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

Ermüdungsverhalten und Zuverlässigkeit von monolithischen vs. *Rapid-Layer* Seitenzahnkronen auf Zirkoniumdioxidimplantaten

Dissertation

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

vorgelegt von

Sara Röhrig

2024

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

gez.:

Dekan:	Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker
Erstgutachter:	Prof. Dr. Petra Christine Gierthmühlen
Zweitgutachter:	Prof. Dr. David Sonntag

In Dankbarkeit für meine Familie

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Spitznagel, F., Röhrig, S., Langner, R., Gierthmuehlen, P., 2021, Failure Load and Fatigue Behavior of Monolithic Translucent Zirconia, PICN and Rapid-Layer Posterior Single Crowns on Zirconia Implants, 2021, Materials, Apr 15;14(8):1990. https://doi.org/10.3390/ma14081990

Zusammenfassung

Ziel dieser *in- vitro* Studie war es, das thermomechanische Ermüdungsverhalten und die Versagensarten von vollkeramischen monolithischen und *Rapid-Layer*-Seitenzahnkronen, welche von Zirkoniumdioxidimplantaten getragen wurden, zu untersuchen.

120 monolithische Suprakonstruktionen, die auf einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten (ceramic.implant; vitaclinical, Bad Säckingen, D) befestigt wurden, wurden in fünf Gruppen aufgeteilt (jeweils n = 24): Gruppe Z-HT: monolithisches 3Y-TZP-Zirkoniumdioxid hochtransluzent (Vita-YZ-HT); Gruppe Z-ST: monolithisches 4Y-TZP-Zirkoniumdioxid supertransluzent (Vita-YZ-ST); Z-XT: monolithisches 5Y-TZP-Zirkoniumdioxid extratransluzent (Vita-YZ-XT); Gruppe E: monolithisch polymerinfiltriertes keramisches Netzwerk (PICN, Vita Enamic); Gruppe RL (Rapid-Layer): PICN polymerinfiltriertes keramisches Netzwerk (Vita Enamic), 3Y-TZP-Gerüst (Vita-YZ-HT). Die Hälfte der Prüfkörper jeder Gruppe (n = 12) wurde einer Ermüdung mit zyklischer mechanischer Belastung (F = 198N, 1,2 Millionen Zyklen) und gleichzeitiger thermodynamischer Wechsellast (5-55 °C) ausgesetzt. Für alle Proben ohne und mit Ermüdungsbeanspruchung wurden Einzellastversuche bis zum Versagen (Z010, Zwick) durchgeführt.

Die Datenanalyse erfolgte mittels ANOVA, Tukey's post-hoc-Test, Zweistichproben-t-Test und Bonferroni-Korrektur (p < 0,05).

Alle Prüfkörper überlebten die thermodynamische Wechsellast. Es wurden signifikante Unterschiede in den Versagenslasten zwischen den Gruppen festgestellt ($p \le 0,004$). Die Werkstoffe Z-HT und Z-ST zeigten die höchsten Bruchlasten, gefolgt von Z-XT, PICN und E. Der Einfluss der Ermüdung war nur für den Werkstoff PICN signifikant.

Alle geprüften Materialien übertrafen die klinisch üblichen Bruchlastwerte von mehr als 900 N und können für die klinische Behandlung empfohlen werden. Z-HT und Z-ST scheinen gegenüber einer Ermüdung sehr zuverlässig zu sein. Ein weiteres Behandlungskonzept für eine posteriore Implantatkronenkonstruktion stellt eine *Rapid-Layer* Restauration aus einer YZ-HT Basis mit einem *Table Top* aus PICN dar.

Abstract

The purpose of this laboratory study was to evaluate the fatigue behavior and failure load of monolithic and rapid-layer posterior single crowns (SCs) supported by zirconia implants.

120 one-piece all-ceramic crowns supported by zirconia implants (ceramic.implant, vitaclinical) were divided into five groups (n = 24 each) according to the type of ceramic material: Z-HT: 3Y-TZP monolithic zirconia (Vita-YZ-HT); Z-ST: 4Y-TZP monolithic zirconia (Vita-YZ-ST); Z-XT: 5Y-TZP monolithic zirconia (Vita-YZ-XT); E: monolithic polymer-infiltrated ceramic network (PICN, Vita Enamic) and RL (Rapid-Layer): PICN- Table Top (Vita Enamic), 3Y-TZP framework (Vita-YZ-HT). Half of the specimens of each group (n = 12) were subjected to thermomechanical loading (198N, 1.2 million cycles, 1.6Hz, 5–55 °C). All specimens were exposed to single-load-to-failure testing using a universal testing machine (Z010, Zwick). Data were analyzed using ANOVA, Tukey's post-hoc test, two-sample t-test and Bonferroni correction (p < p0.05). No specimens failed after fatigue exposure. Characteristic strength values were highest for Z-HT and Z-ST followed by Z-XT, RL and E. Significant differences in failure loads were detected among individual groups ($p \le 0.004$), however, the influence of fatigue was only significant for material RL.

All tested materials withstood failure loads that exceed physiological chewing forces. Z-HT and Z-ST appear to be highly reliable CAD/CAM material for posterior implant SCs. The Rapid-layer design of PICN and YZ-HT might be an interesting treatment concept for this application.

Abkürzungsverzeichnis

UDMA	Urethandimethacrylat	
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing	
Bis-GMA	Bisphenol-A- Diglycidylmethacrylat	
MDP	0-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat	
Y-TZP	engl. für yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal= Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid	
TEGDMA	Triethyleneglycol-dimethacrylat	
PICN	Polymer-infiltriertes keramisches Netzwerk	
RL	Rapid-Layer	
RLT	Rapid-Layer Technologie	
HfO ₂	Hafniumoxid	
Y ₂ O ₃	Yttriumoxid	
ZrO ₂	Zirkoniumdioxid	
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid	
SiO ₂	Siliziumdioxid;	
B ₂ O ₃	Bortrioxid;	
K ₂ O	Kaliumoxid;	
Na ₂ O	Natriumoxid	
CaO	Calciumoxid	
TiO ₂	Titanoxid	
μm	Mikrometer	
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient	
MPa	Megapascal	
GPa	Gigapascal	
Hz	Hertz	
Ν	Newton	
DMS	Deutsche Mundgesundheitsstudie	
MPa√m	Bruchzähigkeit	
Gew%	Gewichtsprozent	
REM	Rasterelektronenmikroskop	

D	Deutschland
J	Japan
FL	Fürstentum Liechtenstein
USA	United States of America
%	Prozent
TZP	tetragonal stabilisiertes Zirkoniumdioxid
e.V.	eingetragener Verein
Mio	Millionen

INHALTSVERZEICHNIS

<u>ZUS</u>	SAMMENFASSUNG
<u>ABS</u>	STRACTI
<u>ABI</u>	(ÜRZUNGSVERZEICHNIS II
<u>1</u>	EINLEITUNG 1
1.1	Ziel der Untersuchung 4
<u>2</u>	GRUNDLAGEN UND LITERATURÜBERSICHT 5
2.1	Dentale Keramiken
2.1	1 Definition der Dentalkeramik5
2.1	2 ÜBERSICHT AKTUELLER VOLLKERAMISCHER DENTALWERKSTOFFE
2.1	3 Verbundwerkstoffe
2.2	Herstellungsverfahren dentaler Keramiken 10
2.2	1 Computergestützte Herstellung
2.3	Vollkeramik in der Implantologie
2.3	1 DENTALE IMPLANTATE
2.4	Adhäsive Befestigung von Dentalkeramiken14
2.4	1 OBERFLÄCHENVORBEHANDLUNG VON KERAMISCHEN WERKSTOFFEN
2.5	Prüfmethoden dentaler Restaurationen15
2.5	1 PARAMETER
2.5	2 DRUCKFESTIGKEITSVERSUCHE
2.5	3 ISO- Norm Testung dentaler Implantate
2.5	4 DAUERFESTIGKEIT UND KAUSIMULATION
<u>3</u>	MATERIAL UND METHODE 19
3.1	Material
3.1	2 MATERIALIEN ZUR ADHÄSIVEN BEFESTIGUNG
3.1	3 MATERIAL ZUR HERSTELLUNG DER PROBENKONTER UND EINBETTUNG DER IMPLANTATE
3.1	4 MATERIAL ZUR HERSTELLUNG DER ANTAGONISTENKONTER

3.1.5	Materialliste	32
3.2	Метноде	33
3.2.1	STUDIENDESIGN	33
3.3	HERSTELLUNG DER PRÜFKÖRPER	35
3.3.1	Herstellung der Kronen im Zahntechniklabor	35
3.3.2	VERARBEITUNGSPROZESS YZ-HT, YZ-ST, YZ-XT, VITA ENAMIC	36
3.4	EINBETTUNG DER IMPLANTATPRÜFKÖRPER	37
3.5	ADHÄSIVE BEFESTIGUNG DER KRONEN AUF DEM EINTEILIGEN ZIRKONIUMDIOXIDIMPLANTAT	40
3.5.1	Vorbehandlung der Zirkoniumdioxidabutments zur Aufnahme der Kronen	40
3.5.2	Adhäsive Befestigung der Zirkoniumdioxidkronen (YZ-HT, YZ-ST, YZ-XT)	40
3.5.3	Adhäsive Befestigung der polymerinfiltrierten Keramik	41
3.5.4	Adhäsive Befestigung der <i>Rapid-Layer</i> Krone	42
3.6	ANTAGONISTENVORBEREITUNG	44
3.6.1	KAUSIMULATION MIT THERMODYNAMISCHER WECHSELLAST	44
3.6.2	BRUCHBELASTUNGSTEST	46
3.6.3	Prüfkörperuntersuchung	47
3.6.4	Statistische Auswertung	47
<u>4 E</u>	RGEBNISSE	<u>49</u>
<u>4 E</u>	RGEBNISSE	<u>49</u>
<u>4</u> <u>E</u> 4.1	RGEBNISSE	<u>49</u> 49
<u>4</u> E 4.1 4.2	RGEBNISSE	<u>49</u> 49 54
 <u>4</u> <u>Ε</u> 4.1 4.2.1 	RGEBNISSE MACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST	<u>49</u> 49 54 57
 <u>4</u> Ε 4.1 4.2 4.2.1 4.3 	RGEBNISSE MACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST	49 49 54 57 59
 <u>4</u> Ε 4.1 4.2 4.2.1 4.3 4.4 	RGEBNISSE NACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST	<u>49</u> 49 54 57 59 62
 <u>4</u> Ε 4.1 4.2 4.2.1 4.3 4.4 	RGEBNISSE NACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST	<u>49</u> 54 57 59 62
<u>4</u> <u>Ε</u> 4.1 4.2 4.2.1 4.3 4.3 4.4 <u>5</u> <u>D</u>	RGEBNISSE ERGEBNISSE NACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST ERGEBNISSE DES BRUCHBELASTUNGSTEST EINFLUSS DER KAUSIMULATION AUF DIE BRUCHLAST FRAKTURSCHEMA DER KRONEN NACH BRUCHLAST FRAKTURSCHEMA DER KRONEN NACH BRUCHLAST FRAKTURANALYSE IM RASTERELEKTRONENMIKROSKOP	49 49 54 57 59 62 <u>65</u>
4 ⊑ 4.1 4.2.1 4.3 4.4 5 □	RGEBNISSE ERGEBNISSE NACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST ERGEBNISSE DES BRUCHBELASTUNGSTEST EINFLUSS DER KAUSIMULATION AUF DIE BRUCHLAST FRAKTURSCHEMA DER KRONEN NACH BRUCHLAST FRAKTURANALYSE IM RASTERELEKTRONENMIKROSKOP VISKUSSION	49 49 54 57 59 62 65
 <u>4</u> <u>E</u> 4.1 4.2.1 4.3 4.4 <u>5</u> <u>D</u> 5.1 5.1 1 	RGEBNISSE ERGEBNISSE NACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST ERGEBNISSE DES BRUCHBELASTUNGSTEST. EINFLUSS DER KAUSIMULATION AUF DIE BRUCHLAST. FRAKTURSCHEMA DER KRONEN NACH BRUCHLAST. FRAKTURANALYSE IM RASTERELEKTRONENMIKROSKOP VISKUSSION	49 49 54 57 59 62 65 65
 <u>4</u> <u>E</u> 4.1 4.2 4.3 4.4 <u>5</u> <u>D</u> 5.1.1 5.1.2 	RGEBNISSE ERGEBNISSE NACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST ERGEBNISSE DES BRUCHBELASTUNGSTEST. EINFLUSS DER KAUSIMULATION AUF DIE BRUCHLAST. FRAKTURSCHEMA DER KRONEN NACH BRUCHLAST. FRAKTURANALYSE IM RASTERELEKTRONENMIKROSKOP MATERIALIEN IMPLANTATE BEFESTIGUNGSKOMPOSIT	 49 49 54 57 59 62 65 65 65 66
 <u>4</u> <u>E</u> 4.1 4.2 4.3 4.4 <u>5</u> <u>D</u> 5.1.1 5.1.2 5.1.3 	RGEBNISSE ERGEBNISSE NACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST ERGEBNISSE DES BRUCHBELASTUNGSTEST EINFLUSS DER KAUSIMULATION AUF DIE BRUCHLAST FRAKTURSCHEMA DER KRONEN NACH BRUCHLAST FRAKTURANALYSE IM RASTERELEKTRONENMIKROSKOP VISKUSSION MATERIALIEN IMPLANTATE BEFESTIGUNGSKOMPOSIT	 49 49 54 57 59 62 65 65 66 67
 <u>4</u> <u>E</u> 4.1 4.2 4.3 4.4 <u>5</u> <u>D</u> 5.1.1 5.1.2 5.1.3 5.2 	RGEBNISSE ERGEBNISSE NACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST ERGEBNISSE DES BRUCHBELASTUNGSTEST EINFLUSS DER KAUSIMULATION AUF DIE BRUCHLAST FRAKTURSCHEMA DER KRONEN NACH BRUCHLAST FRAKTURANALYSE IM RASTERELEKTRONENMIKROSKOP VISKUSSION MATERIALIEN IMPLANTATE BEFESTIGUNGSKOMPOSIT WERKSTOFFE	 49 49 54 57 59 62 65 65 66 67 68
 <u>4</u> <u>E</u> 4.1 4.2 4.3 4.4 <u>5</u> <u>D</u> 5.1.1 5.1.2 5.1.3 5.2 5.2.1 	RGEBNISSE ERGEBNISSE NACH KAUSIMULATION MIT THERMOWECHSELLAST ERGEBNISSE DES BRUCHBELASTUNGSTEST EINFLUSS DER KAUSIMULATION AUF DIE BRUCHLAST FRAKTURSCHEMA DER KRONEN NACH BRUCHLAST FRAKTURANALYSE IM RASTERELEKTRONENMIKROSKOP MATERIALIEN IMPLANTATE BEFESTIGUNGSKOMPOSIT WERKSTOFFE EINTEILUNG ZIRKONIUMDIOXIDIMPLANTATSYSTEME UND PROTHETISCHE BEHANDLUNGSKONZEPTE	 49 49 54 57 59 62 65 65 65 66 67 68 68

5.2.3	Bruchbelastungstest	.72
5.3	ERGEBNISSE	73
5.3.1	Ergebnisse nach Kausimulation	.73
5.3.2	ERGEBNISSE NACH BRUCHBELASTUNG	.74
5.3.3	FRAKTURMUSTER	.77
5.4	SCHLUSSFOLGERUNG	79
<u>6 LI</u>	TERATURVERZEICHNIS	. 80
7 D	ANKSAGUNG	92

1 Einleitung

Über Jahrzehnte hat sich für zahn- und implantatgetragene Einzelzahnversorgungen sowie Brückenkonstruktionen Metall etabliert, welches mit Keramik verblendet wurde [1]. Die Metallkeramik verliert immer mehr an Bedeutung, da metallfreie monolithische Restaurationen aus Zirkoniumdioxid oder anderen Keramiken inzwischen im Vordergrund stehen. Auch die Nachfrage für dentale Implantate aus Zirkoniumdioxid steigt stetig [2, 3].

Keramikimplantate gelten als gültige Behandlungsergänzung der zahnärztlichen Implantologie und weisen ähnliche Osseointegrationseigenschaften und Überlebensraten wie Titanimplantate auf [4-6]. Es wird von sehr guten Überlebensraten für Zirkoniumdioxidimplantaten in der Literatur berichtet. Die Überlebensraten liegen bei 98,4 bis 100% bei einem marginalen Knochenverlust von 0,7 bis 1,2 mm nach 5 bis 7,8 Jahren nach Belastung [6, 7].

Die heute gebräuchlichen Keramikimplantate bestehen aus Zirkoniumdioxid. Das Zeitalter der Keramikimplantate begann mit dem keramischen Werkstoff Aluminiumoxid als Implantatmaterial [8]. Aluminiumoxid besaß jedoch geringe Festigkeitswerte und wenig Osseointegrationseigenschaften und wurde schließlich durch das Zirkoniumdioxidimplantat vom dentalen Markt verdrängt [8, 9].

Einige neuere präklinische und klinische Studien deuten auf ein günstiges Verhalten des Weichgewebes in Bezug auf Biofilmbildung, Plaqueanlagerung und einer experimentellen Mukositis bei Zirkoniumdioxidimplantaten hin [10-12]. Der Wunsch nach metallfreien Lösungen und ein breiteres Indikationsspektrum und Produktportfolio im Bereich der Keramikimplantate lässt die Nachfrage nach Zirkoniumdioxidimplantaten in naher Zukunft voraussichtlich weiter ansteigen [2, 13].

Dennoch muss für einen erfolgreichen Zahnersatz auf einem Implantat die Behandlung am Patienten als Gesamtkonzept betrachtet werden. Zu diesem Gesamtkonzept gehört sowohl das Implantat als auch dessen prothetische Versorgung. Der Einzelzahnverlust ist häufig und die Hauptgründe sind weiterhin Karies, Parodontitis oder Traumata am Zahn oder Zahnhalteapparat [14]. Als Behandlungskonzepte steht die Brückenversorgung, der kieferorthopädische Lückenschluss und die implantatgetragene Restauration zur Auswahl. Alle restaurativen Behandlungskonzepte erzielen gute Ergebnisse [15-17], aber die Nachfrage an implantatgetragenen Restaurationen bei Einzelzahnverlust steigt. Seit der DMS III bis zur DMS V im Jahre 2016 ist die Nachfrage und Insertion an dentalen Implantaten in allen relevanten Altersgruppen um das Dreifache gestiegen [18].

Die meisten klinischen Studien befassen sich dennoch ausschließlich auf die Weich- und Hartgewebsintegration von einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten. Man unterscheidet zwischen einteiligen und zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten. Beide Implantatsysteme sind derzeit im klinischen Einsatz. Es gibt bislang nur wenig Evidenz in der Literatur zu zweiteiligen Keramikimplantaten [19].

Vorteile, die die einteiligen Zirkoniumdioxidimplantate mit sich bringen, sind zum einem die signifikant besseren Bruchlastwerte im Vergleich zu den zweiteilige Systemen [8, 20] und zum anderen kann es für das periimplantäre Gewebe von Vorteil sein, dass es keinen Mikrospalt zwischen Abutment und Implantat gibt [8]. Dennoch ist man durch das einteilige System prothetisch limitiert. Die prothetische Ausrichtung, besonders im Frontzahnbereich, kann erschwert sein, was zur Folge das Beschleifen des Abutments mit sich bringt und somit die Möglichkeit der Festigkeitsreduktion besteht [8], dies lässt sich bei zweiteiligen Systemen besser ausgleichen.

Es gibt nur wenige Informationen und Erfahrungen über das klinische Langzeitverhalten von einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten und ihrer prothetischen Kronenversorgung [21, 22]. Klinische Studien, die das mittelfristige Verhalten von Einzelkronen und festsitzenden Zahnersatzrestaurationen auf Keramikimplantaten untersuchten, berichteten über eine hohe Anzahl technischer Komplikationen, insbesondere über Abplatzungen bei verblendeten Restaurationen von bis zu 47 % nach fünf Jahren [22-24]. Um die Abplatzungen bei verblendeten Restaurationen zu vermeiden, werden für festsitzende implantatgetragene Rekonstruktionen zunehmend Keramikmaterialien in der

2

monolithischen Applikation verwendet [25-27]. Die Vorteile dabei sind die niedrigen Herstellungskosten und kurzen Herstellungszeiten, die gute Vorhersagbarkeit von Funktionalität und Ästhetik, sowie hohe Überlebensraten bei geringeren technischen Komplikationsraten [1, 28-30]. Als digitale Alternative wird auch die *Rapid-Layer* Technologie (RLT) diskutiert, um Abplatzungen von Verblendungen zu vermeiden. Bei der RLT mittels CAD/CAM Technologie monolithische Verblendstruktur hergestellt, die meist aus einem polymerinfiltrierten keramischen Netzwerk (PICN) besteht und dann adhäsiv mit einer Basis aus Zirkoniumdioxid verklebt wird.

Silikatkeramiken und Zirkoniumdioxidkeramiken gelten als geeignete Materialien für monolithische Kronen als Zahnersatz. Bisher wurde Zirkoniumdioxid aufgrund seiner hohen Biegefestigkeit und Opazität hauptsächlich als Gerüstmaterial verwendet [28]. Für den restaurativen Bereich wurde die Oxidkeramik weiterentwickelt, um als monolithisches Restaurationsmaterial Anwendung zu finden. Dies führte zur Entwicklung von transluzenteren Zirkoniumdioxidkeramiken und einer Anpassung der mechanischen und optischen Eigenschaften, was jedoch in einer Verringerung der Festigkeit und Bruchzähigkeit resultierte [28, 31, 32].

Auch die polymerinfiltrierte Keramik findet zunehmend Anwendung im Bereich der minimalinvasiven Zahnmedizin und Implantatprothetik [25, 33-38]. Die polymerinfiltrierte Keramik vereint die positiven Materialeigenschaften von Keramiken und Polymeren [39, 40]. Aufgrund der dualen Netzwerksstruktur und eines dentinähnlichen Elastizitätsmoduls von etwa 30 GPa [39, 41] können diese Hybridkeramiken die auftretenden okklusalen Kräfte womöglich besser aufnehmen, was sie zu einem geeignetem Restaurationsmaterial für die Implantatversorgung erscheinen lässt [42, 43]. Dennoch ist hier die *in-vivo* und *in-vitro* Studienlage gering.

In der Literatur gibt es nur wenige *in-vitro-* und *in-vivo* Studien, die das Überleben von verschiedenen monolithischen transluzenten Zirkoniumdioxid-Restaurationen auf einteiligen Keramikimplantaten untersuchen, sowie Kombinationsarbeiten aus Hybridkeramik und Zirkoniumdioxid.

3

1.1 Ziel der Untersuchung

Ziel dieser *in-vitro* Studie war es, das thermomechanische Ermüdungsverhalten verschiedenster Keramikmaterialien auf einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten nach Einwirkung einer 5-jahres Kausimulation zu untersuchen.

Insgesamt werden in dieser Studie 120 implantatgetragene Einzelkronen untersucht, die in 5 Gruppen (n=24) unterteilt werden.

Die fünf Gruppen sind wie folgt unterteilt : Gruppe Z-HT: 3Y-TZP monolithisches Zirkoniumdioxid (Vita-YZ-HT, Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid, hochtransluzent), Gruppe Z-ST: 4Y-TZP monolithisches Zirkoniumdioxid (Vita-YZ-ST, Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid, supertransluzent), Gruppe Z-XT: 5Y-TZP monolithisches Zirkoniumdioxid (Vita-YZ-XT, Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid, extratransluzent), Gruppe E: monolithisches polymerinfiltriertes keramisches Netzwerk (PICN, Vita Enamic) und die Gruppe RL (*Rapid-Layer*): PICN polymerinfiltriertes keramisches Netzwerk (Vita Enamic), die als *Table Tops* mittels *Rapid-Layer* Technik auf einer Basis aus 3Y-TZP- Zirkoniumdioxid (Vita-YZ-HT) adhäsiv befestigt werden.

Monolithische 3Y-TZP-Implantatversorgungen dienten als Kontrolle.

Alle Einzelrestaurationen werden im CAD/CAM Verfahren hergestellt und anschließend auf einem einteiligen Keramikimplantat (4.5x12mm, Vita Zahnfabrik) mit einem Befestigungskomposit (Panavia V5 opaque (Kuraray Noritake)) adhäsiv befestigt. Die Hälfte (n = 12) der Prüfkörper aus jeder Gruppe wird anschließend in einer Kaumaschine thermodynamisch belastet (200N, 1,2 Mio. Zyklen, 1,6 Hz). Die andere Hälfte der Prüfkörpergruppen (n = 12) erfährt keine thermodynamische Kausimulation.

Anschließend werden alle Prüfkörper in einer Universalprüfmaschine (Zwick Z010/TN2S, Zwick Roell) konstant bis zum Bruch belastet.

2 Grundlagen und Literaturübersicht

2.1 Dentale Keramiken

2.1.1 Definition der Dentalkeramik

Die Dentalkeramik wird definiert als metallfreier, anorganischer Werkstoff, der aus einer polykristallinen Struktur aufgebaut ist und durch das Brenn- und Sinterverfahren bei hohen Temperaturen seine Eigenschaften erhält [44, 45].

Durch ihre chemische Zusammensetzung lassen sich die Keramiken in drei Hauptgruppen und deren Subgruppen unterteilen (Abb. 1) [44, 46]. Man unterscheidet Keramiken mit einer Glasphase, die Silikatkeramiken und Keramiken ohne jegliche Glasphase, die Oxidkeramiken [44, 47]. Eine weitere Gruppe stellen die Hybrid- und Verbundmaterialien mit Polymerzusätzen dar (Abb.1) [39, 48]. Diese unterschiedliche chemische Zusammensetzung nimmt Einfluss auf ihren Indikationsbereich und auf ihren Verarbeitungsprozess. Die meisten dentalen Keramiken enthalten eine amorphe Glasphase, in der kristalline Partikel enthalten sind. Die eingelagerten Kristalle sorgen für das ästhetische Erscheinungsbild und beeinflussen deren Biegefestigkeit [44].

2.1.2 Übersicht aktueller vollkeramischer Dentalwerkstoffe

In der nachfolgenden Abbildung (Abb. 1) sind einige aktuelle vollkeramische Dentalwerkstoffe als Übersicht dargestellt. Im Folgenden werden nur die Keramiken beschrieben, die in der vorliegenden Dissertation Anwendung finden.



Abb.1: Übersicht der aktuellen Vollkeramiksysteme und beispielhafte Nennung von Produktvertretern. Eigene Grafik modifiziert nach AG Keramik, 2023

[48]

2.1.2.1 Oxidkeramiken

2.1.2.2 Polykristalline Oxidkeramik

Polykristalline Oxidkeramiken, wie das Zirkoniumdioxid, zählen zu den Hochleistungskeramiken und bestehen aus einem glasphasenfreien, gleichmäßigem Mikrogefüge [47].

Der dentale Werkstoff Zirkoniumdioxid ist polymorph und kann in drei verschiedenen Kristallgitterstrukturen vorliegen. Monoklin, tetragonal und kubisch [32, 49-51]. Diese Phasen sind abhängig von Druck und Temperatur. Die stabilste Phase ist die monokline und liegt bei Raumtemperatur vor. Steigt die Temperatur auf ca. 1170 °C wandelt sich die monokline Phase in die metastabile tetragonale Phase um und erfährt eine Volumenschrumpfung von 3-5% [44, 47, 51]. Die Zirkonoxidschmelze liegt bei 2680°C in der kubischen Phase vor. Die tetragonale Phase geht beim Abkühlprozess ab 2370°C wieder in die kubische Phase über. Bei einem weiterem Temperaturverlust liegt das Kristallgitter anschließend wieder in der monoklinen Phase vor [31, 47, 49-51]. Diese Volumenveränderungen während des Verarbeitungsprozesses führen zu hohen Spannungen und Rissbildungen innerhalb des Keramikgefüges und machen die Herstellung von dentalen Keramiken unmöglich [32, 47, 52].

Durch die Beimischung von Stabilisierungsoxiden, wie dem Yttriumoxid, kann diese Phasenumwandlung vermieden werden. Somit liegt das Zirkoniumdioxid auch bei Raumtemperatur als teilstabilisiertes oder vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid in der tetragonalen oder kubisch-tetragonalen Phasen vor [32, 44, 51, 52].

Durch mechanische Reize bei der Verarbeitung oder im klinischen Einsatz wandelt sich das teilstabilisierte tetragonale Zirkoniumdioxid in die monokline Phase um. Die entstehende Volumenexpansion an der Rissspitze wirkt einer weiteren Rissausbreitung durch Kompression in diesem Bereich entgegen. Die Rissausbreitung wird initial gestoppt [44, 52]. Somit weist das Zirkoniumdioxid Biegefestigkeitswerte von 900 bis 1.200 MPa auf und besitzt eine hohe Bruchzähigkeit [47, 49, 52]. Die Zugabe der zuletzt genannten Oxide bestimmt nicht nur die Festigkeit der Keramik, sondern auch die wichtig optische Eigenschaft der Transluzenz, um die Restauration so natürlich wie möglich wirken zu lassen [53].

Weitere Vorteile der Oxidkeramiken sind unter anderem die geringe Wärmeleitfähigkeit, die gute Röntgensichtbarkeit und die hohe Biokompatibilität sowie die geringe bakterielle Oberflächenadhäsion [32, 54].

2.1.2.3 Zirkoniumdioxid und Weiterentwicklungen/ Generationen

Durch die Dotierung der Yttriumoxidanteile werden die Eigenschaften wie Festigkeit und Opazität der Zirkoniumdioxide beeinflusst und für die verschiedenen Indikationen und Ansprüche angepasst (Tabelle 1) [31].

Die erste Generation des tetragonal stabilisierten Zirkoniumdioxid basiert auf der Zugabe von 3 Mol% Yttriumoxid (3Y- TZP Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid) und enthält als Sinterhilfsmittel 0,25 Gew.-% Aluminiumoxid (Al2O3) [32]. Die daraus resultierenden Eigenschaften sind unter anderem ein hoher Lichtbrechungsindex, der die Keramik opak erscheinen lässt. Aufgrund dessen findet dieser Werkstoff nur als Gerüstmaterial Anwendung und wird mit geeigneten Glaskeramiken verblendet. Jedoch weisen diese Verblendkeramiken in Kombination mit 3Y-TZP hohe *Chipping*raten auf und finden kaum noch Anwendung [55].

Die zweite Generation ist eine Modifikation der ersten Generation. Menge und Korngröße des Aluminiumoxids wurden reduziert, dennoch wies auch die zweite Generation eine geringere Transluzenz als Silikatkeramiken auf und waren für hoch ästhetischen Bereiche ebenfalls nicht geeignet [32, 51, 56].

Durch die dritte und vierte Generation konnten sich die Oxidkeramiken als monolithische Restauration etablieren, da die Keramik deutlich an Opazität verlor. Dies wurde durch die Verwendung eines höheren Yttriumoxidgehalts erreicht. Dieser liegt für die dritte Generation bei 5 Mol% (5Y- TZP Yttriumstabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid) oder 4 Mol% (4Y- TZP Yttriumstabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid) für die vierte Generation. Durch die Erhöhung an Yttrium liegt die Keramik als stabilisiertes Zirkoniumdioxid ohne tetragonale-monokline Phasenumwandlung vor. Dadurch dass das kubische Zirkoniumdioxid keine Phasenumwandlung erfährt, wurde die Transluzenz deutlich verbessert, aber die Festigkeit und Risszähigkeit nahmen ab [31, 57]. Besonders die dritte Generation weist geringe Bruchfestigkeits- und Bruchzähigkeitswerte auf, die in der vierten Generation durch die Erhöhung der tetragonalen Anteile und Reduzierung der kubischen Anteile verbessert wurden. Somit weist die vierte Generation zwar eine geringere Transluzenz auf, aber bessere mechanische Werte [31, 32].

Material	3Y- TZP	4Y- TZP	5Y-TZP
Generation	I und II	IV	ш
Y2O3 (mol%)	3	4	5
tetragonal (Gew%)	98	75	50
kubisch (Gew%)	0-15	35-45	>49-50
Transluzenz (Gew%)	35	45	49
Biegefestigkeit (MPa)	900-1500	600-1000	500-900

Tabelle 1: Übersichtstabelle Zirkoniumdioxidgenerationen modifiziert nach Zhang et al. [32]und Horvath et al. [58]

2.1.3 Verbundwerkstoffe

Verbundwerkstoffe kombinieren die positiven mechanischen Eigenschaften von Keramiken und Kompositen in einem Werkstoff [59] und sollen die Eigenschaften eines Zahnes nachahmen [39, 41, 60]. Das Elastizitätsmodul dieser Verbundwerkstoffe soll der Struktur eines natürlichen Zahns ähneln und somit Kaukräfte, die unter Belastung entstehen, abdämpfen [39, 60, 61].

Zu den Verbundwerkstoffen zählt das polymerinfiltrierte keramische Netzwerk, (PICN) das häufig auch als Hybridkeramik bezeichnet wird. Es besteht aus einem Silikatkeramikgerüst, welches mit einem Polymer infiltriert ist. Das Gerüst enthält Feldspatkeramik, die von einem polymerbasierten Netzwerk UDMA (Urethandimethacrylat) und TEGDMA (Triethyleneglycol-dimethacrylat)) durchzogen ist. Die mechanischen Eigenschaften liegen zwischen Silikatkeramiken und hochgefüllten Kompositmaterialien [25, 60].

Im Gegensatz dazu weisen die Polymerwerkstoffe aus Dimethacrylatbasis (CAM-Komposite), ebenfalls Vertreter der Verbundwerkstoffe, eine Polymermatrix auf, welche von Nanopartikeln aus Silikat- und Zirkoniumdioxidkeramiken durchsetzt sind [62].

Die auf dem Dentalmarkt zu findenden handelsüblichen Materialen sind unter anderem die Hybridkeramik Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) und die CAM-Komposite wie Katana Avencia Block (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) Lava Ultimate (3M Espe, Neuss, D), Cerasmart (GC Corp., Tokyo, Japan) und Shofu Block HC (Shofu INC., Kyoto, Japan) (Abb.1).

2.2 Herstellungsverfahren dentaler Keramiken

Vollkeramische Restaurationen werden in verschiedenen Herstellungsverfahren hergestellt. In der Vergangenheit wurden Keramiken durch die Schicht-, Schlicker- und Presstechnik angefertigt.

Die Nutzung der CAD/CAM Technologie (*Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing*) hat in allen Bereichen der Zahnmedizin stark zugenommen und wird im folgenden Abschnitt erklärt [63]. Die Implantatkronen der vorliegenden Dissertation wurden alle mittels CAD/CAM hergestellt.

2.2.1 Computergestützte Herstellung

Die CAD/CAM Technologie ist ein fester Bestandteil der modernen Zahnmedizin mit dem Zahnersatz digital designt und produziert wird.

Der intraorale Scan der Stumpfpräparation kann direkt im Patientenmund oder indirekt über ein erstelltes Modell optisch oder taktil erfolgen. Mit dem entstandenen dreidimensionalen Datensatz wird anschließend in einer CAD-Software die virtuelle Restauration designt. Danach wird der digital modellierte Zahnersatz aus einem Keramikblock in einer Fräß- oder Schleifeinheit produziert [64, 65].

Bei der CAD/CAM Herstellung des Zahnersatzes kann der Behandler zwischen dem *Chairside*- oder dem *Labside*-Konzept wählen. *Chairside* Restaurationen werden direkt am selben Behandlungstag vor Ort in einer Sitzung eingesetzt. *Labside* Restaurationen sind laborgefertigt und benötigen in der Regel mehrere Sitzungen.

Chairside gefertigte Arbeiten können in der gleichen Behandlungssitzung beim Patienten eingegliedert werden. Die Datenerfassung, der virtuelle Zahnersatz, die computergestützte Herstellung und Ausarbeitung der Restauration werden direkt in der Praxis vom Behandlerteam umgesetzt. Beim *Labside*-Konzept wird der gescannte Datensatz an ein zahntechnisches Labor oder an ein externes Fräszentrum übermittelt und dort designt und gefertigt. CAD/CAM und konventionell hergestellte vollkeramische Restaurationen zeigten vergleichbare Passgenauigkeiten, die den klinischen Anforderungen entsprechen [66].

2.3 Vollkeramik in der Implantologie

2.3.1 Dentale Implantate

2.3.1.1 Definition Dentaler Implantate

Definitionsgemäß sind dentale Implantate alloplastische Materialien, die in den Kieferknochen eingebracht werden, um anschließend Zahnersatz darauf zu befestigen [67].

2.3.1.2 Titan- versus Keramikimplantat

Titanimplantate gelten nach wie vor als "State of the Art", wegen ihrer guten knöchernen Integration, ihrer klinischen Zuverlässigkeit und einer Vielzahl gut dokumentierter wissenschaftlicher Arbeiten [3, 5, 68].

Dennoch steigt die Nachfrage nach einer metallfreien Versorgungsvariante [2, 8]. Als keramisches Implantatmaterial der Wahl hat sich Zirkoniumdioxid durchgesetzt [69], da sich die ersten keramischen Dentalimplantate aus Aluminiumoxid in den späten 1960 wegen ihrer hohen Bruchanfälligkeit bei extraaxialen Kaukräften nicht durchsetzen konnten [5]. Im Gegensatz dazu kann Zirkoniumdioxid den intraoralen Okklusionskräften durch ihre hohe Bruchzähigkeit und Biegefestigkeit standhalten [8, 70-72]. Im Vergleich zu Titanimplantaten bietet Zirkoniumdioxid viele Vorteile, wie seine Farbe, eine signifikant reduzierte bakterielle Biofilmanhaftung und eine reduzierte Anzahl von Entzündungszellen im periimplantären Weichgewebe [4, 54, 73, 74]

In mehreren experimentellen Studien konnte gezeigt werden, dass mikroraue Zirkoniumdioxidimplantate eine vergleichbare Osseointegrationsfähigkeit aufweisen wie mikroraue Titanimplantate [75-79].

In der Literatur finden sich derzeit nur mittelfristige Daten für den Einsatz von Zirkoniumdioxidimplantaten, dennoch mit vielversprechendem Erfolg. Der Beobachtungszeitraum lag zwischen 1 und 7,8 Jahren für einteilige und zweiteilige Zirkoniumdioxidimplantate. Die durchschnittliche Überlebensrate von Zirkoniumdioxidimplantaten lag zwischen 87,5% und 100%, einem

durchschnittlichen marginalen Knochenverlust zwischen 0,7 und 1,17mm und sind in etwa mit den Implantatdaten von Titanimplantaten zu vergleichen. Somit können Implantate aus Zirkoniumdioxid als mögliche Behandlungsalternative zu Titanimplantaten angesehen werden [6-8, 80, 81].

2.3.1.3 Einteilige und zweiteilige Keramikimplantate

Anfänglich wurden Keramikimplantate als einteiliges System auf dem Dentalmarkt angeboten. Aber es fehlte die umfassende prothetische Vielfalt hinsichtlich der Versorgungsmöglichkeiten wie bei Titanimplantaten. Es folgte daraufhin die Entwicklung zweiteiliger Keramikimplantatsysteme [82].

In der Literatur findet man viele Argumente, die für das einteilige Implantatsystem sprechen. Zum einen die hohe Frakturresistenz, eine Schraubenlockerung ist nicht möglich und die technische Überlegenheit, da es keinen Mikrospalt zwischen Implantat und Abutment wie bei zweiteiligen Systemen gibt. Zum andern gibt es in der Literatur derzeit wenige Daten zum zweiteiligen Keramikimplantatsystem [8, 82].

2.3.1.4 Monolithisch implantatgetragenen Keramikrestaurationen

Monolithische Zirkoniumdioxid- und Lithiumdisilikatkeramiken haben sich über einen 5-Jahres Zeitraum als geeigneter Werkstoff für implantatgetragene Seitenzahnrestaurationen erwiesen [83].

Die festsitzende implantatprothetische Versorgung von Keramikimplantaten unterscheidet sich nicht von der Versorgung von Titanimplantaten [72, 84] Die Suprakonstruktion kann auf einteiligen Keramikimplantaten adhäsiv befestigt werden oder bei zweiteiligen Keramikimplantatsystemen verschraubt werden. Das Vorgehen des Zementierens von Restaurationen auf Keramikabutments bei Titanimplantaten kann für die Zementierung von Restaurationen auf einteilige Keramikimplantate übernommen werden.

2.4 Adhäsive Befestigung von Dentalkeramiken

Die adhäsive Befestigung einer vollkeramischen monolithischen Krone und deren Anwendung auf einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten ist für den klinischen Langzeiterfolg von großer Bedeutung [85]. Der Verbund zwischen der Keramik und dem Befestigungskomposit erfolgt durch zwei Hauptmechanismen, dem mikromechanischen Attachment und der chemischen Bindung. [44, 59, 86].

Auf dem Dentalmarkt unterscheidet man zwischen licht-, chemisch- und dualhärtenden Befestigungskompositen. Für die Polymerisationsreaktion von lichthärtenden Befestigungskompositen wird eine externe Lichtquelle, eine Polymerisationslampe, benötig. Dualhärtende Systeme härten durch Lichtaktvierung und durch chemische Aktivierung aus. Bei lichtundurchlässigen Restaurationen, bei denen keine ausreichende Lichtaktivierung gewährleistet werden kann, zum Beispiel aufgrund der Opazität der Keramik, sind chemisch härtende Befestigungskomposite indiziert [87, 88].

2.4.1 Oberflächenvorbehandlung von keramischen Werkstoffen

Die Oberflächenvorbehandlung der Keramiken ist von großer Bedeutung und hat einen direkten Einfluss auf die Haftwerte zwischen der Restauration und dem Abutment [59, 85, 89].

Keramiken, welche eine Glasphase enthalten, müssen für die adhäsive Zementierung vorab mit 5-10% iger Flusssäure vorbehandelt werden. Die Flusssäure löst die Glaspartikel aus der Keramik heraus, um eine Oberflächenvergrößerung zur mechanischen Verankerung zu erhalten. Es entsteht ein retentives mikromechanisches Ätzmuster, welches klinisch als milchig weiße Oberfläche zu erkennen ist [85, 89, 90].

Hierbei ist zu beachten, dass Silikatkeramiken und Hybridkeramiken für 60 Sekunden geätzt werden und Lithiumdisilikatkeramiken für 20 Sekunden, um ein Überätzen der adhäsiven Verbundgrenzfläche zu vermeiden [85, 89, 91].

Der nächste Schritt ist die Anwendung eines Silans als chemisches Bindungsmittel. Signifikant höhere Haftwerte lassen sich durch die Anwendung eines Silans erzielen [92]. Dies zeigt sich sowohl im Verbund zwischen einer Lithiumdisilikat- oder Zirkoniumdioxidkeramikrestauration zum Befestigungskomposit [93-95].

Das bifunktionelle Molekül mit einem organischen und anorganischen Teil bildet eine Siloxanbindung zwischen der geätzten Restaurationsoberfläche und dem Befestigungskomposit. Durch die Silanisierung entsteht eine bessere Benetzbarkeit der keramischen Oberflächen und erzeugt einen starken adhäsiven Verbund [44, 85, 96, 97].

Da die hochfesten Zirkoniumdioxidkeramiken im Gegensatz zu den Silikatkeramiken keine Glasphase enthalten, können diese auch nicht wie die Silikatkeramiken mit Flusssäure vorbehandelt werden. Für eine gute adhäsive Befestigung müssen diese Keramiken mechanisch vorbehandelt werden [44, 86]. Diese Oberflächenkonditionierung erfolgt durch das sogenannte Korundstrahlen. Hierzu wird die Zirkoniumdioxidkeramik mit Aluminiumdioxid abgestrahlt. Die Partikelgröße des Korunds beträgt hierfür 50 µm und wird mit einem Luftdruck von 2,5 bar appliziert [98, 99].

Um nun einen chemischen Verbund herzustellen, wird ein Befestigungskomposit und ein Haftvermittler benötigt, der spezielle Haftmonomere enthält und sich chemisch mit den Metalloxiden verbindet [44, 98, 100-103]. Das MDP (10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat) [99] ist unter anderem in der Panavia-Produktgruppe (Kurary Medical Inc., Tokio, Japan) enthalten. Hier werden je nach Einsatzgebiet autopolymerisierende oder dualpolymerisierende Komposite benutzt [88].

2.5 Prüfmethoden dentaler Restaurationen

2.5.1 Parameter

Die wichtigsten Kenngrößen der keramischen Werkstoffe sind unter anderem die Biegefestigkeit, die Bruchfestigkeit und das Elastizitätsmodul. Das Elastizitätsmodul ist definiert als der Widerstand gegen eine elastische Verformung. Die Bruchfestigkeit zeigt den Schwellenwert in Newton auf, die das Material auf Zug-, Druck- und Scherbelastung entgegenbringt [104]. Unter Biegefestigkeit versteht man die mechanische Spannung, welche unter gleichmäßiger Steigerung der Belastung zum Bruch eines Werkstücks führt [105]. Beeinflusst werden diese Parameter von vielen Faktoren wie der Oberflächenbearbeitung der Keramik, ihrer Herstellungsmethode, der Art der Zementierung und den Bedingungen der Belastung [106]. Außerdem besitzen Keramiken stabile Atombindungen in ihrer Glasmatrix und Kristallphase, die nicht plastisch verformbar sind. Aufgrund ihrer Sprödigkeit kommt es zum spontanen Bruch beim Überschreiten der Biege- und Zugfestigkeitswerte [107]. Bei Zugbelastung der Keramiken kommt es zu Spannungsspitzen an den Rissenden, die eine Rissausbreitung zur Folge haben [108].

2.5.2 Druckfestigkeitsversuche

Beim Druckfestigkeitsversuch wird das Verhalten des zu prüfenden Werkstoffs über den gesamten Querschnitt gleichmäßig verteilter Druckbeanspruchung ermittelt.

Der Prüfkörper wird von der Oberseite vertikal oder anguliert bis zum Bruch belastet.

Hierfür werden spezielle Universalprüfmaschinen verwendet (wie zum Beispiel die ProLine/ AllroundLine Zwick GmbH&Co.KG, Ulm, Deutschland), worin der Prüfkörper einer linear zunehmenden axialen Belastung ausgesetzt wird. Als Belastungskörper dient häufig ein kugelförmiger Prüfstempel. Die Belastung erfolgt in einer definierten Geschwindigkeit.

Daraus resultiert ein Kraft-Weg-Diagramm, das sich aus der Kraft und der Längenänderung des Prüfkörpers ergibt [109].

2.5.3 ISO- Norm Testung dentaler Implantate

Die ISO- Norm 14801 [110] durch die DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 2016 legt ein Prüfverfahren für die dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate fest. Zur Prüfung der Implantate und ihrer Implantatrestaurationen gibt die ISO- Norm Parameter für den "ungünstigsten anzunehmenden Fall" vor. Die ISO- Norm trifft keine Aussage über die *in-vivo* Leistungsfähigkeit der Implantate oder des befestigten Zahnersatzes.

Der Probenkörper sollte so angebracht werden, dass er einen Winkel von 30 ± 2° zur Belastungsrichtung bildet. Auf den Prüfkörper trifft ein halbkugelförmiger Belastungsaufsatz mit einer Kraft von ≤ 2 Hz in einer flüssigen Umgebung.

Für Prüfgruppen bei Frequenzen <2 Hz müssen 2.000.000 Kauzyklen erfolgen, bei Frequenzen von >2 Hz sind 5.000.000 Zyklen notwendig.

Um ein *Worst case* Szenario darzustellen, sollte der festgelegte Knochenrand einen Abstand von $3 \pm 0,5$ mm vom eingespannten Probenkörper aufweisen. Die Prüfumgebung in Luft erfolgt bei 20 ± 5 °C oder im feuchten Medium bei 37 ± 2 °C.

Eine genaue Aufzeichnung der Parameter und Informationen der verwendeten Prüfkörper ist erforderlich, sowie die Aufzeichnung der Lokalisation des Versagens und die Versagensparameter [110].

2.5.4 Dauerfestigkeit und Kausimulation

Keramiken als Restaurationsmaterial sind aufgrund von Kaukräften und dem feuchtem Mundmilieu bei intraoralem klinischen Einsatz Ermüdungsprozessen ausgesetzt.

Die Anwendung der *in-vitro* Kausimulation ist ein anerkanntes Prüfverfahren zur Erhebung von Daten zum Langzeitverhalten dentaler Restaurationsmaterialien. Dieser thermodynamische Belastungstest simuliert die intraoralen Gegebenheiten beim Patienten [111]. Bei der Simulation im Kausimulator werden die Prüfkörper einer zyklischen Verschleißbelastung unterzogen.

Die Prüfkörper unterliegen einem Testprotokoll. Die Proben erfahren zum Beispiel für eine klinische 5-Jahres- Kausimulation bei Belastung von 49 N eine Kauzyklenzahl von 1.200.000 unter Thermowechsellast. Diese Parameter benötigt man für eine sichere Abschätzung der Überlebensrate[112]. Es wird eine Kaufrequenz von etwa 1,6 Hz, maximal 2- 3 Hz benötigt, um den physiologischen Gegebenheiten eines Kauvorgangs zu entsprechen. Der Kausimulator imitiert die physiologische Dauer und die Kaubewegung eines einzelnen Kauvorgangs durch die vertikale Hubbewegung des Kaustempels von 2 mm bei einer Horizontalbewegung von ca. 1 mm[113].

Für eine valide Aussage aus einer *in-vitro* Studie, werden die Proben im Kausimulator einem feuchten Mundmilieu ausgesetzt [114]. Durch das *Thermocycling* wird die orale Umgebung simuliert. Die Prüfkörper werden abwechselnd von kaltem und warmem Wasser umspült. Etabliert haben sich Temperaturwerte für kalt und heiß von 5 °C und 55 °C [115, 116].

Die aufgebrachte Kaukraft bei der Kausimulation ist von großer Bedeutung, um die physiologischen und anatomischen Gegebenheiten zu simulieren [117-120]. Maximalen Kaukräfte im Seitenzahnbereich belaufen sich auf 200N bis 300N[121]. Bei Patienten mit Parafunktionen können diese bis auf 977N oder mehr ansteigen [122]. Im Frontzahnbereich liegen die Kaukräfte bei 100 bis 300N [121, 123-126].

3 Material und Methode

3.1 Material

Als keramisches Restaurationsmaterial der einteiligen Zirkoniumdioxidimplantate wurden in dieser Studie drei unterschiedliche Materialkonfigurationen aus Zirkoniumdioxid und deren Generationen der Firma Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen, D) und eine polymerinfiltrierte Keramik ebenfalls der Firma Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen, D) verwendet (Tabelle 2):

Z-HT: monolithisches 3Y-TZP-Zirkoniumdioxid hochtransluzent (Vita-YZ-HT ,Y-TZP (Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid), Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D), Z-ST: monolithisches 4Y-TZP-Zirkoniumdioxid supertransluzent (Vita-YZ-ST ,Y-TZP (Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid) ,Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D)), Z-XT: monolithisches 5Y-TZP-Zirkoniumdioxid extratransluzent (Vita-YZ-XT ,Y-TZP (Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid), Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) , PICN: polymerinfiltriertes keramisches Netzwerk (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D).

Gruppe	Material	Name	Y ₂ O ₃	MPa	Hersteller
(n = 24)			(Gew%)		
Z- HT	Zirkoniumdioxid	Vita-YZ -	4-6	1200	Vita
		НТ			Zahnfabrik,
					Bad
					Säckingen,
					Germany
Z-ST	Zirkoniumdioxid	Vita-YZ-	6-8	>850	Vita
		ST			Zahnfabrik,
					Bad
					Säckingen,
					Germany
Z-XT	Zirkoniumdioxid	Vita-YZ-	8-10	>600	Vita
		ХТ			Zahnfabrik,
					Bad
					Säckingen,
					Germany
E	polymerinfiltrierte	Vita	-	150-160	Vita
	Keramik	Enamic			Zahnfabrik,
		HT			Bad
					Säckingen,
					Germany
RL	Polymerinfiltrierte	Vita	-	155-160	Vita
	Keramik	Enamic			Zahnfabrik,
		HT			Bad
		Vita-YZ-	4-6	1200	Säckingen,
	∠irkoniumdioxid	HT			Germany

Tabelle 2: Materialauswahl der Gruppen für	r die Monolithischen Restaurationen
--	-------------------------------------

3.1.1.1 Vita Enamic HT polymerinfiltriertes keramisches Netzwerk (PICN)

Vita Enamic HT (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) (Abb. 2) ist ein polymerinfiltriertes keramisches Netzwerk (PICN), auch unter dem Namen Hybridkeramik bekannt, und besitzt eine duale Netzwerkstruktur, bestehend aus Keramik und Polymer.

Der Feldspatkeramik Anteil beträgt ~ 86 Gew.-% und wird durch ein Acrylatpolymer- Netzwerk verstärkt. Hier liegt der organische Polymeranteil bei ~ 14 Gew.-%. Dieser organische Polymeranteil, der die poröse Gerüststruktur der den Feldspatkeramik durchzieht, besteht aus Monomeren UDMA (Urethandimethacrylat) und TEGDMA (Triethyleneglycol-dimethacrylat). Die mechanischen Eigenschaften liegen zwischen Silikatkeramiken und hochgefüllten Kompositmaterialien [60, 127] (Tabelle 3 bis 5).

Durch die Kombination dieser beiden Werkstoffe wird eine geringere Sprödigkeit im Vergleich zu Keramiken und ein besseres Abrasionsverhalten im Vergleich zu Kompositen erreicht.

Vita Enamic ist in verschiedenen Transluzenzen (HT: hoch transluzent/ T: transluzent) erhältlich, abhängig von der jeweiligen klinischen Situation. Indiziert ist Vita Enamic sowohl im Front- und im Seitenzahnbereich als monolithische Einzelzahnkrone. Vita Enamic findet seinen Indikationsbereich bei Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und implantatgetragenen Suprakonstruktionen sowie in der oben erwähnten *Rapid-Layer* Technologie.



Abb.2: Vita Enamic HT Block

Komponente	Gew%	Volumen- &
Feinstruktur-	86	75
Feldspatkeramik		
Polymer	14	25

Tabelle 3: Materialverhältnis Keramik und Polymer (Herstellerangaben)

Oxide	Gew%
SiO2	58–63
Al2O3	20–23
Na ₂ O	6–11
K2O	4–6
B2O3	0,5–2
CaO	<1
TiO2	<1

Tabelle 4: Chemische Zusammensetzung (Herstellerangaben) Angaben in Gewichtsprozent
(Gew.%); SiO2=Siliziumdioxid; B2O3=Bortrioxid; K2O=Kaliumoxid; Na2O=Natriumoxid;
Al2O3=Aluminiumoxid; CaO=Calciumoxid; TiO2=Titanoxid

Eigenschaft	Einheit	Wert
Biegefestigkeit (ISO 6872)	MPa	150–160
Risszähigkeit	MPa√m	1,5
Elastizitätsmodul	GPa	30
Weibull-Modul	—	20
Härte	GPa	2,5

 Tabelle 5: Physikalische Daten (Herstellerangaben)

3.1.1.2 Vita-YZ-HT Yttriumoxid-stabilisiertes Zirkoniumdioxid

Vita-YZ-HT ist ein Yttriumoxid stabilisiertes Zirkoniumdioxid (Y-TZP, Yttriumstabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D)) und gehört der zweiten Generation an [128] (Abb.3), welches porös vorgesintert wird. Es zählt zu den hochtransluzenten Zirkoniumdioxiden. Durch Zugabe von Yttriumoxid wird die Kristallgitterstruktur in der tetragonalen Hochtemperaturphase stabilisiert. In dieser stabilisierten tetragonalen Phase liegen die Zirkoniumdioxidmaterialien YZ-ST und YZ-XT ebenfalls vor.

Die gesinterte Kristallgitterstruktur aller drei Zirkoniumdioxidmaterialien (Vita-YZ-HT, Vita- YZ-ST, Vita-YZ-XT) besitzt im Durchschnitt eine Partikelgröße von 500nm. Die Lichtbrechung wird durch die Größe der Kristallpartikel und die dadurch entstehenden Korngrenzflächen direkt beeinflusst. Dadurch entsteht eine unterschiedliche Transluzenz der drei Zirkoniumdioxidmaterialien. Umso größer die Partikel der Kristallgitterstruktur sind, desto weniger Korngrenzflächen sind vorhanden, an denen das Licht gebrochen werden kann. Aus diesem Grund wirken Zirkoniumdioxide wie Vita-YZ-XT (Partikelgröße ~ 1,0 μ m) vergleichsweise transluzent. Durch die chemische Zusammensetzung von Yttriumoxid und die Anreicherung von Aluminiumoxid (Al₂O₃) an den Korngrenzen, wird das Lichtbrechungsverhalten beeinflusst (Tabelle 6 bis 7) [129].

Vita-YZ-HT sind Zirkoniumdioxid-Rohlinge, die laut Herstellerangaben zur Anfertigung von Einzelzahn- und mehrgliedrigen Brückenkonstruktionen, sowie vollanatomischen Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich, sowie auf Implantaten freigegeben sind [130].

Oxide	Gew%
ZrO2	90 - 95
Y2O3	4 - 6
HfO2	1 - 3
AI2O3	0 - 1
Pigmente	0 - 1

Tabelle 6: Chemische Zusammensetzung YZ-HT (Herstellerangaben) Angaben inGewichtsprozent (Gew.-%);HfO2=Hafniumoxid;Y2O3=Yttriumoxid;ZrO2=Zirkoniumdioxid;Al2O3=Aluminiumoxid

Eigenschaften	Wert	Einheit
Wärmeausdehnungskoeffizient WAK (20 - 500°C)	10 ⁻⁶ · К ⁻¹	ca. 10,5
Chemische Löslichkeit (ISO 6872)	µg/cm ²	< 20
Dichte nach Sinterbrand	g/cm ³	6,08
3-Punkt- Biegefestigkeit (ISO 6872)	MPa	1200
Weibull-Modul		14

 Tabelle 7: Physikalische Daten YZ-HT (laut Herstellerangaben)

3.1.1.3 Vita-YZ-ST Yttriumoxid-stabilisiertes Zirkoniumdioxid

Vita-YZ-ST ist ebenfalls ein durch Yttriumoxid stabilisiertes Zirkoniumdioxid (Y-TZP, Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D)) und gehört der vierten Generation an [128] (Abb.3). Es zählt als transluzentes Zirkoniumdioxid und liegt mit seiner Biegefestigkeit von > 850 MPa unterhalb des YZ-HT Materials (Tabelle 8 bis 9) [129].

Vita-YZ-ST ist Herstellerangaben ebenfalls zur Anfertigung von Einzelzahn- und mehrgliedrigen Brückengerüsten, sowie zur Herstellung von vollanatomischen Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich, sowie auf Implantaten freigegeben.

Oxide	Gew%
ZrO2	88 - 93
Y2O3	6 - 8
HfO ₂	1 - 3
Al2O3	0 - 1
Pigmente	0 - 1

Tabelle 8: Chemische Zusammensetzung YZ-ST (Herstellerangaben) Angaben inGewichtsprozent (Gew.-%); HfO2=Hafniumoxid; Y2O3=Yttriumoxid; ZrO2=Zirkoniumdioxid;Al2O3=Aluminiumoxid

Eigenschaften	Einheit	Wert
Wärmeausdehnungskoeffizient WAK (20 - 500°C)	10 ⁻⁶ · К ⁻¹	10,3
Chemische Löslichkeit (ISO 6872)	µg/cm ²	< 20
Dichte nach Sinterbrand	g/cm ³	6,05
3-Punkt- Biegefestigkeit (ISO 6872)	MPa	> 850
Weibull-Modul	-	13

 Tabelle 9: Physikalische Daten YZ-ST (laut Herstellerangaben)

3.1.1.4 Vita-YZ-XT Yttriumoxid-stabilisiertes Zirkoniumdioxid

Vita-YZ-XT ist wie YZ-ST mit der Dotierung durch Yttriumoxid ein stabilisiertes Zirkoniumdioxid (Y-TZP, Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid) (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) und gehört zur dritten Generation [128] (Abb.3). Vita-YZ-XT zählt wie erwähnt durch seine größere Partikelgröße (~ 1,0 µm) zu den transluzenten Zirkoniumdioxidmaterialien. Auch nimmt die

Biegefestigkeit mit steigender Transluzenz ab und liegt bei > 600 MPa (Tabelle 10 bis 11) [129].

Vita-YZ-XT ist laut Herstellerangaben ebenfalls zur Anfertigung von Einzelzahnund mehrgliedrigen Brückengerüsten, sowie zur Herstellung von vollanatomischen Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich, sowie auf Implantaten freigegeben.

Oxide	Gew%
ZrO ₂	86 – 91
Y2O3	8 – 10
HfO ₂	1 – 3
AI2O3	0 – 1
Pigmente	0 – 1

Tabelle10:ChemischeZusammensetzungYZ-XT(Herstellerangaben)Angaben inGewichtsprozent(Gew.-%);HfO2=Hafniumoxid;Y2O3=Yttriumoxid;ZrO2=Zirkoniumdioxid;Al2O3=AluminiumoxidXXXXX

Eigenschaften	Einheit	Wert
Wärmeausdehnungskoeffizient WAK (20 – 500°C)	10 ⁻⁶ · К ⁻¹	10
Chemische Löslichkeit (ISO 6872)	µg/cm ²	< 20
Dichte nach Sinterbrand	g/cm ³	6,03
3-Punkt- Biegefestigkeit (ISO 6872)	Мра	> 600
Weibull-Modul	-	11

 Tabelle 11: Physikalische Daten YZ-XT (laut Herstellerangabe)


Abb.3: Grafische Materialdarstellung der Zirkoniumdioxidmaterialien (Modifiziertes Schema nach Herstellervorgabe (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen,D))

3.1.1.5 Vita ceramic.implant VCI 4512

In dieser Studie wird ein einteiliges Keramikimplantat der Firma Vita Zahnfabrik verwendet (ceramic.implant, vitaclinical, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) (Abb.4). Laut Hersteller ist dieses zylindrokonische, nicht selbstschneidende Implantatdesign in den Durchmessern 4.0, 4.5 und 5.0 verfügbar. Die Länge wird durch den zylindrischen Bereich im enossalen Bereich festgelegt.

Die Implantatoberfläche cerface 14 wurde speziell für dieses Keramikimplantat entwickelt. Die Oberfläche ist nicht beschichtet, sondern wurde subtraktiv erzeugt und bietet eine optimale Kombination von Makro- und Mikrorauigkeit für eine schnelle und sichere Osseointegration.

Laut Herstellerangaben besteht das Zirkoniumdioxidimplantat aus 93 Gew.-% Zirkoniumdioxid, 5 Gew.-% Yttriumoxid, 1,9 Gew.-% Hafniumoxid und 0,1 Gew.-% Aluminiumoxid. Die durchschnittlichen Korngröße von 0,2µm führt zu einer Biegefestigkeit von 1400 MPa und einer Bruchzähigkeit von 7,5 MPa√m [131]

(Tabelle 12).

In dieser Studie wurde ein Implantat mit dem Durchmesser 4,5 und einer Länge von 12mm verwendet.

Anwendung findet das ceramic.implant im Front- und Seitenzahnbereich für Restaurationen mit Einzelkronen sowie für die Versorgung von dreigliedrigen Brücken.



Abb.4: Vita ceramic.implant

Oxide	Gewichts- %
ZrO2	93
Y2O3	5
HfO ₂	1,9
Al2O3	0,1

Tabelle 12: Physikalische Daten zum Vita ceramic implant (laut Herstellerangaben) Angaben in Gewichtsprozent (Gew.-%); HfO₂=Hafniumoxid; Y₂O₃=Yttriumoxid; ZrO₂=Zirkoniumdioxid; Al₂O₃=Aluminiumoxid

3.1.2 Materialien zur Adhäsiven Befestigung

3.1.2.1 Vita Ceramic Etch Gel

Das Ceramic Etching Gel (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) ist ein 5%iges Flusssäure-Gel, dass zum Ätzen von Restaurationen aus Feldspat-, Hybrid- und Silikatkeramik. Laut Herstellerangabe enthält es 0,047g Fluorwasserstoffsäure (HF).¹

Dadurch entsteht ein retentives Ätzmuster, das zu einer mikromechanischen Verankerung zwischen Keramik und Befestigungskomposit führt.

Die polymerinfiltrierte Keramik Vita Enamic wird für 60 Sekunden geätzt.

3.1.2.2 Clearfil Ceramic Primer Plus

Der Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) ist ein Einflaschenkonditionierungsmittel und enthält sowohl das MDP-Adhäsivmonomer (10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat) als auch ein Silanmonomer (3-Methacryloxypropyl- Trimethoxysilan). Laut Hersteller bietet es hohe Haftwerte für alle indirekten Restaurationsmaterialien, dazu zählen unter anderem die Oxidkeramiken und die Silikatkeramiken. Zusätzlich wird ebenfalls die Konditionierung von Kompositen empfohlen. Es wird auf die Oberfläche der Restauration appliziert und getrocknet, nachdem diese korundgestrahlt (Zirkoniumdioxid) oder durch das Säureätzen (Silikatkeramik) entsprechend vorbehandelt wurde.

¹ Information laut Internetangabe <u>www.henryschein-dental.de</u>. Letzter Zugriff am 12.07.2024.

3.1.2.3 Panavia V5

Panavia V5 opaque (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) ist ein anaerobes Befestigungsmaterial. Es besteht aus einem Tooth Primer, dem adhäsiven Befestigungskomposit und dem oben genannten Ceramic Primer Plus (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim, D).

Panavia V5 ist dualpolymerisierendes und/oder ein (lichtautopolymerisierendes) 2- Komponenten-Befestigungskomposit auf Basis von Bis-GMA (Bisphenol-A- Diglycidylmethacrylat) und TEGDMA (Triethyleneglycoldimethacrylat). Laut Herstellerangaben ist dieses Adhäsiv aminfrei und setzt Flouridionen frei. Die Vermengung von Basis- und Katalysatorpaste erfolgt durch eine Automischkanüle im Verhältnis 1:1. Als Photoinitiator enthält der 2-Komponenten- Befestigungsadhäsiv Campherchinon. Panavia V5 ist erhältlich in folgenden Farben: Universal (A2), Brown (A4), Clear, Opaque und White. Für die Farbe Opaque wird der autopolymerisierenden Aushärtemodus empfohlen. Das adhäsive Befestigungskomposite enthält an anorganischen Füllstoffen ungefähr 38 Vol%. Die Partikelgröße dieser Füllstoffe beträgt 0,01 µm bis 12 µm. Die Verarbeitungs- und chemische Aushärtezeit beträgt bei der Farbe opaque 3 Minuten.

3.1.2.4 Oxyguard

Oxyguard (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) ist ein Glyzeringel, welches benutzt wird, um die Sauerstoffinhibitionsschicht bei der definitiven adhäsiven Zementierung von Komposit- oder Keramikrestaurationen zu vermeiden. Liquid Strip bildet eine Schutzbarriere zwischen der Restauration und dem Zahn, sodass die Zementfuge luftdicht abgeschlossen ist. Dadurch wird eine gleichmäßige, vollständige Polymerisation und Aushärtung des Befestigungskomposits gewährleistet.

3.1.3 Material zur Herstellung der Probenkonter und Einbettung der Implantate

3.1.3.1 HS Dubliermasse, Z-Dupe – Shore – A 20

Die Dubliermasse (Henry Schein Dental, Melville NY, USA) ist laut Herstellerangaben ein Additionsvernetzendes Vinyl-Polysiloxan. Es ist in drei verschiedenen Endhärten für die universelle Anwendung in der Dubliertechnik erhältlich. Die Dubliermasse zeichnet sich durch eine hohe Detailwiedergabe, und Formbeständigkeit sowie ausgezeichnete Lagerstabilität aus.

Die Z-DUPE Dubliermasse wird im Volumenverhältnis von 1:1 der Komponenten Katalysator (A) und Basis (B) angemischt.

Die Dubliermasse ist in den Shore-A Härten 15 (normal, blau), Shore-A Härte 20 (mittel, orange) und Shore-A Härte 28 (hart, grün) erhältlich. In der vorliegenden Arbeit wurde mit der mittleren Shore-A Härte gearbeitet.²

3.1.3.2 GC-Pattern Resin

GC Pattern Resin (GC-Dental Products Corp., Japan-Aichi) ist ein 2 Modellierkunststoff besteht Komponenten und aus einem Pulver (Polymethlymethacrylat) und einer Flüssigkeit (Methylmethacrylat und 2-Hydroxyethyl-Methacrylate). GC Pattern zeichnet sich seine durch Dimensionsstabilität aus und weist eine Biegefestigkeit von 63 MPa auf.

3.1.3.3 Technovit 4000

Technovit 4000 (Kulzer, GmbH, Hanau, D) ist ein schnellhärtender kaltpolymerisierender 3- Komponenten- Kunststoff. Technovit 4000 besteht aus Pulver, Sirup 1 und Sirup 2. Das Mischungsverhältnis beträgt 2:2:1 (Pulver: Sirup 1: Sirup 2).

² Information laut Internetangabe <u>www.henryschein-dental.de</u>. Letzter Zugriff am 12.07.2024.

Zuerst werden Sirup 1 und Sirup 2 gut miteinander vermengt, bevor das Pulver hinzukommt. Nach dem Anrühren ist das Gemisch ca. 4 Minuten gießfähig. Die Aushärtezeit beträgt bei Raumtemperatur 7-8 Minuten.

Das auspolymerisierte Technovit 4000 weist eine geringe Schrumpfung von 0,1-0,2 % auf. Somit ist eine spaltfreie Einbettung der Proben mit exaktem Randschluss möglich.

Das Material besitzt ein Elastizitätsmodul von ungefähr 12GPa und nähert sich somit dem Elastizitätsmodul des menschlichen Knochens von etwa 18GPa [132].

3.1.4 Material zur Herstellung der Antagonistenkonter

3.1.4.1 Clearfil DC Core Plus

Clearfil DC Core Plus (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) ist ein dualhärtendes Zweikomponenten Stumpfaufbaumaterial, welches chemisch aushärtet. Es steht als Automix- Spritze zur Verfügung. Die Verarbeitungszeit beträgt 3 Minuten.

Es besteht aus einer Matrix und einem Füllkörper. Die Matrix setzt sich zusammen aus Bis-GMA (Bisphenol-A- Diglycidylmethacrylat) und TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat). Der Füllergehalt beträgt 74 Gew.-% und besteht aus Bariumglas und Siliziumdioxid.

Clearfil DC Core Plus besitzt eine hohe Druckfestigkeit von 325 MPa. Das Material wurde für die Befestigung der Steatitkugeln im Konter, der als Antagonist im Kausimulator dient, verwendet.

3.1.5 Materialliste

Übersicht über die verwendeten Verbrauchsmaterialien (Tabelle 13).

Material	Hersteller/Firma, Ort, Land
SD Mechatronik Kausimulator CS-4.8	SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-
professoinal line, <i>Thermocycling</i> TC-4	Westerham, D
Steatit-Keramikkugel 0,6mm	Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, D
Hanel, Okklusionsfolie 12μ rot	Coltène/Whaledent, Langenau, D
Microbrush	Microbrush International, Grafton,
	USA
Technovit 4000	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D
Clearfil DC Core Plus	Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J
Halogenlampe Polofil Lux	Voco, Cuxhaven, D
Panavia V 5 Opaque, Ceramic Primer,	Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J
Mixing Tips Refill	
Schaumstoff-Pellets Gr. 3	Pluradent AG&Co. KG, Offenbach, D
Occlu Spray Plus	Hager&Werken GmbH&Co. KG,
	Duisburg, D
Oxyguard	Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J
HS Dubliermasse, Z-Dupe	Henry Schein, Melville, USA
Vita Ceramic Etch Gel	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D

Tabelle 13: Gesamtübersicht der verwendeten Verbrauchsmaterialien

3.2 Methode

3.2.1 Studiendesign

In der vorliegenden Doktorarbeit wurden 120 Prüfkörper untersucht, die in fünf Gruppen unterteilt wurden (Abb. 5).

Für das Kronendesign der Proben wurde der erste linke Unterkiefermolar gewählt, Zahn 36. Die Kronenrestaurationen wurden adhäsiv auf dem einteiligen Zirkoniumdioxidimplantat befestigt (Abb.5).

Gruppe: Gruppe: Gruppe: Gruppe: Gruppe: Z-XT (Test) Z-ST(Test) E (Test) Z-HT (Kontrolle) RL (Test) Vita-YZ-XT Vita-YZ-ST Vita Enamic Vita-YZ-HT Vita-YZ-HT/Vita Enamic n=24 n= 24 n=24 n= 24 n=24 Implantatgetragene monolitische CAD/CAM Implantatgetragene CAD/CAM verblendete Einzelkronen Restaurationen/ Rapid-Layer Keramik Implantat CI 4.5x12mm Adhäsive Befestigung Panavia V5 opaque (Kuraray Noritake) Keine Keine Keine Keine Belastung Belastung Belastung Keine Belastung Belastung Belastung Belastung Belastung Belastung Belastung (1,2Mio @ (1,2Mio @ (1,2Mio @ (1,2Mio @ (1,2Mio @ 198N) 198N) 198N) 198N) 198N) Gruppe Z-HT/PICN Z-HT/PICN 1 Z- XT 0 Z- XT 1 Z- ST 0 Z- ST 1 PICN 0 PICN 1 Z- HT 0 Z- HT 1 0 n=12 n= 12 n=12 n= 12 n=12 n= 12 n=12 n= 12 n= 12 n=12 Statische Bruchbelastung (Universalprüfmaschine)

Abb.5: Grafisches Studiendesign - Einteilung der Gruppen

3.3 Herstellung der Prüfkörper

3.3.1 Herstellung der Kronen im Zahntechniklabor

Die Krone dieser Doktorarbeit wurden durch ein gewerbliches Zahntechniklabor (Labor Reichel Zahntechnik GmbH & Co. KG, Hermeskeil, D) gefertigt.

Zur Standardisierung wurde das Zirkoniumdioxidimplantat (ceramic.implant, Vitaclinical, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) an der prothetisch optimalen Position eines ersten Unterkiefermolaren Regio 36 in ein Meistermodell (frasaco-Modell, frasaco, Tettnang, Deutschland) eingebettet. Dieses Meistermodell wurde eingescannt (InEos X5, Dentsply Sirona, York, USA). Auf dem eingescannten Meistermodell wurde eine Unterkiefermolaren-Krone (InLab 18.1, Dentsply Sirona, Pennsylvania, USA) für alle monolithischen Kronen konstruiert und als Masterdesign verwendet (Abb.6), um identische und vergleichbare Prüfkörper reproduzierbar anzufertigen. Das Master-Kronendesign für die Gruppe RL wurde geteilt. Die Basis besteht aus einem separaten Zirkoniumdioxidgerüst, auf das ein Table Top aus polymerinfiltrierter Keramik konstruiert wurde (Abb.7). Alle Implantatversorgungen wurden im Dentallabor von demselben Zahntechnikermeisterin streng nach den Empfehlungen des Herstellers hergestellt. Alle keramischen Implantatversorgungen wurden mit einer fünfachsigen Fräsmaschine (inLab MC X5, Dentsply Sirona York, USA) im Schleifmodus "fein" ausgeschliffen.



Abb.6: Masterdesign der Prüfkörper (a) Ansicht von vestibulär, (b) Ansicht von okklusal, (c) Masterdesign (Bildquelle [133])



Abb.7: Masterdesign der Prüfkörper *Rapid-Layer* (d) Zirkoniumdioxidbasis, (e) *Table Top*, (f) Masterdesign *Table Top* mit Zirkoniumdioxidbasis (Bildquelle [133])

3.3.2 Verarbeitungsprozess YZ-HT, YZ-ST, YZ-XT, Vita Enamic

Vita-YZ-HT, YZ-ST und YZ-XT sind porös vorgesinterte, mit Yttriumoxid stabilisierte Zirkoniumdioxidrohlinge (Y-TZP, Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid). Die pöros vorgesinterten Rohlinge sind in diesem Zustand leicht zu bearbeiten.

Nach dem Schleifprozess wird die Restauration vorsichtig vom Rohling mit einem Diamantschleifinstrument abgetrennt. Anschließend wird die Ansatzstelle verschliffen und die Restauration wird gemäß Herstellerangaben gesintert. Vita-YZ-HT kann sowohl nass als auch trocken gefräst oder geschliffen werden. Vita-YZ-ST und YZ-XT müssen laut Herstellerangaben trocken gefräst werden, denn nur so lassen sich lichtoptische Eigenschaften herstellen.

Die Schrumpfung der vorgesinterten Kronenkonstruktion wird dabei genau berechnet. Der Sinterprozess findet in einem speziellen Hochtemperaturofen (Vita Zyrcomat 6000 MS) statt [134].

Es folgte die Sinterung der Kronen YZ-HT und YZ-XT bei einer finalen Sintertemperatur von 1450°C im konventionellen Sinterprogramm für 120 Minuten. Für YZ-ST erfolgt die Sinterung bei 1530°C ebenfalls für 120 Minuten im Universalprogramm [134].

Anschließend wurde ein Glanzbrand mit der Vita Akzent Plus Glaze Masse (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) für alle Zirkoniumdioxidkronen durchgeführt. Die Glasurmasse wurde vorab auf die Kronen aufgebracht. Der Glanzbrand erfolgte

nach Herstellerangaben bei einer finalen Temperatur von 850°C für 5:30 Minuten [134].

Vita Enamic wurden mit einer fünfachsigen Fräsmaschine (inLab MC X5, Dentsply Sirona York, USA) im Schleifmodus "fein" ausgeschliffen.

Da Vita Enamic eine polymerinfiltrierte Keramik ist, erfährt diese weder einen Kristallisationsbrand noch einen Glanzbrand. Zur Nachbearbeitung der Restauration dürfen nur spezielle Schleifwerkzeuge und Polierkörper genutzt werden (Enamic Polishing Set technical, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D). Die Politur und Nacharbeitung erfolgten unter geringem Druck (Abb.8) [127].



Abb.8: Übersicht Keramikkronen aus jeweiliger Gruppe

3.4 Einbettung der Implantatprüfkörper

Für eine einheitliche Position der Prüfkörper im Probenhalter, wurden diese in einem für den Kausimulator speziell hergestellten Probenhalter eingebettet (Abb. 10 a bis k). Alle 120 Proben mussten die gleiche Position im Probenhalter erhalten. Für die Einbettung der Prüfkörper wurde der Kunststoff Technovit 4000 (Kulzer GmbH, Hanau, D) benutzt.

Alle Zirkoniumdioxidimplantate der Gruppen Z-HT, Z-ST, Z-XT, E und RL wurden senkrecht in das Polyesterharz (Technovit 4000, Kulzer) eingebettet. Hierfür wurde die Schutzkappe des Abutments vom einteiligen Zirkoniumdioxidimplantat auf dem Abutment des Implantats belassen (Abb.9). Diese Schutzkappe wurde mit Kunststoff umhüllt (GC Pattern Resin, GC-Dental Products Corp., Japan-Aichi) und am Parallelometer befestigt (Abb. 10 a bis b). Vom Parallelometer aus wurde das Implantat senkrecht und mittig im Probenbehälter eingelassen und der Behälter wurde mit Dubliermasse (Henry Schein Dental, Melville NY, USA) aufgefüllt (Abb.10 c). In dieser Position härtete die Dubliermasse nach Herstellerangaben für 40 Minuten aus. Ein marginale Knochenverlust von 0,5 –

1mm zwischen der Implantatschulter und der Kunststoffoberfläche des Technovits wurde simuliert und berücksichtigt (Abb. 10 d), da laut aktueller Studienlage der klinisch zu messende Knochenverlaust bei 0,70- 0,79mm nach 1 Jahr [2,25] und 0,7 \pm 0,6mm nach 5 Jahren nach der Belastung liegt.

Nachdem die Dubliermasse ausgehärtet war wurde das Parallelometer entfernt. Anschließend wurde der Probenhalter mit Dublierpapier umwickelt (Abb.10 e) und erneut Dubliermasse von oben eingefüllt und gewartet bis diese ausgehärtet war. So erhielt man einen Konter aus Dubliermasse, indem die Schutzkappe fest platziert ist und das Zirkoniumdioxidimplantat hineingesteckt werden kann (Abb. 10 f). Das einteilige Zirkoniumdioxidimplantat kann reproduzierbar wieder in derselben Position im Probenhalter platziert werden. Diese Dublierform kann mit gestecktem Zirkoniumdioxidimplantat auf alle Probenförmchen in exakt gleicher Position platziert werden. Damit ist die reproduzierbare Position der Prüfkörper im Probenhalter gegeben und auf alle Probenhalter anwendbar.

Das Implantat im Probenhalter liegt dementsprechend hohl. Dieser Hohlraum um das Implantat wurde mit Technovit 4000 (Kulzer GmbH, Hanau, D) aufgefüllt. Zuerst wurden Sirup 1 und Sirup 2 im Verhältnis 2:1 angemischt und anschließend mit 2 Einheiten Pulver vermengt. Die Materialkomponenten wurden blasenfrei angemischt. Der Probenhalter besitzt auf der Unterseite eine Öffnung, in der das Einbettmaterial in einem dünnen, blasenfreien Strahl eingebracht wurde (Abb.10 g bis i). Die Polymerisationszeit betrug 8 Minuten. Danach konnten die Kronen auf dem Implantat im Probenhalter adhäsiv befestigt werden (Abb.10 j bis k). Anschließend wurden die Halteschrauben des Kausimulators von unten in den Probenhalter eingedreht.



Abb.9: Zirkoniumdioxidimplantat mit Schutzkappe



Abb.10: Darstellung des Ablaufs bei der Einbettung der Implantatprüfkörper (a) und (b) Positionierung des Implantats, (c) Befüllen des Probenhalters mit Dubliermasse, (d) Position des Implantats, (h) und (f) Positionierung der Schutzkappe, (g) – (h) Implantat im Silikonkonter und auf Probenhalter gesteckt, i) Befüllen des Probenhalters mit Einbettmasse, (j) – (k) Eingebettetes Implantat mit Restauration

3.5 Adhäsive Befestigung der Kronen auf dem einteiligen Zirkoniumdioxidimplantat

3.5.1 Vorbehandlung der Zirkoniumdioxidabutments zur Aufnahme der Kronen

Im ersten Schritt wurde die Keramikrestauration aufgepasst. Es erfolgte die Sichtkontrolle des Randschlusses zwischen Abutment und der Kronenrestauration. Anschließend wurde der Abutmentaufbau sorgfältig mit 70%igem Alkohol gereinigt und getrocknet.

Auf die Klebefläche wurde Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) appliziert und trockengeblasen. Überreste wurden mit öl- und wasserfreier Luft trocken geblasen.

3.5.2 Adhäsive Befestigung der Zirkoniumdioxidkronen (YZ-HT, YZ-ST, YZ-XT)

Nach dem Aufpassen der Zirkoniumdioxidkronen auf dem einteiligen Zirkoniumdioxidimplantat wurden diese mit Aluminiumoxid (Al₂O₃) der Korngröße 50µm bei einem Druck von 2bar korundgestrahlt. Anschließend wurden die Restaurationen im Ultraschallbad mit 70%igem Alkohol für 3 Min gereinigt. Somit wurde die Oberfläche von Fettrückständen, Schmutz oder ähnlichem gesäubert. Das Korundstrahlen dient zur Schaffung einer Oberflächenretention. Außerdem wird die Oberfläche für die Benetzung mit dem Haftvermittler vorbereitet und gleichzeitig vergrößert.

Auf die Klebefläche wurde zur Silanisierung Clearfil Ceramic Primer Plus als (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) Haftvermittler für eine kurze Einwirkzeit mit einem *Microbrush* eingerieben und getrocknet. Ein verbliebener Überschuss wurde mit öl- und wasserfreier Luft trocken geblasen.

Anschließend wurde das Befestigungskomposit Panavia V5 opaque (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) in die Krone eingebracht. Mit Hilfe der Automix-Aufsätze von Panavia V5 wurde die Basis und der Katalysator des Komposits miteinander vermischt und eine kleine Menge verworfen. Somit wurden eventuelle anfängliche nicht durchmischte Anteile entfernt. Panavia V5 opaque wurde dünn auf die Befestigungsflächen der Klebebasis und der Kroneninnenseiten bestrichen.

Bei konstant gleichbleibendem Fingerdruck wurde das Abutment mit der Restauration zusammengefügt und bis zur Aushärtung in gleicher Position gehalten.

Überschüssige Zementreste wurden nach initialer Aushärtung mit einem Schaumstoffpellet entfernt. Anschließend wurde Oxyguard (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) zur Vermeidung einer Sauerstoffinhibitionsschicht auf die Zementfuge appliziert. Mit Hilfe einer Polymerisationslampe wurde jede Seite an der Zementfuge für jeweils 20 Sekunden lichtgehärtet.

Nach Aushärtung wurde das Oxyguard Gel entfernt und eventuelle überschüssige Zementreste vorsichtig mit einem Skalpell entfernt.

3.5.3 Adhäsive Befestigung der polymerinfiltrierten Keramik

Das polymerinfiltrierte keramische Netzwerk PICN (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) wurde zur Vorbereitung für die Befestigung nicht korundgestrahlt. Das retentive Ätzmuster entsteht laut den Herstellerangaben durch Anwendung von Flusssäure. Nach Reinigung der Restauration mittels Dampfstrahler und anschließendem Trockenblasen wurde auf die Verbundfläche 5%ige Flourwasserstoffsäure (Vita Ceramics Etch, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) für 60 Sekunden aufgebracht. Anschließend wurde die Restauration mit fließendem Wasser sorgfältig abgespült und mit öl- und wasserfreier Luft trocken geblasen.

Auf die Verbundfläche wurde ebenfalls Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) als Haftvermittler mit einem *Microbrush* eingerieben und getrocknet. Ein verbliebener Überschuss wurde mit Hilfe von öl- und wasserfreier Luft trocken geblasen.

Zur adhäsiven Befestigung wurde ebenfalls das Befestigungskomposit Panavia V5 opaque in die Krone eingebracht. Unter gleichmäßigem steigendem Fingerdruck in der richtigen Position zusammengebracht und bis zur Aushärtung unter starkem Druck gehalten. Überschüssige Zementreste wurden während der ersten Minuten nach Verarbeitung mit einem Schaumstoffpellet entfernt. Auch hier wurde Glyceringel (Oxyguard,Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) zur Sauerstoffinhibierung aufgebracht und alle Zementfugen mit einer Polymerisationslampe für jeweils 20 Sekunden pro Seite lichtgehärtet und anschließend überschüssige Zementreste mit einem mit einem Skalpell entfernt.

3.5.4 Adhäsive Befestigung der Rapid-Layer Krone

Hier wurde zuerst die Zirkoniumdioxidbasis (YZ-HT) adhäsiv mit dem Keramikimplanat befestigt und anschließend das *Table Top* auf der Zirkoniumdioxidbasis adhäsiv zementiert.

Die Zirkoniumdioxidbasis des Implantats wurde mit Aluminiumoxid (Al₂O₃) der Korngröße 50µm bei einem Druck von 2bar korundgestrahlt und anschließend im Ultraschallbad mit 70% igem Alkohol für 3 Min gereinigt. Zur Haftvermittlung wurde Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, J) auf die Oberfläche aufgebracht, eingerieben und mit öl-und wasserfreier Luft verblasen. Ein verbliebener Überschuss wurde ebenso mit öl- und wasserfreier Luft trocken geblasen. Panavia V5 opague wurde in die Krone eingebracht. Unter gleichmäßigem steigendem Fingerdruck wurde das Keramikimplantat mit der Zirkoniumdioxidbasis in der richtigen Position zusammengebracht und bis zur Aushärtung unter starkem Druck gehalten. Glyceringel appliziert. Zementüberschüsse wurden entfernt.

Anschließend wurde das *Tabletop* aus der polymerinfiltrierten Keramik auf den Zirkoniumdioxidbasis adhäsiv befestigt. Nach der Reinigung mittels Dampfstrahler und anschließendem Trockenblasen wurde auch hier auf die Verbundfläche 5%ige Flourwasserstoffsäure (Vita Ceramics Etch, Vita Zahnfabrik) für 60 Sekunden aufgebracht, sorgfältig abgespült und mit öl- und wasserfreier Luft trocken geblasen. Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake dental, Tokyo, J) wurde auf die Verbundfläche Restauration eingerieben und getrocknet. Der Überschuss wurde ebenfalls mit öl- und wasserfreier Luft trocken geblasen. Panavia V5 opague wurde auf das *Table Top* appliziert (Abb. 11). Unter gleichmäßigem steigendem Fingerdruck in der richtigen Position zusammengebracht und bis zur Aushärtung unter starkem Druck gehalten. Zementüberschüsse wurden entfernt.

	Zirkoniumdioxidkrone	polymerinfiltrierte	Zirkoniumdioxid	
	n	Keramik	-implantat	
Gruppe	Z-HT, Z-ST, Z-XT, RL (Gerüst)	E, RL (<i>Table Top</i>)	alle	
Oberflächen -behandlung	Sandstrahlen 50µm Al2O3 2 bar Ultraschallbad mit 70% Alkohol für 3 Minuten	Ätzen mit 5 % Flourwasserstoffsäur e für 60s (Vita Ceramics Etch, Vita Zahnfabrik) Spülen mit ölfreiem Luft-Wasser-Spray für 30s, Ultraschallbad mit destilliertem Wasser für 5 Minuten	mit 70% Alkohol gereinigt	
Primer	Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake)			
Adhäsiver Zement	Panavia V5 opaque (Kuraray Noritake)			

Abb.11: Grafische Darstellung - Adhäsive Befestigung

3.6 Antagonistenvorbereitung

Die Prüfkörper erfuhren im Kausimulator eine kontinuierliche Belastung durch definierte Parameter über einen zuvor hergestellten Antagonisten. Dieser besteht aus einer Steatit-Keramikkugel, welche einen Durchmesser von 6 mm aufweist (Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, D) und in eine Halterung mittig platziert wurde (Abb.12). Clearfil Core Komposit (Kuraray Dental, Tokyo J) diente hier als Befestigungsmaterial. Die Halterung wurde über jedem Prüfkörper in die Kaumaschine eingespannt. Das Material und die Größe der Steatit-Keramikkugel wurden gewählt, da sich zeigte, dass Steatit ein geeigneter Ersatz für Schmelz in Verschleißversuchen darstellt [135, 136].



Abb.12: Antagonistenkonter

3.6.1 Kausimulation mit thermodynamischer Wechsellast

Für die Materialprüfung erfolgte die Simulation mittels voreingestellter Kaubewegungen durch den computergesteuerten Kausimulator CS-4.8 professional line (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D). Der Kausimulator besitzt acht gleiche Probenkammern, einen Umwälzkühler (Huber Unichiller 015-MPC), der für eine konstante Kühlwassertemperatur sorgt und einer *Thermocycling*-Einheit (TC-4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D).

Pro Durchgang der Kausimulation erfuhren jeweils 4 Proben eine mechanische und thermodynamische Wechsellast, die die Verhältnisse unter physiologischen

Bedingungen im Mundmilieu reproduziert. Der voreingestellte Kaltzyklus betrug 5°C Warmzyklus 55°C und der und simulierte dadurch Temperaturschwankungen in der Mundhöhle (Tabelle 15). Jede Probe wurde mit 20kg Gewicht bekaut, was einer vertikalen Belastungskraft von 198N entspricht. Diese Belastung entspricht etwa den Kaukräften, die unter physiologischen Bedingungen auftreten [117, 121]. Weiter wurde jede Probe okklusal in der zentralen Grube bei einer Frequenz von 1,6Hz für 1.200.000 Kauzyklen belastet, wodurch eine klinische 5-Jahres-Kaubelastung simuliert wurde [112, 137] (Tabelle 14).

Als Nullpunkt für die Kaubelastung, wurde die zentrale Grube der Restauration über der Projektion des einteiligen Zirkoniumdioxidimplantats festgelegt.

Während des Durchlaufs der Kausimulation, wurden die Prüfkörper täglich auf Riss- und/oder Frakturbildung eingehend untersucht.

Kauzyklen		1.200.000
Kauzyklusfrequenz		1,6 Hz
	Vertikal	2 mm Aufwärts
Bewegungen		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		20 kg ≙ 198N

Tabelle 14: Parameter der Kausimulation

Temperatur Kaltumspülung	5 °C
Dauer Kaltumspülung	60 s
Temperatur Warmumspülung	55 °C
Dauer Warmumspülung	60 s
Wasserablaufdauer	10 s

Tabelle 15: Parameter der Thermowechsellast

3.6.2 Bruchbelastungstest

Nach der Kausimulation wurden alle bekauten und nicht bekauten Prüfkörper einem Bruchbelastungstest in der Universalprüfmaschine (Zwick Z010/TN2S, Roell Ulm, D) unterzogen. Eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 6 mm diente als Belastungskörper, welcher mittig über dem Prüfkörper ausgerichtet wurde (Abb.13). Frakturen der keramischen Restaurationen, dazu zählen kohäsive Abplatzungen oder katastrophale Massenfrakturen und ausgedehnte Risse innerhalb der Restauration, wurden als Versagen definiert. Mit einer Vorschubbewegung des Prüfstempels von 1,5 mm/min wurde die Restauration in der Prüfmaschine bis zum Bruch belastet. Die dafür benötigte Kraft und Zeit von einem digitalen x/y-Schreiber (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D) aufgezeichnet und in einer Kurve dargestellt wurde. Durch eine Software (Zwicktest Xpert, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D) wurden die jeweiligen Belastungswerte berechnet und ausgewertet.



Abb.13: Bruchbelastungstest in der Universalprüfmaschine (Zwick Z010/TN2S)

3.6.3 Prüfkörperuntersuchung

Nach erfolgter Kausimulation und erfolgtem Bruchbelastungstest wurden alle Proben unter dem Stereoauflichtmikroskop (VHX-950F, Keyence, Osaka, Japan) bei 20facher Vergrößerung visuell untersucht. Alle Ereignisse an den Prüfkörpern und Implantaten wurden nach Art, Schwere, Auftreten und Ort des Auftretens, sowie die Größe der Belastung, bei welcher das Ereignis auftrat, dokumentiert.

Von den gebrochenen Proben wurden Fotos angefertigt.

Des Weiteren wurden die Proben jeder Gruppe, die am meisten repräsentativ waren, zur qualitativen fraktografischen Analyse mit dem Rasterelektronenmikroskop (SEM, EVO10, Carl Zeiss, Oberkochen, D) untersucht.

3.6.4 Statistische Auswertung

Die Statistische Auswertung des Bruchbelastungstest erfolgte im Institut für Systemische Neurowissenschaften der Medizinischen Fakultät Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, sowie im Institut für Neurowissenschaften und Medizin (INM-7), Research Center Jülich in Jülich. Die Daten wurden mit der Statistiksoftware SPSS (IBM SPSS 25, IBM Corp., Armonk, NY, USA) durchgeführt und ausgewertet. Der Levene-Test wurde zur Prüfung der Homogenität der Varianz angewandt. Eine einseitige ANOVA wurde verwendet, um Wechselwirkungen zwischen den Variablen (Materialart und Ermüdung) zu ermitteln, gefolgt von einer Tukey-Post-hoc-Analyse und einer Bonferroni-Korrektur für den paarweisen Vergleich der Subgruppen. Der Einfluss der Ermüdung innerhalb der Gruppen wurde mittels t-Tests geprüft. Die Daten wurden in Boxplots grafisch dargestellt. Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf p < 0,05 (95%-CI) festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse nach Kausimulation mit Thermowechsellast

Die Prüfkörper wurden nach thermodynamischer Wechsellast im Kausimulator eingehend auf Risse und Frakturen unter dem Stereolichtmikroskop untersucht.

Sowohl die monolithischen als auch die zweiteiligen Kronenrestaurationen hielten der Kausimulation und der thermodynamischen Wechselbelastung stand. Bei allen Proben traten weder Frakturen noch Risse innerhalb der Kronenrestauration oder am Implantat auf (Tabelle 16). Somit war die Überlebensrate von allen Gruppen 100% nach einer 5-Jahres Kausimulation unter thermomechanischer Wechselbelastung.

Es wurde nur eine oberflächliche Abnutzung bei den untersuchten Materialien Z-HT, Z-ST und Z-XT beobachtet (Abb. 13 bis 15). Die Materialien E und RL zeigten deutliche Abnutzungsfacetten des PICN-Restaurationsmaterials im Belastungsbereich des mesio-lingualen Höckers (Abb. 16 bis 17).



Abb.13: Gruppe Z-HT nach thermodynamischer Wechsellast



Abb.14: Gruppe Z-ST nach thermodynamischer Wechsellast



Abb.15: Gruppe Z-XT nach thermodynamischer Wechsellast



Abb.16: Gruppe E nach thermodynamischer Wechsellast



Abb.17: Gruppe RL nach thermodynamischer Wechsellast

	Intakte		
	Prüfkörper nach	Überlebensrate	Chipping
	Kausimulation		
Gruppe			
Z- HT	12/12	100%	-
N=12			
Z- ST	12/12	12/12	-
N=12			
Z- XT	12/12	100%	-
N=12			
E	12/12	100%	-
N=12			
RL	12/12	100%	-
N=12			
Chipping	-	-	-
Lokalisation			

Tabelle 16: Versagensraten und Überlebensraten nach 5-jähriger Kausimulation

4.2 Ergebnisse des Bruchbelastungstest

Mithilfe der Software Xpert Software der Universalprüfmaschine (Zwick Z010/TN2S, Roell Ulm, D) konnten die Bruchlastwerte abgelesen werden.

In der nachfolgenden Tabelle werden jeweils die Einzelergebnisse der Bruchbelastungstests der fünf Prüfkörpergruppen dargestellt. Tabelle 17 zeigt alle statistischen Ergebnisse der Bruchfestigkeitsuntersuchung. Die graphische Darstellung der Ergebnisse wird als Boxplots gezeigt und ist in Abbildung 18 aufgezeigt.

Bei allen getesteten Prüfkörpern konnte eine am Anfang sehr langsame Steigung beobachtet werden. Diese Verzögerung ist der Kurve auf geringe materialtechnisch bedingte Verformungen der Einbettmasse Technovit 4000 und auf die Restauration selbst zurückzuführen. Nach der anfänglich puffernden Wirkung des Materials. konnte eine nahezu lineare Steigung der Belastungskurve bis zum Ereignis an der Restauration beobachtet werden.

Die höchsten Bruchlastwerte erreichten die Prüfkörper der Gruppe Z-HT mit einem Mittelwert von 8450 \pm 1443N vor Kausimulation und einem Mittelwert von 8145 \pm 1426 N nach Kausimulation und die Prüfkörper der Gruppe Z-ST mit einem Mittelwert von 8161 \pm 1024N vor Kausimulation und 8557 \pm 1288N nach Kausimulation (Tabelle 17 bis 18).

Die Prüfkörper der Gruppe E erzielten mit einem Mittelwert von 1889 ±278N vor Kausimulation und 1769 ±413N nach Kausimulation die niedrigsten Bruchlastwerte (Tabelle 17 bis 18).

Prüfkörper	Z-HT 0	Z-HT 1	Z-ST 0	Z-ST 1	Z-XT 0	Z-XT 1	E 0	E 1	RL 0	RL 1
1	8464	9799	7439	6371	7087	7179	1433	1441	3450	4806
2	9797	6026	8451	9802	6535	6749	1796	2053	3342	5267
3	9796	7470	9717	9569	6763	5989	1839	2072	4491	7161
4	9799	7707	6427	9167	9056	5305	2246	2569	5354	7043
5	8481	9799	7584	7183	6627	6729	1829	1383	3373	4897
6	6909	8946	7720	6772	5759	5862	2155	2402	3269	5346
7	6800	7465	7345	9665	6827	5843	1702	1673	5022	6303
8	9799	6880	8260	7218	6350	5853	1847	1516	3069	6772
9	9797	9798	7942	9389	6545	5172	2081	1796	3973	5251
10	6721	6286	9799	9798	6628	7091	2392	1417	4892	5087
11	6105	9801	9382	8858	6308	6153	1579	1547	3724	6405
12	8938	7762	7876	8902	6482	5405	1779	1362	3303	6236
Mittelwert und SD	8450 ± 1443	8145 ± 1426	8161 ± 1024	8557 ± 1288	6747 ± 795	6110 ± 683	1889 ± 278	1769 ± 413	3938 ± 795	5881 ± 862

Tabelle 17: Einzelergebnisse der Bruchbelastungstest der jeweiligen Gruppen (Angaben inNewton; 0 = vor Kausimulation; 1 = nach Kausimulation)

Gruppe	Mean	SD	Min	Max	1st Qu	Median	3rd Qu
Z-HT 0	8450	1443	6104	9799	7533	8709	9367
Z-HT 1	8145	1426	6025	9800	7238	7734	9051
Z-ST 0	8161	1024	6427	9798	7511	7908	8812
Z-ST 1	8557	1288	6370	9802	7739	9034	9376
Z-XT 0	6747	795	5759	9056	6242	6585	7253
Z-XT 1	6110	683	5171	7178	5676	5925	6545
E 0	1889	278	1432	2392	1712	1834	2067
E 1	1769	413	1362	2569	1506	1609	2032
RL 0	3938	795	3068	5354	3433	3587	4444
RL 1	5881	862	4805	7161	5333	5790	6429

Tabelle 18: Angaben in Newton; Min = Minimum; 1st Qu = 25% der Daten liegen unterhalb dieses Wert; Median = 50% der Daten liegen unterhalb dieses Wertes; 3rd Qu = 75% der Daten liegen unterhalb dieses Wertes; Max = Maximum; SD = Standardabweichung



Abb.18: Boxplot-Darstellung der Ergebnisse des Bruchbelastungstests in [N] (= signifikantes Ergebnis für den markierten Vergleich) (Bildquelle [133])

4.2.1 Einfluss der Kausimulation auf die Bruchlast

Die thermodynamische Wechsellast der Kausimulation hatte keinen signifikanten Einfluss im paarweisen Vergleich der Materialien vor und nach thermodynamischer Kausimulation [p = 0,156]. Die Kombination aus Kausimulation und den unterschiedlichen Restaurationsmaterialien selbst war jedoch signifikant [p < 0,001]. Zur weiteren Klärung der Interaktion wurden t-Tests für den paarweisen Vergleich zwischen Proben mit und ohne Ermüdungseinwirkung für jeden Restaurationsmaterial-Typ durchgeführt. Der einzige signifikante (Bonferroni-korrigiert: Signifikanz bei p < 0.01) Unterschied wurde für die Rapid-Layer Gruppe gefunden, die signifikant höhere (p < 0,001) Versagenslasten bei thermodynamischer Wechsellast aufwiesen. Der Effekt der thermodynamischen Wechsellast auf die Restaurationsmaterialien Z-HT (p = 0,607), Z-ST (p = 0,414), Z-XT (p = 0,047) und E (p = 0,413) war nicht signifikant (Tabelle 19 bis 23).

Die höchste mittlere Bruchlast wurde für die Gruppe Z-HT 0 (8450N) ohne thermodynamische Wechsellast festgestellt.

Die höchste mittlere Bruchlast wurde für die Gruppe Z-HT 0 (8450N) ohne thermodynamische Wechsellast festgestellt (Z-HT 0>Z-ST 0>Z-XT 0>RL 0>E 0) und für die Gruppe Z-ST 1 (8557N) mit thermodynamischer Wechsellast (Z-ST 1>Z-HT 1>Z-XT 1>RL 1>E 1). Gruppe E wies die niedrigste mittlere Versagenslast aller getesteten Restaurationsmaterialien sowohl ohne als auch mit thermodynamischer Wechsellast auf.

Tukey's post-hoc Tests ergaben, dass die Restaurationsmaterialien Z-HT und Z-ST signifikant höhere Versagenslasten im Vergleich zu allen anderen drei getesteten Restaurationsmaterialien aufwiesen (alle $p \le 0,004$), unabhängig von der Ermüdung. Dabei gab es jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen Z-HT und Z-ST (p = 1).

Die Prüfkörpergruppen Z-XT, E und RL zeigten ebenfalls signifikante Unterschiede in der Versagenslast untereinander, sowohl ohne als auch mit thermodynamischer Wechsellast (alle p < 0,001).

Die einzige Ausnahme bildete die Untergruppenanalyse von Z-XT 1 gegenüber RL 1 (p = 1). Hier wurde keine Signifikanz gefunden.

Die nachfolgenden Tabellen zeigen den Vergleich der Prüfkörpergruppen gleichen Materials mit und ohne Kausimulation.

Gruppe 1	Gruppe 1	P-Wert
Z-HT 0	Z-HT 1	0,607

Tabelle 19: Gruppenvergleich zwischen Z-HT mit und ohne Kausimulation (t-test, p-Wert;Signifikanzniveau 0.05)

Gruppe 2	Gruppe 2	P-Wert
Z-ST 0	Z-ST 1	0,414

 Tabelle 20:
 Gruppenvergleich zwischen Z-ST mit und ohne Kausimulation (t-test, p-Wert und; Signifikanzniveau 0.05)

Gruppe 3	Gruppe 3	P-Wert
Z-XT 0	Z-XT 1	0,047

Tabelle 21: Gruppenvergleich zwischen Z-XT mit und ohne Kausimulation (t-test, p-Wert;Signifikanzniveau 0.05).

Gruppe 4	Gruppe 4	P-Wert
E 0	E 1	0,413

Tabelle 22: Gruppenvergleich zwischen E mit und ohne Kausimulation (t-test, p-Wert;Signifikanzniveau 0.05)

Gruppe 5	Gruppe 5	P-Wert
RL 0	RL 1	<0,001*

Tabelle 23: Gruppenvergleich zwischen RL mit und ohne Kausimulation (t-test, p-Wert;Signifikanzniveau 0.05). Signifikante Abweichung ist mit * markiert.

4.3 Frakturschema der Kronen nach Bruchlast

Bei keiner der getesteten Prüfkörperproben konnte sowohl nach Kausimulation, als auch nach Bruchbelastungstest, eine Rissbildung beobachtet werden. Alle 120 Prüfkörper sind nach Einwirken der Bruchlast beim Bruchbelastungstest frakturiert. In der *Rapid-Layer* Gruppe zeigte nur das *Table Top* eine Komplettfraktur und das darunter liegende Zirkoniumdioxidgerüst wies keine Risse oder Frakturen auf.

In den Prüfkörpergruppen der monolithischen Kronenrestaurationen des Materials YZ-HT, YZ-ST, YZ-XT konnte sowohl bei den bekauten, als auch den unbekauten Proben nach Bruchbelastung ein annähernd ähnliches Frakturmuster beobachtet werden (Abb.24). Es konnte kein Unterschied im Frakturverhalten festgestellt werden. Die Mehrheit der Kronenrestaurationen frakturierte unter Bildung von zwei oder drei Bruchstücken. Ausnahme war hier wieder die *Rapid-Layer* Gruppe, bei der das *Table Top* in viele kleine Einzelteile frakturierte oder es vereinzelte Aussprengungen des polymerinfiltrierten Keramikmaterials gab. Die Zirkoniumdioxidbasis blieb unversehrt.

Alle Prüfkörper der Gruppen Z-XT und E wiesen nach einmaliger Belastung bis zum Versagen katastrophale Frakturen auf (Abb. 21 und Abb.22). Die Proben der Gruppen Z-HT und Z-ST wiesen Komplettfrakturen auf (Abb.19 und Abb. 20). Risse konnten an vier Proben der Gruppe Z-HT und an einer Probe der Gruppe Z-ST beobachtet werden. Die Gruppe RL wies lediglich Abplatzungen am PICN Enamic *Table Top* auf, die darunter liegende Zirkoniumdioxidbasis frakturierte nicht (Abb.23).



Abb.19: Komplettfraktur der Gruppe Z-HT. Der Bruchlastwert lag bei 5737N.



Abb.20: Komplettfraktur der Gruppe Z-ST. Der Bruchlastwert lag 8858N.



Abb.21: Komplettfraktur der Gruppe Z-XT. Der Bruchlastwert lag bei 6749N.



Abb.22: Komplettfraktur der Gruppe E. Der Bruchlastwert lag bei 1546N.



Abb.23: Komplettfraktur der Gruppe RL. Der Bruchlastwert lag bei 5266N.



Abb.24: Schematische Darstellung der häufigsten Verläufe der Bruchlinien bei Komplettfraktur, beispielhaft für die Materialgruppe Vita-YZ-ST.
4.4 Frakturanalyse im Rasterelektronenmikroskop

Für alle monolithischen Materialien zeigte die fraktografische Rasterelektronenmikroskop (REM) Analyse charakteristische Markierungen wie Hackles, die den Ursprung der Fraktur im Okklusionsbereich anzeigen. Hackles sind Linien auf der Keramikoberfläche, die die Richtung der Rissausbreitung anzeigen. Im Gegensatz dazu zeigte die fraktografische Analyse für das Material Rapid-Layer einen komplexen Rissverlauf in verschiedenen Richtungen, hauptsächlich jedoch in Richtung der Haftungsschnittstelle zwischen dem Table Top und der Zirkoniumdioxidsubstruktur. Ebenfalls ergab die REM Analyse, dass keine Frakturen oder Risse in dem darunter liegenden Zirkoniumdioxidgerüst ersichtlich sind. Nachfolgend sind die Frakturmuster der verschiedenen Gruppen im REM dargestellt (Abb. 25 bis 29) [133].



Abb.25: REM: Komplettfraktur der Gruppe Z-HT. Der Bruchlastwert lag bei 5737N.

62





Abb.27: REM Komplettfraktur der Gruppe Z-XT. Der Bruchlastwert lag bei 6749N.



Abb.28: REM Komplettfraktur der Gruppe E. Der Bruchlastwert lag bei 1546N.



Abb.29: REM Komplettfraktur der Gruppe RL. Der Bruchlastwert lag bei 5266N.

5 Diskussion

5.1 Materialien

5.1.1 Implantate

Die Bedeutung der implantatgetragenen Keramikrestaurationen sind von immer größer werdender Bedeutung in der zahnmedizinischen Versorgung [138]. Nicht zuletzt durch die hohe Patientenzufriedenheit, die in der Literatur bei über 90% liegt [139].

Hauptsächlich werden neue keramische Restaurationsmaterialien auf Zähnen untersucht und es finden sich nur sehr wenige Studien zu keramischen Restaurationen auf einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten. Daher untersucht diese Studie verschiedene keramische Materialien auf einteiligen Keramikimplantaten im Seitenzahnbereich.

Die Wahl zwischen Zirkoniumdioxid- und Titanimplantaten in der dentalen Implantologie ist ein bedeutender Aspekt, der sowohl die klinische Bewährung als auch die ästhetischen und biologischen Anforderungen beeinflusst. Beide Materialien haben ihre Vor- und Nachteile, die sorgfältig abgewogen werden müssen, um die bestmögliche Entscheidung für den individuellen Patientenfall zu treffen.

Mit der Entwicklung von sogenannten Hochleistungskeramiken werden vermehrt Implantate aus Zirkoniumdioxid verwendet und erweisen sich als gute Alternative für Titanimplantate, die lange als Goldstandart galten [5].

Die Kristallgitterstuktur dieser Implantate besteht aus polykristallinem Zirkoniumdioxid, dem 3 bis 5 mol-% Yttrium zudotiert wurde und somit bei Raumtemperatur in der tetragonalen Phase vorliegt. Diese Keramikimplantate bieten hervorragende mechanische Eigenschaften und ästhetische Vorteile durch ihre weißliche Farbe [140]. Diese zahnähnliche Farbe des Keramikimplantats kann bei einem Rückgang des Weichgewebes oder bei einem dünnen Gingivatyp, ein graues Durchschimmern durch die Mukosa, welches häufig bei Titanimplantaten vorkommt, verhindern [141, 142].

Auch wenn die Datenlage hierzu noch unzureichend ist, zeigen bereits einzelne Untersuchungen einteiliger Zirkoniumdioxidimplantate zufriedenstellende Überlebensraten von 95,6 % nach einem Jahr [21, 80], 98,5 % nach 3 Jahren [143] und 96,8 % nach 5 Jahren [144]. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit Implantaten aus Titan.

5.1.2 Befestigungskomposit

Moderne Befestigungssysteme müssen vielen Anforderungen standhalten. Dazu zählen unter anderem ein ausreichender Haftverbund, ein guter Randschluss, Radioopazität und die Beständigkeit gegenüber Speichel und Temperaturschwankungen im oralen Milieu.

Zur definitiven Zementierung für Keramiken werden vor allem adhäsive Befestigungskomposite empfohlen [99, 145].

In dieser Studie wurden die Restaurationen mit dem Befestigungsmaterial Panavia V5 opaque auf dem einteiligen Zirkoniumdioxidimplantat adhäsiv befestigt.

Generell gilt, dass adhäsive Befestigungsmaterialien eine bessere Löslichkeitsbeständigkeit sowie eine verbesserte Druck- und Zugfestigkeit im Vergleich zu konventionellen Befestigungsmaterialien aufweisen [145].

Daher wirken diese Befestigungssysteme durch ihre unterstützenden Eigenschaften Frakturen und Mikrorissen entgegen [145].

Als Nachteile dieser Systeme kann ein höherer Arbeitsaufwand gesehen werden. Es ist zu verhindern, dass die Abutmentoberfläche mit Blut und Speichel in Berührung kommt. Das Entfernen von Zementresten ist intraoral erheblich schwieriger [145].

Auch die polymerinfiltrierten Keramiken profitieren vom adhäsiven Befestigungsmaterial Panavia V5 opaque in Kombination mit dem MDP (10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat) haltigem Adhäsivmonomer Ceramic Primer Plus [30,37]. Auch für Zirkoniumdioxidrestaurationen wurde eine vorteilhafte Wirkung der Adhäsivmonomere und dadurch eine Verlängerung ihrer Lebensdauer beobachtet [38,39]. Für einen optimalen Haftverbund zum Zirkoniumdioxid muss die Oberfläche der Restauration jedoch im Voraus durch Abstrahlen mit Aluminiumoxidpartikeln (50-60µm) bei geringem Druck (unter 2 bar) vorbehandelt werden [98].

5.1.3 Werkstoffe

Um das Risiko von Abplatzungen bei verblendeten Restaurationen zu vermeiden, werden in der festsitzenden Zahn- und Implantatprothetik heute meistens monolithische Materialien verwendet [25, 26]. Vorteile und Verbesserungen monolithischer Keramikrestaurationen sind die geringeren Herstellungskosten und -zeiten, eine höhere Vorhersagbarkeit und bessere Überlebensraten bei weniger technischen Komplikationen [1, 28].

Die Verblendfraktur ist eine der häufigsten technischen Komplikationen bei verblendeten Restaurationen aus Metallkeramik und Vollkeramik auf Implantaten [146-148]. Durch die fehlende Propriozeption bei Implantaten, welche bei natürlichen Zähnen vorhanden ist, ist die Komplikation des *Chippings* dadurch deutlich erhöht [149].

Im Vergleich zu der manuell geschichteten Keramikkrone weisen die vorgefertigten CAD/CAM Keramikblöcke eine verbesserte Qualität ihrer Rohlinge auf und zeigen höhere Bruchfestigkeitswerte [61].

Neben der verstärkten Glaskeramik gelten ebenso Verbundwerkstoffe, wie PICN und CAD/CAM- Komposite sowie Zirkoniumdioxidkeramiken als geeignete Werkstoffe für monolithische Keramikrestaurationen. Anfangs wurde Zirkoniumdioxid aufgrund seiner hohen Biegefestigkeit und seines opaken Erscheinungsbildes hauptsächlich als Gerüstmaterial verwendet [28]. Neuste Entwicklungen und Verbesserungen der mechanischen und optischen Eigenschaften haben zu transluzenteren Zirkoniumdioxidkeramiken geführt. Die Transluzenzsteigerung konnte durch die verringerte Menge von Aluminiumoxidzusätzen und durch eine erhöhte Dotierung von Yttrium erreicht werden. Durch die erhöhte Zugabe von Yttrium stieg somit der kubische Phasenanteil [28, 32, 150]. Die Verbesserung der optischen Eigenschaften führte jedoch zu einer Verringerung der Biegefestigkeit [31, 32].

Polymerinfiltrierte keramische Netzwerke (PICN) wurden als Werkstoffe eingeführt, welche die positiven Materialeigenschaften von Keramiken und Polymeren vereinen [80, 151]. Aufgrund der dualen Netzwerkstruktur und eines dentinähnlichen Elastizitätsmoduls könnten PICN die auftretenden okklusalen Kräfte möglicherweise besser aufnehmen und verteilen, was es zu einem interessanten Restaurationsmaterial für die Implantatprothetik macht [112, 152].

Die Eigenschaften von monolithischen transluzenten Zirkoniumdioxidrestaurationen oder einer restaurativen Kombination von PICN mit Zirkoniumdioxid auf Keramikimplantaten wurden bislang nur wenig in *in-vitro* Studien und klinischen Studien untersucht [153]. Diese sollten zu diesen Materialien und Materialkombinationen auf Keramikimplantaten in Zukunft erfolgen.

5.2 Methode

5.2.1 Einteilung Zirkoniumdioxidimplantatsysteme und prothetische Behandlungskonzepte

Implantatgetragene Kronenrestaurationen werden entweder mit dem Implantat über einem konfektioniertes oder individuell hergestelltes Abutment verschraubt oder können direkt mit dem einteiligem Zirkoniumdioxidimplantat zementiert werden.

Das einteilige keramische Implantatsystem bringt mehrere Vorteile mit sich. Zum einem die vereinfachte Herstellung der späteren Suprakonstruktion und zum anderen eine leichtere Anwendung im klinischen Alltag. Außerdem ist das Zementieren auf dem einteiligen Zirkoniumdioxidimplantat die kostengünstigere Alternative, da auf die Schraube verzichtet wird. Durch den nicht angelegten Schraubenkanal kann die Ästhetik gesteigert werden und die Einstellung der Okklusion vereinfacht, da hier der Schraubenkanal nicht durch ein Kompositmaterial zusätzlich verschlossen werden muss [154]. Es zeigte sich, dass im Vergleich von verklebten mit verschraubten Restaurationen bei einer Überlebensrate der Titanimplantaten von 5 Jahren keine signifikanten Unterschiede aufgezeigt werden konnten [155]. Verschraubte Konstruktionen weisen eher technische Komplikationen auf, wie beispielsweise den Verlust der Verbindungsschrauben und bei zementierten Restaurationen ist die Gefahr der biologischen Komplikationen erhöht. Durch die Zementfuge können nicht entfernte Zementrestreste im Sulkus verbleiben und Entzündungen des Weichgewebes auslösen. Ein damit verbundener Knochenrückgang ist möglich [155, 156]. Werden aber die Zementreste vollständig entfernt, ist eine vollständige Ausheilung des periimplantären Weichgewebes sehr wahrscheinlich [154].

Außerdem kann durch ein Befestigungskomposit der sogenannte *passive fit* erreicht werden. So können Spannungsungenauigkeiten zwischen der Gerüstinnenseite und der Abutmentoberfläche ausgeglichen werden [154].

Einteilige keramische Implantatsysteme sind in Bezug auf klinische Studien, die mit am häufigsten verwendeten Implantatkonfiguration [84]. Derzeit ist die Anzahl der Studien zu zweiteiligen keramischen Implantatsystemen noch gering und es wurden teilweise von höheren Verlustraten berichtet. Zudem wurde in manchen Fällen eine fehlende Osseointegration beobachtet. Als potentielle Risikoquelle wird der Spalt zwischen Abutment und Implantat diskutiert [84].

Der Verlust von keramischen Implantatsystemen ist auch auf Frakturen innerhalb des Materials zurückzuführen oder tritt als frühzeitiger Verlust in der Einheilphase auf. Ebenfalls zeigt sich, dass die Erfahrung des Behandlers mit keramischen Implantatsystemen und die Compliance des Patienten wichtige Kriterien für das Überleben des Implantates darstellen [80, 84, 157].

5.2.2 Kausimulation

Die dynamische Belastung und der beschleunigte Alterungstest mit Hilfe des Kausimulators stellen eine zuverlässige Methode dar. Das Ziel ist wesentliche Informationen über die Bewährung und Lebensdauerprognosen von keramischen Restaurationen im klinischen Alltag zu erhalten, denn mechanisches Versagen tritt klinisch erst nach Jahren unter Dauerbelastung auf [158].

In *in-vitro* Testungen von zahnärztlichen Restaurationsmaterialien werden dynamische Langzeitbelastungstest eingesetzt. In dieser Studie diente der Kausimulator (Kausimulator CS-4.8 professional line, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D) als thermodynamischer Belastungstest. Die Kausimulation ist laut Literatur ein anerkanntes Verfahren zur Testung zahnärztlicher Restaurationsmaterialien vor klinischer Anwendung [159-164].

Für eine valide Aussage über das Verhalten der Materialien, müssen diese einem längeren Belastungszeitraum in einer künstlichen Prüfumgebung ausgesetzt werden. In der Literatur werden als ausreichender Simulationszeitraum 3 bis 5-Jahressimulationen empfohlen. Dabei sind 250.000 Kauzyklen als äquivalent zu einer 1-Jahresbelastung zu sehen [137, 165, 166]. Das angewendete Belastungsprotokoll wurde deshalb mit 1.200.000 Kauzyklen durchgeführt, was einer klinischen 5-Jahres-Simulation entspricht [151]. Diese Kauzyklenanzahl wird in der Literatur häufig verwendet [167, 168].

Physiologische Kaukräfte betragen im Seitenzahnbereich je nach Nahrungsmittel zwischen 20 und 140N [169, 170]. Im anterioren Bereich können Kaukräfte von bis zu 200 N auftreten. Im posterioren Bereich können maximalen Kaukräfte von 300N auftreten [121, 123-126]. Bei Patienten mit Parafunktionen, wie z.B. Bruxismus, steigen diese auf bis zu 977N oder mehr [122]. Deshalb ist die aufgewendete Kraft pro Prüfkörper wichtig, denn bei einer höheren Kaukraft auf die Keramikrestauration ist das Auftreten von Rissen oder Frakturen wahrscheinlicher und die Bruchfestigkeit ist bei anschließender statischer Belastung geringer [171].

In den meisten Studien werden die Prüfkörper mit 49N oder 50N belastet [172, 173], um physiologische Kaukräfte zu imitieren. Da aber beim Kauvorgang in Abhängigkeit der Nahrungsmittel höhere Kräfte auftreten können, wurden die Proben in der dieser Studie mit 198N belastet. Andere Arbeitsgruppen verwendeten ebenfalls höhere Belastungen mit 250 N [174].

Die Kaufrequenz beim normalen Kauvorgang beträgt ca. 1,25 – 1,77 Hz [175] und müssen gemäß der ISO-Norm 14801 für dynamische Ermüdungsprüfung

von Implantaten im flüssigen Medium < 2 Hz liegen. In der vorliegenden Studie wurde eine Frequenz von 1,6 Hz ausgewählt.

Ein weiterer wichtiger Bestandteil zur Testung der Prüfkörper ist das *Thermocycling*. Das *Thermocycling* imitiert in der *in-vitro*-Simulation das orale Mundmilieu [176] durch wechselnde Temperaturen, die durch verschiedene Nahrungsmittel beim Ess- und Trinkvorgang entstehen können. Durch die ständige Thermowechsellast erfahren die Prüfkörper eine zusätzliche Alterung neben der mechanischen Belastung.

Für Zirkoniumdioxidkeramiken wurde zudem eine Schwächung auch bei niedrigen Temperaturen beobachtet (*low temperature degradation*). Dabei erfolgt die beschriebene Phasentransformation von wenigen Zirkoniumdioxidpartikeln von tetragonal zu monoklin bei ca. 150-400°C. Diese Transformation bewirkt eine Volumenausdehnung, aus welcher materialinterne Spannungen hervorgehen. Diese Spannungen sind hauptsächlich an der Oberfläche und breiten sich von dort in die Tiefe aus. Durch zusätzliche Einwirkung von Flüssigkeit kommt es anschließend zur Rissbildung, Oberflächenrauigkeit und zur Festigkeitsabnahme der Zirkoniumdioxidkeramik [52].

Das verwendete destillierte Wasser entspricht nicht den Eigenschaften des physiologischen Speichels, was eine Limitierung der Studie darstellt.

Die standardisierten Parameter für die Kalt- und Warmtemperaturen sind in der Literatur mit 5°C und 55 °C angegeben. Diese Werte werden von vielen anderen Arbeitsgruppen ebenfalls verwendet [167, 168, 177, 178].

Für das Verschleißverfahren wurden als Antagonisten für die Proben Steatitkugeln verwendet. Antagonisten aus natürlichem Schmelz herzustellen ist sehr aufwändig [179] und stellt keinen signifikanten Unterschied zu Steatitkugeln dar [135, 136]. Andere Autorengruppen verwendeten ebenfalls Steatitkonter als Gegenbezahnung [162] [180]. Der Steatitkugeldurchmesser betrug 6mm und ähnelt somit dem palatinalen Höckers eines menschlichen oberen dritten Molaren [181].

Für den Kauvorgang wurden Werte für die Horizontalbewegung von 0,5mm und Werte für die Vertikalbewegung von 2mm aufwärts und 3mm abwärts festgelegt.

Andere Autoren verwendeten ebenfalls diese Werte bei implantatgetragenen Restaurationen. Die Werte für die Horizontalbewegung lagen bei 0,5 - 2 mm [137, 180, 182, 183].

Die Kausimulation ermöglicht durch die genannten eingestellten Parameter einen annährend natürlichen Kauvorgang und kann als verlässliche Methode angesehen werden. Dennoch können nur mögliche Voraussagen der getesteten Materialien für die klinische Anwendung getroffen werden, diese decken sich aber mit den klinischen Ergebnissen [184] und können als zuverlässig angesehen werden.

5.2.3 Bruchbelastungstest

Die Festigkeitsuntersuchung wurde in der vorliegenden Doktorarbeit durch eine Universalprüfmaschine (Zwick Z010/TN2S, Zwick Roell) durchgeführt. Dieser Test dient der Ermittlung der maximalen Bruchlast der Prüfkörper. Dabei wurden die Proben einer überkritischen Belastung bis hin zum Bruch ausgesetzt.

Für die Bruchlastbestimmung wurde eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 6mm gewählt. Die Belastung der Prüfkörper durch die Stahlkugel wurde in der Vertikalachse durchgeführt. Die Geschwindigkeit, in der die Belastung auf die Proben appliziert wurde, betrug 1,5 mm/min. Diese Vorgehensweise findet man häufig in der Literatur bei geringfügig veränderter Geschwindigkeit [185, 186]. Die Druckbelastung wurde über der zentralen Grube der Seitenzahnrestauration des Implantats ausgeübt. Diese Art der Druckbelastung wählten ebenfalls verschiedene Arbeitsgruppen in der Literatur [187, 188].

Der beschriebene Bruchbelastungstest stellt somit ein geeignetes Verfahren zur Bestimmung der Bruchlast dar. Gegenüber anderen werkstoffkundlichen Prüfverfahren für Keramiken wie dem Drei- und Vierpunktbiegeversuch, ist für dentale Restaurationen der Bruchbelastungstest vorzuziehen. Diese Art der Biegeversuche durch scheiben- oder balkenartigen Prüfkörpern berücksichtigen nicht die Komplexität individueller dentaler Keramikrestaurationen und haben eine eingeschränkte klinische Übertragbarkeit [176, 189]. Diese Werkstoffprüfungen dienen nur der Ermittlung von Vergleichswerten der Anfangsfestigkeit und der Festigkeit von verschiedenen Keramikrestaurationen und treffen keine Aussage über die Dauerfestigkeit eines Prüfwerkstoffs [190].

5.3 Ergebnisse

5.3.1 Ergebnisse nach Kausimulation

Die Ergebnisse der durchgeführten thermodynamischen Kausimulation zeigen, dass die verwendeten Materialien aus Zirkoniumdioxid HT, XT und ST, sowie die polymerinfiltrierte Hybridkeramik zur Herstellung dentaler Restaurationen eine hohe mechanische Stabilität aufweisen.

In der vorliegenden Dissertation überstanden alle Proben die Kausimulation in Form einer simultanen thermomechanischen Belastung von 1.200.000 Millionen Zyklen bei 198N.

Während und nach thermomechanischer Beanspruchung traten keine Risse oder Komplettfrakturen auf. Bei den Gruppen Z-HT, Z-ST und Z-XT wurde nur ein oberflächlicher Verschleiß des Glanzbrandes beobachtet. Dagegen waren bei der Gruppe E und RL deutliche Abnutzungsfacetten mit Substanzabtrag des Restaurationsmaterials auf dem mesio-lingualen Höcker zu sehen.

In einer ähnlichen *in-vitro* Studie zeigten transluzente 4Y- und 5Y-TZP-Keramiken ein ähnliches Abnutzungsverhalten wie 3Y-TZP-Zirkoniumdioxid [46], was mit den Beobachtungen dieser Studie übereinstimmt. Allerdings müssen Zirkoniumdioxidoberflächen ordnungsgemäß bearbeitet werden, um abriebfest und antagonistenfreundlich zu sein. Poliertes Zirkoniumdioxid zeigte sowohl in *in- vitro* [47,48] als auch in klinischen Studien [49] die geringste Abnutzung und das beste Verhalten gegenüber der Antagonistenabnutzung.

Okklusale Abnutzungsspuren und Facetten gelten oft als Auslöser für Ermüdungsbrüche [43,44]. Nach der thermodynamischen Belastung wurden bei PICN Abnutzungsfacetten festgestellt, während bei den monolithischen Zirkoniumdioxidrestaurationen nur oberflächliche und vernachlässigbare Abnutzungserscheinungen beobachtet werden konnte.

PICN zeigt ein ähnliches Abnutzungsverhalten wie Zahnschmelz. Ist die Abnutzung im okklusalen Bereich im Vergleich zu Feldspatkeramiken jedoch höher, wird über eine signifikante Reduzierung des Oberflächenglanzes gesprochen [45]. Ebenso wurden in Studien erhebliche Abnutzungen im okklusalen Bereich bei PICN-Kronen auf Zirkoniumdioxidimplantaten nach thermomechanischer Beanspruchung beschrieben [24]. Die Autoren führten das erhöhte Abnutzungsverhalten von PICN auf seine elastischen Eigenschaften und das starre Zirkoniumdioxidimplantat zurück. Folglich konnten auftretende okklusale Kräfte nur vom Restaurationsmaterial selbst aufgenommen werden und führten letztendlich zu einer vermehrten Abnutzung [24]. Es wurden jedoch auch hier keine Risse oder Frakturen nach thermodynamischer Belastung beobachtet, ähnlich wie in der vorliegenden Studie [24].

Zeitabhängige Ermüdungsbrüche können aufgrund wiederholter zyklischer Belastung auftreten und führen zu subkritischer Rissausbreitung und letztendlich zum Versagen der Restauration [43].

5.3.2 Ergebnisse nach Bruchbelastung

Alle dentalen Restaurationen auf den einteiligen Zikoniumdioxidimplantaten, sowohl mit als auch ohne Ermüdungsbelastung, zeigten mittlere Bruchlastwerte von über 750 N. Alle Prüfkörper übertrafen die geforderten physiologischen Okklusalkräfte von 200-900N im posterioren Bereich. Diese Ergebnisse legen nahe, dass alle getesteten monolithischen Restaurationen und das zweigeteilte Implantatkronendesign aus mechanischer Sicht für die klinische Anwendung auf einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten im Molarenbereich geeignet sind.

Eine Einschränkung der vorliegenden Studie ist das Labor-Studiendesign selbst, welches die klinische Umgebung nicht vollständig repräsentieren kann. Darüber hinaus wurden Belastung-bis-zum-Bruch-Tests in der Vergangenheit kritisiert [50,51], und das Abnutzungsverhalten wurde nicht qualitativ bewertet.

Die höchsten Bruchlastwerte wurden bei den monolithischen 3Y-TZP (Gruppe Z-HT) und 4Y-TZP (Gruppe Z-ST) Zirkoniumdioxidrestaurationen aufgrund ihrer hohen Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit erreicht [19]. Die mittleren Versagenslasten beider Gruppen waren fast neunmal höher (>8140N) als bei physiologischen Kaukräfte. Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied (p = 1) in den Versagenslasten zwischen 3Y-TZP und 4Y-TZP monolithischen Zirkoniumdioxidkeramiken festgestellt. Monolithisches 4Y-TZP-Zirkoniumdioxid (Z-ST) könnte daher eine bevorzugte Wahl für monolithische Implantatgetragene Einzelkronen im Seitenzahnbereich sein, da es anscheinend genauso langlebig ist wie 3Y-TZP, aber eine bessere Transluzenz und Ästhetik aufweist [34].

In einigen *in-vitro*-Studien betrug die Bruchlast über 6000N für monolithische 3Y-TZP-Zirkoniumdioxidkronen (Vita-YZ-T) auf einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten desselben Herstellers (ceramic.implant, vitaclinical, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) [30]. In anderen *in-vitro*-Studien betrug die Ermüdungsbruchlast zwischen 4700 und 6350N für monolithische 3Y-TZP-Implantatkronen (Lava Plus) auf einteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten (PURE Ceramic Implant, Straumann) [31] und 6310N für monolithische 3Y-TZP-Zirkoniumdioxidkronen (Zerion LT) auf zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten (PURE two-piece implant, Straumann) [32].

In den oben genannten Studien wurde dasselbe Ermüdungsprotokoll wie in der vorliegenden Dissertation angewendet, um 5 Jahre klinischen Einsatz zu simulieren und den Restaurations-Implantat-Komplex weiter bis zum Versagen zu belasten [30–32].

Unterschiedliche Bruchlastwerte bei den Versagenslasten können durch unterschiedliche Implantatdurchmesser (4,1mm), durch ein ein- oder zweiteiliges Implantatdesign [32], durch unterschiedliche Abutmenthöhen (4,0mm) [31] die Wahl der adhäsiven Zemente [30], sowie durch das Kronendesign der dentalen Restauration selbst erklärt werden. Darüber hinaus muss beachtet werden, dass die geringe Geometrie des einteiligen Implantat-Abutments zu einer erhöhten Wanddicke der Kronenrestauration führt und folglich zu höheren Versagenslasten im Vergleich zu Restaurationen auf individuell gestalteten oder vorgefertigten Abutments [30].

Vergleichbare Versagenslasten von 1162N [35], 1297N [36] (bei einem Implantatdurchmesser von 4,0mm) und bis zu 1591N [30] (bei einem Implantatdurchmesser von 4,5mm) wurden für thermodynamisch gealterte und nicht gealterte monolithische PICN-Implantatkronen auf einteiligen

Keramikimplantaten desselben Herstellers (ceramic.implant, vitaclinical, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) berichtet. Die thermodynamische Ermüdung hatte keinen Einfluss auf die Versagenslast von PICN in der zuvor genannten Studie [30].

Eine signifikante Auswirkung der Versagenslast bis zur Fraktur wurde nur bei PICN/3Y-TZP *Rapid-Layer*-Implantatkronen beobachtet, bei denen die Bruchlastwerte nach thermomechanischer Belastung signifikant geringer waren, im Vergleich zur unbelasteten Gruppe.

Ein möglicher Grund für höhere Bruchlastwerte bei thermodynamischer Belastung der *Rapid-Layer* Gruppe RL1 im Vergleich zu RL0 könnte eine vollständige Polymerisation des adhäsiven Befestigungsmaterials an der Verbundstelle während der thermomechanischen Belastung sein. Dies führt zu einer Festigkeitssteigerung und einer dauerhaften Bindung zwischen dem *Table Top* und dem darunterliegenden Zirkoniumdioxidgerüst. Generell wird eine 1tägige Wasseraufbewahrung bei 37°C vor dem thermischen Zyklus empfohlen, um eine vollständige Polymerisation der Haftvermittlerschnittstelle zu ermöglichen [42].

Wenn die Polymerisation des Befestigungskomposits während der Kausimulation fortgesetzt wird, wird diese Situation durch zwei Effekte verbessert. Zum einem steigt die Druckfestigkeit des Befestigungsmaterials und unterstützt das PICN-Table Top besser [36] und zum anderen wird die angreifende Scherbelastung an der Schnittstelle geringer sein, da das Befestigungsmaterial an Festigkeit gewinnt. Diese Annahme wird durch eine invitro Studie unterstützt, bei der die Druckfestigkeit des Befestigungskomposits ebenfalls signifikant nach der Selbstpolymerisation und dem Thermocycling in ersten Tagen zunahm [42]. Das beobachtete Bruchmuster mit den Absplitterungen, aber ohne Ablösung des Table Top- Designs, unterstützt diese Annahme weiter.

Bisher liegen wenige vergleichbaren Daten für das vorgeschlagene *Rapid-Layer*-Design auf Keramikimplantaten vor[153].

Wenn man die Gruppen E und RL vergleicht, erscheint es so, dass das darunter liegende Zirkoniumdioxidgerüst die Versagenslasten verstärkt und verdoppelt

hat. Diese restaurative Kombination könnte die Vorteile des PICN-Materials mit einer hochfesten 3Y-TZP- oder 4Y-TZP-Unterkonstruktion vereinen. Das PICN-Material könnte die Vorteile eines zahnschmelzähnlichen Abnutzungsverhaltens [52], die Fähigkeit, auftretende okklusale Kräfte aufzunehmen, um eine Überlastung des Implantat-Knochen-Komplexes zu verhindern und das Implantat zu schützen [24]. Im Falle von Frakturen bietet diese Variante eine einfache und schnelle Austauschmöglichkeit, da es als wiederbefestigbares *Table Top* konstruiert ist. Die Zirkoniumdioxidbasis könnte als ästhetisch hochfeste Unterstützung mit bevorzugten biologischen Reaktionen auf das umgebende periimplantäre Weichgewebe dienen [53–55].

Diese vorgeschlagene Kombination aus einer hochfesten Zirkoniumdioxidbasis und einem PICN-Material könnte ein interessantes und neuartiges restauratives Behandlungskonzept für sowohl Zirkoniumdioxid- als auch Titanimplantate im Seitenzahnbereich darstellen und weitere Forschung rechtfertigen. Insbesondere wenn monolithische implantatgetragene Zirkoniumdioxidrestaurationen als Antagonisten dienen. Da das Design des PICN-*Table Top* digital im CAD/CAM Verfahren erstellt wird, kann es bei erhöhter Abnutzung oder Bruch leicht ausgetauscht werden. Dies kann sich auf die klinische Langlebigkeit der Restaurationen positiv auswirken.

5.3.3 Frakturmuster

Ein ähnliches Frakturmuster nach Bruchbelastung konnte in den Gruppen Z-HT, Z-ST, Z-XT und E beobachtet werden. Unabhängig davon, ob die Prüfkörper einer thermodynamischen Wechsellast unterzogen wurden. Dies kann aus dem identischen Kronendesign und demselben Herstellungsdatensatz der Restauration gefolgert werden.

Ausschließlich Komplettfrakturen waren für das Versagen der monolithischen adhäsiv befestigten Zirkoniumdioxid- und Hybridkeramikprüfkörper in einem oder mehreren Teilen zu beobachten. Eine Frakturbeteiligung des Abutments konnte nicht festgestellt werden.

Rissbildungen an den Restaurationen konnten keine festgestellt werden. Die hohe Stabilität des Materials ist auf das Herstellungsverfahren der monolithischen Seitenzahnrestaurationen aus industriell produzierten Keramikscheiben oder -blöcken von einheitlicher Qualität und Homogenität zurückzuführen. Durch die Herstellung aus vorgefertigten Keramikscheiben/blöcken können weniger Fehler während der Verarbeitung auftreten, die eine Rissbildung begünstigen könnten [108].

Das *Chipping* ist eine weitere Komplikation von Keramikrestaurationen. Aber bei monolithischen Restaurationen ist das *Chipping* eher selten zu beobachten, da es hier innerhalb der Restauration keine Materialverbundstellen gibt und es somit zum Bruch der gesamten dentalen Restauration kommt.

Die Versagens- und fraktografische Analyse ergab, dass unter Belastung alle monolithischen Kronen frakturierten, wobei der Bruch sehr wahrscheinlich in der Fissur begann. In der Fissur ist das Material der höchsten Zugspannung ausgesetzt, was den ungünstigsten Belastungsfall beschreibt und schließlich zum Bruch des gesamten Materials führt.

Im Gegensatz dazu zeigt das Material der Gruppe RL eine andere Belastungssituation und ein anderes Bruchmusterverhalten. Die *Table Tops* aus PICN werden hauptsächlich unter Druck belastet, die Zirkoniumdioxidbasis wird mehr oder weniger im rechten Winkel belastet, was zu einer leichten Scherbelastung zwischen der Zirkoniumdioxidbasis und dem *Table Top* führt. Dieses Belastungsszenario führt bereits zu einer hohen anfänglichen Versagenslast, da das *Table Top* gut vom 3Y-TZP-Zirkoniumdioxidgerüst unterstützt wird und hauptsächlich die Druckbelastung bis zum Versagen abfängt.

5.4 Schlussfolgerung

Auf Grundlage der vorliegenden Ergebnisse und innerhalb der Grenzen dieser *in-vitro*-Studie können die folgenden Schlussfolgerungen gezogen werden.

Die thermodynamische Wechsellast hatte einen Einfluss auf die Gruppe RL (*Rapid-Layer*) bestehend aus dem PICN-*Table Top* (polymerinfiltriertes keramisches Netzwerk) und der Basis aus monolithischem 3Y-TZP-Zirkoniumdioxid.

Alle getesteten Werkstoffgruppen zeigten höhere Bruchlastwerte als die physiologischen Okklusionskräfte im Seitenzahnbereich und können für den klinischen Anwendungsbereich empfohlen werden.

Die Versagensanalyse ergab hauptsächlich Komplettfrakturen bei den getesteten monolithischen Implantatkronen. In der Gruppe *Rapid-Layer* wurden *Chipping*-Frakturen für das *Table Top*-Design der polymerinfiltrierten Hybridkeramik ohne Beteiligung der darunter liegenden Zirkoniumdioxidbasen beobachtet.

PICN-Materialien, insbesondere im vorgeschlagenen *Rapid-Layer*-Design, könnten in naher Zukunft ein interessantes restauratives Behandlungskonzept für Zirkoniumdioxidimplantate darstellen.

Weitere *in-vivo* und *in-vitro* Langzeitstudien sind notwendig, um das Verhalten unterschiedlicher Keramikrestaurationen zu untersuchen.

6 Literaturverzeichnis

- 1. Pjetursson, B.E., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns.* Clinical Oral Implants Research, 2018. **29**(S16): p. 199-214.
- 2. Sanz, M., et al., *European Association for Osseointegration Delphi study on the trends in Implant Dentistry in Europe for the year 2030.* Clinical Oral Implants Research, 2019. **30**(5): p. 476-486.
- 3. Balmer, M., et al., *EAO position paper: Current level of evidence regarding zirconia implants in clinical trials.* Int. J. Prosthodont, 2022. **35**: p. 560-566.
- 4. Roehling, S., et al., *Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies-A systematic review and meta-analysis.* Clin Oral Implants Res, 2019. **30**(5): p. 365-395.
- 5. 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.
- 6. 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.
- 7. Lorenz, J., et al., *Prospective controlled clinical study investigating longterm clinical parameters, patient satisfaction, and microbial contamination of zirconia implants.* Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2019. **21**(2): p. 263-271.
- 8. Kohal, R. and Β. Spies, Implantate aus Zirkonoxidkeramik: Gewebeintegration. Stabilität und klinisches Verhalten. Eine Literaturübersicht. Implantologie, 2021. 29: p. 155-170.
- 9. Silva, N.R., et al., *Performance of zirconia for dental healthcare.* Materials, 2010. **3**(2): p. 863-896.
- 10. 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.* Journal of Clinical Periodontology, 2021. **48**(5): p. 721-733.
- 11. Thoma, D.S., et al., *Histological analysis of loaded zirconia and titanium dental implants: an experimental study in the dog mandible.* Journal of Clinical Periodontology, 2015. **42**(10): p. 967-975.
- 12. Clever, K., et al., *Experimental peri-implant mucositis around titanium and zirconia implants in comparison to a natural tooth: part 2—clinical and microbiological parameters.* International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2019. **48**(4): p. 560-565.
- 13. Kohal, R.-J. and D.K. Dennison, *Clinical Longevity of Zirconia Implants* with the Focus on Biomechanical and Biological Outcome. Current Oral Health Reports, 2020. **7**(4): p. 344-351.
- 14. Glockmann, E., et al., *Ursachen des Zahnverlustes in Deutschland. Dokumentation einer bundesweiten Erhebung (2007)*, in *IDZ-Information*, Idz, Editor. 2011, IDZ [Institut der Deutschen Zahn‰rzte]: Kⁿ. p. 34.
- 15. Park, S.Y., et al., *Single-Tooth Implant Versus Three-Unit Fixed Partial Denture: A Study of Oral Health-Related Quality of Life.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2016. **31**(2): p. 376-81.

- 16. Vogel, R., J. Smith-Palmer, and W. Valentine, *Evaluating the health* economic implications and cost-effectiveness of dental implants: a *literature review.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. **28**(2): p. 343-56.
- 17. Walton, T.R., An Up-to-15-Year Comparison of the Survival and Complication Burden of Three-Unit Tooth-Supported Fixed Dental Prostheses and Implant-Supported Single Crowns. Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. **30**(4): p. 851-61.
- 18. Jordan, R.A., et al., *The Fifth German Oral Health Study (Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie, DMS V) rationale, design, and methods.* BMC Oral Health, 2014. **14**(1): p. 161.
- 19. Neugebauer, J., et al., *Ceramic Dental Implants: A Systematic Review and Meta-analysis.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2023. **38**(suppl): p. 30-36.
- 20. Bethke, A., et al., *Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro: A Systematic Review and Meta-Analysis.* Materials (Basel), 2020. **13**(3).
- Spies, B.C., et al., CAD/CAM-fabricated ceramic implant-supported single crowns made from lithium disilicate: Final results of a 5-year prospective cohort study. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2017. 19(5): p. 876-883.
- 22. Spies, B.C., et al., *All-ceramic single crowns supported by zirconia implants: 5-year results of a prospective multicenter study.* Clinical Oral Implants Research, 2019. **30**(5): p. 466-475.
- 23. Spies, B.C., et al., *Clinical and Patient-reported Outcomes of a Zirconia Oral Implant:Three-year Results of a Prospective Cohort Investigation.* Journal of Dental Research, 2015. **94**(10): p. 1385-1391.
- 24. Spies, B.C., et al., *Clinical and patient-reported outcomes of zirconiabased implant fixed dental prostheses: Results of a prospective case series 5 years after implant placement.* Clinical Oral Implants Research, 2018. **29**(1): p. 91-99.
- Spitznagel, F.A., J. Boldt, and P.C. Gierthmuehlen, CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. Journal of Dental Research, 2018.
 97(10): p. 1082-1091.
- 26. Rabel, K., et al., *The clinical performance of all-ceramic implant-supported single crowns: A systematic review and meta-analysis.* Clinical Oral Implants Research, 2018. **29**(S18): p. 196-223.
- 27. Sebastian D. Horvath, M.A.V., *Monolithische Restaurationen auf Implantaten Eine Übersicht.* Dtsch Zahnärztl, 2017. **72**(4): p. 332-340.
- 28. Güth, J., et al., *Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know?* Quintessence Int, 2019. **50**(7): p. 512-520.
- 29. Guess, P.C., et al., *Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered* Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. Int J Prosthodont, 2010. **23**(5): p. 434-42.
- 30. Sulaiman, T.A., A.J. Delgado, and T.E. Donovan, *Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study.* J Prosthet Dent, 2015. **114**(3): p. 364-6.
- 31. Zhang, F., et al., *Strength, toughness and aging stability of highlytranslucent Y-TZP ceramics for dental restorations.* Dental Materials, 2016. **32**(12): p. e327-e337.
- 32. Zhang, Y. and B.R. Lawn, *Novel Zirconia Materials in Dentistry.* Journal of Dental Research, 2018. **97**(2): p. 140-147.

- 33. Facenda, J.C., M. Borba, and P.H. Corazza, *A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN).* J Esthet Restor Dent, 2018. **30**(4): p. 281-286.
- 34. Butz, M., S. Hahnel, and A. Rauch, *Komposite in der Implantatprothetik.* 2021. **04**: p. 236-239.
- 35. Gil, A., et al., *Strength of implant-supported lithium disilicate and polymerinfiltrated ceramic network restorations after thermomechanical aging.* Int J Comput Dent, 2023. **26**(3): p. 237-245.
- 36. Marchand, L., et al., *Digital wear analysis of different CAD/CAM fabricated monolithic ceramic implant-supported single crowns using two optical scanners.* Int J Prosthodont, 2022. **35**(3): p. 357–364.
- 37. Baumgart, P., et al., *Biomechanical properties of polymer-infiltrated ceramic crowns on one-piece zirconia implants after long-term chewing simulation.* Int J Implant Dent, 2018. **4**(1): p. 16.
- 38. Horvath, S.D., F.A. Spitznagel, and P.C. Gierthmühlen, *Hybridmaterialien–Indikation und Bewährung.* Zahnärztliche Mitteilungen, 2016. **1140**(10 A): p. 56-62.
- 39. Coldea, A., M.V. Swain, and N. Thiel, *Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials.* Dental Materials, 2013. **29**(4): p. 419-426.
- Awada, A. and D. Nathanson, *Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2015. 114(4): p. 587-593.
- 41. Spitznagel, F. and S. Ganz, *Komposit-Matrix-Keramiken: Klinik und Wissenschaft.* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2017. **4**: p. 326-311.
- 42. Pitta, J., et al., *Mechanical stability and technical outcomes of monolithic CAD/CAM fabricated abutment-crowns supported by titanium bases: An in vitro study.* Clinical Oral Implants Research, 2021. **32**(2): p. 222-232.
- 43. Baumgart, P., et al., *Biomechanical properties of polymer-infiltrated ceramic crowns on one-piece zirconia implants after long-term chewing simulation.* International Journal of Implant Dentistry, 2018. **4**(1): p. 16.
- 44. Tsoi, J.K.H., *4 Ceramic materials in dentistry*, in *Advanced Dental Biomaterials*, Z. Khurshid, et al., Editors. 2019, Woodhead Publishing. p. 55-78.
- 45. McLaren, E.A. and J. Figueira, *Updating classifications of ceramic dental materials: a guide to material selection.* Compendium, 2015. **36**(6): p. 400-406.
- 46. Gracis, S., et al., *A new classification system for all-ceramic and ceramiclike restorative materials.* Int J Prosthodont, 2015. **28**(3): p. 227-35.
- 47. Denry, I. and J.R. Kelly, *State of the art of zirconia for dental applications*. Dental materials, 2008. **24**(3): p. 299-307.
- Kern, M., et al., Vollkeramische Therapiekonzepte-Indikation, Behandlungskonzept, Funktionsdiagnostik, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung vollkeramischer Restaurationen. 2023: Arbeitsgemeinschaft fur Keramik in der Zahnheilkunde.
- 49. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. **20**(1): p. 1-25.
- 50. Scott, H., *Phase relationships in the zirconia-yttria system.* Journal of materials science, 1975. **10**: p. 1527-1535.

- 51. Stawarczyk, B., et al., *Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen-von verblendet bis monolithisch.* Quintessenz Zahntech, 2016. **42**(6): p. 740-765.
- 52. Guess, P.C., et al., *All-ceramic systems: laboratory and clinical performance.* Dental clinics, 2011. **55**(2): p. 333-352.
- 53. Zhang, Y., *Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent.* Dental materials, 2014. **30**(10): p. 1195-1203.
- 54. Roehling, S., et al., *In vitro biofilm formation on titanium and zirconia implant surfaces.* Journal of periodontology, 2017. **88**(3): p. 298-307.
- 55. Galiatsatos, P., A. Galiatsatos, and G. Phillipatos, *Characterization of the Interface of Heat-pressed Glass–Ceramic Masses on Metal Support Cr–Co in Metal–Ceramic Prosthetic Restorations.* The Journal of Contemporary Dental Practice, 2021. **22**(4): p. 335-341.
- 56. Stawarczyk, B., et al., Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2016. **59**: p. 128-138.
- 57. Pereira, R.M., et al., *An engineering perspective of ceramics applied in dental reconstructions.* J Appl Oral Sci, 2023. **31**: p. e20220421.
- Horvath, S., C. Schulz, and F. Spitznagel, *Zirkonrestaurationen monolithisch, reduziert, vollverblendet?* Quintessenz Zahntech, 2021.
 47(5): p. 552-561.
- 59. Spitznagel, F.A., et al., *Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A Review of the Literature.* Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2014. **26**(6): p. 382-393.
- 60. 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.
- 61. Kern, M., et al., *Vollkeramik auf einen Blick*. Vol. 6. Auflage. 2015, Ettlingen: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der zahnheilkunde e.V.
- 62. Kern, M., et al., Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. 2010: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde.
- 63. Bernauer, S.A., N.U. Zitzmann, and T. Joda, *The Complete Digital Workflow in Fixed Prosthodontics Updated: A Systematic Review.* Healthcare (Basel), 2023. **11**(5).
- 64. Giordano 2nd, R.A., et al., *Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain.* The Journal of Prosthetic Dentistry, 1995. **73**(5): p. 411-8.
- 65. Zimmermann, M., et al., *Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns.* Dental materials journal, 2017. **36**(6): p. 778-783.
- 66. Alqahtani, F., *Marginal fit of all-ceramic crowns fabricated using two extraoral CAD/CAM systems in comparison with the conventional technique.* Clin Cosmet Investig Dent, 2017. **9**: p. 13-18.
- 67. Strub, J., et al., *Kombinierte und abnehmbare Prothetik, Implantologie, Nachsorge, Lebensqualität. Curriculum Prothetik Band III.* 2011, Berlin: Quintessenz Verlag.

- 68. Buser, D., et al., 10-Year Survival and Success Rates 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, 2012. **14**(6): p. 839-851.
- 69. Smeets, R., et al., *Metallfreie Dentalimplantate auf Zirkoniumdioxidbasis eine Übersicht.* Der MKG-Chirurg, 2021. **14**(4): p. 355-366.
- 70. Christel, P., et al., *Mechanical properties and short term in vivo evaluation of yttrium oxide partially stabilized zirconia.* Journal of biomedical materials research, 1989. **23**(1): p. 45-61.
- 71. Andreiotelli, M. and R.J. Kohal, *Fracture strength of zirconia implants after artificial aging.* Clinical implant dentistry and related research, 2009. **11**(2): p. 158-166.
- Nishihara, H., M.H. Adanez, and W. Att, *Current status of zirconia implants in dentistry: preclinical tests.* Journal of prosthodontic research, 2019.
 63(1): p. 1-14.
- 73. Degidi, M., et al., Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. Journal of periodontology, 2006. **77**(1): p. 73-80.
- 74. Welander, M., I. Abrahamsson, and T. Berglundh, *The mucosal barrier at implant abutments of different materials.* Clinical oral implants research, 2008. **19**(7): p. 635-641.
- 75. Gahlert, M., et al., *Dental zirconia implants up to three years in function: a retrospective clinical study and evaluation of prosthetic restorations and failures.* International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2013. **28**(3).
- 76. Gahlert, M., et al., *Failure analysis of fractured dental zirconia implants.* Clinical oral implants research, 2012. **23**(3): p. 287-293.
- 77. Gahlert, M., et al., *In vivo performance of zirconia and titanium implants: a histomorphometric study in mini pig maxillae.* Clinical oral implants research, 2012. **23**(3): p. 281-286.
- 78. Kohal, R.J., et al., *Loaded custom made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment.* Journal of periodontology, 2004. **75**(9): p. 1262-1268.
- 79. Pieralli, S., et al., Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations: A systematic review and meta-analysis. Dental Materials, 2018. **34**(2): p. 171-182.
- 80. Pieralli, S., et al., *Clinical outcomes of zirconia dental implants: a systematic review.* Journal of dental research, 2017. **96**(1): p. 38-46.
- 81. Koller, M., et al., *Two piece zirconia versus titanium implants after 80 months: Clinical outcomes from a prospective randomized pilot trial.* Clinical Oral Implants Research, 2020. **31**(4): p. 388-396.
- 82. Gahlert, M. and S. Röhling, *Einteilige Keramikimplantate aus Zirkonoxid*. Implantologie, 2022. **30**(1): p. 79-91.
- 83. Spitznagel, F.A., S.D. Horvath, and P.C. Gierthmuehlen, *Prosthetic protocols in implant-based oral rehabilitations: A systematic review on the clinical outcome of monolithic all-ceramic single-and multi-unit prostheses.* Eur J Oral Implantol, 2017. **10**(Suppl 1): p. 89-99.

- 84. Haro Adánez, M., H. Nishihara, and W. Att, *A systematic review and metaanalysis on the clinical outcome of zirconia implant-restoration complex.* J Prosthodont Res, 2018. **62**(4): p. 397-406.
- 85. Blatz, M.B., A. Sadan, and M. Kern, *Resin-ceramic bonding: A review of the literature.* The Journal of Prosthetic Dentistry, 2003. **89**(3): p. 268-274.
- 86. Burke, F., et al., *Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence.* Journal of Adhesive Dentistry, 2002. **4**(1).
- 87. Stamatacos, C. and J.F. Simon, *Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements.* Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995), 2013. **34**(1): p. 42-4, 46.
- 88. Sadan, A., M.B. Blatz, and B. Lang, *Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 2.* International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2005. **25**(4).
- Soares, C.J., et al., Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory - processed composite restorations: a literature review. Journal of esthetic and restorative dentistry, 2005. 17(4): p. 224-235.
- 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.
- 91. Özcan, M. and C.Â.M. Volpato, *Surface conditioning and bonding protocol for polymer-infiltrated ceramic: how and why?* Journal of Adhesive Dentistry, 2016. **18**(2): p. 174-175.
- 92. Abuzayeda, M., Adhäsion zwischen Befestigungskomposits und hochfesten Keramiken nach unterschiedlicher Oberflächenkonditionierung: eine In-vitro-UNtersuchung. 2000.
- Atsu, S.S., et al., Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent, 2006. 95(6): p. 430-6.
- 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. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2004.
 91(4): p. 356-362.
- 95. Yao, C., et al., Effect of silane pretreatment on the immediate bonding of universal adhesives to computer - aided design/computer - aided manufacturing lithium disilicate glass ceramics. European Journal of Oral Sciences, 2017. **125**(2): p. 173-180.
- 96. Blatz, M.B., *Bonding protocols for improved long-term clinical success.* Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 2014. **35**(4): p. 276-277.
- 97. Passia, N., et al., *Tensile bond strength of different universal adhesive systems to lithium disilicate ceramic.* The Journal of the American Dental Association, 2015. **146**(10): p. 729-734.
- 98. Blatz, M.B., et al., *How to bond zirconia: the APC concept.* Compend Contin Educ Dent, 2016. **37**(9): p. 611-618.
- 99. Kern, M., Bonding to oxide ceramics—Laboratory testing versus clinical outcome. Dental Materials, 2015. **31**(1): p. 8-14.

- 100. Wegner, S.M. and M. Kern, *Long-term resin bond strength to zirconia ceramic.* J Adhes Dent, 2000. **2**(2): p. 139-47.
- 101. Blatz, M.B., et al., *Current Protocols for Resin-Bonded Dental Ceramics*. Dent Clin North Am, 2022. **66**(4): p. 603-625.
- 102. Zhang, X., et al., *Effects of air-abrasion pressure on mechanical and bonding properties of translucent zirconia.* Clinical Oral Investigations, 2021. **25**(4): p. 1979-1988.
- 103. Leung, B.T.W., et al., *Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic.* The Journal of Prosthetic Dentistry, 2015. **114**(3): p. 440-446.
- 104. Hofmann-Axthelm, W., *Lexikon der Zahnmedizin*. 1983, Berlin: Quintessenz Verlag.
- 105. Pospiech, P., *Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin*, M. Espe, Editor. 2004: Homburg/Saar.
- 106. Munz, D. and F. T., *Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe*. Vol. 8. 1989, Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.
- 107. Fischer, H., et al., *Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik.* Dtsch Zahnärztl Z, 1999. **54**: p. 484 - 488.
- 108. Fischer, J. and B. Stawarczyk, *Zahnärztliche Materialkunde*, M.u.K.A.f.Z.P. Zahn-, Editor. 2009.
- 109. Rosentritt, M., N. Ilie, and U. Lohbauer, *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin*. 2018: Georg Thieme Verlag.
- 110. Standardization, I.O.f., ISO 14801:2016(E) Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants. 2016.
- 111. 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.
- 112. Rosentritt, M., et al., *Approach for valuating the influence of laboratory simulation.* Dental materials, 2009. **25**(3): p. 348-352.
- 113. DeLong, R. and W. Douglas, *Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control.* Journal of dental research, 1983. **62**(1): p. 32-36.
- 114. Kelly, J.R., *Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations.* The Journal of prosthetic dentistry, 1999. **81**(6): p. 652-661.
- 115. Nawafleh, N., et al., *Lithium disilicate restorations fatigue testing parameters: a systematic review.* Journal of Prosthodontics, 2016. **25**(2): p. 116-126.
- 116. Rosentritt, M., et al., *Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures.* Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials, 2006. **22**(2): p. 176-182.
- 117. De Boever, J.A., et al., *Functional occlusal forces: an investigation by telemetry.* J Prosthet Dent, 1978. **40**(3): p. 326-33.
- 118. Eichner, K., *Messung der Kräfte bei Kauvorgängen.* Dtsch Zahnärztl Z, 1963. **18**: p. 915-924.
- 119. Gibbs, C.H., et al., Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Prosthet Dent, 1981. **56**: p. 443-449.
- 120. Ludwig, P., *Die Kaukraftentwicklung der Kaumuskulatur und ihre sensorische Stellung.* Dtsch Zahnärztl Z, 1975. **30**: p. 797-802.

- 121. Körber, K.H. and K. Ludwig, *Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen*. Dent Labor, 1983. **31**(1): p. 55 60.
- 122. 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.
- 123. Helkimo, E., G.E. Carlsson, and M. Helkimo, *Bite force and state of dentition*. Acta Odontol Scand, 1977. **35**: p. 297-303.
- 124. Ringqvist, M., *Isometric bite forces and its relation to dimensions of facial skeleton.* Acta Odontol Scand, 1973. **31**: p. 35-42.
- 125. Waltimo, A., P. Kemppainen, and M. Könönen, *Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching.* Scand J Dent Res, 1993. **101**: p. 416-421.
- 126. Waltimo, A. and M. Könönen, *A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults.* Scand J Dent Res, 1993. **101**: p. 171-175.
- 127. Vita-Zahnfabrik. *Vita Enamic Verarbeitungsanleitung*. 2023; Available from: https://mam.vitazahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=122077&sprache=d e&fallback=de&cls_session_id=&neuste_version=1
- 128. Zhang, Y. and J.R. Kelly, *Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering.* Dent Clin North Am, 2017. **61**(4): p. 797-819.
- 129. Vita-Zahnfabrik, Vita YZ Solutions Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation. 2022. Available from: https://mam.vitazahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=108353&sprache=d e&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1
- 130. Vita-Zahnfabrik. Vita YZ T/ Vita YZ HT Verarbeitungsanleitung. 2016; Available <u>https://www.infinidentsolutions.com/assets/uploads/service/gba/gba-yz-de.pdf</u>
- 131. 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. Clinical oral implants research, 2016. 27(7): p. 751-761.
- 132. Wright, T. and A. Burstein, *Fundamentals of orthopaedic biomechanics.* Baltimore: Williams and Wilkins, 1994: p. 203-10.
- 133. 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).
- 134. Vita-Zahnfabrik. *Vita* YZ Solutions Verarbeitungsanleitung. 2019; Available from: <u>https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITA-YZ-HT-25899.html</u>
- 135. 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.
- 136. 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.
- 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.

- 138. Jordan, A.R. and W. Micheelis, *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie-*(*DMS IV*). Vol. 35. 2016: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV Köln.
- 139. Pjetursson, B.E., et al., *Patients' satisfaction following implant therapy. A* 10-year prospective cohort study. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(2): p. 185-93.
- 140. 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.
- 141. van Brakel, R., et al., *The effect of zirconia and titanium implant abutments on light reflection of the supporting soft tissues.* Clin Oral Implants Res, 2011. **22**(10): p. 1172-1178.
- 142. 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.
- 143. Balmer, M., et al., *Three-year analysis of zirconia implants used for singletooth replacement and three-unit fixed dental prostheses: A prospective multicenter study.* Clin Oral Implants Res, 2018. **29**(3): p. 290-299.
- 144. Grassi, F.R., et al., *Immediate occlusal loading of one-piece zirconia implants: five-year radiographic and clinical evaluation.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. **30**(3): p. 671-80.
- 145. Hill, E.E. and J. Lott, *A clinically focused discussion of luting materials.* Aust Dent J, 2011. **56 Suppl 1**: p. 67-76.
- 146. Jung, R.E., et al., Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implants Res, 2012. 23 Suppl 6: p. 2-21.
- 147. Pjetursson, B.E., et al., Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Clin Oral Implants Res, 2007. 18 Suppl 3: p. 97-113.
- 148. Pjetursson, B.E., et al., A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. Clin Oral Implants Res, 2007. **18 Suppl 3**: p. 73-85.
- 149. Kinsel, R.P. and D. Lin, Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. J Prosthet Dent, 2009. 101(6): p. 388-94.
- 150. Sen, N. and S. Isler, *Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics.* Journal of Prosthetic Dentistry, 2020. **123**(5): p. 761-768.
- 151. Kern, M., J.R. Strub, and X.Y. Lu, *Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator.* J Oral Rehabil, 1999. **26**(5): p. 372-8.
- 152. Pitta, J., et al., *Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2019. **34**(5): p. 1091–1097.
- 153. 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).

- 154. 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.
- 155. Wittneben, J.G., C. Millen, and U. Brägger, *Clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29 Suppl**: p. 84-98.
- 156. 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.
- 157. Hashim, D., et al., *A systematic review of the clinical survival of zirconia implants.* Clin Oral Investig, 2016. **20**(7): p. 1403-17.
- 158. 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.
- 159. Rosentritt, M., N. Ilie, and U. Lohbauer, *Kausimulation: In-vitro-Option zur Abschätzung der Eignung von dentalen Materialien.* ZWR, 2016. **125**(01/02): p. 42-45.
- 160. Rohr, N., et al., *Chewing simulation of zirconia implant supported restorations.* Journal of prosthodontic research, 2019. **63**(3): p. 361-367.
- 161. Spitznagel, F.A., et al., *Mechanical Stability of Screw-Retained Monolithic and Bi-layer Posterior Hybrid Abutment Crowns after Thermomechanical Loading: An In Vitro Study.* Materials, 2021. **14**(24): p. 7539.
- 162. Kohal, R.J., et al., *All-Ceramic Single Crown Restauration of Zirconia Oral Implants and Its Influence on Fracture Resistance: An Investigation in the Artificial Mouth.* Materials (Basel), 2015. **8**(4): p. 1577-1589.
- Krummel, A., et al., Influence of bonding surface and bonding methods on the fracture resistance and survival rate of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic after cyclic loading. Dent Mater, 2019. 35(10): p. 1351-1359.
- Nordahl, N., P. Vult von Steyern, and C. Larsson, *Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness.* J Oral Sci, 2015. 57(3): p. 255-61.
- 165. Zhao, K., et al., *Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns.* Dent Mater, 2014. **30**(2): p. 164-71.
- 166. Seydler, B., et al., *In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses.* Clin Oral Investig, 2014. **18**(4): p. 1165-71.
- 167. 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.
- 168. Albrecht, T., et al., *Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments.* Dent Mater, 2011. **27**(3): p. 298-303.
- 169. Schindler, H.J., E. Stengel, and W.E. Spiess, *Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study.* J Prosthet Dent, 1998. **80**(3): p. 330-6.
- 170. Kohyama, K., et al., *Effect of sample thickness on bite force studied with a multiple-point sheet sensor.* J Oral Rehabil, 2004. **31**(4): p. 327-34.

- 171. Chen, H.Y., et al., *Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns.* J Prosthet Dent, 1999. **82**(4): p. 468-75.
- 172. Elsayed, A., et al., *Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments.* Clin Oral Implants Res, 2017.
- 173. 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.
- 174. Sotto-Maior, B.S., et al., *Fatigue Behavior of Different CAD/CAM Materials* for Monolithic, Implant-Supported Molar Crowns. J Prosthodont, 2018.
- 175. Decerle, N., E. Nicolas, and M. Hennequin, *Chewing deficiencies in adults* with multiple untreated carious lesions. Caries Res, 2013. **47**(4): p. 330-7.
- 176. Kelly, J.R., *Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations.* J Prosthet Dent, 1999. **81**(6): p. 652-61.
- 177. Dogan, D.O., et al., *Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study.* J Prosthodont, 2017. **26**(4): p. 309-314.
- 178. Nouh, I., et al., *Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns-A laboratory study.* Clin Oral Implants Res, 2019. **30**(1): p. 90-98.
- 179. Cho, L., et al., *Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiberreinforced composite crowns: effect of variations in preparation design.* J Prosthet Dent, 2002. **88**(4): p. 388-95.
- 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.
- 181. Krejci, I., P. Albert, and F. Lutz, *The influence of antagonist standardization on wear.* J Dent Res, 1999. **78**(2): p. 713-9.
- 182. Dhima, M., et al., *Evaluation of fracture resistance in aqueous environment under dynamic loading of lithium disilicate restorative systems for posterior applications. Part 2.* J Prosthodont, 2014. **23**(5): p. 353-7.
- 183. Obermeier, M., et al., *Mechanical performance of cement- and screwretained all-ceramic single crowns on dental implants.* Clin Oral Investig, 2017.
- 184. Rosentritt, M., et al., *Approach for valuating the significance of laboratory simulation.* J Dent, 2008. **36**(12): p. 1048-53.
- 185. Kohal, R.J., G. Klaus, and J.R. Strub, *Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation.* Clin Oral Implants Res, 2006. **17**(5): p. 565-71.
- 186. Al-Omari, W.M., et al., *Porcelain fracture resistance of screw-retained, cement-retained, and screw-cement-retained implant-supported metal ceramic posterior crowns.* J Prosthodont, 2010. **19**(4): p. 263-73.
- 187. Kim, J.H., et al., *Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration.* Implant Dent, 2013. **22**(1): p. 66-70.
- 188. Dogan, D.O., et al., *Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study.* J Prosthodont, 2015.
- 189. Kelly, J.R., *Perspectives on strength.* Dent Mater, 1995. **11**(2): p. 103-10.

190. Strub, J., et al., *Curriculum Prothetik, Band 1-3*. Quintessenz Verlags-GmbH Vol. 5. 2022.

7 Danksagung

Mein Besonderer Dank gilt meiner Erstgutachterin Frau Prof. Dr. Petra Gierthmühlen für die Überlassung dieses sehr interessanten Themengebietes und die hervorragende Unterstützung während der Doktorarbeit. Ebenso danke ich Herrn Prof. Dr. Sonntag für die Übernahme des Zweitgutachtens, sowie Dr. Frank Spitznagel als Betreuer dieser Dissertation.

Zudem bedanke ich mich bei allen weiteren Personen, die zum Gelingen dieser Arbeit maßgeblich beigetragen haben. Ich danke Labor Reichel Hermeskeil, insbesondere Frau Sonja Ganz und Herrn Marc Pauwels für die zahntechnischen Umsetzungen und Hilfestellungen für diese Arbeit. Einen ganz großen Dank geht an eine gute Freundin für ihre Unterstützung und Motivation raus, egal wie viele Flugstunden man voneinander getrennt war. Allen Freunden und Freundinnen, die mich durch diese Zeit begleitet haben, ein großes Danke.

Zum Schluss möchte ich meiner Familie danken, insbesondere meiner Schwester, die mich während der gesamten Zeit meines Studiums und in der gesamten Promotionsphase unterstützt und motiviert hat. An dieser Stelle möchte ich meine Oma erwähnen, die immer an mich geglaubt hat und sich sehr gefreut hätte, dass ich das Studium der Zahnmedizin absolviert habe. Leider konnte sie die Aufnahme und die Zeit des Studiums, meinen Werdegang und die Fertigstellung dieser Arbeit nicht mehr miterleben. Für immer in meinem Herzen.