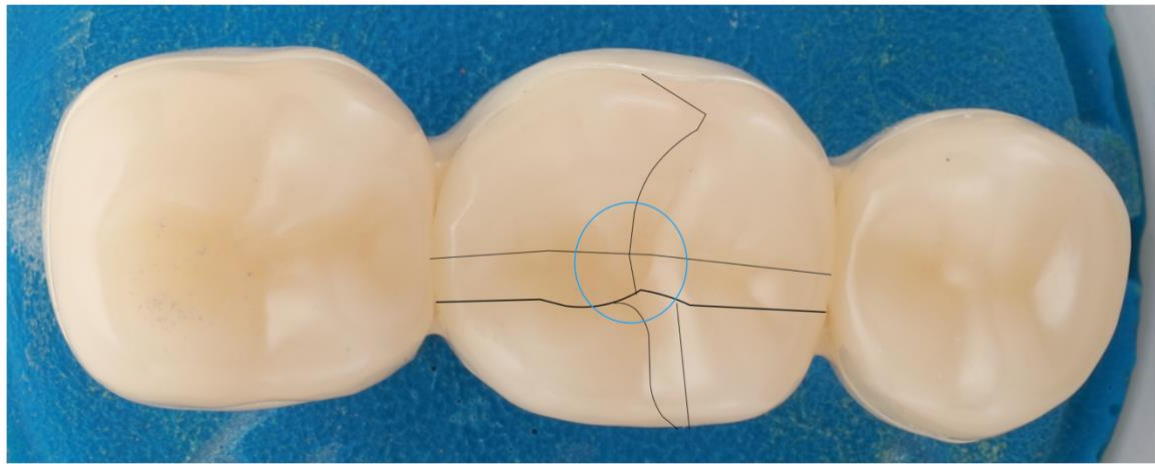


Abb. 24: Frakturlinien beispielhaft für Gruppe RL. Blau = Kraftstempel, Schwarz = Frakturlinien.

4.4 Frakturanalyse der Prüfkörper im Rasterelektronenmikroskop

Die Frakturanalyse der Prüfkörper erfolgte im Rasterelektronenmikroskop (REM) (Vega 3, Tescan, Kohoutovice, Czech Republic). Es wurden für jede Gruppe repräsentative Frakturen eines Prüfkörpers analysiert und fotografisch festgehalten. Die monolithischen Prüfkörper zeigten ein typisches Frakturmuster, bei dem die Rissausbreitung vom Punkt der Belastung aus (zentrale Grube) sich in der Keramik ausbreitete. Diese Linien werden in der Literatur als Hackle bezeichnet und treten in unterschiedlichen Konfigurationen auf. Die monolithischen Gruppen frakturierten alle mit Beteiligung des distalen Verbinders. Gruppe FL hatte zwei Prüfkörper, die ein anderes Frakturmuster zeigten. Der Komplettbruch zog sich durch den lingualen Anteil ab der Fissur ohne Beteiligung der Verbinders.

Die Prüfkörper der Gruppe RL frakturierten bei 20% der Brücken im Table-top und dem distalen Verbinder des Zirkoniumdioxidgerüsts. Die übrigen Brücken dieser Gruppe zeigten Frakturen, die sich nur innerhalb des PICN Material ausbreiteten und das Gerüst aus 3Y-TZP intakt ließen.

Durch die hier entstandenen Bilder kann die Rissausbreitung und der Rissursprung besser analysiert werden (Abb. 25-28).

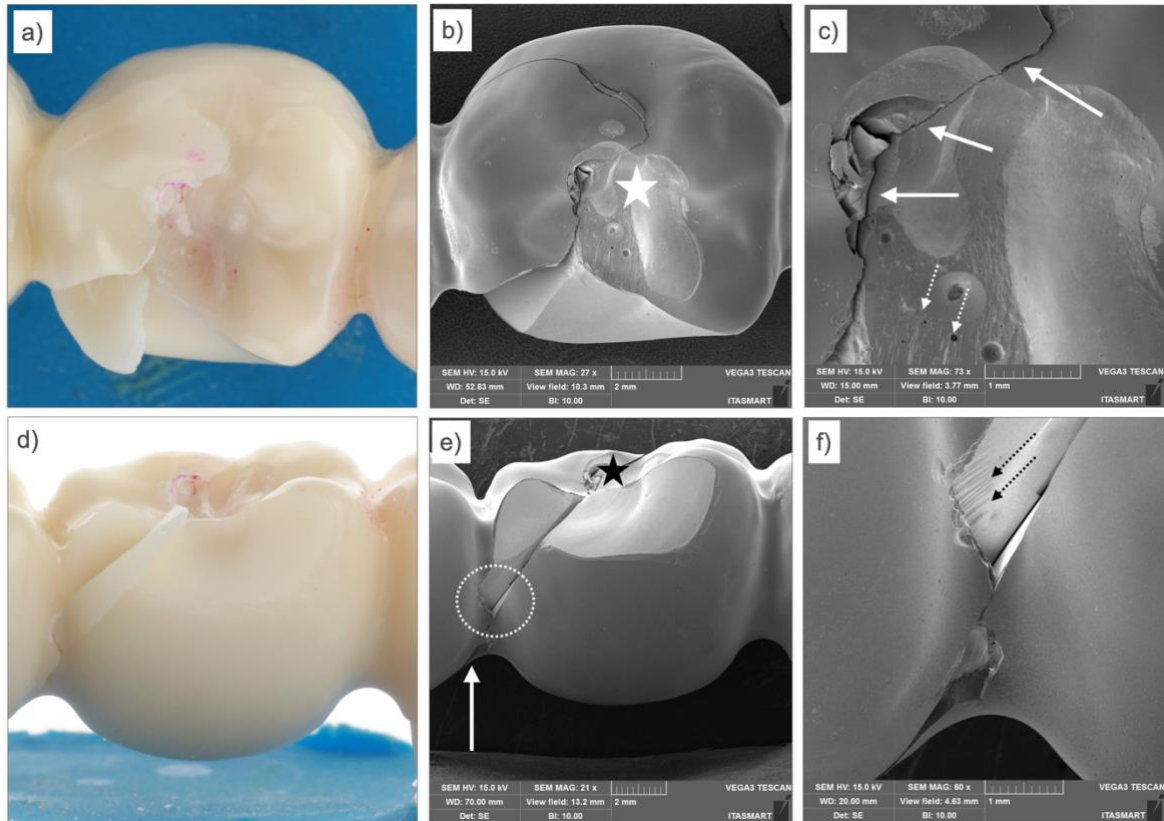


Abb. 25: REM Darstellung Z-HT: Okklusale Ansicht der Brücke (a-b): Die Randleisten und Konnektoren blieben intakt, während das Pontic (d-e) eine kohäsive Fraktur an der okklusalen ((b, d) Sternchen) und bukkalen Oberfläche zeigte. Zudem war ein Riss erkennbar, der sich in Richtung des distalen Pfeilers ausbreitete. Die bukkale Ansicht (e) deutet auf einen Frakturursprung im okklusalen Belastungsbereich hin ((b, e) Sternchen), von dem aus sich ein Riss bis in den gingivalen Anteil des Konnektors fortsetzte. Vergrößerte Darstellungen (c,f) zeigen Arretierungs- und Hackle-Linien, die die Rissinitiierung an der Okklusalfäche sowie die weitere Ausbreitung in Richtung bukkale Oberfläche und distaler Pfeiler belegen. Modifizierte Darstellung nach Spitznagel et al. 2022 [137].

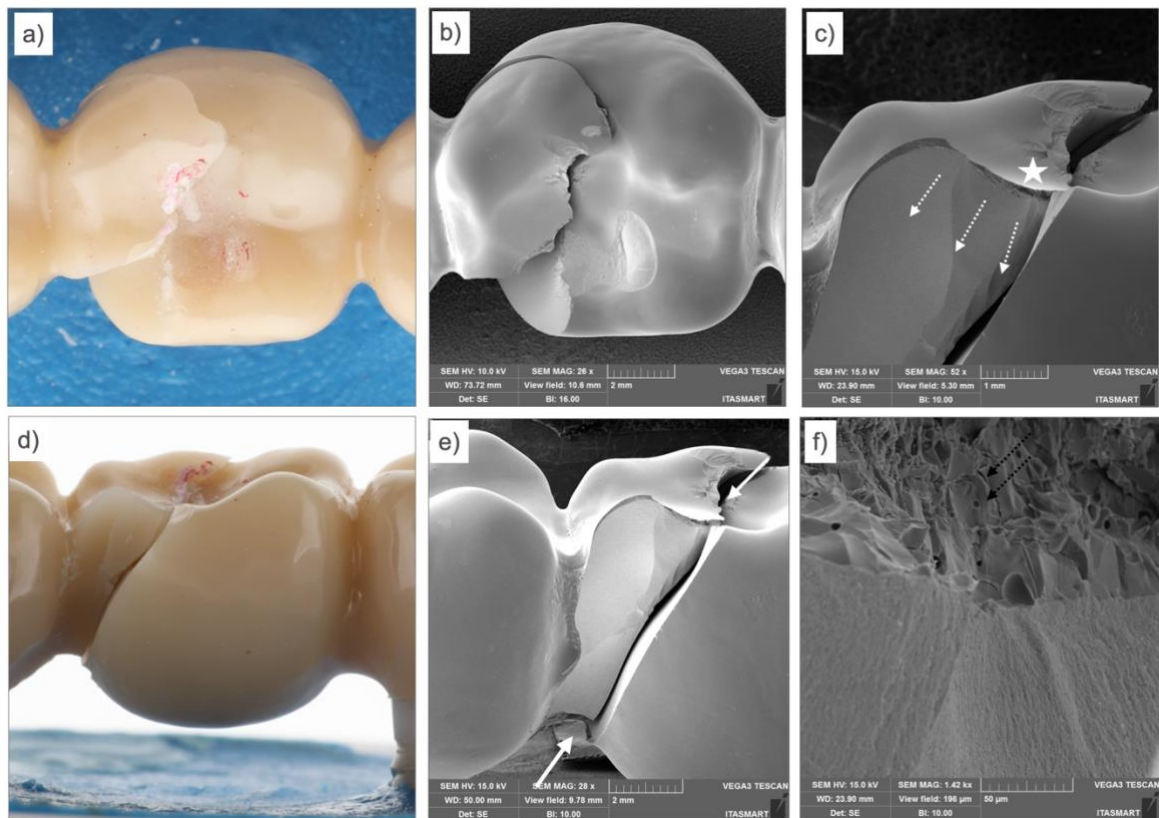


Abb. 26: REM Darstellung Z-ST: Die Abbildungen (a und d) zeigen Übersichtsaufnahmen der okklusalen Oberflächen einer vollständig monolithischen ST-Brücke mit intakten Pfeilern sowie einem frakturierten Pontic. Die bukkale Ansicht (d) zeigt einen Riss, der von der Okklusalfäche bis in den gingivalen Bereich des Verbinders verläuft. In den nachfolgenden vergrößerten Darstellungen (c und f) der bukkalen Oberfläche weist das Sternchen auf den vermuteten Frakturursprung hin, während die gepunkteten Pfeile die Richtung der Rissausbreitung anzeigen (c). Die Abbildung (f) zeigt eine vergrößerte Darstellung der durch den Kraftstempel verursachten Schädigung an der Okklusalfäche. Modifizierte Darstellung nach Spitznagel et al. 2022 [137].

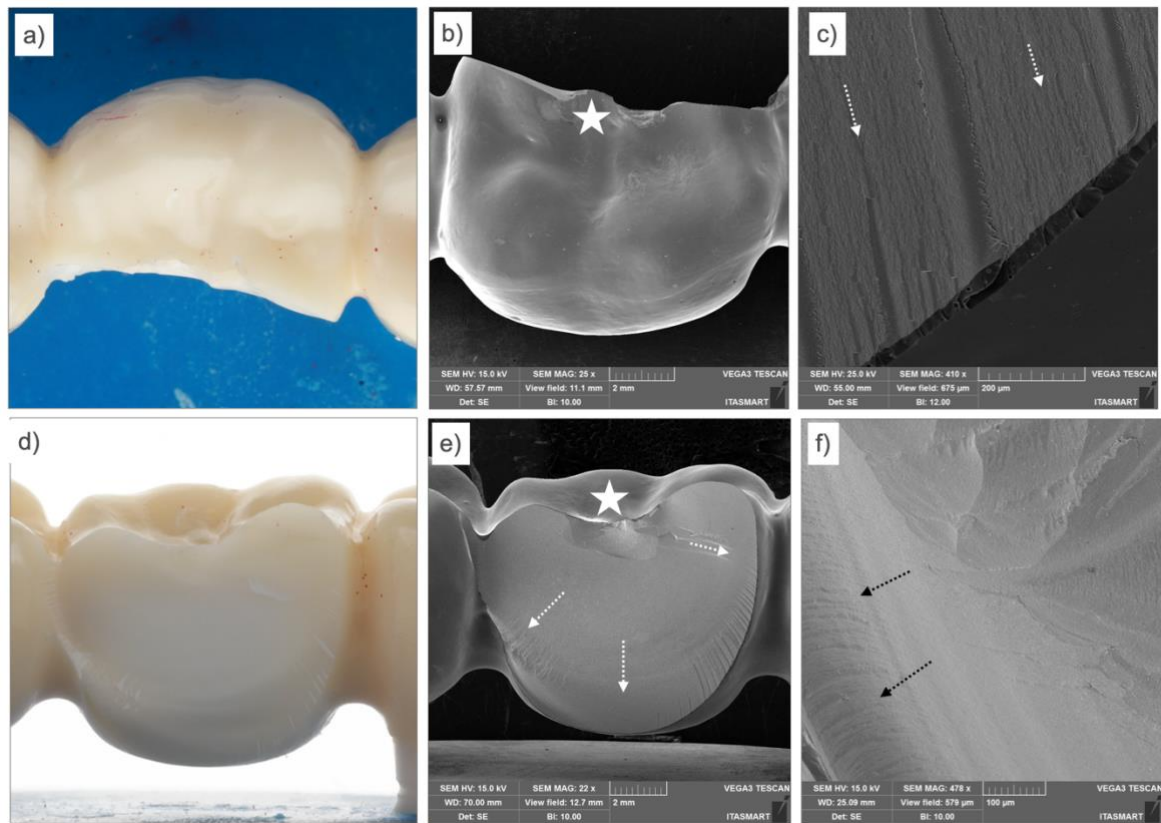


Abb. 27: REM Darstellung Gruppe FL: Okklusale Ansichten des Brückenglieds (a und b), wobei das Sternchen den Ort der Frakturinitiierung kennzeichnet. (d und e) zeigen eine bukkale Übersicht der Frakturoberfläche des Pontics mit dem Frakturursprung (Sternchen) sowie der Richtung der Rissausbreitung (gepunktete Pfeile). Die anschließenden Mikroskopaufnahmen (c und f) stellen horizontal verlaufende Vergrößerungen von (b und e) dar. Die gepunkteten Pfeile markieren Hackle-Linien, die die Rissausbreitung von der Okklusalfäche in Richtung der Restaurationsränder anzeigen.
Modifizierte Darstellung nach Spitznagel et al. 2022 [137].

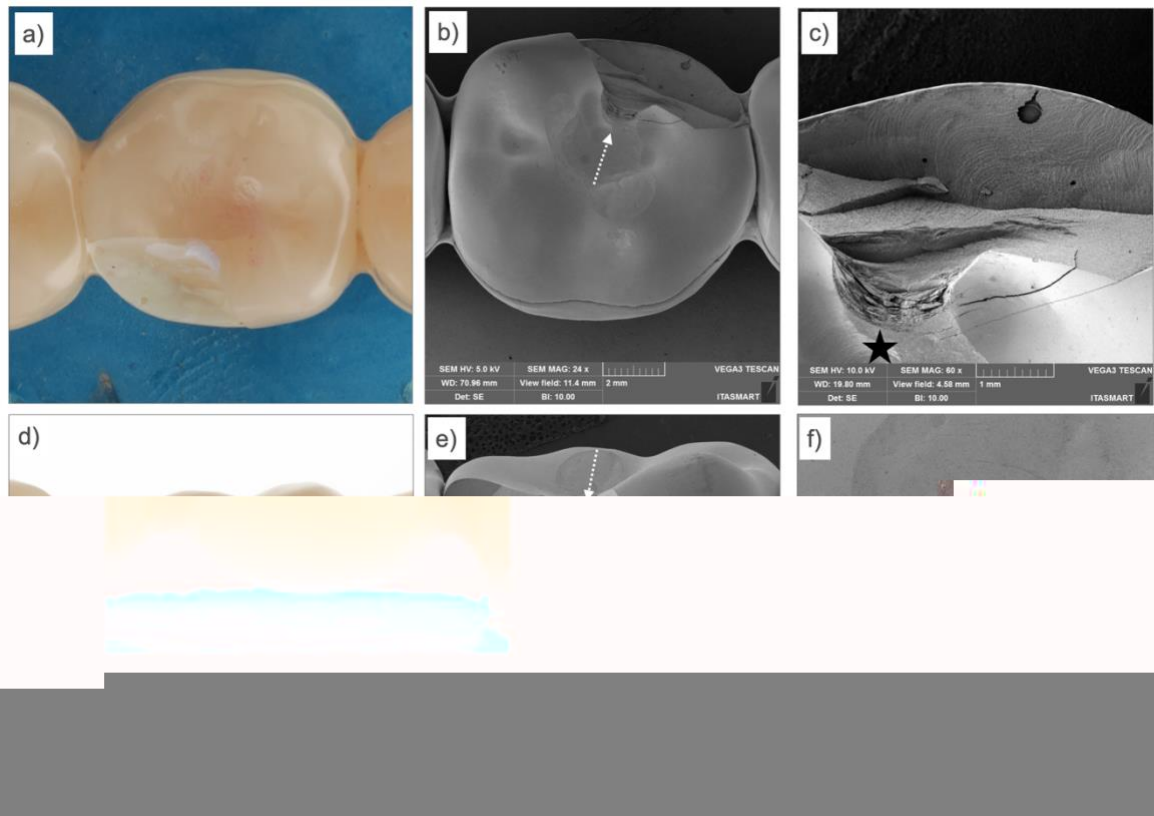


Abb. 28: REM Darstellung RL: Okklusale Ansichten des Brückenglieds (a und b) sowie mit der Verlaufsspur des Kraftstempels (gepunkteter weißer Pfeil), die zu einem lokal begrenzten Verschleiß des Table-tops führte. (c) zeigt eine vergrößerte Darstellung des Frakturursprungs an der Okklusalfäche (Sternchen). In der bukkalen Ansicht (d-e) sind der Frakturursprung (gepunkteter weißer Pfeil) sowie die Richtung der Rissausbreitung innerhalb des Enamic-Materials dargestellt (gepunktete schwarze Pfeile), wobei der Riss an der Grenzfläche zum Zirkonoxidgerüst zum Stillstand kam. (f) zeigt eine weitere Vergrößerung von (e): gepunktete Pfeile weisen auf Hackle-Linien hin, die die Rissausbreitung in Richtung des Zirkonoxidgerüsts anzeigen, während die durch die Belastung verursachte Schädigung im okklusalen Bereich dargestellt werden (Sternchen). Modifizierte Darstellung nach Spitznagel et al. 2022 [137].

5. Diskussion

5.1 Materialien

5.1.1 Keramikimplantate

Der Wunsch nach einer Rehabilitation mit zahnfarbenen keramischen Implantaten bei fehlenden Zähnen nimmt in den letzten Jahren immer weiter zu [5, 154].

Während Titanimplantate lange als „State of the art“ galten, sind die heute verfügbaren Keramikimplantate aus Zirkoniumdioxid für die klinische Anwendung als gleichwertig anzusehen [155, 156].

Das Zirkoniumdioxid der Keramikimplantate ist mit 3-5 Mol%-igem Yttrium versehen und hat sehr gute Biegefestigkeitswerte [157]. Die zahnimitierende Farbe ist gerade im ästhetischen Frontzahnbereich bei dünnem Weichgewebe von großem Vorteil und führt zu einer hohen Akzeptanz bei Patienten [158].

Die Optimierungen der Keramikimplantate, durch die Weiterentwicklung der Fertigungsprozesse und Oberflächenbehandlung, führten zu einem Rückgang der Frakturanfälligkeit von 3,4 % auf 0,4 % zwischen 2004 und 2020 [149, 155].

Die aktuelle Datenlage zeigt Überlebensraten nach bis zu sieben Jahren, die mit Titanimplantaten vergleichbar sind. Nach fünf Jahren betrugen die Überlebensraten 98,4% [150], eine weitere Studie zeigte 100% Überlebensraten der Zirkoniumdioxidimplantate nach 7,8 Jahren [159].

Jedoch weisen die Zehn-Jahresdaten zu einteiligen Keramikimplantaten eine heterogene Studienlage auf. Eine Studie mit einteiligen Keramikimplantaten, die klinisch mit drei-gliedrigen keramischen Brücken versorgt wurden, zeigten eine Überlebensrate von 59,26% [72]. Der Grund für die hohe Verlustrate war der Verlust der Implantate durch Periimplantitis. Im Vergleich zu Titanimplantaten mit einer Überlebensrate von 93,1% nach zehn Jahren [160], ist dies eine signifikant niedrige Überlebensrate. Das in der Studie untersuchte Implantatsystem wurde nicht für die allgemeine klinische Anwendung freigegeben.

Eine andere klinische Studie untersuchte ebenfalls ein einteiliges Keramikimplantat eines anderen Herstellers (Bredent, Senden, D) mit einer Mischung aus keramischen Einzelkronen und Brücken. Hier konnte eine 100%ige Überlebensrate der Implantate nach 10 Jahren Beobachtungszeitraum ermittelt werden [161].

Ebenfalls wurde hier eine, im Vergleich zu Titanimplantaten, reduzierte Häufung von Plaque und Periimplantitis an den Keramikimplantaten gefunden.

Zehn-Jahres Daten liefert eine aktuelle Multicenterstudie zu einteiligen Keramikimplantaten (Straumann PURE ceramic Implant, Straumann Group, Basel, CH) [162]. Hier wurden Einzellücken mit implantatgetragenen Kronen aus Lithiumdisilikat oder Zirkoniumdioxid versorgt. Die Eingliederung erfolgt durch konventionelles Zementieren mit Glasionomerzement. Um eine zementassoziierte Periimplantitis zu verhindern, wurden die Restaurationen mit einem okklusalen Loch designt, um den überschüssigen Zement hier kontrolliert abfließen zu lassen. Die Implantatüberlebensrate lag nach den beobachteten zehn Jahren bei 97,7%, während die Erfolgsrate bei 91,4% lag [162]. Es wurden Chippings und Periimplantitis beobachtet und behandelt. Die Autoren betonen hierbei die essenzielle Rolle des engmaschigen Recalls der Implantatpatienten, um einen langfristigen Erfolg zu gewährleisten [162].

Um eine valide Aussage zum langfristigen Erfolg von einteiligen Zirkondioxidimplantaten zu tätigen, sind weitere klinische Langzeitstudien abzuwarten. Dennoch empfiehlt die derzeit gültige S3-Leitlinie zu keramischen Implantaten [94] den klinischen Einsatz von einteiligen Keramikimplantaten.

Diese Aussage wird von einer weiteren aktuellen Prospektiven Studie gestützt [163]. Verblendete Zirkoniumdioxidkronen wurden auf einteiligen Keramikimplantaten (vita ceramic.implant, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) im posterioren Bereich über einen Zeitraum von siebeneinhalb Jahren klinisch beobachtet. Die Überlebensrate der Kronen lag bei 97,5%. Die Implantate waren alle in situ. Vorwiegend traten technische Komplikationen der Restaurationen, wie Chipping oder Zunahme der okklusalen Rauigkeit, auf.

Zweiteilige Keramikimplantat weisen, je nach Implantatsystem, Überlebensraten von 100% [164] bis 60,9% [165] nach einem Jahr auf. Eine Studie zeigte eine Überlebensrate von 89,3% für zweiteilige Keramikimplantate mit Suprastruktur in einem Beobachtungszeitraum von drei Jahren [166].

In den letzten Jahren ist zu beobachten, dass zunehmend Keramikimplantate vom Markt genommen werden. Dies könnte sich aus mehreren Gründen erklären: Einerseits ist die klinische und prothetische Versorgungsmöglichkeit der einteiligen Keramikimplantate im Vergleich zu zweiteiligen Systemen limitierter [167, 168], andererseits ist der Herstellungsprozess der Keramikimplantate aufwändig und kostenintensiv. Zusätzlich ist die Marktnachfrage noch geringer als bei den

etablierten Titanimplantaten [148, 157]. Ein Großteil der vorab genannten Langzeitdaten bezieht sich auf Implantate, die nicht mehr kommerziell erwerbbar sind.

Diese Arbeit untersuchte deshalb einteilige Keramikimplantate mit dreigliedrigen Brücken, um eine realitätsnahe klinische Situation widerzuspiegeln und die Datenlage weiter zu verbessern. Hierzu gibt es momentan keine vergleichbaren in-vitro Studien.

5.1.2 Adhäsive Befestigung

Da die modernen dentalen Werkstoffe exzellente mechanische Eigenschaften aufweisen und somit einer langen Mundverweildauer standhalten, müssen auch die Befestigungskomposite den Anforderungen entsprechen. Diese Anforderungen umfassen eine hohe Biokompatibilität, Radioopazität, einen adäquaten Haftverbund zwischen Restauration und Zahn/Implantat, einen guten Randschluss, einfaches Handling während der Anwendung und Langlebigkeit [169].

Für Keramiken werden adhäsive Befestigungskomposite zum definitiven Verbund empfohlen [119].

Adhäsive Befestigungskomposite sind im Vergleich zu konventionellen Zementen sehr beständig und weisen eine hohe Festigkeit auf, die die Biegefestigkeit der Restaurationen erhöhen kann [170]. Nachteilig sind die hydrophobe Eigenschaft und damit verbundene Techniksensitivität beim intraoralen Befestigen [170]. Weiterhin müssen Überschüsse des Befestigungskomposits sorgfältig entfernt werden, um eine Entzündungsreaktion der Weichgewebe zu vermeiden [171].

Die Anwendung adhäsiver Befestigungssysteme trägt zur Optimierung von Zirkoniumdioxid als auch PICN wesentlich bei [16]. Es kann bei Nutzung von MDP -(10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat) haltigem Befestigungskomposit zu einer Verbesserung der Langzeitbeständigkeit führen [105].

Um eine optimale Haftkraft für Zirkoniumdioxid auf Implantaten zu erzielen, sollte die Keramik zur Vorbereitung auf das adhäsive Zementieren stets korund gestrahlt werden. Dies erzeugt eine makroretentive Oberflächenkonditionierung [118].

Für die adhäsive Befestigung der Keramikbrücken auf Keramikimplantaten und der PICN Restaurationen auf den Gerüsten wurde deshalb Panavia V5 opaque als

Befestigungszement gewählt. Dieses Befestigungsmaterial wurde ebenfalls in weiteren Studien verwendet [88, 172, 173].

5.1.3 Werkstoffe

Aktuelle Forschungsarbeiten beschäftigen sich intensiv mit neuen Generationen von Zirkoniumdioxidkeramiken, die durch erhöhte Transluzenz, verbesserte Ästhetik und den Einsatz mehrschichtiger Rohlinge mit graduierter Festigkeit und Farbewerten gekennzeichnet sind. Neben Zirkoniumdioxid stehen auch kunststoffbasierte Keramiken, wie PICN und CAD/CAM-Komposite, aufgrund ihrer attraktiven Einsatzmöglichkeiten im Chairside-Workflow sowie ihrer effizienten Fräs- und Verarbeitungseigenschaften im Fokus der Forschung [42]. Darüber hinaus gewinnen additive CAD/CAM-Verfahren in der restaurativen Zahnmedizin zunehmend an Bedeutung und werden bereits eingesetzt [174].

In dieser Laborstudie wurden die Bruchlastwerte und das Ermüdungsverhalten unterschiedlicher Restaurationsdesigns untersucht. Diese waren monolithische transluzente Zirkoniumdioxidbrücken, 3Y-TZP-Gerüste mit vestibulärer Verblendung sowie Rapid-Layer-Brücken (PICN), die auf einteilige Zirkoniumdioxidimplantate adhäsiv zementiert wurden.

Monolithische Brückenkonstruktionen sollten beim Einsatz auf Implantaten gerade im Seitenzahnbereich verwendet werden, da hier das Kaukraftzentrum ist und Abplatzungen von Verblendungen (Chipping) gehäuft auftreten können [175]. Hierbei stellt Zirkoniumdioxid der ersten, zweiten und vierten Generation aufgrund der Biegefestigkeitswerte eine Option dar. Die verfügbare S3-Leitlinie zu Vollkeramik auf Implantaten verweist auf die noch heterogene Evidenz hin [94]. Hier wird angeführt, dass momentan keine prospektiven Langzeitstudien für monolithische oder Multilayer-Zirkoniumdioxidbrücken verfügbar sind, diese aber zukünftig immer mehr zum Einsatz kommen werden [94]. Für dreigliedrige Brücken wird weiterhin empfohlen monolithisches 3Y-TZP Zirkoniumdioxid oder Zirkoniumdioxidkeramik mit einer vestibulären Mikroverblendung zu verwenden.

Eine aktuelle systematische Übersichtsarbeit untersucht die Überlebensraten von Keramikimplantat-getragenen Brücken [176]. Hier konnten für die Keramikimplantate Überlebensraten von 93,2% nach durchschnittlichen drei Jahren

Beobachtungszeitraum berichtet werden. Die Überlebens- und Erfolgsrate der prothetischen Versorgung wurde nicht näher thematisiert. Die vorwiegende Komplikation war eine Fraktur der Restauration. Das klinische Verhalten von vollkeramischen Einzelkronen und Brücken auf Keramikimplantaten wurde ebenfalls in einem weiteren Review beschrieben [95]. Der Beobachtungszeitraum betrug hier fünf Jahre. Die Implantatüberlebensrate lag bei 94%, die Überlebensrate der Restaurationen lag bei Lithiumdisilikatkronen bei 100%, bei verblendeten Zirkoniumdioxidkronen bei 89% und bei verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken bei 94%. Chipping trat bei rund 57% der Brücken und 38% der Kronen der verblendeten Materialien auf.

Das zahnähnliche Abrasionsverhalten und E-Modul von PICN stellen eine interessante Therapieoption für die starr verankerten Implantate dar [17]. Klinische Studien sind zu dem Konzept Rapid-Layer für Brücken auf Implantaten momentan nicht existent. Vorliegende In-vitro Daten zu Rapid-Layer-Kronen auf Keramikimplantaten deuten auf die positiven Aspekte der Materialkombinationen hin [17].

5.1.4 Physikalische Einflüsse

Eine Restauration auf Implantaten kann rascher als auf Zähnen überbelastet werden, da eine physiologische Propriozeption nicht über die bei Zähnen vorhandenen parodontalen und desmodontalen Fasern erfolgen kann. Bei einer natürlichen Bezahnung würden die parodontalen Rezeptoren bei starken Kaukräften eine Überbelastung verhindern [177].

Um dies zu vermeiden, sollte eine gute und gleichmäßige Abstützung der Okklusion erfolgen. Hierzu gibt es keine evidenzbasierten Konzepte für die Implantatprothetik [178].

Eine Abdämpfung der Kaufkräfte könnte über die weniger „harte“ Hybridkeramik PICN erfolgen und wird in der vorliegenden Arbeit vor diesem Hintergrund getestet.

5.2 Methode

5.2.1 Einordnung Implantate in prothetische Behandlungskonzepte

Eine Limitation dieser Dissertation besteht darin, dass die erzielten Ergebnisse der implantatgetragenen Restaurationen nur eingeschränkt auf andere verfügbare einteilige keramische Implantatsysteme übertragbar sind. Zum aktuellen Stand handelt es sich um die erste in-vitro Studie, die verschiedene keramische Restaurationskonzepte für dreigliedrige Brücken auf einteiligen Keramikimplantaten untersucht.

Eine vergleichbare Laborstudie untersucht monolithische Brücken aus Lithiumdisilikat, zirkonverstärktes Lithiumsilikat und Lithiumaluminiumsilikat (IPS e.max CAD/Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Luxemburg und Celtra Press, Dentsply Sirona, Charlotte, USA) auf Titanimplantaten verschraubt versus zementiert [84]. Es konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich der Bruchlastwerte zwischen Brücken mit und ohne Schraubenkanal festgestellt werden [84]. Verschraubte Brücken zeigten Bruchlastwerte zwischen 701-1516N, während zementierte Brücken bei 839-1485N lagen. Das Material zeigte jedoch einen signifikanten Einfluss, wobei Lithiumaluminiumsilikat die geringsten Bruchlasten aufzeigte. Diese Materialkonfiguration wurde als experimentell beschrieben, da sie nicht für dreigliedrige Brücken freigegeben ist. Da es sich in dieser Studie um Lithiumdisilikatkonfigurationen statt Zirkoniumdioxid handelt, sind die Bruchlastwerte nur bedingt vergleichbar. Für monolithische Brücken im Seitenzahnbereich sollte die Materialwahl bei monolithischer Keramik auf Zirkoniumdioxid fallen [175].

Während in einer Veröffentlichung von 2018 noch auf mangelnde Langzeitdaten für Keramik hingewiesen wurde und der Goldstandard noch verblendete Metallkeramik auf Implantaten war [175], werden in den letzten Jahren vermehrt vollkeramische Werkstoffe verwendet [14]. Der Rückgang metallkeramischer Versorgungen ist vor allem auf ästhetische Nachteile, höhere Kosten durch steigende Edelmetallpreise und den Wunsch nach metallfreien, biokompatiblen Materialien zurückzuführen [14]. Gleichzeitig bringen konventionelle Herstellungsverfahren wie das Gießen technische Herausforderungen mit sich, die durch moderne CAD/CAM-Technologien teilweise reduziert werden können [179]. Trotz dieser Entwicklungen

behalten metallkeramische Restaurationen aufgrund ihrer hohen mechanischen Belastbarkeit weiterhin eine Bedeutung, insbesondere bei Patienten mit hohen Kaufkräften und Parafunktionen [180].

Die Verwendung von einteiligen Keramikimplantaten, wie in dieser Arbeit verwendet, spiegelt die Empfehlung der aktuellen S3-Leitlinie zu Keramikimplantaten wider [94, 181]. Einteilige Implantatsysteme aus Keramik sind für Patienten von Vorteil, die eine komplett metallfreie Versorgung wünschen, da hier auf eine Titanschraube, wie sie beim zweiteiligen System genutzt wird, verzichtet werden kann. Jedoch zeigen zweiteilige Implantatsysteme durch die Möglichkeit der Nutzung von abgewinkelten Abutments eine erhöhte prothetische Flexibilität und die Möglichkeit der Entfernbarekeit der Suprakonstruktion [167]. Dies bedeutet, dass bei prothetischem Versagen, beispielsweise dem Chipping, die Restauration über den mit Komposit und Teflonband verschlossenen Schraubenkanal zugänglich gemacht, die Arbeit abgeschraubt und im Anschluss wieder neu verschraubt werden kann. Definitiv zementierte Restaurationen können ohne Zerstörung der Materialien nicht oder nur bedingt, beispielsweise durch den Einsatz von Laser, abgenommen werden [182].

Vergleiche von Titanimplantate mit verschraubten versus zementierten Restaurationen zeigten in Studien mit Beobachtungszeiträumen von bis zu fünf Jahren vergleichbare Ergebnisse [100, 183, 184]: Im Zeitraum von drei Jahren konnten keine signifikanten Unterschiede der Erfolgsrate zwischen zementierten und verschraubten Implantatkronen festgestellt werden [183]. Ebenfalls wurden in diesem Zeitfenster eine ähnlich hohe Anzahl an technischen Komplikationen beobachtet [184]. Die Fünfjahres Überlebensrate für zementierte Implantatbrücken lag bei 96,9%, die für verschraubte Implantatbrücken bei 98% [100]. Das Befestigen von Zahnersatz auf Implantaten führt oft zu verbleibenden Zementresten im Sulkus [108, 109]. Hieraus kann eine zementassoziierte Entzündungsreaktion oder Periimplantitis resultieren, welche im Zusammenhang mit Knochenabbau und biologischem Versagen stehen [100]. Verschraubter Zahnersatz hingegen zeigt häufigere technische Komplikationen, wie Schraubenlockerung oder Schraubenfrakturen [113].

5.2.2 Kausimulation

Das Langzeitverhalten von keramischen Materialien kann in in-vitro Studien mittels Kausimulator durch eine dynamische Belastung in Kombination mit einem beschleunigten Alterungstest getestet werden [185]. Ziel ist es, Aussagen über die klinische Bewährung und die Lebensdauer keramischer Restaurationen zu ermöglichen, da mechanisches Versagen in der Regel erst nach mehrjähriger Dauerbelastung im klinischen Einsatz auftritt [186]. Präklinische Ergebnisse deuten zwar oftmals auf materialspezifische Vorteile hin, ein breiter klinischer Einsatz neuer Materialien sollte jedoch erst nach zusätzlichen In-vivo-Untersuchungen erfolgen. Die Kausimulation ermöglicht bei einem realitätsnahen Szenario, dass Belastungsparameter und Versuchsaufbau standardisiert und reproduzierbar kontrolliert werden können [133]. Standardisierte Studien erleichtern in der Forschung die Vergleichbarkeit von Ergebnissen und sollten stets als Grundlage angestrebt werden [133].

In der vorliegenden Dissertation wurde der Kausimulator CS-4.8 professional line (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) als thermodynamisches Belastungssystem eingesetzt. Um valide Aussagen über das Materialverhalten zu treffen, erfolgte eine dynamische Langzeitbelastung über 1.200.000 Kauzyklen, was einer klinischen Simulation von fünf Jahren entspricht [132]. Diese Zyklenanzahl ist in der Literatur häufig zu finden [83, 187]. Die Ein-Jahres Simulation wird bei 50N und 250.000 Kauzyklen beschrieben [129], während höhere Belastungen von 100N eine Anzahl von 590.000 Kauzyklen für einen Fünf-Jahres Simulationsrahmen angeben [129]. Die gewählte Kraft von 98N bei 1.200.000 Zyklen in diese Arbeit dürfte folglich zu einer validen Aussage der zu testenden Materialien führen.

Die Belastung der Prüfkörper erfolgte mit einer Kraft von 98 N, um auch erhöhte Kaukräfte abzubilden, wie sie abhängig von der Nahrung oder bei Parafunktionen auftreten können [188]. Studien zu keramischen Brücken (verblendetes Zirkoniumdioxid und Lithiumdisilikat), auf Implantaten und kombiniert Implantat und Zahn verankert, wählten einen Belastungswert von 50 N [84]. Verblendete Zirkoniumdioxidbrücken in einer simulierten Oberkieferseitenzahnregion wurden unter ähnlichen Bedingungen, wie in der vorliegenden Arbeit, bei 100N getestet [83, 89].

Eine Limitation des gewählten Prüfaufbaus im Kausimulator liegt in der Linearität des Prüfdesigns. Das Auftreten von höheren Kaukräften oder exzentrischen Bewegungen, beispielsweise bei Bruxismus, kann in diesem Aufbau nicht untersucht werden. Die Literatur gibt für die Kauvorganganzahl Werte zwischen 78 und 95 Zyklen pro Minute an [189, 190]. Die in dieser Dissertation gewählte Kaufrequenz betrug 1,6 Hz und liegt damit im physiologischen Bereich sowie innerhalb der Vorgaben der ISO-Norm 14801 (< 2 Hz) [191].

Die ISO Norm 14801 sollte unter Vorbehalt als Grundlage für Schlussfolgerungen im Rahmen dieser Studie herangezogen werden, da sie sich nicht auf anatomisch gestaltete Restaurationen und deren Testung unter thermodynamischer Wechsellast bezieht. Um Materialien einer eingehenden Prüfung in in-vitro Versuchen zu unterziehen, hat sich allerdings das Testen unter möglichst physiologischen Bedingungen etabliert [192]. In dieser Studie wurde folglich eine realitätsnahe Simulation durch das Design und den Versuchsaufbau in der Kaumaschine erzeugt.

Angulierte Prüfkörper wurden, entgegen den Vorgaben der ISO Norm 14801, nicht verwendet, da diese den ungünstigsten Belastungsfall simulieren. Die Belastungsprüfung diente aber in der beschriebenen Arbeit primär der Bewertung der Suprastruktur und nicht der Testung der Implantate.

Zur Simulation des oralen Milieus wurde zusätzlich ein Thermocycling durchgeführt, das temperaturbedingte Alterungsprozesse während der Nahrungsaufnahme nachahmt [133]. Der Einsatz des Thermocycling wird in der Literatur als essentieller Bestandteil bei Kausimulationen beschrieben [135], da die Materialien in der Mundhöhle konstant mit Feuchtigkeit und unterschiedlichen Temperaturen konfrontiert werden. Diese Parameter gilt es auf in-vitro Studien umzusetzen. Die Temperaturwechsel erfolgten zwischen 5 °C und 55 °C, entsprechend gängigen Literaturangaben [83, 84, 87]. Als Medium wurde destilliertes Wasser verwendet, was eine Limitation der Studie darstellt, da es die Eigenschaften von Speichel nicht vollständig widerspiegelt.

Um den Verschleiß zu erfassen wurden Steatitkugeln mit einem Durchmesser von 6 mm als Antagonisten eingesetzt, da sie ein etabliertes Ersatzmaterial für natürlichen Zahnschmelz darstellen und der Größe eines Molarenhöckers

entspricht [135]. Die Kaubewegung umfasste eine horizontale Bewegung, sowie eine vertikale Bewegung, deren Parameter, in Anlehnung an vergleichbare Studien mit implantatgetragenen Restaurationen eingesetzt wurden [135, 193].

Für den klinischen Erfolg von vollkeramischen Restaurationen müssen bei Auswahl der Materialien die Indikation und die Rahmenbedingungen in Betracht gezogen werden. Die physiologische Kaukraft als limitierender Faktor für die Materialauswahl im Bezug auf Biegefestigkeit und Transluzenz ist hierbei entscheidend.

Der Mensch kann bei parafunktionalen Kaufkräften bis zu 970 N erzeugen [188]. Im Schnitt befindet sich die Kaukraft bei 300 N im Frontzahnbereich und 800 N im Seitenzahnbereich [194]. Die tatsächlich vorherrschende Kaukraft unterscheidet sich nach diversen Parametern, wie Restbezahnung, Versorgung der Antagonisten und Allgemeinzustand des Patienten.

Klinisch eingesetzte Materialien müssen folglich Kaukräften mit höheren Biegefestigkeiten entgegentreten. Hierbei ist zu beachten, dass die gewählten Materialien keine hohe mechanische Schädigung an natürlichen Zähnen durch Oberflächenrauigkeit beispielsweise verursachen [195].

Andere Autorenguppen nutzten für die Testung von keramischen Brücken auf Implantaten den Step-Stress Test [81, 88]. Step-Stress-Tests ermöglichen eine schnelle und gut reproduzierbare Erfassung der Materialgrenzen unter zunehmend steigender Belastung, berücksichtigen jedoch nicht die komplexen klinischen Kaubelastungen [196]. Im Gegensatz hierzu, erlauben Kausimulatoren eine realitätsnahe Simulation des Kautvorgangs unter wiederholten Zyklen und thermischen Schwankungen, sind jedoch zeitaufwendig und laborabhängig. Der Kausimulator wurde aufgrund der guten Möglichkeit der realitätsnahe Nachbildung der komplexen Kaubelastungen einschließlich axialer, lateraler und thermischer Beanspruchung gewählt und bietet damit eine gute Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die klinische Situation [197].

5.2.3 Bruchbelastungstest

Um die Aussagen nach Kausimulation valide zu unterstützen, sollte bei Materialtestung eine Simulation erfolgen, die relevante Aussagen über die Festigkeit der keramischen Restaurationen zulässt. Der Bruchbelastungstest wurde mittels Universalprüfmaschine (Zwick Z010, Zwick Roell GmbH&Co. KG; Ulm, D)

durchgeführt. Es wurden die Festigkeitswerte der Brücken mit und ohne Kausimulation ermittelt.

In der Literatur wird kritisch angemerkt, dass In-vitro-Bruchbelastungstests bis zum Versagen häufig sehr hohe Werte liefern, die unter normalen klinischen Bedingungen – mit Ausnahme von Patienten mit ausgeprägten Parafunktionen – kaum erreicht werden [198]. So zeigen Bruchbelastungstests an zahngetragenen monolithischen Molarenkronen aus Lithiumdisilikat initiale Bruchfestigkeiten in einem weiten Bereich von etwa 1.000 N bis über 4.000 N [134]. Zudem können klinisch relevante Einflussfaktoren wie unterkritisches Risswachstum und die dauerhafte Feuchtigkeitseinwirkung in solchen Versuchen nur unzureichend berücksichtigt werden. Dennoch eignen sich Bruchbelastungstests, wie hier gewählt, mittels Universalprüfmaschine, zur Ermittlung vergleichbarer Ausgangswerte der initialen Bruchfestigkeit und zum systematischen Vergleich unterschiedlicher Materialien [198].

Die Ausrichtung des Kraftstempels wurde mittig, ohne Angulation, auf die Okklusalfäche des Brückengliedes ausgerichtet. Dies entsprach der Achse der Krafteinwirkung durch die Kausimulation. Die Okklusionspunkte wurden vor Aufbringen der finalen Bruchlast überprüft und anhand der Drei-Punkt- Abstützung im Kausimulator ausgerichtet. Diese vertikale Krafteinwirkung ist auch in der Literatur auf anderen Implantatsuprastrukturen zu finden [82, 87, 89], andere Studien verweisen auf angulierte Konzepte zwischen 10° und 30° [79, 81, 85, 88]. Eine axiale Testung lässt einen standardisierten Vergleich der Materialien bezüglich der Bruchlastwerte unter idealisierten Bedingungen zu. Im Gegensatz hierzu dient der angulierte Test zur Beurteilung der klinischen Belastbarkeit und Versagensmechanismen unter praxisnahen Bedingungen.

Keramische Werkstoffe sollten eine gute Festigkeit aufweisen, die die Kaukräfte um das 2- bis 2,5-fache übersteigen sollte [59, 199]. Diese Angabe bezieht sich darauf, eine valide Langzeitstabilität von dentalen Restaurationsmaterialien bei klinischem Einsatz zu gewährleisten und auch Patienten mit Parafunktionen oder erhöhten Kaukräften mit einzubeziehen. Der Aspekt des subkritischen Risswachstums, der vor allem bei Keramiken auftritt, soll so berücksichtigt und ausgeglichen werden [199]. Ein adäquater Bruchlastbelastungswert, der die physiologischen Kaukräfte mindestens um das Zweifache übertraf, wurde in der Studie ermittelt.

Die verwendete Stahlkugel hatte einen Durchmesser von 6 mm und entspricht dem der Steatitkugel während der Kausimulation. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug

1,5mm/min während der vertikalen Belastung. In der Literatur lassen sich ähnliche bis leicht divergierenden Geschwindigkeitswerte finden [84, 89].

Für initiale Materialtestungen werden standardmäßig Drei- oder Vierpunktbiegeversuche herangezogen. Es werden balken- oder scheibenförmige Prüfkörper angefertigt, deren Geometrie nur eingeschränkt die klinischen Bedingungen widerspiegelt. Aus diesem Grund sollten Prüfverfahren mit klinischen Simulationen, wie in dieser Arbeit, durchgeführt werden [133]. Der Bruchlastversuchsaufbau durch die Universalprüfmaschine und den Kausimulator stellen ein geeignetes Verfahren dar und können Aussagen über die klinische Anwendbarkeit untermauern [84].

5.3 Ergebnisse

5.3.1 Nach Kausimulation

Alle getesteten Materialien überstanden eine dynamische Kaubelastung von 1,2 Millionen Zyklen unter gleichzeitiger Thermowechselbelastung, was einer 100-%igen In-vitro-Überlebensrate nach der Kausimulation entspricht. Die gemessenen Bruchlasten ($> 2384 \text{ N}$) aller implantatgetragenen Vollkeramikbrücken lagen deutlich über den physiologischen okklusalen Kräften im Seitenzahnbereich, die zwischen 200N und 900N liegen [200], unabhängig davon, ob eine Ermüdungsbelastung durchgeführt wurde. Dies deutet darauf hin, dass alle untersuchten Restaurationskonzepte für den klinischen Einsatz als dreigliedrige Brücken auf einteiligen Zirkonoxidimplantaten im Seitenzahnbereich geeignet sein könnten.

In der Literatur lassen sich vor allem in-vitro-Studien zu unterschiedlichen posterioren 3Y-TZP Brücken auf Titanimplantaten finden [81-84, 86, 87, 89]. Studien ohne Kaubelastung und mit ausschließlicher Wasserlagerung über bis zu 48 Stunden berichteten über Bruchlastwerte von 692 N bei 30°-angulierter Belastung [81], 2086 N bei axialer Belastung [82] sowie 1380–2690 N bei ebenfalls axialer Belastung [86]. Für verblendete 3Y-TZP-Brücken mit zusätzlicher Kausimulation wurden Bruchlasten von 2465–2583 N (600.000 Zyklen, 50 N) [87] sowie 2086 N (100.000 Zyklen, 20–200 N) [89] angegeben. Eine Studie mit einem dem vorliegenden Versuchsaufbau vergleichbaren Prüfdesign (1,2 Millionen Zyklen, 100 N) ermittelte Bruchlasten von 1636 N bei axialer Belastung und 1086 N bei

angulierter Krafteinwirkung [83]. Sämtliche in der Literatur berichteten Bruchlasten lagen im Bereich oder unterhalb der niedrigsten in der vorliegenden Studie gemessenen Werte (< 2384 N).

Das Material PICN zeigte mikroskopische Risse im Bereich der okklusalen Belastung nach der thermodynamischen Kausimulation. Makroskopisch waren diese nicht sichtbar und führten zu keinerlei technischem Versagen. Gruppe RL (3Y-TZP+PICN) zeigte im Gegensatz zu den Gruppen Z-HT, Z-ST und FL deutliche Verschleißspuren inklusive Substanzabtrag der PICN Table-tops in der zentralen Grube. Die Gruppen Z-HT, Z-ST und FL demonstrierten einen oberflächlichen minimalen Substanzabtrag des Glanzbrandes. Zirkoniumdioxid sollte von der Oberflächenbehandlung her, poliert werden [201]. Dies zeigte in Studien den geringsten Substanzabtrag, sowohl an der Restauration als auch an den Antagonisten [202, 203]. Da Zirkoniumdioxid deutlich fester und stabiler ist als natürliche Zähne, ist dies bei klinischem Einsatz zu beachten, um eine unnötige Belastung der Zahnschubstanz zu vermeiden[202].

Das PICN-Material, wie in Gruppe RL, könnte das Implantat vor dem Einwirken von unkontrolliert hohen okklusalen Kräften und Überbelastungen schützen [204]. Die Ergebnisse dieser Studie deuten darauf hin, dass die untersuchte Rapid-Layer-Materialkombination nicht nur für Einzelkronen, sondern auch für dreigliedrige Brücken ein vielversprechendes Restaurationskonzept darstellt [17]. Die einfache Austauschbarkeit des PICN-Materials im Falle von Frakturen oder ausgeprägtem Verschleiß bietet zudem ein kosten- und zeiteffizientes Versorgungskonzept [205]. Ob dies im klinischen Konzept im Seitenzahnbereich und auf Brücken eine praktikable Behandlungsumsetzung aufweisen könnte, bleibt abzuwarten.

5.3.2 Nach Bruchbelastung

Die mittleren Bruchlastwerte der vollkeramischen Brücken auf einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten waren über 2384 N, unabhängig von einer vorangegangenen Kaubelastung. Somit wurden die geforderten physiologischen Kaukräfte von $200-900$ N im Seitenzahnbereich weit übertroffen. Die geprüfte Nullhypothese wurde teilweise verworfen, da das verwendete Restaurationsmaterial einen signifikanten Einfluss auf die Bruchlastwerte hatte.

Die Studie hat eine Limitation im Bereich des in-vitro-Studiendesigns, das die klinische Umgebung nur teilweise wiedergeben kann. Bruchbelastungstests sind in der Literatur kritisch bewertet [206]. Ebenso ist das Abrasionsverhalten nicht qualitativ oder quantitativ bewertet worden, was nicht Ziel der Studie war.

Die höchsten Bruchlastwerte wurden sowohl unter Kaubelastung als auch ohne vorherige künstliche Alterung in der Gruppe FL gemessen. Im Gegensatz zu den monolithischen Gruppen Z-HT und Z-ST wies diese Gruppe eine bukkale keramische Verblendung auf einem 3Y-TZP-Gerüst auf, was einen möglichen Einfluss auf das mechanische Verhalten der Restauration nahelegt. Eine Erklärung für die erhöhten Bruchlastwerte könnte darin liegen, dass die bei der Schichtung der Verblendkeramik eingebrachte Feuchtigkeit bereits vor dem Brennvorgang in das 3Y-TZP-Gerüst eindrang und dort eine tetragonal-monokline Phasenumwandlung auslöste [47]. Die daraus resultierenden Druckeigenspannungen könnten zu einer Erhöhung der Bruchlastwerte beigetragen haben [158]. Zusätzlich ist anzunehmen, dass die mehrfachen Brennzyklen im Rahmen des Verblendprozesses zu einer Verdichtung des Materials sowie zu verbesserten Oberflächeneigenschaften führten, was sich ebenfalls positiv auf die mechanische Stabilität ausgewirkt haben könnte [159, 160]. Darüber hinaus ist nicht auszuschließen, dass Unterschiede im Restaurationsdesign die Kraftaufnahme und Spannungsverteilung beeinflussten und sich dies letztlich in den unterschiedlichen Bruchlastwerten widerspiegelte.

Im Gegensatz dazu zeigten die monolithischen 3Y-TZP- und 4Y-PSZ-Brücken keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich ihrer Bruchlastwerte. Dieses Ergebnis deckt sich mit früheren Untersuchungen, in denen ebenfalls keine statistisch relevanten Unterschiede zwischen 3Y-TZP- und 4Y-PSZ-Materialien bei Einzelkronen festgestellt wurden [13]. Vor diesem Hintergrund stellt monolithisches 4Y-PSZ eine ästhetisch ansprechende und zugleich mechanisch zuverlässige Versorgungsoption für dreigliedrige Brücken auf einteiligen Keramikimplantaten dar. Klinische Studien zu monolithischen 3Y-TZP-Brücken auf Titanimplantaten berichten zudem über sehr hohe Überlebensraten von 100 % nach einem Jahr sowie 96 % nach drei Jahren [161, 162]. Diese Daten unterstützen die Annahme, dass monolithische Rekonstruktionen nicht ausschließlich für Titanimplantate, sondern auch für keramische Implantatsysteme eine geeignete Behandlungsoption darstellen [52, 163].

Zwischen den Materialgruppen Z-HT und Z-ST konnten keine signifikanten Unterschiede in den Bruchlastwerten festgestellt werden. Dieses Ergebnis legt nahe, dass sowohl 4Y-PSZ- als auch 3Y-TZP-Keramiken als monolithische Brückenkonstruktionen auf Keramikimplantaten eine vergleichbare mechanische Leistungsfähigkeit aufweisen. Vor diesem Hintergrund erscheint der klinische Einsatz von 4Y-PSZ als realistische Behandlungsoption, insbesondere in Situationen, in denen neben einer ausreichenden Biegefestigkeit auch erhöhte ästhetische Anforderungen und eine zahnähnliche Transluzenz gefordert sind.

Die niedrigsten Bruchlastwerte wurden in der Gruppe RL beobachtet. Dieses Ergebnis ist im Kontext der Materialkombination aus PICN-Table-top und 3Y-TZP-Gerüst nachvollziehbar, da PICN im Vergleich zu monolithischen keramischen Werkstoffen geringere Festigkeitswerte aufweist. Dennoch lagen die erzielten Bruchlastwerte deutlich über den im klinischen Alltag zu erwartenden Belastungen, was auf eine ausreichende mechanische Stabilität des untersuchten Restaurationskonzepts hinweist. Zudem zeigte das Frakturverhalten überwiegend reparable Schadensmuster, sodass in einer klinischen Situation sowohl ein Austausch der chairside gefertigten PICN-Table-tops als auch eine direkte Reparatur mit Kompositmaterial als realistische Behandlungsoptionen anzusehen sind. Die digitale Anfertigung, wie hier in der Studie gezeigt, könnte durch eine zeiteffiziente Anfertigung von Ersatzrestaurationen bei Reparaturbedarf interessant sein.

5.3.3 Frakturmuster

Die Fraktur- und fraktographische Analyse der Brücken zeigte unabhängig von der Ermüdungsbelastung in 100 % der Fälle Komplettfrakturen.

Die Gruppe FL zeigte bei zwei Prüfkörpern eine Komplettfraktur ohne Beteiligung des Verbinders. Die Volumenzunahme durch eine Feuchtigkeitsaufnahme auf der kontralateralen Seite des Bruches könnte eine Erklärung hierfür sein, lässt sich aber durch die geringe Fallzahl nicht sicher beurteilen.

Gruppe RL frakturierte vorwiegend im PICN Table-top. Dies wäre ein weiterer Hinweis auf eine Etablierung des Rapid-Layer-Konzepts.

Die Frakturen nahmen überwiegend ihren Ursprung an der okklusalen Oberfläche und breiteten sich bis in den distalen Verbinder aus. Da die Krafteinleitung über das Brückenglied und nicht entlang der Implantatachse erfolgte, entstand eine biomechanisch ungünstige Belastung, wodurch insbesondere der gingivale Bereich des Verbinders als kritisch anzusehen ist. Infolge lokal erhöhter Zugspannungen ist dieser Bereich prädestiniert für Rissinitiierungen und weist somit eine deutlich erhöhte Frakturanfälligkeit auf. Gleichzeitig lässt sich hier das Einsetzen eines konkurrierenden Versagensmechanismus erkennen [207].

An den untersuchten Restaurationen der Gruppen Z-HT, Z-ST und FL konnten vor Bruchlast keine Rissbildungen festgestellt werden. Die beobachtete hohe strukturelle Stabilität lässt sich wahrscheinlich auf das Herstellungsverfahren monolithischer Seitenzahnrestaurationen zurückführen, die aus industriell gefertigten Keramikronden mit homogener Materialqualität hergestellt werden. Durch die Verwendung vorgefertigter Keramikrohlinge wird das Risiko verarbeitungsbedingter Defekte reduziert, die potenziell als Ausgangspunkt für eine Rissinitiierung oder -ausbreitung dienen könnten [208].

Gruppe RL zeigte nach der Kaubelastung mikroskopische Risse im belasteten Okklusionsbereich. Nach der Bruchlasttestung konnte nicht nachvollzogen werden, ob die initialen Risse Ursprung der Komplettfraktur der PICN Table-tops war. Dies wäre aber eine logische Schlussfolgerung, auch aufgrund der geringeren Bruchfestigkeit des Materials.

Chipping stellt eine typische Komplikation keramischer Restaurationen dar, tritt bei monolithischen Konzepten jedoch deutlich seltener auf, da keine Materialverbundstellen vorhanden sind und es im Versagensfall eher zu einer Gesamtfaktur der Restauration kommt [14].

Auf Grundlage der vorliegenden Resultate lässt sich festhalten, dass sämtliche untersuchte monolithische sowie verblendete vollkeramische Restaurationskonzepte grundsätzlich für den Einsatz als dreigliedrige Brücken auf einteiligen keramischen Implantaten geeignet sind. Besonders hohe Bruchlastwerte zeigten dabei jedoch die vestibulär verblendeten 3Y-TZP sowie die monolithischen, transluzenten 4Y-PSZ Brücken.

6. Schlussfolgerung und Ausblick

Zusammenfassend lassen sich die Ergebnisse der vorliegenden Materialtestungen im Rahmen der Grenzen einer in-vitro Studie wie folgt festhalten:

- Die thermodynamische Kaubelastung hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlastwerte der getesteten Materialgruppen.
- Alle getesteten Materialien übertrafen die physiologischen Kaukraftwerte (200-900N im Seitenzahnbereich) fast um das Neunfache. Dies rechtfertigt eine sichere klinische Nutzung der Materialien.
- Die Materialart beeinflusste die Bruchbelastungswerte.
- Die Frakturanalyse zeigte vor allem Komplettfrakturen der monolithischen Zirkoniumdioxidkeramikbrücken. In der Gruppe der PICN Table-tops wurden Komplettfrakturen der Table-tops in 80% ohne Komplikationen der darunter liegenden Brückengerüste beobachtet.
- Das Material PICN könnte aufgrund der abpuffernden Eigenschaften, der leichten Ersatzfähigkeit und Zahn-ähnlichen Attritionseigenschaften für die Zukunft eine interessante Therapieoption auf Zirkoniumdioxidimplantaten darstellen.
- Die höchsten Bruchlastwerte zeigten sich in der bukkal verblendeten Gruppe FL. Als mögliche Erklärung könnte die erhöhte Anzahl an Keramikbränden im Herstellungsprozesses, insbesondere durch das Aufbrennen der Verblendkeramiken, herangezogen werden, die mit einer scheinbaren Festigkeitssteigerung der Keramik einhergeht.

Insgesamt wurde die Nullhypothese folglich teilweise widerlegt.

Alle getesteten Materialien können für den klinischen Einsatz für Seitenzahnrestorationen auf einteiligen Keramikimplantaten empfohlen werden.

Weitere klinische Studien sind abzuwarten, um diese Ergebnisse zu bestätigen.

Zukünftige Forschungsprojekte sollten sich verstärkt auf systematische, langfristige klinische Vergleichsstudien konzentrieren, in denen unterschiedliche keramische Implantatdesigns, Restaurationsmaterialien und Konstruktionsformen berücksichtigt werden. Insbesondere neue zweiteilige Keramikimplantatsysteme mit

der Möglichkeit schraubenretinierter Versorgungen könnten das Anwendungsspektrum keramischer Implantate bei Brücken erweitern. Parallel dazu gewinnen moderne hochtransluzente Zirkonoxide sowie polymerinfiltrierte Keramiken zunehmend an Bedeutung, deren monolithische Anwendung hinsichtlich Langzeitstabilität und klinischer Performance weiter untersucht werden sollte.

Darüber hinaus eröffnet die additive Fertigung keramischer Restaurationen und Brückenkonstruktionen neue Möglichkeiten hinsichtlich Designfreiheit, Materialeffizienz und individualisierter Geometrien, deren mechanische und klinische Eignung bislang jedoch nur unzureichend untersucht ist. Ebenso bedarf der Einfluss unterschiedlicher Implantatpositionierungen, wie Tissue-Level- im Vergleich zu Bone-Level-Keramikimplantaten, weiterer klinischer Evaluation, insbesondere im Hinblick auf Weichgewebsstabilität, Belastungsverteilung und prothetische Anschlusskonzepte.

7. Literaturverzeichnis

1. Tartsch, J. and M.B. Blatz, *Ceramic Dental Implants: An Overview of Materials, Characteristics, and Application Concepts*. Compend Contin Educ Dent, 2022. **43**(8): p. 482–488; quiz 489.
2. Fürhauser, R., et al., *Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(6): p. 639–44.
3. Cuzic, C., et al., *Clinician's Guide to Material Selection for All-Ceramics in Modern Digital Dentistry*. Materials (Basel), 2025. **18**(10).
4. Zhang, Y. and J.R. Kelly, *Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering*. Dent Clin North Am, 2017. **61**(4): p. 797–819.
5. Wöstmann B; Samietz S, J.A., Kuhr K, Nitschke I, Stark H, *Tooth loss and prosthetic status- results of the Sixth German Oral Health Study (DMS 6)*. Quintessence Int, 2025. **56**: p. 60–68.
6. Elani, H.W., et al., *Trends in Dental Implant Use in the U.S., 1999-2016, and Projections to 2026*. J Dent Res, 2018. **97**(13): p. 1424–1430.
7. Pjetursson, B.E., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years*. Clin Oral Implants Res, 2004. **15**(6): p. 625–42.
8. Buser, D., L. Sennerby, and H. De Bruyn, *Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions*. Periodontol 2000, 2017. **73**(1): p. 7–21.
9. Addy, L.D., *An introduction to dental implants*. Br Dent J, 2024. **236**(10): p. 753–757.
10. Sailer, I., et al., *Prosthetic failures in dental implant therapy*. Periodontol 2000, 2022. **88**(1): p. 130–144.
11. Stilwell, C., *Occlusal considerations in maintaining health of implants and their restorations*. Br Dent J, 2024. **236**(10): p. 773–779.
12. Morton, D., et al., *Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry*. Clin Oral Implants Res, 2018. **29 Suppl 16**: p. 215–223.
13. Silva, L.H.D., et al., *Dental ceramics: a review of new materials and processing methods*. Braz Oral Res, 2017. **31**(suppl 1): p. e58.
14. Strasding, M., et al., *Material and abutment selection for CAD/CAM implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients - A narrative review*. Clin Oral Implants Res, 2024. **35**(8): p. 984–999.
15. Kui, A., et al., *Translucent Zirconia in Fixed Prosthodontics-An Integrative Overview*. Biomedicines, 2023. **11**(12).
16. Coldea, A., M.V. Swain, and N. Thiel, *Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials*. Dent Mater, 2013. **29**(4): p. 419–26.
17. Spitznagel, F.A., et al., *Failure Load and Fatigue Behavior of Monolithic Translucent Zirconia, PICN and Rapid-Layer Posterior Single Crowns on Zirconia Implants*. Materials (Basel), 2021. **14**(8).
18. Kern, M.W., S.; Heydecke, G.; Witkowski, S.; Türp, J., *Curriculum Prothetik, Kapitel 1: Die historische Entwicklung der Prothetik*. Vol. Band 1. 2022: Quintessenz Verlag.
19. Geis-Gersthofer, J., *Vom Rohstoff zur Dentalkeramik*. Quintessenz Bibliothek, H.F. Kappert, Vollkeramik Werkstoffkunde, 1997: p. 35–43, Kapitel 2.
20. Hoffman-Axthelm, W., *Die Geschichte der Zahnheilkunde*. 1985, Quintessenz Bibliothek. p. 283–319.

21. Gehre, G., *Historische Entwicklung, Einführung keramischer, glas- und aufbrennkeramischer Werkstoffe.*, in *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, K.K. Eichner, H.F. , Editor. 2000: Georg Thieme. p. 326–338.
22. Pereira, R.M., et al., *An engineering perspective of ceramics applied in dental reconstructions.* J Appl Oral Sci, 2023. **31**: p. e20220421.
23. Spitznagel, F.A., J. Boldt, and P.C. Gierthmuehlen, *CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth.* J Dent Res, 2018. **97**(10): p. 1082–1091.
24. Kelly, J.R. and P. Benetti, *Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice.* Aust Dent J, 2011. **56 Suppl 1**: p. 84–96.
25. Deutsche Gesellschaft für Zahn-, M.-u.K.D. *S3-Leitlinie: Vollkeramische Kronen und Brücken.* 2021 01.03.2021 10.03.2026]; Available from: <https://register.awmf.org/de/leitlinien/detail/083-012>.
26. Gracis, S., et al., *A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials.* Int J Prosthodont, 2015. **28**(3): p. 227–35.
27. Ban, S., *Classification and Properties of Dental Zirconia as Implant Fixtures and Superstructures.* Materials, 2021. **14**(17): p. 4879.
28. Liao Y, G.M., Lukic H, McLees J, Chen S, Boghosian A, Megremis S., *Survey of the mechanical and physical behaviors of yttria-stabilized zirconia from multiple dental laboratories.* JADA Foundational Science, 2023. **2**.
29. Kongkiatkamon, S., et al., *Current classification of zirconia in dentistry: an updated review.* PeerJ, 2023. **11**: p. e15669.
30. Güth, J.F., et al., *Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know?* Quintessence Int, 2019. **50**(7): p. 512–520.
31. Marchack, B.W., et al., *Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report.* J Prosthet Dent, 2011. **106**(3): p. 145–52.
32. Rosentritt, M.K., A.; Hahnel, S.; Stawarczyk, B., *Werkstoffkunde Kompendium: Zirkonoxid.* 2017, Quintessenz Publishing.
33. Spintzyk, S., A. Unkovskiy, and J. Hey, *Zirkonoxid.* ZI Zahnärztliche Implantologie, 2024. **1**(2): p. 94–98.
34. Zhang, Y. and B.R. Lawn, *Novel Zirconia Materials in Dentistry.* J Dent Res, 2018. **97**(2): p. 140–147.
35. Cesar, P.F., et al., *Recent advances in dental zirconia: 15 years of material and processing evolution.* Dent Mater, 2024. **40**(5): p. 824–836.
36. Stober, T., et al., *Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use.* J Oral Rehabil, 2014. **41**(4): p. 314–22.
37. Mallineni, S.K., et al., *Biocompatibility of various dental materials in contemporary dentistry: a narrative insight.* J Investig Clin Dent, 2013. **4**(1): p. 9–19.
38. Guess, P.C., et al., *All-ceramic systems: laboratory and clinical performance.* Dent Clin North Am, 2011. **55**(2): p. 333–52, ix.
39. Raigrodski, A.J., et al., *Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review.* J Prosthet Dent, 2012. **107**(3): p. 170–7.
40. Zuercher, A.N., et al., *Zirconia bars for mandibular implant overdentures: A 1-year clinical and radiographic pilot study.* Int J Oral Implantol (Berl), 2022. **15**(3): p. 253–263.
41. Vita-Zahnfabrik. *Vita YZ Solutions Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation. Verarbeitungsanleitung.* 2019 [cited 2025; Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/Downloadcenter-Produktinformationen-611.html>].

42. Mainjot, A.K., et al., *From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites*. J Dent Res, 2016. **95**(5): p. 487–95.
43. Kern, M., J.R. Strub, and X.Y. Lü, *Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator*. J Oral Rehabil, 1999. **26**(5): p. 372–8.
44. Della Bona, A., P.H. Corazza, and Y. Zhang, *Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material*. Dent Mater, 2014. **30**(5): p. 564–9.
45. Grangeiro, M.T.V., et al., *Effect of Surface-Etching Treatment, Glaze, and the Antagonist on Roughness of a Hybrid Ceramic after Two-Body Wear*. Materials (Basel), 2022. **15**(19).
46. Tezulas, E., et al., *Current status of zirconia-based all-ceramic restorations fabricated by the digital veneering technique: a comprehensive review*. Int J Comput Dent, 2019. **22**(3): p. 217–230.
47. Denry, I. and J.R. Kelly, *State of the art of zirconia for dental applications*. Dent Mater, 2008. **24**(3): p. 299–307.
48. Joda, T., F. Zarone, and M. Ferrari, *The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review*. BMC Oral Health, 2017. **17**(1): p. 124.
49. Revilla-León, M. and M. Özcan, *Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry*. J Prosthodont, 2019. **28**(2): p. 146–158.
50. Balhaddad, A.A., et al., *Three-dimensional (3D) printing in dental practice: Applications, areas of interest, and level of evidence*. Clin Oral Investig, 2023. **27**(6): p. 2465–2481.
51. Hetzler, S., et al., *Biaxial Flexural Strength and Vickers Hardness of 3D-Printed and Milled 5Y Partially Stabilized Zirconia*. J Funct Biomater, 2025. **16**(1).
52. Alghauli, M., et al., *3D-printed versus conventionally milled zirconia for dental clinical applications: Trueness, precision, accuracy, biological and esthetic aspects*. J Dent, 2024. **144**: p. 104925.
53. Kernen, F., et al., *Digital transformation in dentistry: Patterns of use among clinicians in Germany and Switzerland*. Journal of Dentistry, 2025. **162**: p. 106099.
54. Bishti, S., et al., *Patient-reported outcome measures (PROMs) of implant-supported reconstructions using digital workflows: A systematic review and meta-analysis*. Clin Oral Implants Res, 2021. **32 Suppl 21**: p. 318–335.
55. Pachiou, A., et al., *Patient-Reported Outcomes of Digital Versus Conventional Impressions for Implant-Supported Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review and Meta-Analysis*. J Pers Med, 2025. **15**(9).
56. Zimmermann, M., et al., *Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns*. Dent Mater J, 2017. **36**(6): p. 778–783.
57. Bessadet, M., N. Drancourt, and N. El Osta, *Time efficiency and cost analysis between digital and conventional workflows for the fabrication of fixed dental prostheses: A systematic review*. J Prosthet Dent, 2025. **133**(1): p. 71–84.
58. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. Br Dent J, 2008. **204**(9): p. 505–11.
59. Tinschert, J., et al., *Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2007. **80**(2): p. 317–21.
60. Grohmann, P., et al., *Three-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDPs) veneered with layered and milled (CAD-on) veneering ceramics: 1-year follow-up of a randomized controlled clinical trial*. Quintessence Int, 2015. **46**(10): p. 871–80.

61. Marina Andreiotelli, H.J.W., Ralf-Joachim Kohal, *Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review*. Clin. Oral Impl, 2009. **Res. 20**: p. 32–47.
62. Gutwald, R.G., N.-C.; Schmelzeisen, R., *Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie*. Vol. 3. 2018, Deutscher Zahnärzte Verlag.
63. Buser, D.J., S.F.M.; Wittneben, J.-G.; Brägger, U.; Ramseier, C.A.; Salvi, G.E, *10-year survival and success Rate of 511 Titanium Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface: A Retrospective Study in 303 Partially Edentulous Patients*. Clinical implant Dentistry and Related Research, Dec 2012. **Volume 14**(6): p. 839–951.
64. Kohal RJ, A.W., Bächle M, Butz F., *Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update*. Periodontol 2000, 2008. **47**(1): p. 224–243.
65. Balmer, M., et al., *EAO Position Paper: Current Level of Evidence Regarding Zirconia Implants in Clinical Trials*. Int J Prosthodont, 2022. **35**(4): p. 560–566.
66. de Moura Costa PV, F.M., Veríssimo C, de Torres ÉM, Valladares-Neto J, Garcia Silva MA. , *Is Zirconia Better Than Titanium Abutments for Soft Tissue Color? A Systematic Review and Meta-analysis of Spectrophotometric Evaluation*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2021. **36**: p. 875–884.
67. Bienz, S.P., et al., *Clinical and histological comparison of the soft tissue morphology between zirconia and titanium dental implants under healthy and experimental mucositis conditions-A randomized controlled clinical trial*. J Clin Periodontol, 2021. **48**(5): p. 721–733.
68. Abouel Maaty, F.A.N., et al., *Peri-Implant Soft Tissue in Contact with Zirconium/Titanium Abutments from Histological and Biological Perspectives: A Concise Review*. Cells, 2025. **14**(2).
69. Neugebauer, J., et al., *Ceramic Dental Implants: A Systematic Review and Meta-analysis*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2023. **38**(suppl): p. 30–36.
70. Möller, B., et al., *A comparison of biocompatibility and osseointegration of ceramic and titanium implants: an in vivo and in vitro study*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2012. **41**(5): p. 638–45.
71. Pieralli S, K.R., Hernandez EL, Doerken S, Spies BC *Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations: A systematic review and meta-analysis*. Dental Materials, 2018. **34**(2): p. 171–182.
72. Kohal, R.J., et al., *One-piece zirconia oral implants supporting three-unit fixed dental prostheses: Ten-year results from a prospective case series*. J Dent, 2025. **160**: p. 105911.
73. Herber, V., et al., *Long term follow-up of immediately temporized zirconia and titanium one-piece dental implants-a prospective cohort study*. Int J Implant Dent, 2025. **11**(1): p. 70.
74. Jung, R.E., et al., *Evaluation of a one-piece ceramic implant used for single-tooth replacement and three-unit fixed partial dentures: a prospective cohort clinical trial*. Clin Oral Implants Res, 2016. **27**(7): p. 751–61.
75. Thompson, J., et al., *Survival analysis of zirconia implant-supported, fixed complete dentures: A 5-year retrospective cohort study*. J Prosthet Dent, 2025. **133**(3): p. 790–795.
76. Bazal-Bonelli, S., et al., *Clinical behavior of two-piece zirconia implants. A systematic review*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2025. **30**(3): p. e313–e321.
77. Gahlert, M.R., S., *Einteilige Keramikimplantate aus Zirkonoxid. Ein alternatives Versorgungskonzept zu Titanimplantaten*. Implantologie. Quintessence Pub., 2022. **30**(1): p. 79–91.

78. Janner, S.F.M., et al., *Bone response to functionally loaded, two-piece zirconia implants: A preclinical histometric study*. Clin Oral Implants Res, 2018. **29**(3): p. 277–289.
79. Helal, E., et al., *Influence of straight versus angulated screw channel titanium bases on failure loads of two-piece ceramic and titanium implants restored with screw-retained monolithic crowns: An in-vitro study*. Clin Oral Implants Res, 2023. **34**(11): p. 1217–1229.
80. Spitznagel, F.A., et al., *Failure Load of Monolithic Lithium Disilicate Implant-Supported Single Crowns Bonded to Ti-base Abutments versus to Customized Ceramic Abutments after Fatigue*. J Prosthodont, 2022. **31**(2): p. 136–146.
81. Bonfante EA, C.P., Navarro JM Jr, Pegoraro LF, Bonfante G, Thompson VP, Silva NR, *Reliability and failure modes of implant-supported Y-TZP and MCR three-unit bridges*. Clin Implant Dent Relat Res., 2010 Sep. **12**(3): p. 235–43.
82. Nazari V, G.S., Alikhasi M, Sahebi M, Shamshiri AR, *Fracture Strength of Three-Unit Implant Supported Fixed Partial Dentures with Excessive Crown Height Fabricated from Different Materials*. J Dent (Tehran), 2016 Nov. **13**(6):400-406.
83. Alkharrat, A.R., et al., *Fracture behavior of all-ceramic, implant-supported, and tooth-implant-supported fixed dental prostheses*. Clin Oral Investig, 2018. **22**(4): p. 1663–1673.
84. Zacher, J., et al., *In vitro performance and fracture resistance of pressed or CAD/CAM milled ceramic implant-supported screw-retained or cemented anterior FDPs*. J Prosthodont Res, 2021. **65**(2): p. 208–212.
85. Löfgren, N., et al., *Influence of misfit on the occurrence of veneering porcelain fractures (chipping) in implant-supported metal-ceramic fixed dental prostheses: an in vitro pilot trial*. Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(11): p. 1381–1387.
86. Kondo, T., et al., *Effect of veneering materials on fracture loads of implant-supported zirconia molar fixed dental prostheses*. J Prosthodont Res., 2019 **63**(2): p. 140–144.
87. Stimmelmayer M, G.J., Beuer F, Erdelt K, Krennmair G, Sachs C, Edelhoff D, Güth JF, *Accuracy and mechanical performance of passivated and conventional fabricated 3-unit fixed dental prosthesis on multi-unit abutments*. Accuracy and mechanical performance of passivated and conventional fabricated 3-unit fixed dental prosthesis on multi-unit abutments., 2017 Oct. **61**(4): p. 403–411.
88. Stappert CF, B.M., Zhang Y, Hänssler F, Rekow ED, Van P Thompson, *Reliability and fatigue failure modes of implant-supported aluminum-oxide fixed dental prostheses*. Clin Oral Implants Res., 2012 Oct. **23**(10): p. 1173–80.
89. Rayyan MM, A.J., Segaan LG, Bonfante EA, Osman E., *Static and Fatigue Loading of Veneered Implant-Supported Fixed Dental Prostheses*. J Prosthodont., 2020 Oct. **29**(8): p. 679–685.
90. Pol, C.W., et al., *Implant-Supported Three-Unit Fixed Dental Prosthesis Using Coded Healing Abutments and Fabricated Using a Digital Workflow: A 1-Year Prospective Case Series Study*. Int J Prosthodont, 2020. **33**(6): p. 609–619.
91. Degidi, M., et al., *The Conometric Concept: A 5-Year Follow-up of Fixed Partial Monolithic Zirconia Restorations Supported by Cone-in-Cone Abutments*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2018. **38**(3): p. 363–371.
92. Esquivel-Upshaw, J.F., et al., *Factors influencing the survival of implant-supported ceramic-ceramic prostheses: A randomized, controlled clinical trial*. J Dent, 2020. **103s**: p. 100017.

93. Spies, B.C., et al., *Clinical and patient-reported outcomes of zirconia-based implant fixed dental prostheses: Results of a prospective case series 5 years after implant placement*. Clin Oral Implants Res, 2018. **29**(1): p. 91–99.
94. Waltenberger, L., S. Bishti, and S. Wolfart, *German S3 guideline on implant-supported all-ceramic restorations*. Int J Implant Dent, 2025. **11**(1): p. 53.
95. Spitznagel, F.A., et al., *Clinical outcomes of all-ceramic single crowns and fixed dental prostheses supported by ceramic implants: A systematic review and meta-analyses*. Clin Oral Implants Res, 2022. **33**(1): p. 1–20.
96. Jepsen, S., et al., *Primary prevention of peri-implantitis: managing peri-implant mucositis*. J Clin Periodontol, 2015. **42 Suppl 16**: p. S152–7.
97. Choy, K., et al., *The Effect of Cement- Versus Screw-Retained Implant Positioning in the Esthetic Zone on Emergence Angle: A Proof-of-Principle Study*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2024. **44**(6): p. 720–730.
98. Alrmali, A., et al., *A decision-making tree for evaluating an esthetically compromised single dental implant*. J Esthet Restor Dent, 2023. **35**(8): p. 1239–1248.
99. Sajjanar, J., et al., *Evaluation of Marginal Bone Loss and Esthetics in Screw vs Cement-retained Single Implant Prosthesis: A Systematic Review*. J Contemp Dent Pract, 2025. **26**(1): p. 103–109.
100. Sailer, I., et al., *Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: p. 163–201.
101. Burke, F.J., et al., *Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence*. J Adhes Dent, 2002. **4**(1): p. 7–22.
102. Edelhoff, D. and M. Ozcan, *To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18 Suppl 3**: p. 193–204.
103. Haddad, M.F., E.P. Rocha, and W.G. Assunção, *Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept*. J Craniofac Surg, 2011. **22**(3): p. 952–8.
104. Jivraj, S.A., T.H. Kim, and T.E. Donovan, *Selection of luting agents, part 1*. J Calif Dent Assoc, 2006. **34**(2): p. 149–60.
105. Spitznagel, F.A., et al., *Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature*. J Esthet Restor Dent, 2014. **26**(6): p. 382–93.
106. Sadan, A., M.B. Blatz, and B. Lang, *Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2005. **25**(3): p. 213–9.
107. Sadan, A., M.B. Blatz, and B. Lang, *Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 2*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2005. **25**(4): p. 343–9.
108. Linkevicius, T., et al., *Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis*. Clin Oral Implants Res, 2013. **24**(11): p. 1179–84.
109. Linkevicius, T., et al., *The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations*. Clin Oral Implants Res, 2011. **22**(12): p. 1379–84.
110. Kraus, R.D., et al., *Five-year randomized controlled clinical study comparing cemented and screw-retained zirconia-based implant-supported single crowns*. Clin Oral Implants Res, 2022. **33**(5): p. 537–547.

111. Staubli, N., et al., *Excess cement and the risk of peri-implant disease - a systematic review*. Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(10): p. 1278–1290.
112. Lamperti, S.T., et al., *Cemented versus screw-retained zirconia-based single-implant restorations: 5-year results of a randomized controlled clinical trial*. Clin Oral Implants Res, 2022. **33**(4): p. 353–361.
113. Wittneben, J.G., et al., *Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis*. Periodontol 2000, 2017. **73**(1): p. 141–151.
114. Blatz, M.B., A. Sadan, and M. Kern, *Resin-ceramic bonding: a review of the literature*. J Prosthet Dent, 2003. **89**(3): p. 268–74.
115. Blatz, M.B., M. Vonderheide, and J. Conejo, *The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics*. J Dent Res, 2018. **97**(2): p. 132–139.
116. Blatz, M.B., et al., *In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling*. J Prosthet Dent, 2004. **91**(4): p. 356–62.
117. Blatz, M.B., *Cementation of zirconium-oxide ceramic restorations*. Pract Proced Aesthet Dent, 2004. **16**(1): p. 14.
118. Blatz, M.B., et al., *How to Bond Zirconia: The APC Concept*. Compend Contin Educ Dent, 2016. **37**(9): p. 611–617; quiz 618.
119. Kern, M., *Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome*. Dent Mater, 2015. **31**(1): p. 8–14.
120. Mayinger, F., et al., *Surface Pretreatment Protocols For Indirect/Semi-Direct Dental Restorations: A Cross-Sectional Survey and Expert Consensus*. J Adhes Dent, 2025. **27**: p. 123–136.
121. Wegner, S.M. and M. Kern, *Long-term resin bond strength to zirconia ceramic*. J Adhes Dent, 2000. **2**(2): p. 139–47.
122. Blatz, M.B., et al., *Current Protocols for Resin-Bonded Dental Ceramics*. Dent Clin North Am, 2022. **66**(4): p. 603–625.
123. Rohr, N., et al., *Translucent zirconia crown retention - effect of preparation, bonding and aging protocol*. Clin Oral Investig, 2025. **29**(7): p. 367.
124. Fischer, H., *Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 1999. **54**: p. 484–488.
125. Pala, K., et al., *Flexural strength and microhardness of anterior composites after accelerated aging*. J Clin Exp Dent, 2017. **9**(3): p. e424–e430.
126. de Jager, N., et al., *The relation between impact strength and flexural strength of dental materials*. J Mech Behav Biomed Mater, 2021. **122**: p. 104658.
127. Fischer, J., B. Stawarczyk, and C. Hammerle, *Biegefestigkeit von Verblendkeramiken für Zirkoniumdioxid : hat die Prüfmethode einen Einfluss auf die Werte?* 2008.
128. Heintze, S.D., et al., *Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns*. J Mech Behav Biomed Mater, 2017. **65**: p. 770–780.
129. Rosentritt, M., et al., *Approach for valuating the influence of laboratory simulation*. Dent Mater, 2009. **25**(3): p. 348–52.
130. DeLong, R., et al., *The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation*. Dent Mater, 1985. **1**(6): p. 238–42.
131. DeLong, R. and W.H. Douglas, *Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control*. J Dent Res, 1983. **62**(1): p. 32–6.
132. Mehl, C., et al., *Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator*. Dent Mater, 2007. **23**(11): p. 1382–9.

133. Kelly, J.R., *Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations*. J Prosthet Dent, 1999. **81**(6): p. 652–61.
134. Nawafleh, N., et al., *Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review*. J Prosthodont, 2016. **25**(2): p. 116–26.
135. Rosentritt, M., et al., *Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures*. Dent Mater, 2006. **22**(2): p. 176–82.
136. Standardization, I.O.f., *ISO 14801:2016 (E) Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants*. 2016.
137. Spitznagel, F.A., et al., *Failure Load and Fatigue Behavior of Monolithic and Bi-Layer Zirconia Fixed Dental Prostheses Bonded to One-Piece Zirconia Implants*. Materials (Basel), 2022. **15**(23).
138. Vita-Zahnfabrik. *Vita Enamic Verarbeitungsanleitung*. 2023 [cited 2025 18.12.].
139. Swain, M.V., *Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures*. Acta Biomaterialia, 2009. **5**(5): p. 1668–1677.
140. Zahnfabrik, V. *VM9 Gebrauchsanweisung*. [cited 2025 18.12.].
141. Noritake, K. *Panvia- die Produktfamilie*. [cited 2026 18.01.].
142. Bauer, R., et al., *In vitro performance and fracture resistance of interim conventional or CAD-CAM implant-supported screw- or cement-retained anterior fixed partial dentures*. J Prosthet Dent, 2021. **126**(4): p. 575–580.
143. Wassell, R.W., J.F. McCabe, and A.W. Walls, *Wear characteristics in a two-body wear test*. Dent Mater, 1994. **10**(4): p. 269–74.
144. Wassell, R.W., J.F. McCabe, and A.W. Walls, *A two-body frictional wear test*. J Dent Res, 1994. **73**(9): p. 1546–53.
145. Noritake, K. *Gebrauchsanweisung Clearfill DC Core Plus*. [cited 2026 21.02.]; Available from: <https://www.kuraraynoritake.eu/file/ifu-clearfillm-dc-core-plus-v-01-10-2024-en-fr-es-it-nl-de-sv-no-fi-da-pt-el-tr-pl-ro-hr-hu-sl-cs-sk-bg-uk-et-lv-lt-19>.
146. Huntsmann. *RenCast® CW 20 / Ren® HY 49. Sicherheitsdatenblatt*. 2014 [cited 2026 18.01.].
147. Fischer, J., A. Schott, and S. Martin, *Surface micro-structuring of zirconia dental implants*. Clin Oral Implants Res, 2016. **27**(2): p. 162–6.
148. Pieralli S, K.R., Jung RE, Vach K, Spies BC. , *Clinical Outcomes of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review*. J Dent Res., 2017. **96**(1):38-46.
149. Roehling, S., et al., *Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis*. Clin Oral Implants Res, 2018. **29 Suppl 16**: p. 135–153.
150. Balmer, M., et al., *Zirconia implants restored with single crowns or fixed dental prostheses: 5-year results of a prospective cohort investigation*. Clin Oral Implants Res, 2020. **31**(5): p. 452–462.
151. De Boever, J.A., et al., *Functional occlusal forces: an investigation by telemetry*. J Prosthet Dent, 1978. **40**(3): p. 326–33.
152. Güleç, C. and I. Sarıkaya, *The influence of aging on the fracture load of milled monolithic crowns*. BMC Oral Health, 2022. **22**(1): p. 516.
153. Spitznagel, F.A., et al., *Minimally invasive CAD/CAM lithium disilicate partial-coverage restorations show superior in-vitro fatigue performance than single crowns*. J Esthet Restor Dent, 2024. **36**(1): p. 94–106.
154. Cholmakow-Bodechtel, C., et al., *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V)*. Institut der Deutschen Zahnärzte (IDZ), 2016. **35**.

155. Koller, M., et al., *Two-piece zirconia versus titanium implants after 80 months: Clinical outcomes from a prospective randomized pilot trial*. Clin Oral Implants Res, 2020. **31**(4): p. 388–396.
156. Lorusso, F., et al., *Scientific Trends in Clinical Research on Zirconia Dental Implants: A Bibliometric Review*. Materials (Basel), 2020. **13**(23).
157. Osman, R.B. and M.V. Swain, *A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia*. Materials (Basel), 2015. **8**(3): p. 932–958.
158. Arefnia, B., et al., *Patient-reported outcomes of zirconia dental implants: a systematic review and future directions*. J Patient Rep Outcomes, 2025. **9**(1): p. 7.
159. Lorenz, J., et al., *Prospective controlled clinical study investigating long-term clinical parameters, patient satisfaction, and microbial contamination of zirconia implants*. Clin Implant Dent Relat Res, 2019. **21**(2): p. 263–271.
160. Pjetursson, B.E., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: p. 22–38.
161. Borgonovo, A.E., et al., *A Clinical and Radiographic Evaluation of Zirconia Dental Implants: 10-Year Follow-Up*. Int J Dent, 2021. **2021**: p. 7534607.
162. Roehling, S., et al., *Long-Term Clinical, Radiographic and Esthetic Outcomes of Zirconia Dental Implants: A 10-Year Prospective Multicenter Study*. Clin Oral Implants Res, 2026.
163. Balmer, M., et al., *Long-Term Performance of Bi-Layered Single Crowns Supported by Zirconia Implants: 7.5-Year Results of a Two-Center Prospective Cohort Study*. Clin Oral Implants Res, 2026. **37**(1): p. 57–68.
164. Balmer, M., et al., *One-Year Analysis of Clinical and Radiological Outcomes of Two-Piece Zirconia Compared to Titanium Implants: A Multicenter Prospective Randomized Clinical Trial*. Clin Oral Implants Res, 2026.
165. Jennes, M.E., et al., *Prospective clinical study to evaluate the success and survival of two-piece zirconia implants: a single-center study. 12-month results*. Int J Implant Dent, 2025. **11**(1): p. 33.
166. Sterzenbach, G., et al., *A Randomised Controlled Trial Evaluating 3-Year Survival Rates and Technical Complications of Screw-Retained Hybrid Abutment Crowns on Two-Piece Zirconia and Titanium Implants*. Clin Oral Implants Res, 2025. **36**(8): p. 965–977.
167. Andreiotelli, M., H.J. Wenz, and R.J. Kohal, *Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20 Suppl 4**: p. 32–47.
168. Bollen, C., G. Hakobayan, and M. Jörgens, *One-piece versus two-piece ceramic dental implants*. Br Dent J, 2024. **236**(5): p. 383–387.
169. Heboyen, A., et al., *Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review*. Molecules, 2023. **28**(4).
170. Hill, E.E. and J. Lott, *A clinically focused discussion of luting materials*. Aust Dent J, 2011. **56 Suppl 1**: p. 67–76.
171. Wilson, T.G., Jr., *The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study*. J Periodontol, 2009. **80**(9): p. 1388–92.
172. Le, M., E. Papia, and C. Larsson, *The effect of combining primers and cements from different cement systems on the bond strength between zirconia and dentin*. BDJ Open, 2024. **10**(1): p. 44.

173. Rohr, N., et al., *Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(1): p. 138–145.
174. Schweiger, J., D. Edelhoff, and J.F. Güth, *3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing*. J Clin Med, 2021. **10**(9).
175. Sailer, I., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses*. Clin Oral Implants Res, 2018. **29 Suppl 16**: p. 184–198.
176. Monteiro, C.G.J., et al., *Clinical outcomes of zirconia implants supporting multi-unit and complete arch prostheses: A systematic review and meta-analysis*. J Prosthet Dent, 2025. **134**(5): p. 1631.e1–1631.e8.
177. Trulsson, M., *Sensory-motor function of human periodontal mechanoreceptors*. J Oral Rehabil, 2006. **33**(4): p. 262–73.
178. Kim, Y., et al., *Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(1): p. 26–35.
179. Revilla León, M., et al., *3D Metal Printing - Additive Manufacturing Technologies for Frameworks of Implant-Borne Fixed Dental Prosthesis*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2017. **25**(3): p. 143–147.
180. Moshaverinia, A., et al., *A multidisciplinary approach for the rehabilitation of a patient with an excessively worn dentition: a clinical report*. J Prosthet Dent, 2014. **111**(4): p. 259–63.
181. Kohal, R.J., et al., *A Prospective Clinical Cohort Investigation on Zirconia Implants: 5-Year Results*. J Clin Med, 2020. **9**(8).
182. Malpartida-Carrillo, V., et al., *Techniques for retrievability and for registering screw access holes in cement-retained implant-supported prostheses: A scoping review of the literature*. J Prosthet Dent, 2020. **123**(3): p. 427–433.
183. Naumann, M., et al., *Monolithic hybrid abutment crowns (screw-retained) versus monolithic hybrid abutments with adhesively cemented monolithic crowns*. Clin Oral Implants Res, 2023. **34**(3): p. 209–220.
184. Kraus, R.D., et al., *Cemented vs screw-retained zirconia-based single implant reconstructions: A 3-year prospective randomized controlled clinical trial*. Clin Implant Dent Relat Res, 2019. **21**(4): p. 578–585.
185. Preis, V., et al., *Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments*. J Mech Behav Biomed Mater, 2016. **53**: p. 49–58.
186. Wiskott, H.W., J.I. Nicholls, and U.C. Belser, *Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications*. Int J Prosthodont, 1995. **8**(2): p. 105–16.
187. Mitsias, M., et al., *Influence of zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation*. Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(6): p. 675–82.
188. Nishigawa, K., E. Bando, and M. Nakano, *Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism*. J Oral Rehabil, 2001. **28**(5): p. 485–91.
189. White, A.K., et al., *A comparison of chewing rate between overweight and normal BMI individuals*. Physiol Behav, 2015. **145**: p. 8–13.
190. Sánchez-Ayala, A., et al., *Relationship between chewing rate and masticatory performance*. Cranio, 2013. **31**(2): p. 118–22.
191. Decerle, N., E. Nicolas, and M. Hennequin, *Chewing deficiencies in adults with multiple untreated carious lesions*. Caries Res, 2013. **47**(4): p. 330–7.

192. Rosentritt, M., et al., *In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns*. Clin Oral Investig, 2017. **21**(4): p. 1213–1219.
193. Schultheis, S., et al., *Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(5): p. 1407–13.
194. Lujan-Climent, M., et al., *Influence of static and dynamic occlusal characteristics and muscle force on masticatory performance in dentate adults*. Eur J Oral Sci, 2008. **116**(3): p. 229–36.
195. Zarone, F., et al., *Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review*. BMC Oral Health, 2019. **19**(1): p. 134.
196. Jerman, E., et al., *Impact of varying step-stress protocols on the fatigue behavior of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP ceramic*. Dent Mater, 2021. **37**(7): p. 1073–1082.
197. Soriano-Valero, S., et al., *Systematic review of chewing simulators: Reality and reproducibility of in vitro studies*. J Clin Exp Dent, 2020. **12**(12): p. e1189–e1195.
198. de Kok, P., et al., *Mechanical performance of implant-supported posterior crowns*. J Prosthet Dent, 2015. **114**(1): p. 59–66.
199. Schwickerath, H., *[Fatigue resistance of ceramics]*. Dtsch Zahnärztl Z, 1986. **41**(2): p. 264–6.
200. Varga, S., et al., *Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion*. Eur J Orthod, 2011. **33**(4): p. 427–33.
201. Janyavula, S., et al., *The wear of polished and glazed zirconia against enamel*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(1): p. 22–9.
202. Kern, M.A., M.O.; Beuer, F.; Edelhoff, D.; Gierthmühlen, P.; Güth, J.-F.; Frankenberger, R.; Kohal, R. J.; Reiss, B.; Rosentritt, M. , *Vollkeramische Therapiekonzepte. Indikation, Behandlungskonzept, Funktionsdiagnostik, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung vollkeramischer Restaurationen*. 2023, Quintessenz Publishing: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde.
203. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. **20**(1): p. 1–25.
204. Swain, M.V., et al., *Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials*. Dent Mater, 2016. **32**(1): p. 34–42.
205. Polat, O.D., T.F. Eyüboğlu, and M. Özcan, *Survival and Complication Rates of Polymer-Infiltrated Ceramic-Network Single- Tooth Restorations with an Observation Period of up to Three Years*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2024. **32**(4): p. 392–397.
206. Scott, H., *Phase relationships in the zirconia-yttria system*. Journal of Materials science, 1975. **10**: p. 1527–1535.
207. Rohr, N., et al., *Stability of Cantilever Fixed Dental Prostheses on Zirconia Implants*. Materials (Basel), 2022. **15**(10).
208. Li, R.W., T.W. Chow, and J.P. Matinlinna, *Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art*. J Prosthodont Res, 2014. **58**(4): p. 208–16.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Erstgutachter Herrn PD Dr. Spitznagel für die ausgezeichnete Betreuung bei der praktischen Durchführung der Arbeit, seine kontinuierliche Motivation während des Schreibprozesses sowie die wertvollen Anregungen zur inhaltlichen Verbesserung. Frau Prof. Gierthmühlen danke ich herzlich für die Überlassung dieses spannenden Dissertationsthemas sowie für ihre unermüdliche Unterstützung und inspirierende Ideengebung während der gesamten Promotionszeit. Darüber hinaus danke ich Herrn Prof. Dr. Wilmes für die Übernahme des Zweitgutachtens.

Weiterhin bedanke ich mich bei allen Personen, die maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Besonders bei Herrn ZTM Pauwels, für die Erstellung der Masterdesigns und die unermüdliche zahntechnische Betreuung. Herrn M. Anderson für die Anfertigung der Prüfkörper. Der Firma VITA für die Unterstützung durch die großzügige Bereitstellung des Materials.

Ein großes Dankeschön geht an Herrn Prof. Bonfante und sein Team für die wunderbaren REM Bilder und an Herrn Langner für das Erstellen der Statistik.

Ein ganz großes Dankeschön geht an meine Familie, meinen Partner und meinen Sohn für die Unterstützung und das Verständnis für die Forschungszeit.