

CARSTEN ALEXANDER FIEGE

Vergleichende Untersuchung zur Kaustabilität
von monolithischen Seitenzahnkronen aus
Zirkoniumdioxid, Hybridkeramik und
Komposit in-vitro



INAUGURALDISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei dem Autoren dieses Werkes.

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung der Autoren oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2021

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Authors or the Publisher.

1st Edition 2021

© 2021 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

STAUFENBERGRING 15, 35396 GIESSEN, GERMANY
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

**Vergleichende Untersuchung zur Kaustabilität von
monolithischen Seitenzahnkronen aus Zirkoniumdioxid,
Hybridkeramik und Komposit in-vitro**

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Fiege, Carsten Alexander

aus Höxter

Gießen 2020

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

unter der Leitung von Prof. Dr. Bernd Wöstmann,

des Fachbereichs Medizin der Justus- Liebig- Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: PD Dr. Dr. Jan-Falco Wilbrand

Tag der Disputation: 28.01.2021

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Ziel der Arbeit.....	3
3	Literaturübersicht.....	4
3.1	CAD/CAM-Fertigung.....	4
3.2	Zahnfarbene Restaurationsmaterialien	5
3.2.1	Übersicht	5
3.2.2	Verbundwerkstoffe.....	7
3.2.3	Zirkoniumdioxide.....	8
3.3	Befestigungsmaterialien	12
3.3.1	Konventionelle Befestigung.....	12
3.3.2	Adhäsive Befestigung	13
3.4	Prüfmaterialien und Befestigungssystem	16
3.4.1	Brilliant Crios.....	16
3.4.2	Vita Enamic.....	17
3.4.3	Nacera Pearl Multi Shade.....	18
3.4.4	Nacera Pearl Q ³ Multi Shade.....	19
3.5	Experimentelle Rahmenbedingungen	20
3.5.1	Kausimulation	20
3.5.2	Untersuchung der marginalen Randdichtigkeit.....	21
3.5.3	Untersuchung der okklusalen Ermüdungsschäden.....	23
3.5.4	Antagonistenabrasion	26

4	Material und Methode.....	27
4.1	Methodikübersicht	27
4.2	Prüfmaterialien	31
4.3	Prüfkörperherstellung	36
4.3.1	Rahmenbedingungen	36
4.3.2	Stumpferstellung	37
4.3.3	Kronenherstellung	40
4.3.4	Adhäsive Kronenbefestigung	40
4.4	Künstliche Alterung in-vitro.....	44
4.5	Analyse der Prüfkörper.....	46
4.5.1	Farbstoffpenetrationstest	46
4.5.2	Digitales Lichtmikroskop.....	47
4.6	Antagonistenabrasion	49
4.6.1	Laborscanner	49
4.6.2	Untersuchung der Antagonistenabrasion	51
4.7	Auswertung und statistische Analyse	52
5	Ergebnisse.....	54
5.1	Auswertung der marginalen Randdichtigkeit	54
5.2	Auswertung der okklusalen Integrität.....	61
5.2.1	Klinische Inspektion – oberflächliche Beschädigung	61
5.2.2	Lichtmikroskopische Inspektion – innere Beschädigungen.....	62
5.3	Auswertung der Antagonistenabrasion.....	65
5.4	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	67

6	Diskussion.....	69
6.1	Methodikdiskussion.....	69
6.1.1	CAD/CAM-gefertigte humane Zahnstümpfe.....	69
6.1.2	Materialauswahl und adhäsive Kronenbefestigung.....	70
6.1.3	Künstliche Alterung im Kausimulator	72
6.1.4	Auswertung der Randundichtigkeit.....	74
6.1.5	Auswertung der Ermüdungsschäden	76
6.1.6	Auswertung der Antagonistenabrasion	77
6.1.7	Statistische Auswertung	78
6.2	Ergebnisdiskussion	79
6.2.1	Marginale Randdichtigkeit.....	79
6.2.2	Okklusale Integrität	84
6.2.3	Antagonistenabrasion	88
6.2.4	Zusammenfassung, Einordnung in den Praxisalltag und Ausblick.....	91
7	Zusammenfassung	93
8	Summary.....	94
9	Literaturverzeichnis	95
10	Anhang.....	110
11	Darstellungsverzeichnis	113
11.1	Abbildungen	113
11.2	Tabellen	115
12	Publikationsverzeichnis	116

13 Erklärung	117
14 Danksagung	118
15 Lebenslauf.....	120

1 Einleitung

Seit Prof. Francois Duret in den 1970er Jahren in der Zahnmedizin die ersten Ideen zur Digitalisierung der Abformung skizzierte, wurde die digitale Herstellungskette von Zahnersatz weiterentwickelt. Somit ist es heute möglich, in nur wenigen Stunden eine definitive Restauration am Patientenstuhl anzufertigen.⁷⁶ Dies ist insbesondere vor dem Hintergrund einer immer älter werdenden Bevölkerung eine wichtige Versorgungsoption, denn wie in der aktuellen Fünften Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS V) beschrieben, behalten Menschen ihre Zähne immer länger und festsitzender Zahnersatz spielt somit auch im höheren Alter eine wichtige Rolle.⁹⁶

Das Verfahren zur Herstellung von digitalem Zahnersatz wird mit den Begriffen CAD (*computer-aided design*) und CAM (*computer-aided manufacturing*) beschrieben. Neben den unterschiedlichen Techniken der intraoralen Abformung, verschiedenen Computerprogrammen für die Modellation und Fräsbahnberechnung sowie kleinen und großen CNC (*computer numerical controlled*)-Fräsmaschinen, stehen dem Anwender zahlreiche CAD/CAM-Materialien zur Verfügung. Dabei reicht die Auswahl von Feldspat- und Glaskeramik über Zirkoniumdioxide bis hin zu den aktuellen Hybridkeramiken und CAD/CAM-Kompositen, welche einem großen Wachstum und Wandel unterliegen.¹⁶⁷ Musste man sich früher für eine ästhetische anspruchsvolle Glaskeramik mit einer geringen Festigkeit oder einer „reinweißen“ Zirkoniumdioxidkeramik mit hoher Festigkeit entscheiden, gibt es heute zahlreiche Lösungen, die Ästhetik und Stabilität in sich vereinen. Durch den Einsatz monolithischer Werkstoffe in reduzierter Schichtstärke, kann in vielen Fällen auf eine Verblendung der Restauration verzichtet werden, welches mit einer substanzschonenden Präparation einhergeht.⁹⁰

Für die Kaustabilität einer Restauration ist unter anderem die Befestigung entscheidend.¹⁴⁶ So bieten die meisten Hersteller von CAD/CAM-Blöcken ein korrespondierendes Befestigungssystem an. Bei der Befestigung von neuen CAD/CAM-Materialien sind in den letzten Jahren teilweise Probleme von Dezentimentierungen und Randundichtigkeiten aufgetreten. Aktuelle Untersuchungen zeigten, dass bei Hybridkeramiken und CAD/CAM-Kompositen eine Lichthärtung des Befestigungsmaterials zu empfehlen ist.¹⁷³

Weiterhin stellt das Vorhandensein von Parafunktionen (Bruxismus) ein zusätzliches Risiko für die Haltbarkeit zahnärztlicher Restaurationen dar. Daher ist es wichtig, CAD/CAM-Materialien in Bezug auf unterschiedliche Belastungsrichtungen zu prüfen.¹³⁵ Somit sollten in der vorliegenden Studie aktuelle CAD/CAM-Materialien und ihre Befestigungssysteme unter in vivo nahen Bedingungen auf ihre Kaustabilität untersucht werden. Hierfür wurden CAD/CAM-gefräste monolithische Seitenzahnkronen reduzierter Schichtstärke auf humanen Zahnstümpfen adhäsiv befestigt. Um unterschiedlich einwirkende Kaukräfte zu simulieren, wurden zwei verschiedene Kausimulationsprogramme angewandt.

2 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die Kaustabilität von aktuellen CAD/CAM-Materialien in reduzierter Schichtstärke hinsichtlich der marginaler Randdichtigkeit, okklusaler Ermüdungsschäden und Antagonistenabrasion zu untersuchen. Hierfür wurden CAD/CAM-gefräste monolithische Seitenzahnkronen auf CAD/CAM-gefrästen humanen dritten Molaren adhäsiv befestigt und einer künstlichen Alterung von ca. fünf Jahren in einem Kausimulator unterzogen. Es wurden dabei zwei verschiedene Kausimulationsprogramme angewandt.

Folgende Nullhypothesen wurden überprüft:

- 1) Die marginale Randdichtigkeit ist auch nach künstlicher Alterung im Kausimulator bei allen CAD/CAM-Materialien gegeben.
- 2) Die okklusale Integrität ist auch nach künstlicher Alterung im Kausimulator bei allen CAD/CAM-Materialien gegeben.
- 3) Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den CAD/CAM-Materialien in Bezug auf den vertikalen Verschleiß am Antagonisten.
- 4) Das Kausimulationsprogramm hat in Bezug auf die Belastungsrichtung keinen signifikanten Einfluss auf die marginale Randdichtigkeit, die okklusale Integrität und die Antagonistenabrasion.

3 Literaturübersicht

Im folgenden Kapitel wird zunächst die CAD/CAM-Fertigung beschrieben. Anschließend werden die zahnfarbenen CAD/CAM-Restaurations- und Befestigungsmaterialien vorgestellt, um abschließend die experimentellen Rahmenbedingungen der vorliegenden Studie zu erläutern.

3.1 CAD/CAM-Fertigung

Bei der Herstellung von Zahnersatz wird heute zwischen konventionellen und digitalen Technologien unterschieden. Die konventionelle Herstellung von Zahnersatz beginnt durch eine Abformung des präparierten Zahnstumpfes mit einem Abformlöffel und entsprechender Abformmasse. Anschließend wird die Abformung von einem Zahntechniker mit Gips ausgegossen und händisch ein Modell hergestellt.

Seit den 1980er Jahren gibt es die Bestrebung, Zahnersatz mittels CAD/CAM-Technologie digital herzustellen.^{30, 100, 137, 188} Der Vorteil dieser Technologie liegt vor allem in der Zeit- und Kostenersparnis bei der Herstellung von Zahnersatz.^{100, 115, 119} Die Anwendung der CAD/CAM-Technologie hat das Materialspektrum erweitert, sodass beispielsweise Zirkoniumdioxid verarbeitet werden kann, was zuvor manuell nicht möglich war.^{30, 137, 188}

Die CAD/CAM-Technologie kann in folgende Punkte unterteilt werden: die Aufnahme des präparierten Zahnstumpfes mittels Intraoralscanner, die Weiterverarbeitung des Scandatensatzes zur computergestützten Modellation des Zahnersatzes (CAD) mit anschließender Fräsbahnberechnung (CAM) und schließlich die Fertigung mittels einer CNC-Fräsmaschine.^{30, 137, 224}

Für den Datenaustausch zwischen dem Aufnahmesystem, der Verarbeitungssoftware und dem Fertigungsgerät wird üblicherweise das *Standard Tessellation Language* (STL)-Format verwendet. Bei diesem wird die Oberfläche eines Körpers unter Zuhilfenahme von Dreiecksfacetten beschrieben.⁹³

Bei der Fertigung von Zahnersatz wird zwischen *Chairside*- und *Labside*-Fertigung unterschieden. Im Chairside-Verfahren erfolgen alle drei Arbeitsschritte der CAD/CAM-Fertigung in der zahnärztlichen Praxis. Der Behandler scannt die intraorale Situation,

konstruiert den Zahnersatz virtuell und fräst diesen direkt vor Ort mithilfe einer CNC-Fräsmaschine.^{30, 119, 137} Bei der Labside-Fertigung hingegen formt der Zahnarzt die intra-orale Situation konventionell oder digital ab und sendet die Abformung bzw. den STL-Datensatz in ein Zahntechniklabor. Bei der konventionellen Abformung muss zunächst ein Gipsmodell hergestellt werden, welches anschließend in einem Laborscanner indirekt digitalisiert wird. Der Zahnersatz wird virtuell konstruiert und durch eine CNC-Fräsmaschine aus einem Rohling herausgeschliffen. Sendet der Zahnarzt einen STL-Datensatz, entfällt der Schritt der Herstellung eines Gipsmodells und der Zahnersatz kann direkt virtuell modelliert und gefräst werden.^{30, 118, 137} Einige Dentallabore fräsen den Zahnersatz nicht im eigenen Labor, sondern geben dies bei einem externen Fräszentrum in Auftrag.³⁰

3.2 Zahnfarbene Restaurationsmaterialien

3.2.1 Übersicht

Durch die Weiterentwicklung der CAD/CAM-Technologie steht dem Zahnarzt heute ein weites Spektrum an Materialien zur Zahnersatzherstellung zur Verfügung. Dabei ist es zwingend notwendig, die unterschiedlichen werkstoffkundlichen Eigenschaften und ihre Indikationen der auf dem Dentalmarkt verfügbaren CAD/CAM-Materialien zu kennen. Man unterscheidet zahnfarbene CAD/CAM-Restaurationsmaterialien, die für einen begrenzten Zeitraum in Form eines Provisoriums verwendet werden von denjenigen, die als definitive Restauration zum Einsatz kommen. Des Weiteren werden zahnfarbene Restaurationsmaterialien hinsichtlich ihrer Werkstoffgruppe unterteilen.

Bei der digitalen Herstellung erfolgt die Vermischung und Auspolymerisation industriell maschinell unter hohem Druck und mit hoher Temperatur.⁹³ Durch die industrielle Herstellung entstehen Rohlinge, die keine Porositäten – und im Vergleich zu konventionell hergestelltem *Polymethylmethacrylat* (PMMA) – verbesserte mechanische Eigenschaften aufweisen.^{58, 59, 93, 114}

Seit einigen Jahren gibt es die sogenannten *Verbundwerkstoffe*, welche unter den Begriffen „Hybridkeramiken“ oder „CAD/CAM-Komposite“ vertrieben werden.

Hybridkeramiken weisen eine duale Keramik-Polymer-Netzwerkstruktur (*polymer-infiltrated ceramic network (PICN)*) auf. Eine poröse Feldspatkeramik wird dabei von einer Kunststoffmatrix infiltriert. Der Keramikanteil liegt bei ca. 86 Gew-%, der Polymeranteil

bei 14 Gew-%.⁹³ Aufgrund der Netzwerkstruktur ist die Hybridkeramik selektiv mit Flusssäure ätzbar.⁹³ Hybridkeramiken sollen die positiven Eigenschaften der Keramiken mit denen der Kunststoffe verbinden.⁵²

Komposite bestehen hingegen aus einer organischen Matrix. Diese ist ein Polymer aus einem Monomer oder eine Mischung mehrerer Monomere. Die Füllkörper bestehen überwiegend aus organischen Partikeln, welche in die organische Matrix dispergieren oder in dieser gebunden sind. Als Haftvermittler dienen Silane, welche die chemische Bindung zwischen organischer und anorganischer Phase herstellen. Akzeleratoren und Initiatoren steuern die Polymerisationsreaktion und haben so indirekt Einfluss auf die physikalischen Eigenschaften.^{20, 93, 126} Komposite können nach ihrer Verarbeitung in direkte oder indirekte Komposite eingeteilt werden.^{71, 117, 126} Direkte Komposite sind plastische Füllwerkstoffe, die im Mund des Patienten modelliert und ausgehärtet werden. Indirekte Komposite hingegen sind industriell hergestellt und bereits ausgehärtet, sodass diese anhand eines Datensatzes aus einem fertigen Block herausgefräst werden.¹²⁶ *CAD/CAM-Komposite* sind hochgefüllte, industriell hergestellte Komposite mit einer organischen Kunststoffmatrix. Die chemische Zusammensetzung ist der der direkten Kompositen sehr ähnlich. Die Füllstoffpartikel sind mit Silanhaftvermittler vorbehandelt, welche für einen Verbund zwischen Füllstoffoberfläche und Kunststoffmatrix verantwortlich sind.¹²⁶ Das Indikationsspektrum beinhaltet Veneers, Inlays und Onlays sowie Einzelzahnkronen.^{117, 126}

Die *Dentalkeramiken* sind starre Werkstoffe und können hinsichtlich ihrer chemischen Zusammensetzung in Silikatkeramiken und Oxidkeramiken eingeteilt werden.⁷² Sie bestehen durch ihre guten physikalischen und ästhetischen Eigenschaften. Der Indikationsbereich umfasst Inlays, Veneers, Teilkronen sowie Kronen, Brücken, Verblendungen und Prothesenzähne.⁷²

Silikatkeramiken vereinigen die positiven optischen Eigenschaften von Gläsern (Transparenz) mit den guten mechanischen Eigenschaften der Keramik (Festigkeit, Zähigkeit).^{126, 157} Zur Herstellung wird eine amorphe Phase, sogenannte Glasfritten, erhitzt und es kommt zur Keimbildung. Haben sich ausreichend Keime gebildet, wird die Phase auf eine zweite, höhere Temperatur erhitzt und das Kornwachstum wird initiiert.^{72, 157} Das Kornwachstum kann durch Kristallbildner (Zirkoniumdioxide, Aluminiumdioxide) gesteuert werden.^{72, 126, 157} Aufgrund ihrer guten mechanischen und optischen Eigenschaften

sind Glaskeramiken sowohl im Front- als auch im Seitenzahnggebiet für die Versorgung mit Einzelzahnkronen indiziert.^{57, 65, 80, 82}

Oxidkeramiken sind einphasige Keramiken, die aus Metalloxiden, wie beispielsweise Aluminiumoxid oder Zirkoniumdioxid, zusammengesetzt sind. Sie haben ein hohes Elastizitätsmodul (E-Modul), ein weißlich-opakes Erscheinungsbild und sind von ihrer Biegefestigkeit höher als Glaskeramiken.^{126, 157} Oxidkeramiken können im dicht gesinterten Zustand oder als Sinterzwischenstufen, sogenannten Grünlingen oder Weißlingen, weiterverarbeitet werden.⁹³ Das Indikationsspektrum umfasst Gerüststrukturen für Einzelzahnkronen oder mehrgliedrige Brücken sowie monolithischen Zahnersatz.^{126, 157}

Im weiteren Verlauf werden die in der Studie verwendeten Materialien näher erläutert.

3.2.2 *Verbundwerkstoffe*

Verbundwerkstoffe bestehen aus mindestens zwei verschiedene Materialien, welche einen chemischen Verbund eingehen. Der Verbundwerkstoff soll die chemischen und physikalischen Eigenschaften der einzelnen Werkstoffe kombinieren.¹²⁴

Auf der einen Seite gibt es Hybridkeramiken mit einem polymerinfiltrierten Keramiknetzwerk und auf der anderen Seite industriell polymerisierte Hochleistungskomposite mit einem hohen Keramikfüllstoffgehalt von bis zu 80 Gew-%.¹⁶³ R. L. Bowen hat 1956 die Synthese des Bisphenol A-Glycidylmethacrylat (bis-GMA) und dem möglichen Verbund zwischen Füllstoffen und Monomermatrix unter der Verwendung von Silanen erkannt.^{27, 124}

Historisch betrachtet haben sich die Verbundwerkstoffe aus den Füllungskompositen entwickelt.⁷⁶ Im Gegensatz zu den Füllungskompositen, die im Mund des Patienten mittels Lichthärtung auspolymerisiert werden, sind Verbundwerkstoffe industriell hergestellt. Sie werden unter hohem Druck (High Pressure-HP) und mit hoher Temperatur (High Temperature-HT) ausgehärtet.^{20, 117, 222} Durch die optimierte Polymerisation entstehen sehr homogene Werkstoffe mit einem geringeren Restmonomergehalt im Vergleich zu den Füllungskompositen.¹²⁰ So kam es zu einer Verbesserung der mechanischen Eigenschaften des Werkstoffes.^{16, 15, 20, 21, 27, 117, 159} In Bezug auf die mechanischen und physikalischen Eigenschaften sind die Verbundwerkstoffe den Keramiken zwar unterlegen, weisen im Vergleich zu konventionellen Kompositen jedoch verbesserte Eigenschaften

auf.^{15, 18, 20, 71, 117, 120, 145, 167} Aufgrund des Fortschritts der mechanischen Eigenschaften können Verbundwerkstoffe heute als definitiver Zahnersatz verwendet werden.¹¹⁷

Durch den Verbund zwischen Keramik und Kompositen konnte das E-Modul der Verbundwerkstoffe dem E-Modul von Dentin angenähert werden.^{18, 107, 163} Durch den Polymeranteil im Verbundwerkstoff weist diese Werkstoffgruppe einen Dämpfungseffekt auf.^{107, 163, 222} Diese Eigenschaft hat sich vor allem in der Versorgung von dentalen Implantaten als vorteilhaft erwiesen.^{155, 215}

Ein Vorteil der Verbundwerkstoffe ist, dass sie wie konventionelle Komposite bearbeitet werden können.^{18, 167} Zum einen weisen sie gute Polierfähigkeiten auf, zum anderen können sie intraoral im Patientenmund leicht mit Füllungskompositen repariert werden. So kann bei der Reparatur von Verbundwerkstoffen auf ähnliche Materialien mit kongruenten physikalischen und chemischen Eigenschaften zurückgegriffen werden.^{18, 167} Dazu ist nur eine Vergrößerung der zu reparierenden Oberfläche durch Pulverstrahlen oder einen Diamantbohrer notwendig.^{18, 20, 27, 163, 167, 222} Im Vergleich zu Keramiken kann auch auf die Verwendung von Flusssäure verzichtet werden.^{27, 163}

Ein weiterer Vorteil der Verbundwerkstoffe ist die schnelle Bearbeitung. Verbundwerkstoffe können schneller als Keramiken im CAD/CAM-Prozess gefräst werden, außerdem ist der Verschleiß der Schleifkörper geringer als bei Keramiken.^{145, 163} Zudem entfällt eine weitere Bearbeitung im Sinterofen, was es ermöglicht, diesen Werkstoff im Chairside-Verfahren in der Praxis zu verwenden.¹⁶³ Dieses Zeitersparnis in der Herstellungskette birgt auch einen wirtschaftlichen Vorteil, da die Behandlungszeit am Patienten verkürzt wird. Des Weiteren lassen sich Verbundwerkstoffe sehr dünn ausschleifen, dünner als Keramiken, sodass der Zahnarzt auch bei minimalinvasiven Arbeiten auf diesen Werkstoff zurückgreifen kann. Trotz der Möglichkeit Verbundwerkstoffe sehr dünn ausschleifen zu können, weisen sie eine bessere Kantenstabilität als Keramiken auf.^{16, 120} Verbundwerkstoffe müssen adhäsiv befestigt werden. Es wird ein guter Haftverbund erzielt, wenn die Haftoberfläche mit Aluminiumoxidpulver bearbeitet wird. Zur adhäsiven Befestigung können licht- oder dualhärtende Komposite verwendet werden.

3.2.3 *Zirkoniumdioxide*

Zirkoniumdioxid ist eine Hochleistungskeramik mit hoher mechanischer Stabilität und guter Biokompatibilität.^{124 157, 193} Es handelt sich um ein einphasiges Material, welches

aus Metalloxiden zusammengesetzt ist.¹⁵⁷ Zirkoniumdioxid kann als sogenannter „Grünling“, „Weißling“ oder im vollgesinterten Zustand (HIP – *hot isostatic pressed*) verarbeitet werden.¹⁹³ Im *Grünlingszustand* liegt das Zirkoniumdioxid als Pulver vor, welches mit Bindemitteln versetzt und in eine Form gepresst wird. Durch die fehlende thermische Vorbehandlung ist es kreideweich und dadurch leicht zu verarbeiten. Im Anschluss an die Bearbeitung wird das Zirkoniumdioxid gesintert, um die endgültige Festigkeit zu erreichen. Dabei ist ein linearer Sinterschwund von über 25 Vol-% zu berücksichtigen.^{193, 192}

Im Gegensatz zum Grünlingszustand ist das Zirkoniumdioxid im *Weißlingszustand* thermisch vorbehandelt, sodass das Bindemittel verflüchtigt ist. Der Sinterschwund vom Grünlings- zum Weißlingszustand beträgt ca. 5 Vol-%.^{93, 193} Die Bearbeitung im Weißlingszustand kann mit Hartmetallfräsen ohne Wasserkühlung oder mit Diamantschleifkörpern unter Wasserkühlung erfolgen. Die Vorteile der Bearbeitung des Zirkoniumdioxids im Weißlingszustand im Vergleich zum vollgesinterten HIP-Zustand sind kürzere Fräszeiten und ein geringerer Verschleiß von Schleifkörpern. Außerdem kann Zirkoniumdioxid in diesem Zustand auch durch kleine CNC-Fräsmaschinen im Eigenlabor gefertigt werden. Bei der abschließenden notwendigen Sinterung muss ein linearer Sinterschwund von 20 Vol-% beachtet werden.^{93, 193}

Zirkoniumdioxid kann auch im *HIP-Zustand* verarbeitet werden. Hierbei wird das Zirkoniumdioxid vor der Verarbeitung heiß-isostatisch gepresst, sodass anschließend ein vollständig gesintertes Zustand vorliegt. Da das Zirkoniumdioxid bereits im vollgesinterten Zustand verarbeitet wird, kommt es zu keiner weiteren Sinterschrumpfung.

Die Bearbeitung erfolgt mit einem Diamantschleifkörper unter Wasserkühlung. Für das Fräsen wird eine CNC-Fräsmaschinen mit einer hohen Steifigkeit und Stabilität benötigt, um die Keramik verarbeiten zu können. Außerdem kommt es zu langen Schleifzeiten und einer hohen Abnutzung der verwendeten Schleifkörper, weshalb Zirkoniumdioxide heute in der Regel im Weißlingszustand verarbeitet werden.⁹³

Zirkoniumdioxid unterliegt einer gewissen Polymorphie. Es tritt in monokliner (m-Phase, Raumtemperatur - 1170 °C), tetragonaler (t-Phase, 1170 °C - 2370 °C) und kubischer (k-Phase, > 2370 °C) Phase auf.^{124, 126, 157, 193, 192} Bei der Phasenumwandlung von der tetragonalen Phase in die monokline Phase kommt es zu einer Volumenzunahme von ca. 4 Vol-%.¹⁹³ Diese Phasenumwandlung birgt den Vorteil, dass eine Rissausbreitung innerhalb der Keramik unterbunden werden kann.^{124, 126, 157, 193, 192} Allerdings führt diese Vo-

lumentzunahme während der Abkühlungsphase zu Spannungen und Rissbildungen im Keramikgefüge. Um diesen Spannungen und Rissbildungen entgegen zu wirken, wird die Keramik in der tetragonalen Phase stabilisiert, indem Oxide, vornehmlich Yttriumoxid, in das Kristallgitter infiltriert werden.^{72, 124, 126, 193, 192}

Heutzutage werden von Patienten immer mehr metallfreie Restaurationen präferiert. Aufgrund dessen hat sich das Anforderungsprofil an Zirkoniumdioxide gewandelt. Deshalb wurden die Zirkoniumdioxide weiterentwickelt, was dazu führte, dass Zirkoniumdioxide heute in Generationen eingeteilt werden können.^{193, 199, 192}

Zirkoniumdioxid wurde zunächst mittels Yttriumoxid in seiner t-Phase bei Raumtemperatur metastabilisiert. Es handelte sich dabei um ein TZP (*tetragonal zirconia polycrystal*) Zirkoniumdioxid. Es weist gute mechanische und physikalische Eigenschaften auf und wird als Gerüstmaterial für Kronen und Brücken verwendet. Um es als monolithisches Zirkoniumdioxid verwenden zu können, musste allerdings die Ästhetik des Werkstoffes verbessert werden.

Die *erste Generation* der Zirkoniumdioxide, ein 3Y-TZP (3 Mol-% Yttriumoxid), entstand durch eine Modifikation der Sintertemperatur. Weitere Untersuchungen ergaben, dass neben der Sintertemperatur auch die Dauer der Haltezeit, der Anstieg der Temperatur und die Abkühlung einen Einfluss auf die Transluzenz und somit die Ästhetik des Werkstoffes haben.^{193, 191, 192} Ab einer Sintertemperatur von 1600 °C kam es allerdings zu einer Zunahme der Korngröße und somit zu einer Reduktion der Festigkeit. Aufgrund des negativen Einflusses der Sintertemperatur bezüglich der Festigkeit, konnte sich die erste Generation der Zirkoniumdioxide nicht durchsetzen.

Die *zweite Generation* entstand durch eine Änderung auf molekularer Ebene, in dem die Anzahl und die Korngröße der Aluminiumoxidpartikel verändert wurden. Es handelt sich weiterhin um ein 3Y-TZP Zirkoniumdioxid. So erzielte man sowohl eine bessere Lichttransmission als auch eine gute Langzeitstabilität mit hoher Festigkeit. Allerdings war die Transluzenz der zweiten Generation der der Glaskeramiken noch deutlich unterlegen.^{193, 199, 192}

Die *dritte Generation* der Zirkoniumdioxide ist ein 5Y-TZP (5 Mol-% Yttriumoxid) Zirkoniumdioxid.^{192, 195} Dies ist ein hochtransluzentes, vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid mit einem kubisch-tetragonalen Mischgefüge.^{193, 199, 195} Es hat neben einer metastabilen tetragonalen Phase auch eine kubische Phase von bis zu 53 Mol-%. Dies war durch eine

Erhöhung des Yttriumoxidgehalts auf 5 Mol-% möglich. Die kubische Phase hat ein größeres Volumen als die tetragonale Phase. So kommt es durch eine geringere Lichtstreuung an den Korngrenzen und Restporositäten zu einer Erhöhung der Transluzenz.¹⁹² Die isotroperen Eigenschaften der kubischen Kristalle erhöhen die Transluzenz ebenfalls.¹⁹² Allerdings geht die kubisch-tetragonale Stabilisierung mit einer Abnahme der mechanischen Festigkeit einher.^{193, 195} Aufgrund der verminderten mechanischen Eigenschaften ist das Zirkoniumdioxid nur für Kronen und 3-gliedrige Brücken im Frontzahnbereich bis zu den Prämolaren indiziert.¹⁹⁹

Mit der *vierten Generation* wurde versucht, die mechanischen Eigenschaften der ersten und zweiten Generation mit den ästhetischen Eigenschaften der dritten Generation zu vereinen. Es handelt sich dabei um ein 4Y-TZP (4 Mol-% Yttriumoxid), bei dem der Anteil der kubischen Phase reduziert wurde,¹⁹⁵ bzw. um eine teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid mit kubisch-tetragonalem Mischgefüge. Der Yttriumoxidanteil wurde im Vergleich zur dritten Generation reduziert, was zu einer Reduktion der Transluzenz, aber gleichzeitig zu einer Verbesserung der mechanischen Eigenschaften geführt hat.^{199, 195}

In der aktuellen S3-Leitlinie der *Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde* (DGZMK) „Vollkeramische Kronen und Brücken“ wird auf die Präparationsregeln für Glas- und Oxidkeramiken hingewiesen. Generell sollte sich der Behandler an den allgemeingültigen Präparationsregeln für Kronen und Brücken orientieren, mit besonderem Augenmerk auf die Mindestschichtstärke, der Retentions- und Widerstandsform.¹³⁶

Aufgrund der hohen Festigkeit können Zirkoniumdioxide sowohl konventionell zementiert, als auch adhäsiv befestigt werden.¹⁹⁵ Um Zirkoniumdioxidrestorationen konventionell zementieren zu können, muss eine Stumpfhöhe von mindestens 4 mm vorliegen. Außerdem sollte die Präparation möglichst steil gestaltet sein mit einem Konvergenzwinkel von 6-15°.^{193, 199, 195} Die adhäsive Befestigung ist zwar weniger tolerant gegenüber Feuchtigkeit, ermöglicht aber im Vergleich zur konventionellen Zementierung bessere mechanische und optische Eigenschaften.¹⁹³ Zur Befestigung von Brücken aus Zirkoniumdioxid wird, trotz der damit verbundenen Probleme, immer wieder eine adhäsive Befestigung empfohlen.^{113, 199, 195}

3.3 Befestigungsmaterialien

In der Zahnmedizin gibt es unterschiedliche Materialien zur definitiven Befestigung einer Restauration auf dem präparierten Zahnstumpf. Es wird im Allgemeinen zwischen *konventioneller* und *adhäsiver* Befestigung unterschieden.¹⁵⁷

3.3.1 *Konventionelle Befestigung*

Die *konventionellen* Befestigungsmaterialien umfassen heute im allgemeinen Zinkphosphat- und Glasionomerzemente. Zinkphosphatzemente bestehen zu 80-90 Gew-% aus Zinkoxid (ZnO), welches mit einer wässrigen Lösung der Orthophosphorsäure (55 Gew-%) gemischt wird.^{72, 126} Sie stellen die preisgünstigste Form der Zementierung dar. Diese schnellabbindenden Zinkphosphatzemente werden bei der konventionellen Zementierung von starren Restaurationen wie Metalllegierungen oder Oxidkeramiken eingesetzt.⁷² Des Weiteren können sie auch für Unter- oder Aufbaufüllungen verwendet werden.^{72, 126} Zinkphosphatzemente gehen keine Bindung mit der Zahnhartsubstanz oder dem Werkstoff ein, vielmehr sorgt der Zement für eine mechanische Retention der Restauration auf dem Zahnstumpf.^{72, 126, 157, 165}

Glasionomerzemente – auch Glasionomere genannt – können hinsichtlich ihres Aufbaus und ihrer Eigenschaften in metallverstärkte Glasionomerzemente, hochvisköse Glasionomerzemente und kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente eingeteilt werden.^{72, 126} Durch polare Hydroxylgruppen der Polyacrylsäure zeigen Glasionomerzemente hydrophile Eigenschaften.^{72, 157} Die Bindung des Zements an die Zahnhartsubstanz entsteht durch die Anbindung des Zements an das Hydroxylapatit des Dentins. Glasionomerzemente sind biokompatibel. Toxische oder mutagene Wechselwirkungen des Zements sind nicht bekannt.^{72, 126} Allergische Reaktionen können bei Patienten auftreten, die eine Unverträglichkeit gegen Methacrylate haben. Durch die Freisetzung von Fluoriden sollten Glasionomerzemente eine kariesprotektive Wirkung aufweisen. Diese ist allerdings so gering, dass sie klinisch keinen Einfluss hat.^{72, 126}

3.3.2 *Adhäsive Befestigung*

Neben der konventionellen Zementierung können Restaurationen auch *adhäsiv* befestigt werden. Hierzu werden neben einem Befestigungskomposit als *Zement*, in der Regel auch Adhäsive benötigt. So werden zum Beispiel glaskeramische Restaurationen zur Stabilisierung adhäsiv befestigt. Dieser stoffschlüssige Verbund sorgt dafür, dass die Restauration den Kaukräften widerstehen kann. Außerdem sind Befestigungskomposite transluzenter als konventionelle Zemente und werden so vor allem bei der Befestigung ästhetisch ansprechender Versorgung genutz.⁴⁷ Des Weiteren können durch den Gebrauch adhäsiver Befestigungskomposite Risse, die an der Grenzfläche von Restaurationen auftreten, versiegelt werden, was dazu führt, dass die Rissausbreitung erstmal unterbrochen wird.

Adhäsive

Ein Adhäsiv ist ein Haftvermittler, welcher zwei Werkstoffe unterschiedlicher oder gleicher chemischer Basis mittels Adhäsion miteinander verbindet.^{66, 124} Bei der zahnärztlichen Anwendung dient das Adhäsiv als Haftvermittler zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit.

Es wird zwischen Schmelz- und Dentinadhäsiven unterschieden. Schmelzadhäsive sind ungefüllte Monomere des Komposites, welche das durch Phosphorsäure auf dem Zahnschmelz verursachte Ätzmuster auffüllen.¹⁵⁷

Bei der adhäsiven Befestigung auf dem Dentin bewirkt die Ätzung mittels Phosphorsäure, aufgrund des geringen Anteils an anorganischen Apatitkristallen, kein retentives Ätzmuster, sondern soll die Schmierschicht entfernen, welche sich durch die Präparation des Zahnes auf dem Zahnstumpf niederschlägt.^{72, 157} Durch das Absprühen der Phosphorsäure werden die Schmierschicht und die Reaktionsprodukte abgespült. Durch die Ätzung wird das Kollagen des Dentins freigelegt, sodass das Dentinadhäsiv das Kollagengeflecht penetrieren kann und so einem Kollabieren des Kollagens entgegenwirkt.¹⁵⁷ Die Penetration des Dentinadhäsivs in das freigelegte Kollagen und in die Dentintubuli zeigt sich durch sogenannte "Tags", welche als polymerisiertes Dentinadhäsiv bekannt sind und zapfenartig in die Dentintubuli penetrieren.¹⁵⁷

Adhäsive können entweder in Generationen oder hinsichtlich ihrer Anwendung eingeteilt werden.⁶⁶ Im weiteren Verlauf wird nur auf die Einteilung hinsichtlich der Anwendung

eingegangen, da der Einteilung in Generationen heutzutage keine Bedeutung mehr beigemessen wird.⁶⁶

Es wird zwischen 4- bzw. 3-Schritt-Selective-Etch, 4-, 3- bzw. 2-Schritt-Etch-and-rinse und 2- bzw. 1-Schritt-Self-Etch Systemen unterschieden.^{66, 131, 169, 185}

Selective-Etch bedeutet, dass der Schmelz selektiv mit Phosphorsäure geätzt wird. Das Dentin wird dabei von der Phosphorsäure ausgespart. Bei den Etch-and-rinse-Systemen werden sowohl der Schmelz als auch das Dentin mit Phosphorsäure konditioniert.^{66, 131}

Bei dem 4-Schritt-Selective-Etch-System wird der Schmelz selektiv durch Phosphorsäure geätzt. Anschließend werden zwei Primer für den Schmelz und das Dentin verwendet. Abschließend wird ein Bonding auf den Schmelz und das Dentin appliziert.⁶⁶ Im Vergleich zu dem 4-Schritt-System kommt bei dem 3-Schritt-System ein Primer für Schmelz und Dentin zum Einsatz.^{66, 185}

Die 4- und 3-Schritt-Etch-and-rinse-Systeme unterscheiden sich im Vergleich zu den Selective-Etch-Systemen nur bezüglich des Ätzzvorgangs. So wird bei Etch-and-rinse-Systemen sowohl der Schmelz als auch das Dentin mit Phosphorsäure konditioniert. Bei den 2-Schritt-Etch-and-rinse-Systemen werden Schmelz und Dentin geätzt, Primer und Bonding für Schmelz und Dentin sind in einem System zusammengefasst.⁶⁶

Bei 2-Schritt-Self-Etch-Systemen wird auf eine Ätzung mit Phosphorsäure verzichtet. Es wird ein Primer und ein Bonding aufgetragen, die sowohl für den Schmelz als auch für das Dentin verwendet werden.⁶⁶

Des Weiteren gibt es noch die Ein-Flaschen-Systeme, bei denen das Ätzmittel, der Primer und das Bonding in einem kombiniert wurden.¹⁶⁹ Der Vorteil der Ein-Flaschen-Systeme liegt darin, dass nur eine Flüssigkeit appliziert werden muss, allerdings weisen diese Systeme schlechtere Ergebnisse bei der Haftung auf als die Mehrflaschensysteme. Weiter muss die Flüssigkeit bei Einflaschensystemen öfter appliziert werden, als das bei den Mehrflaschensystemen der Fall ist.⁶⁶

Befestigungskomposite

Neben den Adhäsiven werden für eine adhäsive Befestigung auch sogenannte Befestigungskomposite benötigt, welche aus einer Polymermatrix aufgebaut sind, die mit anor-

ganischen Füllkörper gefüllt ist. Komposite sind pastenförmige oder hochvisköse Kunststoffe, die zur Restauration von Zahndefekten verwendet werden.¹²⁴ Zudem enthalten Befestigungskomposite Initiatorsysteme, Stabilisatoren, Füllkörper und Silane.^{72, 126} Der Polymeranteil in der Matrix beeinflusst die Fließeigenschaften sowie die mechanischen Eigenschaften wie das Elastizitätsmodul (E-Modul), Festigkeit, Abrasionsbeständigkeit, Polymerisationsschrumpfung und Wasseraufnahme.⁷² Die Zusammensetzung und Konzentration der Füllkörper beeinflusst ebenfalls die mechanischen Eigenschaften, wie beispielsweise das E-Modul, Härte, Bruchzähigkeit, thermische Ausdehnung und Fließeigenschaften. Des Weiteren wird die Polymerisationsschrumpfung, die Farbe und Transluzenz sowie die Wasseraufnahme durch den Anteil der Füllkörper bestimmt.^{72, 126}

Die Initiatorsysteme initiieren die freie radikalische Abbindereaktion der Befestigungskomposite. Die Stabilisatoren sorgen für eine bessere Lagerungsfähigkeit und die Silane veranlassen die Bindung der Füllkörper an die Matrix.¹²⁶

Befestigungskomposite können entweder hinsichtlich ihrer Abbindereaktion in lichthärtende, chemisch härtende oder dualhärtende Befestigungskomposite eingeteilt werden⁴⁷ bzw. hinsichtlich der notwendigen Verwendung eines Adhäsives in selbstadhäsive und nicht-selbstadhäsive Befestigungskomposite unterschieden werden. Bei den selbstadhäsiven Befestigungskompositen ist das Adhäsiv im Komposit integriert.^{72, 126}

Die Aushärtung erfolgt über ein Redoxsystem durch Autopolymerisation, bei denen Benzoylperoxide als Initiatoren dienen, welche die freien Radikale aufbrechen und so die Polymerisationsreaktion starten.¹⁵⁷

Lichthärtende Befestigungskomposite polymerisieren erst durch die Zugabe von Lichtenergie.⁴⁷ Klinisch geschieht dies durch den Gebrauch einer Polymerisationslampe mit einer Wellenlänge von 400-500 nm.^{47, 72} Als Initiatormolekül dienen Campherchinone oder Ketone im Befestigungskomposit.^{47, 72, 187} Durch das Licht werden diese Moleküle zersetzt und es bilden sich Radikale, die eine radikalische Polymerisationsreaktion durchlaufen.⁴⁷ Die Transluzenz und die Schichtstärke des Werkstoffes sowie die Farbe des Befestigungskomposites beeinflussen die Lichthärtung.¹²⁶ So können Restaurationen wie Veneers und Inlays aufgrund ihrer dünnen Schichtstärke gut mittels lichthärtenden Befestigungsmaterialien eingesetzt werden.⁴⁷

Bei chemisch- bzw. dunkelhärtenden Kompositen handelt es sich um Befestigungsmaterialien, bei denen aufgrund der chemischen Zusammensetzung des Materials keine Lichtzufuhr in Form einer Polymerisationslampe nötig ist, um die Polymerisation zu initiieren. Dieses System wird bei Restaurationen verwendet bei denen aufgrund der Materialeigenschaften das Licht der Polymerisationslampe nicht tief genug eindringen kann.⁴⁷ Dies kommt zum Beispiel bei Metalllegierungen und opaken Zirkoniumdioxiden vor. Als Initiatoren dienen bei den chemisch härtenden Befestigungskompositen Benzoylperoxide oder Alkylboran bei denen die Konversionsrate jedoch nicht so hoch ist wie bei den lighthärtenden Befestigungskompositen.^{47, 72}

Dualhärtende Befestigungskomposite kombinieren die Eigenschaften der licht- und chemisch härtenden Befestigungskomposite.^{38, 47, 210} Eine Komponente des Komposits ist lichthärtend, eine zweite Komponente kann autopolymerisieren.¹⁵⁷ Da die Konversionsrate chemisch härtender Befestigungskompositen wesentlich geringer ausfällt als bei lichthärtenden Befestigungskompositen, ist bei den dualhärtenden eine ausreichende Lichtzufuhr notwendig.⁷² Die Konversionsrate bei dualhärtenden Befestigungsmaterialien ist wie bei den chemisch härtenden Befestigungsmaterialien geringer als bei lichthärtenden.^{47, 125, 134, 140}

3.4 Prüfmaterialien und Befestigungssystem

3.4.1 Brilliant Crios

Im Jahr 2016 hat die Firma Coltene (Altstätten, Schweiz) das Hochleistungskomposit *Brilliant Crios* auf dem Dentalmarkt vorgestellt. Es setzt sich aus einer Matrix vernetzter Methacrylate zusammen, in die Bariumglas ($< 1,0 \mu\text{m}$) und amorphe Kieselsäure ($< 20 \mu\text{m}$) eingebettet sind. Das CAD/CAM-Komposit ist für permanente Einzelzahnversorgungen wie Inlays, Onlays, Veneers, Kronen und implantatgetragene Kronen indiziert. Die Mindestschichtstärke für Vollkronen wird mit 1,5 mm okklusal und 0,8 mm zervikal angegeben, bei einem Präparationswinkel von $4-6^\circ$.³

Der Hersteller gibt eine Drei-Punkt-Biegefestigkeit von 198 MPa, ein E-Modul von 10,3 GPa und eine Druckfestigkeit von 426 MPa an. Die Antagonistenabrasion ähnelt dem der natürlichen Gegenbezahnung.⁴

Vor der Befestigung des CAD/CAM-Komposits ist ein Pulverstrahlen der Klebefläche mit Aluminiumoxid (25-50 µm, 1,5 bar) notwendig.^{3, 4} Als Haftvermittler zwischen Restauration und Befestigungskomposit empfiehlt der Hersteller das One Coat 7 Universal (Coltene) zu verwenden, wohingegen das Befestigungskomposit sowie das Dentinadhäsiv frei gewählt werden können. Ab einer Restaurationsschichtstärke von > 3 mm muss auf ein dualhärtendes Befestigungsmaterial, wie zum Beispiel das DuoCem (Coltene), zurückgegriffen werden.⁴

Das One Coat 7 Universal ist ein lichthärtendes Ein-Komponenten-Adhäsiv auf Wasser-Ethanol-Basis, welches für die adhäsive Befestigung von Kompositen und Kompomeren sowie Keramik- und Kompositrestaurationen auf Schmelz und Dentin freigegeben ist. Außerdem kann es zur Kompositbefestigung von Keramiken, Kompositen, Metallen und Amalgam eingesetzt werden.²

DuoCem ist ein dualhärtender, röntgenopaker Zement auf Kompositbasis mit einem Füllstoffgehalt von 60 Gew-% und einem durchschnittlichen Partikeldurchmesser von 1,5 µm. Er kann für die permanente Zementierung von Inlays, Onlays, Kronen und Brücken sowie Wurzelstiften genutzt werden. Für die Lichthärtung sollte eine LED-Polymerisationslampe verwendet werden, die eine Lichtleistung von > 800 mW/cm² aufbringen kann.¹

Die Studien, welche mit Brilliant Crios durchgeführt wurden, konnten darlegen, dass das Hochleistungskomposit eine homogenere Struktur aufweist als direkte Füllungskomposite.^{155, 222} Außerdem wird dem Werkstoff eine stoßdämpfende Eigenschaft zugeschrieben.¹⁵⁵ Des Weiteren haben *Zimmerman et al.* gezeigt, dass Brilliant Crios im Belastungstest mittlere Belastungskräfte aufzeigt, die über der normalen Kaukraft im Seitenzahngebiet liegen.²²²

3.4.2 *Vita Enamic*

Im Jahr 2013 hat die Firma Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen, Deutschland) die Hybridkeramik *Vita Enamic* auf den Dentalmarkt eingeführt. Vita Enamic besteht aus einer dualen Keramik-Polymer-Struktur.^{18, 49, 54, 71, 107} Die Keramikmatrix setzt sich aus einer mit Aluminiumoxid angereicherten Feinstrukturfeldspatkeramik, die mit einem Methacrylatpolymer infiltriert wurde, zusammen.^{13, 71, 89, 107, 117, 120}

Dieses sogenannte Polymerinfiltrierte-Keramik-Netzwerk (*polymer-infiltrated-ceramic-network*) hat einen anorganischen Keramikanteil von 86 Gew-% sowie einen organischen

Polymeranteil von 14 Gew-%. Das Polymer- und Keramiknetzwerk gehen einen adhäsiven, interpenetrierenden Verbund ein.¹⁰⁷

Die vom Hersteller angegebene Biegefestigkeit liegt bei 150-160 MPa, das E-Modul bei 30 GPa.^{14 107} Diese mechanischen Eigenschaften der Hybridkeramik konnten in Studien bestätigt werden.^{53, 178} *Mörmann et al.* haben in einer Kausimulation feststellen können, dass das Abrasionsverhalten der Hybridkeramik dem des humanen Zahnschmelzes ähnlich ist.¹⁴¹ Weitere Studien konnten darlegen, dass die Hybridkeramik Vita Enamic von den mechanischen und physikalischen Eigenschaften zwischen denen von CAD/CAM-Kompositen und Keramiken liegt.^{49, 54} *Dirxen et al.* haben in ihrer Studie gezeigt, dass Vita Enamic dentin-ähnliche Eigenschaften in Bezug auf die Abrasion, Biegefestigkeit und das E-Modul aufweisen.⁵⁴ Der Eigenverschleiß dieser Hybridkeramik ähnelt dem dentaler Keramiken, die Abrasion, die durch die Hybridkeramik am Antagonisten verursacht wird, ist jedoch geringer als die durch dentale Keramiken versuchte Antagonistenabration.⁵⁴

Vita Enamic ist für Inlays, Onlays, Veneers, Teil- und Vollkronen sowie Implantatkronen indiziert.^{13 107}

Vor der adhäsive Befestigung einer Restauration ist eine Konditionierung mit Flusssäure und Silan empfehlenswert.^{67, 107} Für die adhäsive Befestigung empfiehlt der Hersteller eine adhäsive Befestigung mit einem licht- oder dualhärtenden Befestigungskomposit.^{14,}

13

3.4.3 *Nacera Pearl Multi Shade*

Im Jahr 2015 hat die Firma Doceram Medical Ceramics (Dortmund, Deutschland) das hochtransluzente Zirkoniumdioxid *Nacera Pearl Multi Shade* auf dem Dentalmarkt vorgestellt.⁸ Es handelt sich dabei um ein 3Y-TZP Zirkoniumdioxid mit einer biaxialen Biegefestigkeit von 1500 MPa. Laut Herstellerangaben liegt die Druckfestigkeit bei 3000 MPa und das E-Modul beträgt 205 GPa. Die Vickershärte wird mit 1300 HV angegeben und ist um ein Vielfaches höher als die Vickershärte von humanem Zahnschmelz (300-400 HV).⁹ *Nacera Pearl Multi Shade* ist für Einzelzahnkronen sowie vollanatomische Kronen und Brücken von bis zu 14 Einheiten indiziert. Im Seitenzahngebiet sollte die Spanne zwischen den Brückenpfeilern nicht mehr als zwei Einheiten betragen.⁷

Für Patienten mit Parafunktionen stellt die Verwendung des Materials eine Kontraindikation dar.⁶ Bei der Präparation sollte auf ein Präparationswinkel zwischen 6-8° geachtet werden. Okklusal und inzisal sollte ein Substanzabtrag von mindestens 1,5-2 mm erfolgen.⁷

Bei der Eingliederung des Zahnersatzes ist eine selbstadhäsive oder adhäsive Befestigung der konventionellen vorzuziehen. Vor der adhäsiven Befestigung ist ein pulverstrahlen mit Aluminiumoxid (50 µm 1,5 Bar) notwendig. Im Anschluss sollte die pulvergestrahlte Innenfläche der Restauration mit Alkohol gereinigt werden.⁵ Die aktuelle Datenlage über dieses Zirkoniumdioxid ist sehr überschaubar. Aufgrund der Aktualität des Werkstoffes Zirkoniumdioxid, werden in der Literatur eine Vielzahl anderer 3Y-TZP Zirkoniumdioxide, die einen ähnlichen Aufbau wie das Nacera Pearl Multi Shade haben, beschrieben.

3.4.4 *Nacera Pearl Q³ Multi Shade*

Nacera Pearl Q³ Multi Shade ist ein 6Y-PSZ (6 Mol-% partly stabilized zirconia) Zirkoniumdioxid, hergestellt von der Firma Doceram Medical Ceramics.^{12, 10} Es handelt sich um ein polychromatisches, ultrahoch-transluzentes Zirkoniumdioxid mit einer tetragonal-kubischen-Phase.^{10, 12} Durch diese tetragonale-kubische-Phase kommt es zu einer Reduktion der Doppelbrechung und folglich zu einer Erhöhung der Lichttransmission und Transluzenz.¹²

Laut Herstellerangaben liegt die 4-Punkt-Biegefestigkeit bei 600 MPa mit einer Härte von 1410 HV.¹¹

Nacera Pearl Q³ Multi Shade ist für Veneers, Inlays, Onlays, sowie Einzelzahnkronen und 3-gliedrige Brücken im Front- und Seitenzahnggebiet indiziert.^{10, 12} Vom Hersteller werden Inlaybrücken, enossale Implantate und Wurzelstifte als Kontraindikationen angegeben.¹⁰ Bei der Präparation sollte auf ein Präparationswinkel zwischen 6-8° geachtet werden, des Weiteren sollte okklusal und inzisal ein Substanzabtrag von mindestens 1,5-2 mm erfolgen.¹⁰ Bei der Eingliederung des Zahnersatzes ist eine selbstadhäsive oder adhäsive Befestigung der konventionellen Befestigung vorzuziehen. Vor der Befestigung ist ein Pulverstrahlen mit Aluminiumoxid (50 µm, 1,5 Bar) notwendig.¹⁰

3.5 Experimentelle Rahmenbedingungen

3.5.1 *Kausimulation*

Für die Untersuchung dentaler Werkstoffe hinsichtlich ihrer physikalischen und chemischen Eigenschaften werden in-vitro Untersuchungen durchgeführt.^{26, 29, 59, 78, 87, 141, 186, 200, 209, 223} Bei in-vitro Untersuchungen unterliegen die getesteten Werkstoffe meist einer reinen statischen Belastung in einer universellen Testmaschine, bei der die Kraft sukzessive erhöht wird, bis es zum Bruch des Werkstoffes kommt. Des Weiteren wird bei vielen in-vitro Untersuchungen nicht auf die Anatomie des Zahnersatzes eingegangen und Prüfkörper in Stäbchenform einer Bruchbelastung unterzogen.^{26, 37, 104, 144, 186, 214}

Um im Labor die menschlichen Kaubewegungen klinisch nah simulieren zu können, wurden verschiedene Kausimulatoren entwickelt. Die unterschiedlichen Kausimulatoren unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Art der Kraftentwicklung auf die zu prüfenden Materialien.¹¹⁶

Der Oregon Health Sciences University Oral Wear Simulator (OHSU) und der Züricher Kausimulator werden über eine elektromagnetische Kraftentwicklung betrieben, wohingegen bei dem BIOMAT Kraft Simulator und dem Willytec Kausimulator die Kraftentwicklung über Gewichte erzeugt wird, die auf Führungsstangen aufgelegt werden. Weitere Kausimulatoren, wie der Minnesota MTS Kraft Simulator und die ACTA Kraft Maschine, erzeugen ihre Kraft über einen Hydraulikantrieb, bzw. über Federn.¹¹⁶

Neben der einwirkenden Kraft können bei den Simulatoren weitere Parameter, wie beispielsweise die Zyklenzahl, die Kaukraft, der Sideshift, die Auf- und Abwärtsbewegung sowie die Aufwärts- und Abwärtsgeschwindigkeit eingestellt werden. Einige Kausimulatoren verfügen auch über die Möglichkeit zusätzlich eine thermische Wechsellast während der Kausimulation durchzuführen.^{29, 59, 87, 141, 200}

In der Literatur werden ca. fünf Jahre klinische Kaubelastung mit einer Anzahl von 1,2 Mio. Zyklen beschrieben.^{29, 59, 141, 155, 194} Die Kaukraft ist definiert als die durch Muskelaktivität erzeugbare Kraft zwischen den Kauflächen des Ober- und Unterkiefers und kann theoretisch bis zu 2000 N betragen.¹²⁴ Je nach Region des Kiefers unterscheiden sich jedoch die Kaukräfte: Im Frontzahnggebiet liegt die Kaukraft zwischen 100-200 N, wohingegen im Seitenzahnggebiet sensorisch gesteuerte Kaukräfte zwischen 300-700 N auftreten können. Die tatsächliche Kaukraft bei der Mastikation liegt zwischen 25-50

N.¹²⁴ Allerdings können bei Parafunktionen, wie beispielsweise Bruxismus, höhere Kaukräfte zwischen 500-800 N erreicht werden.¹²⁴

Als Stumpfmaterialien werden sowohl künstliche als auch natürliche Materialien verwendet. In der Literatur werden als künstliche Stumpfmaterialien häufig Metalle, Polymere oder CAD/CAM-Komposite eingesetzt. Diese Materialien können individuell, betreffend ihrer Form, Größe oder Dimension hergestellt werden.^{59, 86, 84, 87, 181, 194} Bei den natürlichen Stumpfmaterialien wird auf humane Zähne oder Rinderzähne zurückgegriffen.^{37, 103, 155, 186}

Bei den Antagonisten werden in der Literatur ebenfalls verschiedene Materialien beschrieben. In der Regel weisen diese eine Kegel- oder Kugelform auf und bestehen aus Edelstahl, Steatit, Wolframkarbid, Komposit oder Keramik.^{29, 59, 86, 84, 87, 155, 181} Auch humane Zähne oder Rinderzähne kommen als Antagonisten zum Einsatz.^{141, 194}

3.5.2 *Untersuchung der marginalen Randdichtigkeit*

Das Ziel der Untersuchung der Randdichtigkeit besteht darin, die Randdichtigkeit einer Restauration zum natürlichen Zahn zu untersuchen. Hierbei wird die marginale Integrität bzw. das Auftreten von Microleakage beurteilt.

Microleakage ist definiert als Diffusion von Bakterien, Mundflüssigkeiten, Molekülen oder Ionen in einem Spalt zwischen dem Restaurationswerkstoff und der Zahnhartsubstanz.^{75, 77, 108}

Neben der Randdichtigkeit spielt die Passgenauigkeit der Restauration eine entscheidende Rolle für die klinische Langzeitüberlebensrate einer Restauration. So können zu kurze oder überstehende Restaurationsränder zu Plaqueanlagerung, kariösen Läsionen, Irritationen und Entzündungen der Pulpa, sowie parodontalen Schädigungen führen.^{19, 42, 75, 79, 111, 182}

Des Weiteren hat die Größe des Zementspalt ein Einfluss auf die Randdichtigkeit, denn ein großer Zementspalt kann zu einem Verlust des Befestigungsmaterials führen und in Folge dessen zu einem Randspalt⁴², auch Mikrorisse haben im Befestigungsmaterial einen negative Einfluss auf die Retention und somit auf den Microleakage.⁷⁹

Ein Zusammenhang zwischen der Randdichtigkeit und dem Randschluss wurde ebenfalls untersucht. *Cristian et al.* haben diesen Zusammenhang an adhäsiv befestigten,

CAD/CAM-gefertigten Zirkoniumdioxidkronen untersucht und konnten keinen linearen Zusammenhang feststellen.⁴² *Aboushelib et al.* haben in ihrer Studie aufgezeigt, dass größere marginale Spalten mit signifikant höherem Microleakage einhergehen.¹⁷ *Sulaiman et al.* sowie *Shiratsuchi et al.* postulierten, dass ein höherer Randspalt zu einer höheren Zementauflösung führen kann, wodurch das Risiko für Microleakage steigt.^{184, 203}

Der in der Literatur als akzeptabel angegeben Randspalt ist sehr unterschiedlich. So haben *Shetty et al.* und *Gu et al.* einen Randspalt von 120 µm als noch ausreichen angesehen.^{79, 182} In anderen Studien wurden Randspalte bis zu 150 µm als vertretbar beschrieben.¹⁰² *Kashani et al.* erklären, dass Restaurationen mit einem Randspalt über 100 µm als klinisch unzureichend anzusehen sind.¹⁰¹ Die meisten Autoren in der Literatur befürworten einen Randspalt zwischen 100-150 µm.^{111, 180}

Die Messung der marginalen Randdichtigkeit bzw. -undichtigkeit kann heutzutage unter Zuhilfenahme einer Digitalkamera,^{102, 103} eines Lichtmikroskops,^{42, 64, 75, 170} eines Rasterelektronenmikroskops,^{17, 68, 79} oder eines Mikrocomputertomographen erfolgen.^{162, 215} Des Weiteren kann die Randundichtigkeit mit einem Farbstoffpenetrationstests untersucht werden.^{42, 62, 64, 75, 79, 132, 182, 218}

Zur äußerlichen Untersuchung der Randdichtigkeit werden in der Regel Licht- und Rasterelektronenmikroskope unter Anwendung der Replikatechnik verwendet. Bei der Replikatechnik handelt es sich um ein Verfahren, bei dem die Prüfkörper dubliert werden, um so die Randdichtigkeit im Verlauf analysieren zu können. Bei diesem Verfahren ist eine Untersuchung sowohl in-vitro als auch in-vivo möglich.^{25, 68, 166}

Bei der Untersuchung der marginalen Randdichtigkeit mit einem Farbstoffpenetrationstest ist eine Untersuchung im Verlauf nicht möglich. Die Randdichtigkeit bzw. -undichtigkeit kann bei diesem Verfahren allerdings in der Tiefe dargestellt werden. Dabei werden die Prüfkörper für eine bestimmte Zeit in einer Farbstofflösung gelagert oder zentrifugiert, anschließend in Scheiben geschnitten und unter einem Lichtmikroskop analysiert. In der Literatur wird in einigen Studien beschrieben, dass vor der Färbung die Wurzeloberflächen der Prüfkörper mit Nagellack versiegelt werden, um zu verhindern, dass der Farbstoff über das Foramen apicale oder Seitenkanäle das Ergebnis negativ beeinflussen.^{62, 64, 75, 79, 218} Der Farbstoffpenetrationstest kann mit diversen Farbstofflösungen durchgeführt werden. Neben einer Lösung aus basischem Fuchsin^{17, 19, 102, 103, 111, 170} werden auch Methylenblau,^{62, 64, 182} Safranin,⁴² Silbernitrat³⁵ oder Fluoreszenzfarbstoffe²⁰⁵ verwendet.

Die Auswertung des Farbstoffpenetrationstestes kann sowohl quantitativ als auch qualitativ erfolgen. *Albert und Mowafy*¹⁹ haben die Randdichtigkeit anhand der unten aufgeführten Skala bewertet, wie sie auch schon in diversen Untersuchungen angewandt wurde:^{75, 103, 182, 218}

- 0- Keine Undichtigkeit
- 1- Undichtigkeit reicht bis ins untere Drittel der Stumpfhöhe
- 2- Undichtigkeit reicht bis ins mittlere Drittel der Stumpfhöhe
- 3- Undichtigkeit betrifft die gesamte Stumpfhöhe
- 4- Undichtigkeit reicht bis auf die okklusale Fläche des Stumpfes.¹⁹

In weiteren Studien wurde die Skala von *Albert und Mowafy* abgewandelt.^{79, 111, 132} Des Weiteren ist es möglich, die Randdichtigkeit prozentual als Eindringtiefe des Farbstoffes in Bezug auf die Gesamthöhe des Stumpfes,¹⁷⁰ in Millimetern^{17, 62} oder als Fläche⁴², auszuwerten.

Trotz der Limitation, dass die Untersuchung der marginalen Randdichtigkeit bzw. -undichtigkeit mittels eines Farbstoffpenetrationstests nur in-vitro durchführbar ist, ist sie eine der am häufigsten verwendeten Methoden.¹⁷⁵

3.5.3 *Untersuchung der okklusalen Ermüdungsschäden*

Zahnärztliche Restaurationen unterliegen, neben chemischen Belastungen durch die Aufnahme heißer und kalter Nahrungsmittel sowie wechselnden pH-Werten, vor allem mechanischer Belastung.⁸⁹ Diese entsteht zum einen durch physiologische Kaubelastung bei der Nahrungszerkleinerung und zum anderen durch pathologische Belastungen wie Zähneknirschen und –pressen (Bruxismus).⁴⁵ Verschleißerscheinungen an Restaurationen sind vor allem im Bereich der Okklusionkontakten sichtbar, welche im Seitenzahngebiet auf den Okklusionsflächen der Zähne und im Frontzahnbereich vor allem auf den palatinalen Flächen liegen.⁵⁶

Der Verschleiß ist definiert als „*fortschreitender Abtrag (Abnutzung) an der Oberfläche eines Festkörpers*“.¹²⁴ Aus tribologischer Sicht kann zwischen vier verschiedenen Verschleißarten unterschieden werden: Abrasion, Adhäsion, Oberflächenzerrütung und tribochemischer Reaktion.

Abrasion ist definiert als der oberflächliche Materialabtrag eines Werkstückes durch Reibung eines Feststoffes.^{124, 225}

Adhäsion bezeichnet den Verlust der molekular-atomatischen Wechselwirkung zweier Festkörperoberflächen.²²⁵

Durch wechselnde mechanische Spannungen innerhalb einer Festkörperoberfläche kommt es zur *Oberflächenzerrüttung*. Durch diese Ermüdung der Oberfläche des Werkstoffes kommt es zur Rissbildung, die sich bis zum Abbruch des Materials weiterentwickeln kann.²²⁵

Bei der *tribochemischen Reaktion* kommt es zu einer Reaktion des tribologischen Systems, welches aus dem Grund- und Gegenkörper sowie aus einem Zwischenstoff und einem Umgebungsmedium besteht.²²⁵

Die Untersuchung von Ermüdungsschäden kann in eine äußere Beschädigung an der Restaurationsoberfläche und eine innere im Restaurationmaterial unterteilt werden.

Äußere Ermüdungsschäden sind klinisch diagnostizierbar und äußern sich in Form von Abrasionen von der Restauration und/ oder des Antagonisten, Frakturen oder Chipping. Letzteres tritt vor allem bei keramischen Restaurationen im Bereich der Verblendkeramik auf. Diese Ermüdungserscheinungen können mittels Licht- oder Rasterelektronenmikroskop beurteilt werden.

Im Gegensatz zu den äußeren Ermüdungsschäden sind die *inneren* nicht visuell detektierbar. Hierbei handelt es sich um Microcracks, die vor allem zum Retentionsverlust der Restauration führen. Microcracks können in Radialrisse (*radial cracks*), Kegelerisse (*cone cracks*) und Chipping Risse unterteilt werden.²¹⁹ Zhang et al. haben die unterschiedlichen Rissarten klassifiziert (Abbildung 3.1).²¹⁹

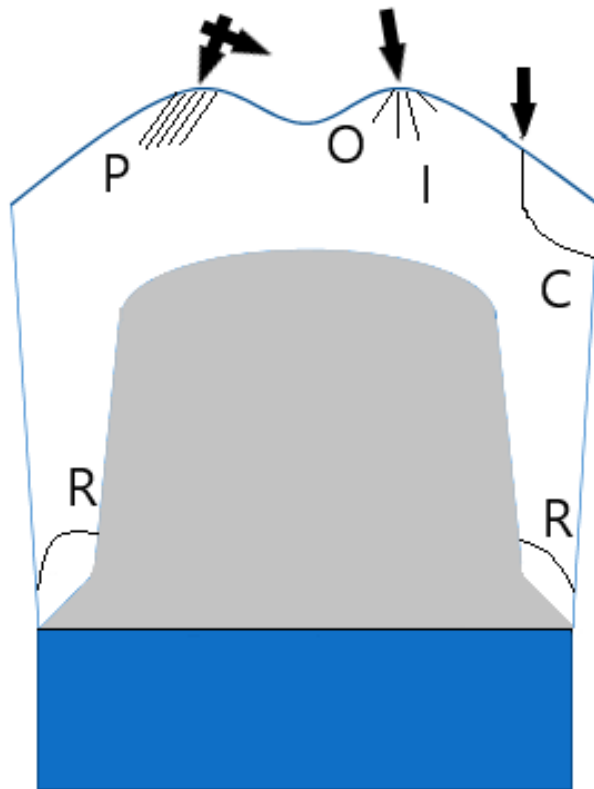


Abbildung 3.1 Schematische Darstellung unterschiedlicher Rissarten einer Vollkeramikkrone nach *Zhang et al.*²¹⁹: Radialriss (R), innerer (I) und äußerer (O) Kegelriss, Chipping-Riss (C), partieller Kegelriss (P).

Radialrisse sind durch Zugspannungen induzierte Risse, die sich an der Unterseite einer Restauration an der Klebefläche bilden.^{51, 217, 219}

Kegelrisse bilden sich unterhalb des Kontaktpunktes. Bei ausreichend hoher Belastung können diese Risse die Restauration komplett durchdringen und bis zur Klebefläche reichen.^{160, 219}

Chipping Risse kommen vor allem bei Verblendkeramiken vor. Sie entstehen durch Überbelastungen im Bereich der Kontaktpunkte und lösen dabei mindestens einen Teil der Keramik ab.^{130, 129, 219}

Bei der CAD/CAM-Herstellung einer zahnärztlichen Restauration und der Anpassung der Okklusion kommt es vor allem bei keramischen Restaurationswerkstoffen zu Beschädigungen der Oberfläche, die durch eine sorgfältige Oberflächenpolitur nivelliert werden

können. Andernfalls kann die Rissausbreitung bis ins Innere der Restauration weiter vorschreiten und letztendlich zum Versagen der Restauration führen. Diese Situation wird meist durch Kegelrisse herbeigeführt.^{39, 43}

Die Analyse der Auswertung der Risse erfolgt unter einem Licht- oder Elektronenmikroskop. In der Literatur werden verschiedene Vorgehensweisen beschrieben, wie die Rissbildung sowohl quantitativ als auch qualitativ dargestellt werden kann.

Bei der quantitativen Analyse der Rissausbreitung kann zum einen die Länge der einzelnen Risse ausgemessen,¹⁸¹ zum anderen auch die Strecke zwischen der Oberfläche des Werkstoffes und dem tiefsten Riss vermessen werden.²¹² Bei der qualitativen Analyse wird ausschließlich das Auftreten etwaiger Risse dokumentiert.^{33, 80, 103, 190}

3.5.4 *Antagonistenabrasion*

Bei der Entwicklung dentaler Werkstoffe spielen nicht nur die mechanischen Eigenschaften, die Biokompatibilität und die Ästhetik eine wichtige Rolle, sondern auch das Verschleißverhalten am Antagonisten und der Restauration selber (Eigenabrasion). Die Abrasion von Zahnhartsubstanz ist ein multifaktorieller Prozess, bei dem mehrere Komponenten eine Rolle spielen.⁴⁴ Das Abrasionsverhalten eines Werkstoffes wird nicht nur durch seine Eigenhärte beeinflusst,¹¹⁰ sondern auch patientenbezogene Faktoren wie Ernährung,^{151, 196, 201} orale Habbits,^{142, 196, 201, 151} neuromuskuläre Kräfte^{151, 196} sowie der Muskeltonus^{63, 142} und die Okklusion des Patienten^{63, 142} können einen Einfluss haben. Die Härte und Homogenität, die Bruchresistenz,¹¹⁰ Rauigkeit^{36, 109, 110, 150} und das Oberflächenfinish^{99, 109, 151} des Werkstoffes beeinflussen sowohl die Eigenabrasion als auch die Antagonistenabrasion. Die Härte und die Dicke der humanen Schmelzschicht ist bei der Antagonistenabrasion ebenfalls ein wichtiger Aspekt.¹⁹⁶

Idealerweise sollte das Verschleißverhalten des Agonisten und des Antagonisten gleich sein und im Rahmen des physiologischen Abriebs liegen.^{110, 142, 196} In der Literatur wird der physiologische Abrieb von Molaren und Prämolaren mit 20-40 µm pro Jahr angegeben.^{109, 150, 151, 202} Die Auswertung des Verschleiß- und Abriebverhaltens erfolgt unter Zuhilfenahme von Scannern, wie zum Beispiel einem 3D-Laserscanner,³¹ einem 3D-Profilometer^{36, 109, 196} oder mit einem Licht-¹¹⁰ oder Rasterelektronenmikroskop.^{99, 150, 226}

4 Material und Methode

Im folgenden Kapitel wird die in der vorherigen Studie verwendete Methodik beschrieben. Um unterschiedliche Materialien standardisiert zu untersuchen wurden CAD/CAM-gefräste Kronen auf CAD/CAM-gefräste humane Zähne adhäsiv befestigt und in Bezug auf die marginale Randsichtigkeit, die okklusale Integrität und die Antagonistenabrasion untersucht.

4.1 Methodikübersicht

Dazu wurden zwei STL-Datensätze konstruiert, ein STL-Datensatz zur Herstellung der Zahnstümpfe und einer zur Herstellung der CAD/CAM-Kronen. Mittels CAD/CAM-Technologie wurden so insgesamt 68 extrahierte dritte Molaren zu identischen Zahnstümpfen gefräst. Im gleichen Verfahren wurden Seitenzahnkronen aus insgesamt vier verschiedenen CAD/CAM-Blöcken gefräst und anschließend auf den CAD/CAM-gefrästen Stümpfen adhäsiv befestigt. Danach erfolgte eine künstliche Alterung der Prüfkörper im Kausimulator, durch den ein klinischer Gebrauch von fünf Jahren simuliert wurde. Hierzu wurde jede Prüfgruppe (n= 16) in zwei Untergruppen unterteilt. Die Hälfte der Prüfkörper wurde einer normalen Kaubelastung mit horizontaler und vertikaler Belastung (HV, n= 8) unterzogen, die andere Hälfte einem Bruxismusprogramm mit alleiniger horizontalen Belastung (H, n= 8).

Zur Analyse der Kaustabilität wurden nach der Belastung alle Prüfkörper in Bezug auf Randsichtigkeit (marginale Integrität) und Ermüdungsschäden (okklusale Integrität) untersucht. Hierfür wurde ein Farbstoffpenetrationstest verwendet. Zur Analyse unter einem digitalen Lichtmikroskop wurden die Prüfkörper in Scheiben geschnitten.

Die initiale Randsichtigkeit ohne Kaubelastung wurde für jede Materialkombination mit jeweils einem Prüfkörper (n= 1) untersucht.

Neben den Prüfkörpern wurden auch die Antagonisten in Hinblick auf Verschleiß (Abrasion) getestet. Hierzu wurden die Antagonisten vor und nach der Belastung mittels Laborscanner (GOM Software 2016 Hotfix 6, Rev 9927, Atos, GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland) eingescannt. Die so erzeugten STL-Datensätze wurden anschließend mit

einer Analysesoftware (GOM Inspect, GOM Software 2016 Hotfix 6, Rev 9927) überlagert und die maximale vertikale Abweichung berechnet.

Die unten angeführte Tabelle 4.1 zeigt alle Prüfgruppen. In der Abbildung 4.1 und 4.2 ist eine schematische Darstellung der Methodik aufgeführt.

Tabelle 4.1 Prüfgruppen (HV = horizontale und vertikale Belastung, H = horizontale Belastung).

Prüfgruppe	CAD/CAM-Material	Abkürzung
1a	Brilliant Crios – horizontale und vertikale Belastung	BC_HV
1b	Briliant Crios – horizontale Belastung	BC_H
2a	Vita Enamic – horizontale und vertikale Belastung	VE_HV
2b	Vita Enamic – horizontale Belastung	VE_H
3a	Nacera Pearl Multi Shade – horizontale und vertikale Belastung	HT_HV
3b	Nacera Pearl Multi Shade – horizontale Belastung	HT_H
4a	Nacera Pearl Q ³ Multi Shade – horizontale und vertikale Belastung	ultraHT_HV
4b	Nacera Pearl Q ³ Multi Shade – horizontale Belastung	ultraHT_H

Prüfkörper: 68 humane dritte Molaren mit 68 CAD/CAM-Seitenzahnkronen aus Zirkoniumdioxid, Hybridkeramik und Komposit

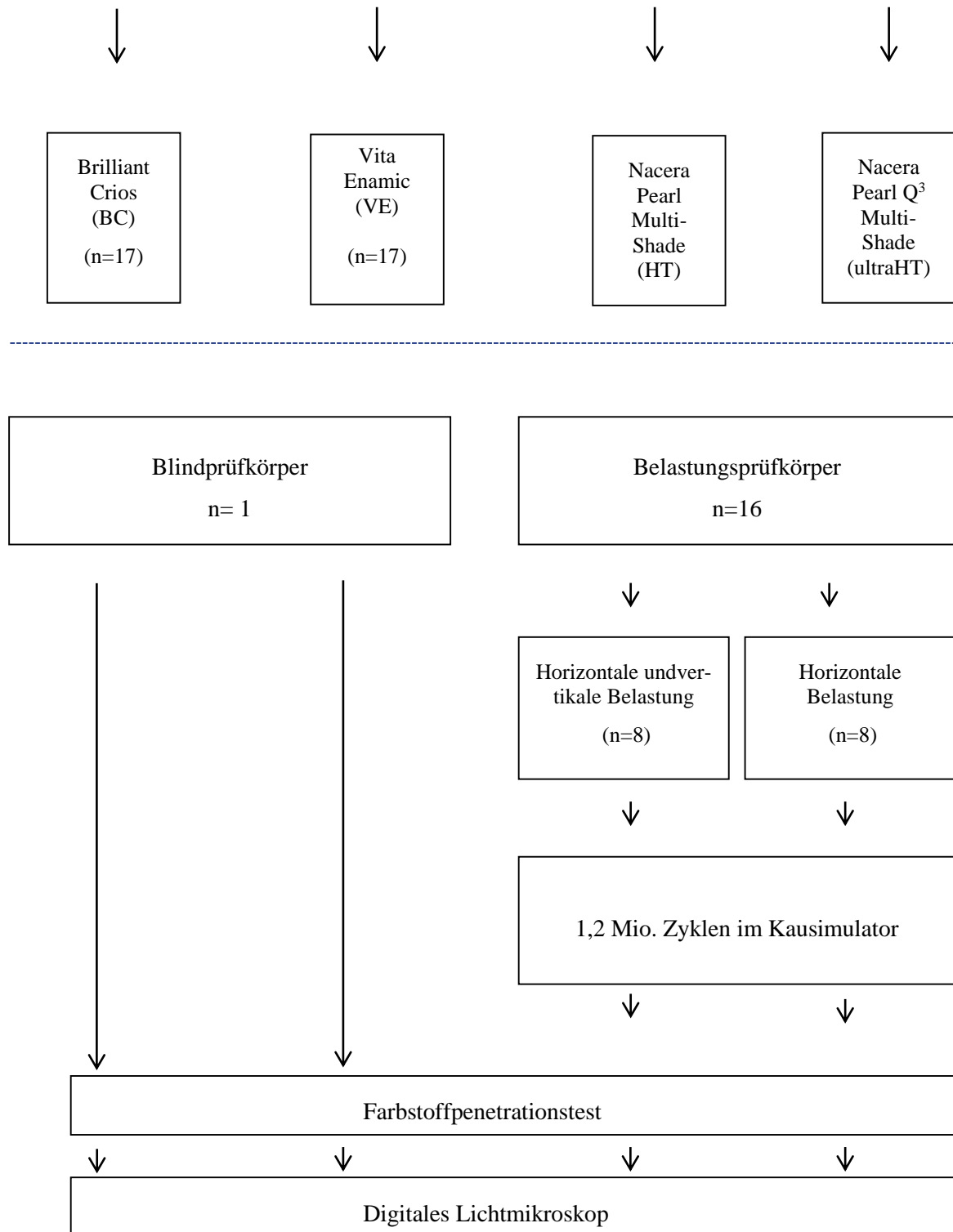


Abbildung 4.1 Schematische Darstellung der Methodik.

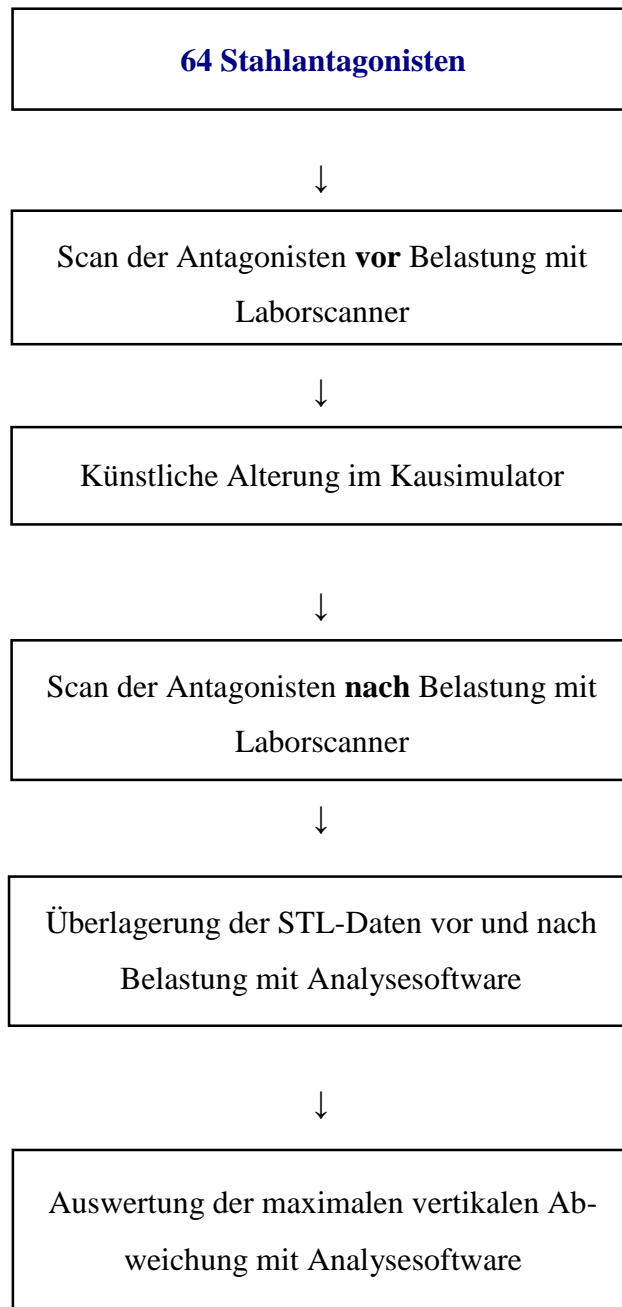


Abbildung 4.2 Schematische Darstellung der Untersuchung der Antagonistenabrasion.

4.2 Prüfmaterialien

Die in der Studie verwendeten Materialien der Hersteller *Vita Zahnfabrik*, *DMG*, *Voco*, *Kuraray Dental*, *GC* und *3M Espe* wurden käuflich erworben. Die Materialien der Hersteller *Coltene* und *Doceram Medical Ceramics* wurden zur Durchführung der Studie unentgeltlich zur Verfügung gestellt.

Die Lagerung der verwendeten Werkstoffe erfolgte entsprechend der Herstellerempfehlungen bei einer Temperatur von $8,5\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$, bzw. bei einer Raumtemperatur von $23\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ und einer Luftfeuchtigkeit von $50\% \pm 10\%$.

Die Zusammensetzung und die physikalischen Eigenschaften der verwendeten Fräsmaterialien sind in Tabelle 4.2 aufgeführt.

Die adhäsive Befestigung der CAD/CAM-gefrästen Kronen erfolgt nach Herstellerangaben unter Anwendung des Aushärtungsmodus Lichthärtung. Die verarbeiteten Haftvermittler und Befestigungsmaterialien sind in Tabelle 4.3 und 4.4 aufgelistet.

Die Materialien werden im weiteren Text wie folgt abgekürzt:

- Brilliant Crios: BC
- Vita Enamic: VE
- Nacera Pearl Multi- Shade: HT
- Nacera Pearl Q³ Multi-Shade: ultraHT

Tabelle 4.2 Übersicht der Prüfmaterialien, Zusammensetzung und physikalische Eigenschaften (*Herstellerangaben liegen nicht vor).

Produktname	Brilliant Crios (BC)	Vita Enamic (VE)	Nacera Pearl Multi- Shade (HT)	Nacera Pearl Q³ Multi- Shade (ultraHT)
Hersteller	Coltene/ Altstätten, Schweiz	VITA Zahnfabrik/ Bad Säckingen, Deutschland	Doceram Medical Ceramics/ Dortmund, Deutschland	
Material	Komposit	Hybridkeramik	2. Generation Zirkonoxid (3Y-TZP)	3. Generation Zirkonoxid (6Y-TZP)
Chargen- nummer	H16204	60140	5015490	5039305
Haltbarkeits- datum	2020/04	-*	-*	2017/02
Farbe	A2	2 M2	A	A
Füllstoffgehalt [Gew.- %]	70,7	86,4	-*	-*
Füllstoffe	Bariumglas, amorphe Kieselsäure	UDMA, TEGDMA	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ > 99%, Y ₂ O ₃ 4,5% - 6%	HfO ₂ , ZrO ₂ , Y ₂ O ₃
Matrix	Vernetzte Methacrylate	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , ZrO ₂ , CaO	-*	-*
Biegefestigkeit [MPa]	198 (ISO 4049)	150-160 (ISO 6872)	1200 (biaxial)	600 (4 Punkt)
Elastizitäts- modul [GPa]	10,3	30	205	-*

Tabelle 4.3 Übersicht Adhäsive (*Herstellerangaben liegen nicht vor).

Produktname	ED Primer II	One Coat Universal 7	A.R.T. Bond Bonder
Hersteller	Kurary/ Tokio, Japan	Coltene/ Altstätten, Schweiz	VITA Zahnfabrik Bad Säckingen, Deutschland
Material	2-Flaschen-Adhäsiv (dualhärtend)	Lichthärtender Ein- komponenten- Haftvermittler	3-Flaschen-Adhäsiv lichthärtend)
Chargennummer	A: 3D0037 B: E30036	H88319	H62557
Haltbarkeitsdatum	2019/02	2019/05	2018/12
Zusammensetzung	Liquid A: HEMA, MDP, Wasser, 5- NMSA, Beschleuniger Liquid B: 5- NMSA, Wasser, Katalysatoren, Beschleuniger	Methacrylate, Photoinitiatoren, Ethanol, Wasser	Primer A: Maleinsäure (1-5%), Natriumfluorid (< 1%) Primer B: HEMA (25-50%), GPDM (25-50%)

Tabelle 4.4 Übersicht der Befestigungskomposite, Zusammensetzung und physikalische Eigenschaften (* Herstellerangaben liegen nicht vor).

Produktname	Panavia	DuoCem	DuoCement
Hersteller	Kurary/ Tokio, Japan	Coltene/ Altstätten, Schweiz	VITA Zahnfabrik/ Bad Säckingen, Deutsch- land
Chargennummer	000059	H76142	H65331
Haltbarkeitsdatum	2019/02	2019/06	2019/04
Aushärtungsform	dualhärtend	dualhärtend	dualhärtend
Darreichungsform	Dosierhilfe	Automixspritze	_*
Füllstoffgehalt (Vol-%)	59	40	54,5
Zusammensetzung	<p>Paste A:</p> <p>10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat (MDP), Dimethylacrylate, silanisierte Kieselerdefüller, dl-Kamferchinon, Katalysatoren, Initiatoren</p> <p>Paste B:</p> <p>Dimethylacrylate, silanisiertes Bariumglas-Füllmittel, Natriumfluorid, Katalysatoren, Beschleuniger, Pigmente</p>	<p>Methacrylate, Dentalglas, Zinkoxid, amorphe Kieselsäure</p>	<p>Base:</p> <p>BISGMA, TEGDMA</p> <p>Katalysator:</p> <p>BISGMA, TEGDMA, Dibenzoylperoxid, Benzoylperoxid</p>
Füllpartikelverteilung (µm)	0,04 – 19	_*	_*

Die Politur der CAD/CAM-Kronen erfolgte manuell mittels der vom Hersteller empfohlenen Poliersysteme. Die verwendeten Werkstoffe sind in Tabelle 4.5 aufgeführt. Die Klebefläche der Materialien *Brilliant Crios*, *Nacera Pearl Multi-Shade* und *Nacera Pearl Q3 Multi-Shade* wurde mit Aluminiumoxidpulver (Edelkorund, Harnisch+Rieth, Winterbach, Deutschland; 1,5 Bar, 50 µm) pulvergestrahlt. Die *Vita Enamic* Kronen wurden mit 5%iger Flusssäure (Ivoclar Vivadent) konditioniert. Die Vorbehandlung der Zahnstümpfe erfolgte 15 s mit 37%iger Phosphorsäure. Die Materialien, die zur Einbettung der Zähne in die Prüfkörperhalterung verwendet wurden, sind in Tabelle 4.6 aufgeführt.

Tabelle 4.5 Übersicht der Poliersysteme (* Herstellerangaben liegen nicht vor).

Produktname	Nacera Shine Zr	Diatech Polisher	Vita Enamic Polishing Set technical
Hersteller	Doceram Medical Ceramics/ Dortmund, Deutschland	Coltene/ Altstätten, Schweiz	Vita Zahnfabrik/ Bad Säckingen, Deutschland
Material	Poliermittel	Zweiteiliges Poliersystem	Zweiteiliges Poliersystem
Chargennummer	5014865	305800	E59920
Haltbarkeitsdatum	_*	_*	_*
Zusammensetzung	Ester der Montansäuren, Wachssäuregemische ca C24- C34, Industriediamant	_*	Vorpolitur: Siliziumcarbid Hochglanz: Diamantinstrument

Tabelle 4.6 Übersicht der Einbettmaterialien und Säuren (*Herstellerangaben liegen nicht vor).

Produktname	Vococid	LuxaCore Z-dual	Scotchbond Universal
Material	37%iges Phosphorsäuregel	Stumpfaufbaumaterial	Lichthärtendes Adhäsivsystem
Hersteller	VOCO GmbH/ Cuxhaven, Deutschland	DMG/ Hamburg, Deutschland	3M Espe/ Seefeld, Deutschland
Chargennummer	1720203	762587	650760
Haltbarkeitsdatum	2019-09	2019-01	2018-10

4.3 Prüfkörperherstellung

4.3.1 Rahmenbedingungen

Für die Verwendung extrahierter humaner dritter Molaren lag bereits ein Ethikvotum der Justus-Liebig-Universität Gießen vor (AZ 143/09). In einem Schreiben vom 29.05.2017 bestätigte die Ethikkommission die Gültigkeit des Votums für die vorliegende Studie (siehe Anhang). Die Herstellung sämtlicher Prüfkörper fand im Eigenlabor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde bei einer konstanten Luftfeuchtigkeit ($50\% \pm 10\%$) und einer Raumtemperatur von $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ statt.

4.3.2 Stumpfherstellung

In der vorliegenden Studie wurden extrahierte, karies- und restaurationsfreie, humane dritte Molaren verwendet, deren Extraktion nicht länger als sechs Monate zurücklag. Diese wurden mit dem mündlichen Einverständnis der Patienten anonymisiert gesammelt. Die Lagerung der Zähne fand nach ISO/TC 11405:2003¹⁹ statt, wie in vorherigen Studien beschrieben.^{155, 198} Die ISO/TC 11405:2003 beinhaltet eine sechstägige Lagerung in Chloramin-T mit anschließender Lagerung in destilliertem Wasser bei 8,5 °C.

Für die CAD/CAM-Fräsung der humanen Zähne, mussten diese eine Mindestgröße von mindestens 10,5 mm x 8,5 mm aufweisen. Daher wurde eine Vermessung mit einer digitalen Schieblehre (Absolute Digimatic cd-15 cpx, Mitutoyo, Kawasaki, Japan) durchgeführt. Zähne, die in mesio-distaler Richtung eine Mindestgröße von < 8,5 mm und in bucco-lingualer Richtung von < 10,5 mm aufwiesen, konnten für die Studie nicht verwendet werden. Um eine exakte Positionierung der Prüfkörper in der Fräsmaschine zu gewährleisten, wurde eine individuelle Probenhalterung aus Polyoxymethylen (POM, der Kunststoffladen, Lötzbeuren, Deutschland) hergestellt, wie in Abbildung 4.3 zu erkennen ist. In die Probenaufnahme wurden die Zähne bis zur Schmelz-Zement-Grenze eingebettet. Drei Schrauben (Senkkopfschrauben M1,4 mm x 10 mm, Kupfer Modell und Feinwerktechnik, Schrondorf, Deutschland) dienten als Rotationsschutz.



Abbildung 4.3 Probenaufnahme aus POM mit drei Schrauben zum Rotationsschutz.

Vor der Einbettung der Zähne in die Probenhalterung, wurden die Okklusalfäche der Zähne mit einer Tellerschleifmaschine Knuth Rotor (Struers, Willich, Deutschland) unter ständiger Wasserkühlung plangeschliffen. Das Schleifblatt (Leco, 6039881, Corporation,

St. Joseph, USA) wies die Körnung P320 (Grit 280) auf. Um den Zahn in der Probenaufnahme positionieren zu können, wurde die Okklusalfäche an einer Plexiglasscheibe reversibel befestigt (LuxaBond-Total Etch Primer A+B, DMG, Hamburg, Deutschland). Als Orientierungshilfe diente eine Schablone (Abbildung 4.4). Die äußere Wandung der Probenhalterung markierte ein äußerer kreisrunder Ring und ermöglichte eine exakte Positionierung des Zahnes in der Halterung. Der innere Ring simulierte die marginale Präparationsgrenze des Zahnstumpfes.

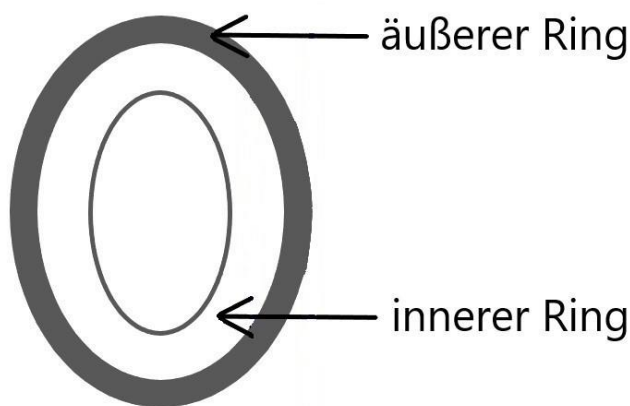


Abbildung 4.4 Schablone.

Die Zahnwurzel wurde bis zur Schmelz-Zement-Grenze konditioniert, damit ein Haftverbund zwischen Wurzeloberfläche und Einbettmaterial erreicht werden konnte. Zunächst wurde die Wurzeloberfläche 15 s mit 37%iger Phosphorsäure geätzt und anschließend 15 s unter fließendem destilliertem Wasser abgespült. Die Wurzeloberfläche wurde mit ölfreier Druckluft vorsichtig getrocknet. Im Folgenden wurde das Adhäsivsystem LuxaBond-Total Etch verwendet, um einen Haftverbund zwischen dem Dentin und dem Stumpfaufbaumaterial LuxaCore Z erzielen zu können. Zunächst wurden zwei Tropfen Pre-Bond für 15 s auf die Wurzeloberfläche einmassiert und vorsichtig mit ölfreier Druckluft verpüstert. Das Adhäsiv Bond A+B wurde im Verhältnis 1:1 für 5 s vermischt, 20 s auf der Oberfläche einmassiert, mit ölfreier Druckluft vorsichtig verpüstert, um schließlich die Wurzeloberfläche von jeder Seite für 10 s lichtzuhärten (Elipar, Trilight, 3M ESPE, St. Paul, USA). Vor jeder Verwendung wurde die Lichtlampe auf die Lichtintensität hin überprüft (800 mW/cm^2).

In der Folge wurde der vorbehandelte Zahn über der Probenaufnahme, welche mit Stumpfaufbaumaterial (LuxaCore Z-dual, DMG, Hamburg, Deutschland) gefüllt wurde, positioniert, sodass der äußere Ring deckungsgleich mit den Rändern der Probenaufnahme war und genügend Zahnhartsubstanz zum Fräsen des Zahnstumpfes zur Verfügung stand. Überschüsse wurden entfernt, damit die Oberkante der Probenaufnahme frei vom Stumpfaufbaumaterial war, um den Zahn im Anschluss von der Plexiglasscheibe zu trennen.

Die fertig eingebetteten Zähne wurden mittels CAD/CAM-Technik gefräst. Hierzu wurde ein STL-Datensatz (Abbildung 4.5) des Zahnstumpfes mit der Software Rhinoceros 5 (Service Release 12, McNeel Europe, Barcelona, Spanien) erstellt.

Die Parameter für das Stumpfdesign wurden wie folgt gewählt:

- Stumpfhöhe: 4 mm
- mesio-distale Breite: 9,5 mm
- bucco-orale Breite: 7,5 mm
- Konvergenzwinkel: 6°
- Hohlkehlpriparationswinkel: 30°
- Breite der Hohlkehle: 0,6 mm
- anatomisch gestaltete Okklusalfäche.

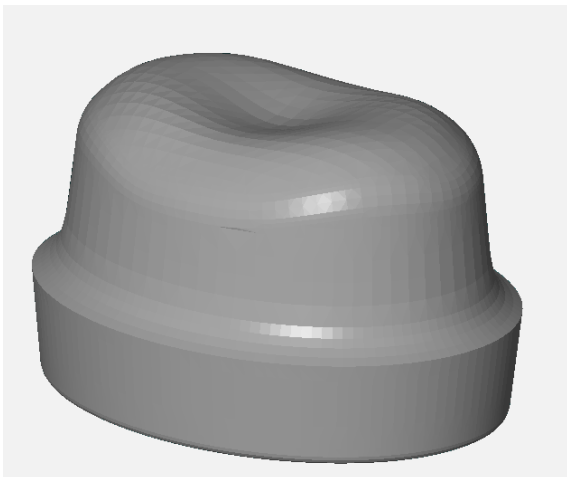


Abbildung 4.5 STL-Datensatz des Zahnstumpfes.

Anhand des STL-Datensatzes wurden die eingebetteten Zähne unter Wasserkühlung in einer CNC-Fräsmaschine (Mikron HSM 400 GF Machining Solutions GmbH, Schron-dorf, Deutschland) zu identischen Zahnstümpfen gefräst.

Bei dem gesamten Stumpffertigungsprozess wurde stets auf eine feuchte Lagerung der Zahnhartsubstanz geachtet.

4.3.3 Kronenherstellung

Die Kronen wurden ebenfalls mittels CAD/CAM-Technologie angefertigt. Zu diesem Zweck wurde ein zum Stumpf korrespondierender STL-Datensatz mit einer CAD-Soft-ware (Version 2.8.8.5, Dental System, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) entworfen. Die Kronenparameter wurden wie folgt gewählt:

- Mindestschichtstärke okklusal: 1,2 mm
- Mindestschichtstärke zervikal: 0,6 mm
- Zementspalt: 80 μm
- Passungsparameter: 15 μm .

Die Fräsung der Kronen erfolgte ebenfalls auf einer CNC-Maschine (Mikron HSM 400 GF Machining Solution GmbH, Schrondorf, Deutschland). Nach der Herstellung wurden alle Kronen auf Beschädigungen lichtmikroskopisch untersucht (Smartzoom 5, Zeiss, Oberkochen, Deutschland). Die Politur erfolgte manuell nach Herstellerangaben, die ver-wendeten Poliersysteme sind in Tabelle 4.5 aufgeführt.

4.3.4 Adhäsive Kronenbefestigung

Die Kronen wurden nach Herstellerangaben mittels Lichthärtung adhäsiv befestigt. Hierzu wurden zunächst die gefrästen Zahnstümpfe mit Bimssteinpulver von Schleifres-ten und Verunreinigungen gesäubert, unter fließendem destilliertem Wasser abgespült und mit ölfreier Druckluft vorsichtig getrocknet. Danach wurde die Dentinoberfläche 15 s mit 37%iger Phosphorsäure geätzt. Anschließend wurde die Säure 15 s unter fließendem Wasser abgespült und der Stumpf vorsichtig mit ölfreier Druckluft getrocknet.

Die Lichthärtung erfolgte mit einer Polymerisationslampe (Eliper Trilight, 3M ESPE, St. Paul, USA), die vor jeder Verwendung hinsichtlich der Lichtintensität (800 mW/ cm²) überprüft wurde.

Im Folgenden sind die Befestigungsschritte der Prüfgruppen 1-4 aufgeführt:

Prüfgruppe 1a und b: Brilliant Crios

- 1) Pulverstrahlen der Befestigungsfläche der Restauration mit Aluminiumoxid-Pulver (50 µm, 1,5 bar) (Edelkorund, Harnisch+Rieth, Winterbach, Deutschland; 1,5 Bar, 50 µm)
- 2) Reinigung im Ultraschallbad und Trocknung mit ölfreier Druckluft
- 3) 20 s Applikation von One Coat 7 Universal auf der Befestigungsfläche der Restauration
- 4) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- 5) 20 s Applikation von One Coat 7 Universal auf dem gefrästen Zahnstumpf
- 6) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- 7) 15 s Lichthärtung jeder Fläche
- 8) Applikation von DuoCem auf der Befestigungsfläche der Restauration
- 9) Positionierung der Krone in Apparatur zur konstanten Krafteinwirkung von 6 N
- 10) Überschussentfernung
- 11) 30 s Lichthärtung jeder Fläche unter konstanter Krafteinwirkung

Prüfgruppe 2a und b: Vita Enamic

- 1) 60 s Ätzen der Befestigungsfläche der Restauration mit 5%iger Flußsäure
- 2) Reinigung mit Wasserspray und Trocknung durch ölfreie Druckluft
- 3) Applikation von Vitasil auf der Befestigungsfläche der Restauration (Einwirkzeit 5 Minuten) und anschließend verpüsten
- 4) 5 s Anmischen von A.R.T. Bond Primer – Primer A und Primer B (1:1)

- 5) 30 s Applikation von A.R.T. Bond Primer auf dem gefrästen Zahnstumpf
- 6) 15 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- 7) 20 s Applikation von A.R.T. Bond Bonding auf dem präparierten Zahnstumpf
- 8) Applikation von A.R.T. Bond Bonding auf der Befestigungsfläche der Restauration
- 9) Trocknung mit ölfreier Druckluft am Zahnstumpf und der Restauration
- 10) 10 s Lichthärtung jeder Fläche des Zahnstumpfes
- 11) 30 s Anmischen von Vita Duo Cement – Base und Catalyst (1:1)
- 12) Applikation von Vita Duo Cement auf der Befestigungsfläche der Restauration
- 13) Positionierung der Krone in Apparatur zur konstanten Krafteinwirkung von 6 N
- 14) Überschussentfernung
- 15) 60 s Lichthärtung jeder Fläche unter konstanter Krafteinwirkung

Prüfgruppe 3a und b: Nacera Pearl Multi Shade

- 1) Pulverstrahlen der Befestigungsfläche der Restauration mit Aluminiumoxid-Pulver (50 µm, 1,5 bar) (Edelkorund, Harnisch+Rieth, Winterbach, Deutschland; 1,5 Bar, 50 µm)
- 2) Reinigung im Ultraschallbad und Trocknung mit ölfreier Druckluft
- 3) Applikation von Clearfil Ceramic Primer auf Innenfläche der Restauration und Trocknung mit ölfreier Druckluft
- 4) ED Primer A + B (1:1) anmischen und 30 s auf den Zahnstumpf auftragen
- 5) Trocknung mit ölfreier Druckluft
- 6) Lichthärtung jeder Fläche des Zahnstumpfes für 10 s
- 7) Panavia F2.0 20 s anmischen – Paste A+B (1:1)
- 8) Pastenmischung auf Restraurationsfläche
- 9) Positionierung der Krone in Apparatur zur konstanten Krafteinwirkung von 6 N
- 10) Überschussentfernung

11) 20 s Lichthärtung jeder Fläche unter konstanter Krafteinwirkung

Prüfgruppe 4a und b: Nacera Pearl Q³ Multi Shade

- 1) Pulverstrahlen der Befestigungsfläche der Restauration mit Aluminiumoxid-Pulver (50 µm, 1,5 bar) (Edelkorund, Harnisch+Rieth, Winterbach, Deutschland; 1,5 Bar, 50 µm)
- 2) Reinigung im Ultraschallbad und Trocknung mit ölfreier Druckluft
- 3) Applikation von Clearfil Ceramic Primer auf Innenfläche der Restauration und Trocknung mit ölfreier Druckluft
- 4) ED Primer A + B (1:1) anmischen und 30 s auf den Zahnstumpf auftragen
- 5) Trocknung mit ölfreier Druckluft
- 6) Lichthärtung jeder Fläche des Zahnstumpfes für 10 s
- 7) Panavia F2.0 20 s anmischen – Paste A+B (1:1)
- 8) Pastenmischung auf Restorationsfläche
- 9) Positionierung der Krone in Apparatur zur konstanten Krafteinwirkung von 6 N
- 10) Überschussentfernung
- 11) 20 s Lichthärtung jeder Fläche unter konstanter Krafteinwirkung

Nach der Befestigung der Kronen wurden die Prüfkörper gemäß der ISO-Norm (ISO/TC 11405:2003) für 24 Stunden in einem Wärmeschrank (37°C ± 2°C) gelagert und anschließend in einem Kausimulator einer künstlichen Alterung unterzogen.

4.4 Künstliche Alterung in-vitro

Zur Simulation der künstlichen Alterung wurde ein Zwei-Achsen-Kausimulator (CS 4.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) verwendet (Abbildung 4.6).

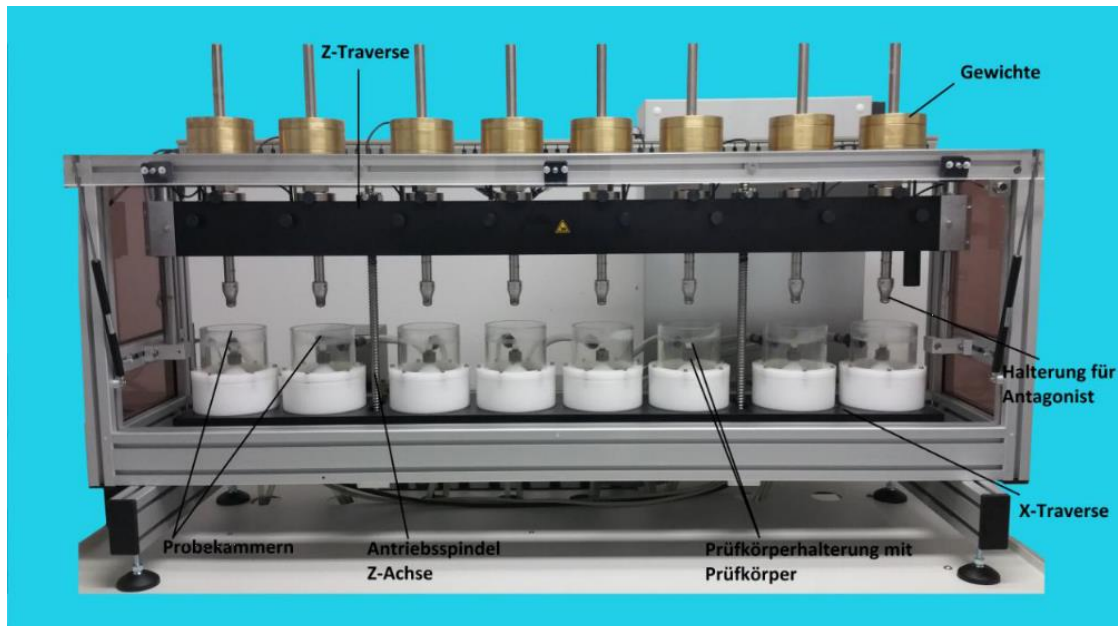


Abbildung 4.6 Kausimulator (Abbildungspool der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik).

Der Kausimulator besteht aus acht Probenkammern. Jede Kammer besteht aus einer Prüfkörperhalterung, umgeben von einer Plexiglaswand. Zur Simulation der künstlichen Alterung wurden die Prüfkörper in individuell hergestellten Halterungen aus Aluminium eingebettet (Abbildung 4.7). Diese wurden so konzipiert, dass sie in die Probenkammern eingeschraubt werden konnten. Eine Befestigung für die Antagonisten ist über jeder Probenkammer angebracht und kann separat mit Gewichten belastet werden. Die Maximalbelastung, die pro Probenkammer aufgelegt werden kann, liegt bei 10 kg. In die Halterung für die Antagonisten wurden standardisierte Stahlantagonisten (R1, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland), die eine Vickers-Härte von 385 HV aufwiesen (Abbildung 4.8), wie sie auch schon in anderen Studien verwendet wurden eingebracht.⁸¹

Die Belastung des Prüfkörpers verlief vom disto-bukkalen Höcker in die zentrale Fossa. Die Kausimulation erfolgte bei $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ in destilliertem Wasser. Die Parameter der beiden Simulationsprogramme sind in Tabelle 4.7 aufgeführt.



Abbildung 4.7 Kausimulator Probenaufnahme.



Abbildung 4.8 Stahlantagonist.

Tabelle 4.7 Kausimulationsparameter.

Parameter	horizontale und vertikale- Belastung (HV)	horizontale Belastung (H)
Zyklenzahl	1,2 Mio.	1,2 Mio.
Aufwärtshub	2 mm	0 mm
Abwärtshub	1 mm	0 mm
Belastung	100 N	90 N
Horizontalbewegung (Sideshift)	0,7 mm	1,5 mm
Horizontalgeschwindig- keit	40 mm/s	20 mm/s
Minimalimpuls	Ja	Nein

Bei der Einstellung „Minimalimpuls“ wird der Antagonist vor dem Auftreffen auf den Prüfkörper stark abgebremst, so dass der Impuls so gering ist, dass er als „Null“ angesehen werden kann.

4.5 Analyse der Prüfkörper

4.5.1 Farbstoffpenetrationstest

Zur Beurteilung der marginalen Randdichtigkeit wurden die Prüfkörper einem Farbstoffpenetrationstest unterzogen. Für diesen Zweck wurde eine 0,5%ige basische Fuchsinlösung (C1.42510, Charge: 276244301, haltbar bis: 12.05.2022, Carl Roth GmbH + CO KG, Karlsruhe, Deutschland) angesetzt. Die Prüfkörper wurden 24 Stunden bei Raumtemperatur ($23\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$) in der Lösung gelagert. Im Anschluss wurden die Prüfkörper unter fließendem destilliertem Wasser abgespült und mit ölfreier Druckluft getrocknet. Durch die Einbettung der Prüfkörper (siehe Kapitel 4.3.2) konnte sichergestellt werden, dass keine Farbe über das Foramen apicale oder sonstige Seitenkanäle eindrang.

Um die Prüfkörper für die Auswertung vorzubereiten wurden sie mit einem Präzisionstrenner (IsoMet 1000, Buehler, Illinois, USA) unter ständiger Wasserkühlung in äquidistante Scheiben geschnitten. Dafür wurde ein diamantiertes Schneideblatt (IsoMet 15 LC, Buehler, Illinois, USA) verwendet. Eine individuelle Halterung gewährleistete, dass alle Prüfkörper an der gleichen Stelle geschnitten wurden. Bei jedem Prüfkörper wurden fünf Schnitte in mesio-distaler Richtung gesetzt. Die Umlaufgeschwindigkeit des Sägeblattes betrug 975 U/Min. Die vestibuläre und orale Scheibe wurde verworfen, sodass vier Scheiben pro Prüfkörper ausgewertet wurden, welche jeweils eine Dicke von 1 mm aufwiesen. Der Schnittverlust, verursacht durch das Sägeblatt, betrug 0,4 mm. Die Scheiben wurden 2 mm unterhalb des Kronenrandes abgetrennt und mit einem Schleifpapier mit der Körnung P320 (Grit 28) unter fließendem destilliertem Wasser poliert.

4.5.2 Digitales Lichtmikroskop

Für die Auswertung der marginalen Randdichtigkeit wurde ein digitales Lichtmikroskop (Smartzoom 5, Zeiss, Jena, Deutschland) mit dem Objektiv PlanApo D1.6x/ 0,1 FWD 36 mm verwendet. Die Prüfkörper wurden bei 34-facher Vergrößerung unter dem Mikroskop mit der systemimmanenten Analysesoftware (Version 1.1 Smartzoom 5, Zeiss, Jena, Deutschland) ausgewertet.

Jede Scheibe wies eine orale und vestibuläre Seite mit jeweils einer mesialen und distalen Messstelle auf. Daraus ergaben sich vier Messstellen pro Scheibe und insgesamt 16 Messstellen pro Prüfkörper.

Die Smartzoom Software beinhaltet den Modus EDF (Extended Depth Field). Hierbei wird eine obere und eine untere Ebene des Objektes festgelegt. Durch einen vom Benutzer definierten Abstand (Schrittweite 87 μm) werden so zwischen den beiden Ebenen Einzelaufnahmen erstellt, die anschließend zu einem Bild zusammengesetzt werden. Dies ermöglicht die scharfe Darstellung des Scheibenformats.

Die Analyse der Randdichtigkeit erfolgte zum einen nach dem Bewertungssystem von *Albert und Mowafy*,¹⁹ zum anderen wurde die prozentuale Randdichtigkeit in Bezug auf die Gesamtstumpfhöhe berechnet. In diesem Zusammenhang wurden die Prüftools „Distanz“ und „parallele Linien“ verwendet. Zunächst wurde eine Gerade durch die beiden äußeren Punkte der Präparationsgrenze gelegt. Auf dieser wurde zwei Millimeter

zentral vom äußeren Punkt zunächst die Stumpfhöhe gemessen und in Relation zur Farbstoffpenetration gesetzt (Abbildung 4.9).

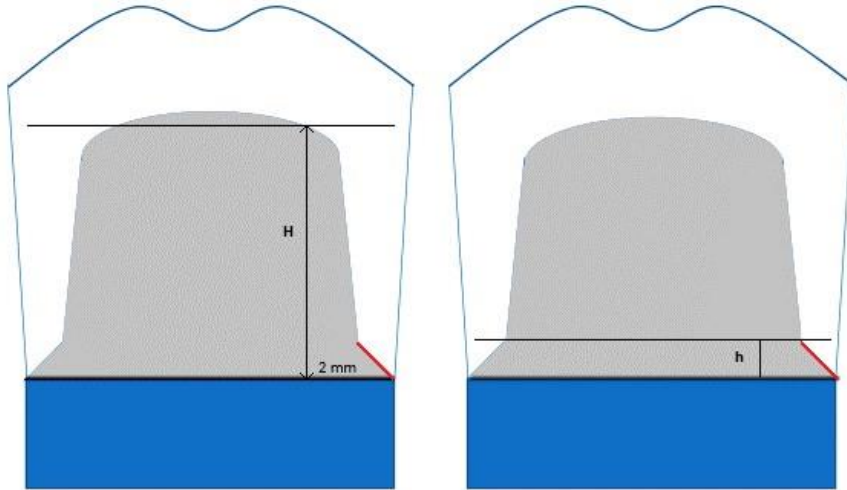


Abbildung 4.9 Auswertung der marginalen Integrität (H = Stumpfhöhe 2 mm zentral vom äußeren Punkt; h = Höhe der Randdichtigkeit 2 mm zentral des äußeren Punktes; rote Linie = Farbstoffpenetration).

Die Auswertung der okklusalen Integrität erfolgte ebenfalls mit den Prüftools „Distanz“ und „parallele Linien“. Es wurde wieder eine Gerade durch die beiden äußeren Punkte der Präparationsgrenze gelegt. Auf dieser wurde allerdings drei Millimeter zentral der äußeren Punkte zunächst die Risstiefe gemessen und in Relation zur Gesamtkronendicke gesetzt (Abbildung 4.10).

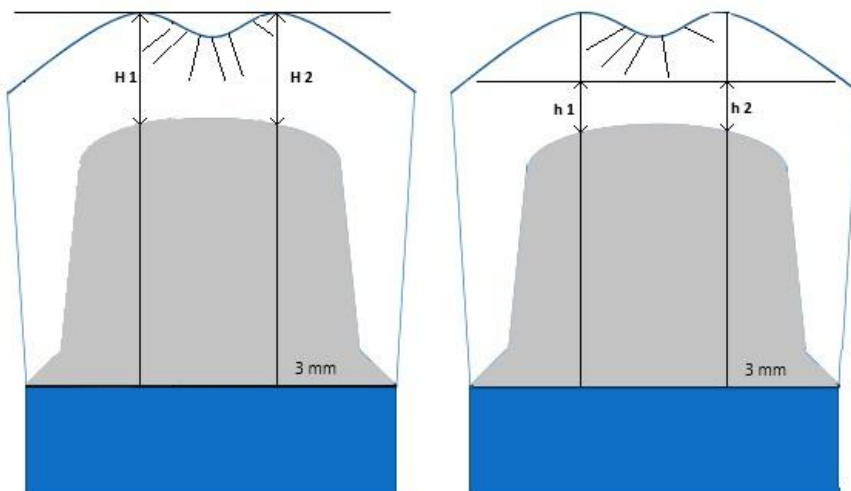


Abbildung 4.10 Auswertung der okklusalen Integrität ($H1/H2$ = Gesamtkronendicke 3 mm zentral vom äußeren Punkt; $h1/h2$ = intakte Kronenschichtstärke).

Zur besseren Veranschaulichung zeigt die Abbildung 4.11 eine Schemazeichnung für jeden getesteten Werkstoff in der okklusalen Aufsicht mit dem Ausschnitt der lichtmikroskopischen Aufnahme und der okklusalen Kontaktfläche (occlusal contact area – OCA).

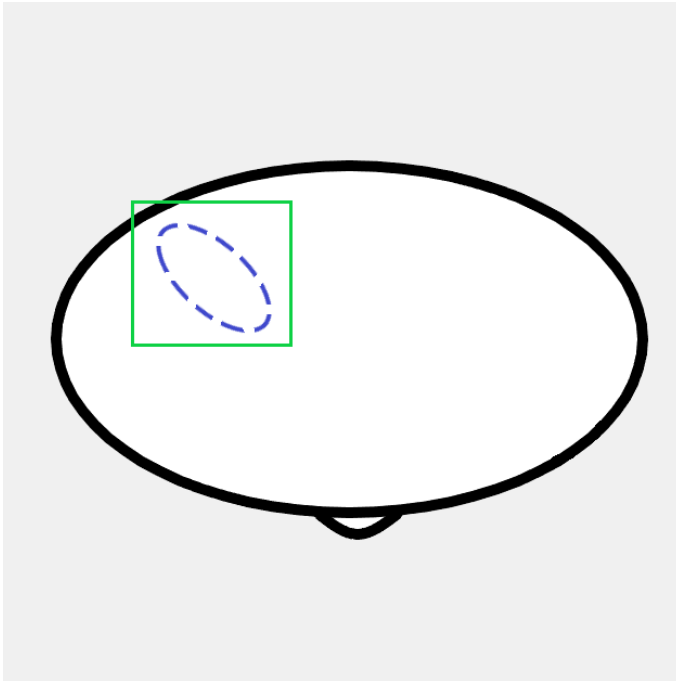


Abbildung 4.11 Schematische Darstellung der okklusalen Ansicht des Prüfkörpers mit der OCA (occlusal contact area) (grünes Rechteck).

4.6 Antagonistenabrasion

4.6.1 Laborscanner

Zur Untersuchung der Abrasion wurden die Antagonisten mit einem optischen Laborscanner vor und nach Kausimulation gescannt (ATOS, Advanced Topometric Sensor, Core, GOM, Braunschweig, Deutschland) (Abbildung 4.12). Der Atos Scanner besteht aus folgenden Komponenten:

- Sensor, bestehend aus zwei Kameras, einem Projektor und einer Steuereinheit
- Stativ
- Hochleistungscomputer.

Der Sensor funktioniert nach dem Triangulationsprinzip. Hierbei wird ein Streifenmuster auf das Messobjekt projiziert, welches von den Kameras erfasst wird. Jeder Messpunkt wird somit über zwei verschiedene Wege in einer Art „Dreiecksmessung“ erfasst. Zur vollständigen Digitalisierung eines Objekts sind mehrere Einzelmessaufnahmen aus verschiedenen Richtungen notwendig. Dabei erfasst der Sensor bei jeder Messung bis zu zwei Millionen 3D-Punkte. Dieses Messvolumen wird über zuvor aufgeklebte Messpunkte in ein Koordinatensystem transferiert. Die Messdaten stehen zur Weiterverarbeitung als Punktwolke, Schnitte oder STL-Netz zur Verfügung. Für die vorliegende Studie wurden die Daten im STL-Format abgespeichert.

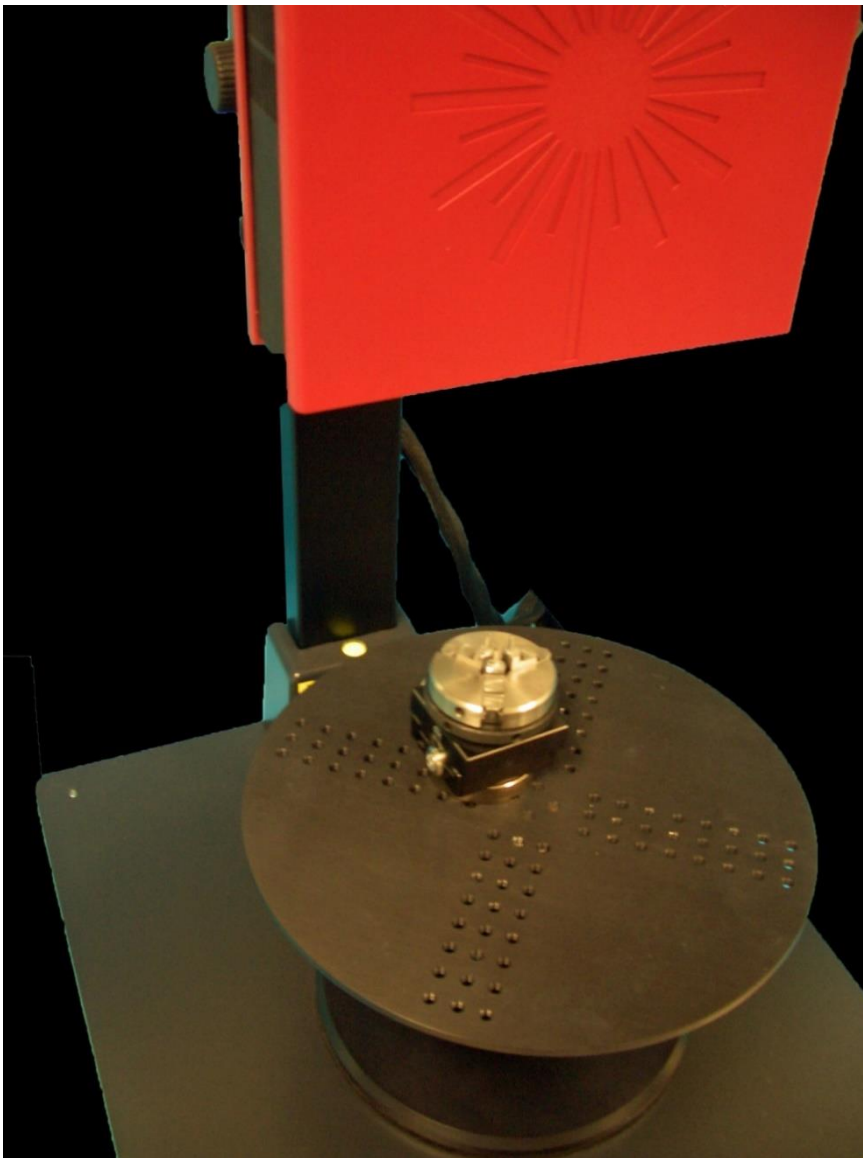


Abbildung 4.12 Laborscanner (ATOS, Advanced Topometric Sensor, Core, GOM, Braunschweig, Deutschland).

4.6.2 Untersuchung der Antagonistenabrasion

Zur Auswertung der Antagonistenabrasion wurden die Scans vor und nach der Belastung in die Software GOM Inspect (GOM Software 2016 Hotfix 6, Rev 9927, GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland) importiert. Die STL-Datei vor Belastung stellt den CAD-Datensatz dar, die STL-Datei nach Belastung wird durch den Netzdatensatz beschrieben (Abbildung 4.13a).

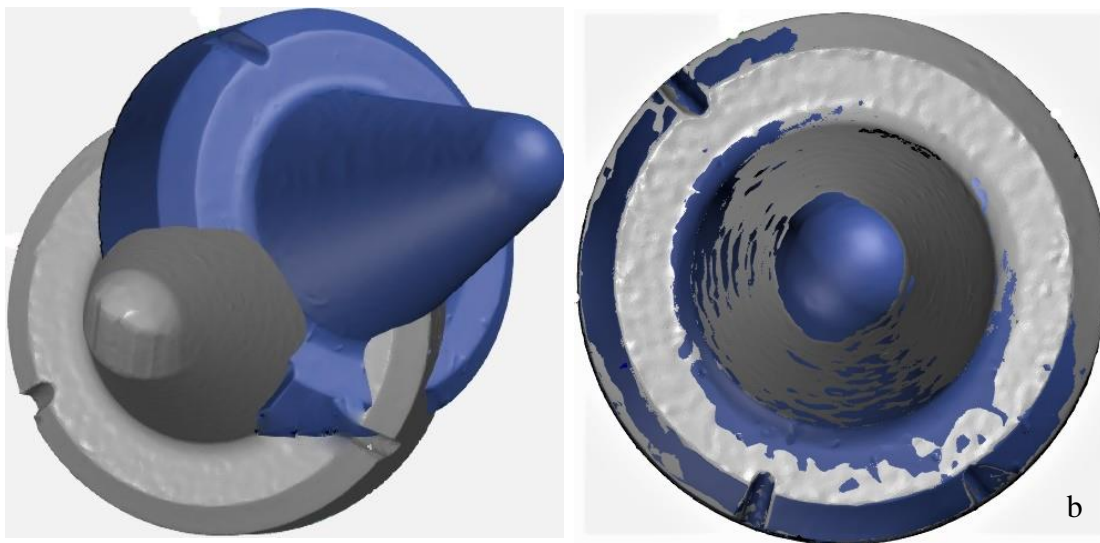


Abbildung 4.13 a) CAD- (blau) und Netz- (grau) Datensatz vor initialer Überlagerung; b) CAD- und Netz-Datei nach Hauptausrichtung „lokales Best Fit“.

Die beiden Datensätze wurden zunächst über eine Vorausrichtung grob überlagert. Dabei wurde sowohl auf der CAD- als auch auf der Netz-Datei ein gemeinsamer Punkt festgelegt. Anhand dessen konnten die beiden Scandateien initial überlagert werden. Anschließend wurde mit dem Tool „auf Oberfläche selektieren“ ein definierter Bereich der Oberfläche der Netzdatei markiert. Im Weiteren wurde so die Hauptausrichtung über „lokales Best Fit“ festgelegt (Abbildung 4.13b).

Der Vorteil der Oberflächenselektion besteht darin, dass die Software nicht nur einen, sondern endlich viele Referenzpunkte erhält, die zum Abgleich zwischen der CAD- und Netz-Datei genutzt werden können.

Nachdem die beiden Datensätze überlagert wurden, wurde das Tool „Flächenvergleich auf CAD“ verwendet. So konnte farblich verdeutlicht werden, an welchen Stellen die

Datensätze identisch sind und an welchen Stelle sie differieren. Aufgrund der Positionierung der Antagonisten gegenüber dem Prüfkörper war die Abrasion an der Spitze des Antagonisten zu sehen, diese wurde auch farblich dargestellt. Abschließend wurde der Teil der Oberfläche selektiert, welcher die Abrasion zeigte. Durch das Tool „Max./Min. Abweichungsfähnchen“ errechnete das Programm den Wert der maximalen vertikalen Abweichung (Abbildung 4.14).

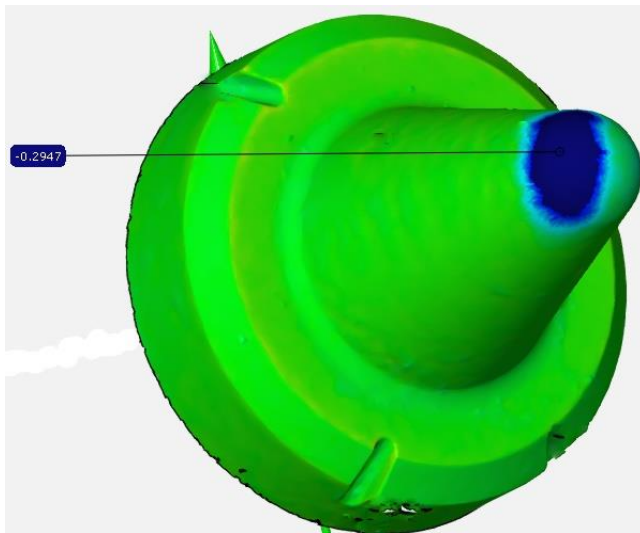


Abbildung 4.14 Flächenvergleich auf CAD mit max. Abweichung von -0,2947 mm.

4.7 Auswertung und statistische Analyse

Die statistische Auswertung der Messdaten wurde mit dem Programm SPSS Statistics (Version 23, IBM, Armonk, USA) erfasst und die generalisierten linearen Modelle sowie die lineare Regression mit dem Programm Stata (Version 15.1, StataCorp LLC, College Station, USA) durch eine externe biometrische Beratung (Dr. Johannes Herrmann, Gießen) durchgeführt. Die Daten aller 64 Prüfkörper, verteilt auf 8 Prüfgruppen ($n=8$), konnten in die Auswertung mit einbezogen werden.

Die Analyse der marginalen Randdichtigkeit und die damit verbundene Eindringtiefe des Farbstoffes erfolgte zunächst nach der Bewertungsskala von *Albert und Mowafy* (Mowafy-Skala Grad 0-4). Die Auswertung erfolgte deskriptiv mit dem Programm Microsoft Excel (Version 2016, Microsoft Corporation, Redmond, USA). Anschließend wurde die Eindringtiefe des Farbstoffes in Relation zur Stumpfhöhe gesetzt (siehe Kapitel 5.1) und

ausgewertet. Des Weiteren wurde die okklusale Integrität der Prüfkörper sowie die Antagonistenabrasion ausgewertet. Es wurden zwei verschiedene Belastungsprogramme für die CAD/CAM-Materialien untersucht.

Für die Auswertung der marginalen Randsichtigkeit wurde zunächst ein Mann-Whitney-U-Test angewandt, um die beiden Kausimulationsprogramme miteinander zu vergleichen. Da kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte, wurden unter Zuhilfenahme des Kruskal-Wallis-Tests nur die CAD/CAM-Materialien miteinander verglichen. Es erfolgte eine Korrektur der p-Werte aus multiplen paarweisen Vergleichen nach Bonferroni.

Für die Analyse die okklusalen Integrität wurde eine 2x4-Anova mit den beiden Faktoren Kausimulation (2) und Prüfgruppen (4) gerechnet. Da die abhängigen Variablen Proportionen darstellt, wurde der Empfehlung von *Papke et al.* gefolgt und ein generalisiertes lineares Modell mit Logit-Link und robusten Standardfehlern gerechnet.¹⁴⁹ Auch hier wurden die multiplen paarweisen Vergleiche nach Bonferroni korrigiert. Berichtet werden die Perzentilen sowie der Median.

Die Auswertung der Antagonistenabration erfolgt in einer in Stata-Prozedur `regress` gerechneten 2x4-Anova mit robusten Standardfehlern aufgrund von Varianzheterogenität mit den beiden Faktoren Prüfgruppen mit vier Stufen sowie Kausimulation mit zwei Stufen. Auch hier wurden die multiplen paarweisen Vergleiche nach Bonferroni korrigiert.

5 Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurden insgesamt 68 Prüfkörpern untersucht, welche in acht Prüfgruppen aufgeteilt wurden. Für jedes Material wurde ein Prüfkörper nicht im Kausimulator belastet. Diese sogenannten Blindprüfkörper zeigten keine Farbstoffpenetration. Die Blindprüfkörper wurden aufgrund der Übersichtlichkeit in den folgenden Abbildungen und Tabellen nicht aufgeführt. Somit sind im Folgenden die Ergebnisse der 64 Belastungsprüfkörper (n=8) dargestellt.

Zur besseren Übersicht wurden die tabellarisch dargestellten Daten auch teilweise graphisch dargestellt.

5.1 Auswertung der marginalen Randdichtigkeit

Die Randdichtigkeit wurde zunächst anhand der Skala von *Albert und Mowafy* bestimmt.¹⁹ Die Auswertung erfolgte entsprechend einer Bewertungsskala (0-4) in Abhängigkeit der Eindringtiefe des Farbstoffes zur Gesamtstumpfhöhe des Zahnes. Die Bewertung erfolgte an insgesamt 16 Messstellen pro Prüfkörper, folglich an 128 Messstellen pro Prüfgruppe (n=8). In Tabelle 5.1 sind die Ergebnisse der Auswertung der Randdichtigkeit nach *Albert und Mowafy* aufgeführt.

Tabelle 5.1 Ergebnisse der Auswertung nach *Albert und Mowafy*.^{19, 103} (HV = horizontal-vertikale Belastung; H= horizontale Belastung)

Prüfgruppen_ Belastungs- programm	0 = keine Undichtig- keit	1 = Undich- tigkeit reicht bis ins untere Drittel des	2 = Undich- tigkeit reicht bis ins mittlere Drittel des	3 = Undich- tigkeit reicht bis ins obere Drittel des	4 = Undich- tigkeit reicht bis auf die Okklusal-flä- che des

		Zahn-stump- fes	Zahn-stump- fes	Zahn-stump- fes	Zahn-stump- fes
BC_HV	106	5	1	16	0
BC_H	97	24	7	0	0
VE_HV	93	23	3	9	0
VE_H	83	19	15	11	0
HT_HV	117	7	2	2	0
HT_H	113	11	3	1	0
ultraHT_HV	106	10	7	5	0
ultraHT_H	119	8	1	0	0

Alle in der vorliegenden Studie untersuchten Prüfkörper wiesen an mindestens einer Messstelle eine Randundichtigkeit auf. Wie in Tabelle 5.1 dargestellt, zeigten jedoch viele Messstellen keine Undichtigkeit (Wert 0). Auch wies kein untersuchter Prüfkörper eine Randundichtigkeit, die bis auf die Okklusalfäche des Zahnstumpfes reichte (Wert 4), auf. Die Randundichtigkeiten der Gruppen BC nach rein horizontaler Belastung (BC_H) und ultraHT nach rein horizontaler Belastung (ultraHT_H) zeigten eine maximale Randundichtigkeit bis ins mittlere Drittel des Zahnstumpfes (Wert 2).

Das Balkendiagramm stellt die Daten der Tabelle 5.1 grafisch dar. Auf der Abszisse sind die verschiedenen Prüfmaterialien und Belastungsprogramme abgebildet. Die Ordinate stellt die Gesamtanzahl der undichten Messstellen dar. Die Verteilung der vier undichten Werte (1-4) ist farblich dargestellt. Zu besseren Veranschaulichung wurden die „0-Werte“ in der Abbildung 5.1 nicht dargestellt.

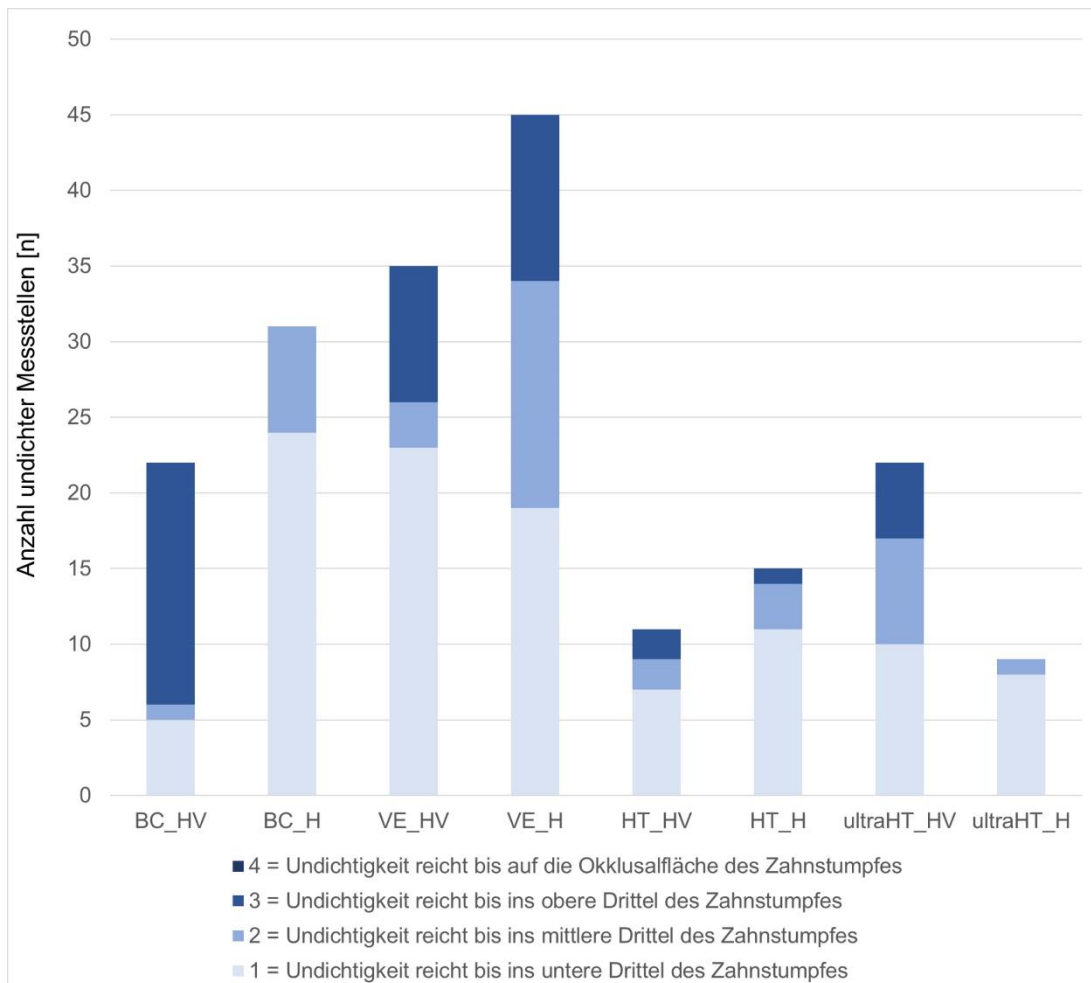


Abbildung 5.1 Balkendiagramm der marginalen Randdichtigkeit nach der Auswertung von *Albert und Mowafy*.^{19, 103} (HV = horizontal-vertikale Belastung; H= horizontale Belastung).

Der Tabelle 5.1 und Abbildung 5.1 sind weiter zu entnehmen, dass die polymerbasierten Prüfkörper BC und VE im Vergleich zu den Zirkoniumdioxiden HT und ultraHT, eine höhere Anzahl an undichte Messstellen zeigten. UltraHT weist nach der alleinigen horizontalen Belastung (H) die geringste Anzahl an undichten Messstellen auf, wohingegen VE unabhängig vom Belastungsprogramm die höchste Anzahl an undichten Messstellen zeigte. UltraHT ist das einzige Material bei dem nach horizontal-vertikaler Belastung (HV) eine höhere Anzahl an undichten Messstellen vorhanden waren im Vergleich zur rein horizontalen Belastung (H).

Die Abbildung 5.2 stellt exemplarisch eine Messstelle eines Prüfkörpers mit einer Randundichtigkeit und eine ohne Randundichtigkeit dar (Smartzoom 5, 34-fache Vergrößerung).

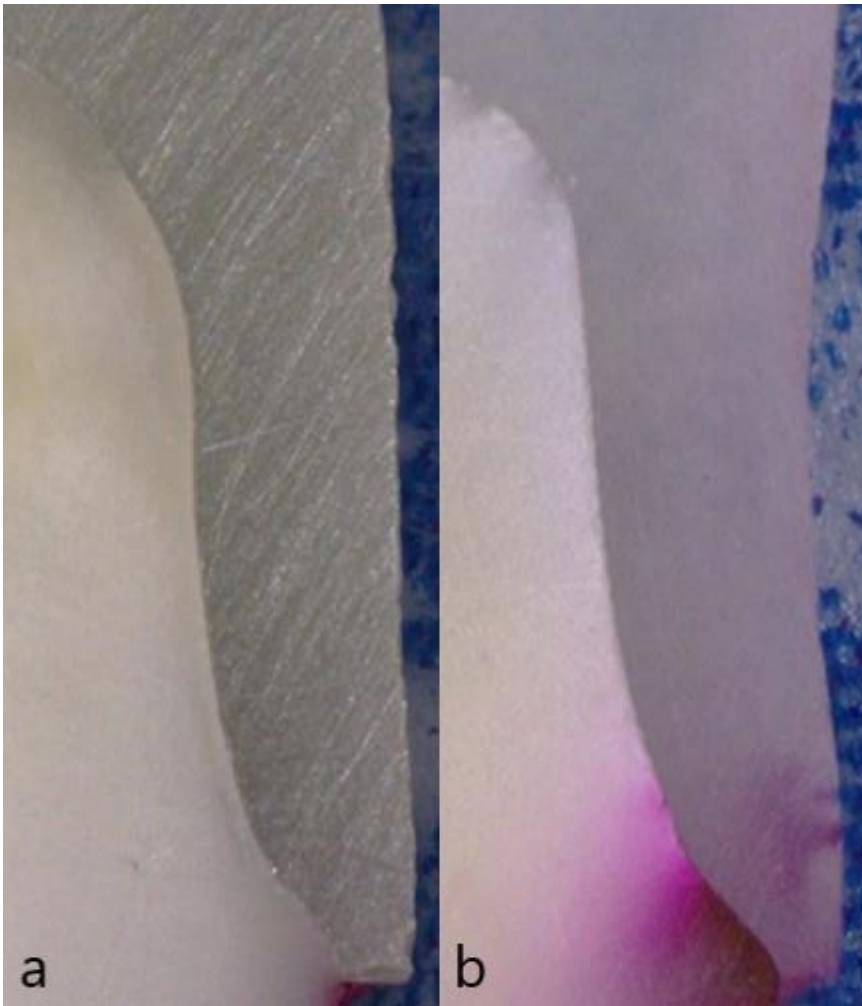


Abbildung 5.2 a) Exemplarische Darstellung einer Messstelle ohne Randundichtigkeit (Wert 0); b) Exemplarische Darstellung einer Messstelle mit einer Randundichtigkeit im unteren Drittel der Stumpfhöhe (Wert 1).

Zur präzisen Erfassung der Randundichtigkeit wurde neben der Auswertung nach *Albert und Mowafy* zusätzlich die prozentuale Randundichtigkeit bestimmt. Dabei wurde die Farbstoffpenetration in Relation zur Zahnstumpfhöhe berechnet. Dies erfolgte an denselben 16 Messstellen pro Prüfkörper und somit an 128 Messstellen pro Prüfgruppe. Aus den 16 Messstellen pro Prüfkörper wurde abschließend der Mittelwert gebildet. Die Tabelle 5.2 zeigt die Ergebnisse der prozentualen Auswertung der marginalen Randundichtigkeit, welche in der Abbildung 5.3 graphisch als Boxplotdiagramm dargestellt sind.

Tabelle 5.2 Ergebnisse der prozentualen Auswertung der marginalen Randundichtigkeit (HV = horizontal-vertikale Belastung; H= horizontale Belastung).

Prüfgruppe_Belastungsprogramm	25% Perzentil	Median	75% Perzentil
BC_HV	0	0,8246	1,9612
BC_H	1,1686	3,4047	4,7222
VE_HV	0,2969	2,0615	11,2748
VE_H	3,3335	8,8997	24,1132
HT_HV	0	0,1671	0,7890
HT_H	0	0	3,6092
ultraHT_HV	1,5674	4,3531	12,8979
ultraHT_H	0	0	2,9362

Anhand der Tabelle 5.2 ist erkennbar, dass alle Prüfgruppen nach Kausimulation Randundichtigkeiten aufweisen.

Die höchsten Randundichtigkeiten zeigten im Mittelwert die Prüfgruppen VE_H und VE_HV. Hingegen wies die geringste prozentuale Randundichtigkeit im Mittelwert die Prüfgruppe BC_HV auf, gefolgt von ultraHT_H. BC_H und HT_H weisen ähnliche prozentuale Randundichtigkeiten im Mittelwert auf.

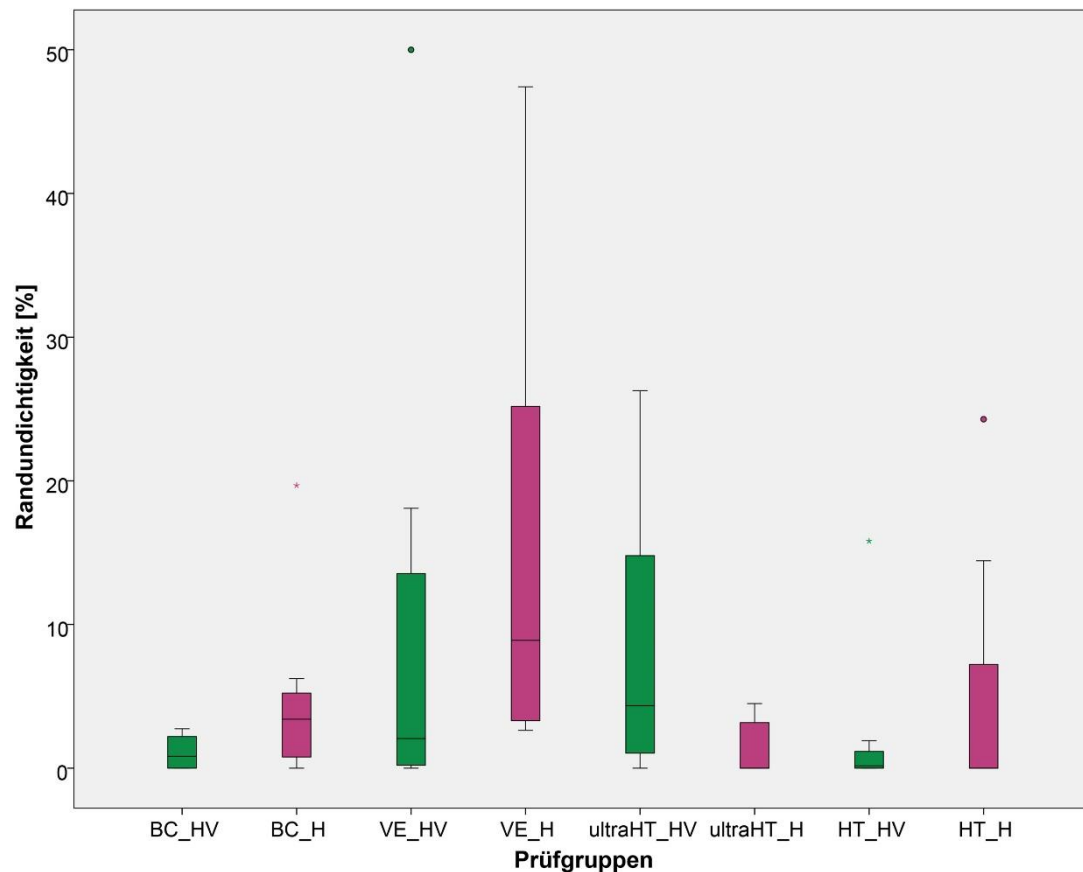


Abbildung 5.3 Boxplotdiagramm der marginalen Randdichtigkeit [%] aller Prüfgruppen. (HV = horizontal-vertikale Belastung; H= horizontale Belastung)

Auf der Abszisse der Abbildung 5.3 sind die verschiedenen Prüfmaterialien und Belastungsprogramme dargestellt. Die Ordinate zeigt die prozentuale Randdichtigkeit in Bezug auf die Gesamtstumpfhöhe. Es ist erkennbar, dass in einigen Prüfgruppen eine hohe Streuung vorliegt. Der paarweise Vergleich der Prüfgruppen ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den Belastungsprogrammen. Aufgrund dessen wurden in dem Boxplotdiagramm in Abbildung 5.4 die beiden Belastungsprogramme zusammengefasst und die CAD/CAM-Materialien miteinander verglichen.

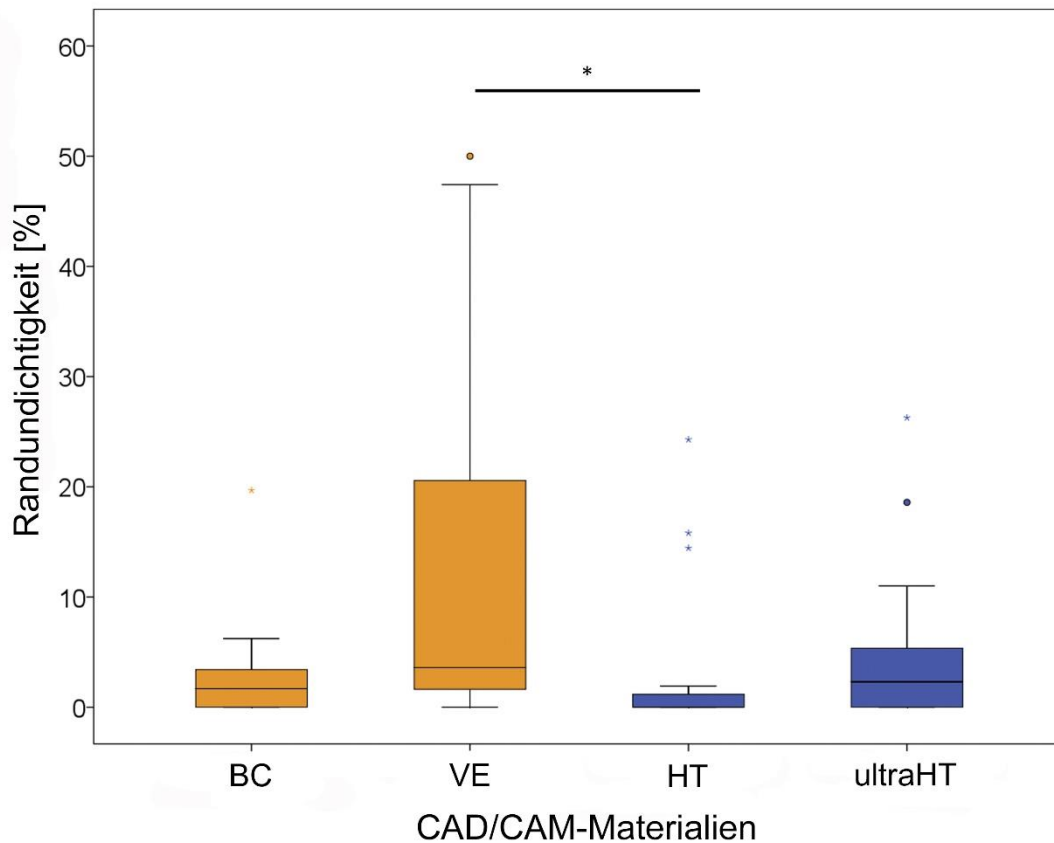


Abbildung 5.4 Boxplotdiagramm der marginalen Randdichtigkeit [%] zusammengefasst für beide Belastungsprogramme (* markiert signifikanten Unterschied, $p < 0,05$).

Es zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen VE und HT ($p < 0,014$). Des Weiteren konnte ein Unterschied zwischen den beiden polymerbasierten CAD/CAM-Materialien BC und VE festgestellt werden, welcher jedoch nicht signifikant war. Ebenso wurden ein geringer Unterschied zwischen den beiden Zirkoniumdioxiden gezeigt, wobei ultraHT eine höhere Randdichtigkeit aufwies als HT. Für VE konnte die höchste Randdichtigkeit gezeigt werden, gefolgt von ultraHT und BC. HT zeigte die geringste prozentuale Randdichtigkeit. Einige Prüfgruppen wiesen eine hohe Streuung in den Daten auf.

Vergleicht man nun die beiden Methoden der Auswertung miteinander, kann folgendes geschlussfolgert werden: Anhand der Auswertung nach *Albert und Mowafy* ist erkennbar, dass insgesamt viele Messstellen eine marginale Randdichtigkeit aufwiesen (Abbildung 5.1). Betrachtet man diese Ergebnisse jedoch nach der prozentualen Auswertung der marginalen Randdichtigkeit, wird deutlich, dass insbesondere bei den Prüfgruppen BC, HT und ultraHT die prozentuale Randdichtigkeit im einstelligen Prozentbereich liegt (Abbildung 5.3).

5.2 Auswertung der okklusalen Integrität

5.2.1 Klinische Inspektion – oberflächliche Beschädigung

Zunächst wurden die 64 Prüfkörper, welche zyklisch im Kausimulator belastet wurden, einer visuellen Inspektion unterzogen. Dabei war vor allem bei den polymerbasierten Werkstoffen ein deutlicher oberflächlicher Verschleiß im Bereich der Kontaktfläche zum Antagonisten (OCA) erkennbar. Risse oder Frakturen konnten auch unter Zuhilfenahme einer Sonde nicht detektiert werden. Die Abbildung 5.5 stellt exemplarisch lichtmikroskopische Aufnahmen (Smartzoom 5, 34-fache Vergrößerung) der OCA der belasteten Prüfkörper dar.

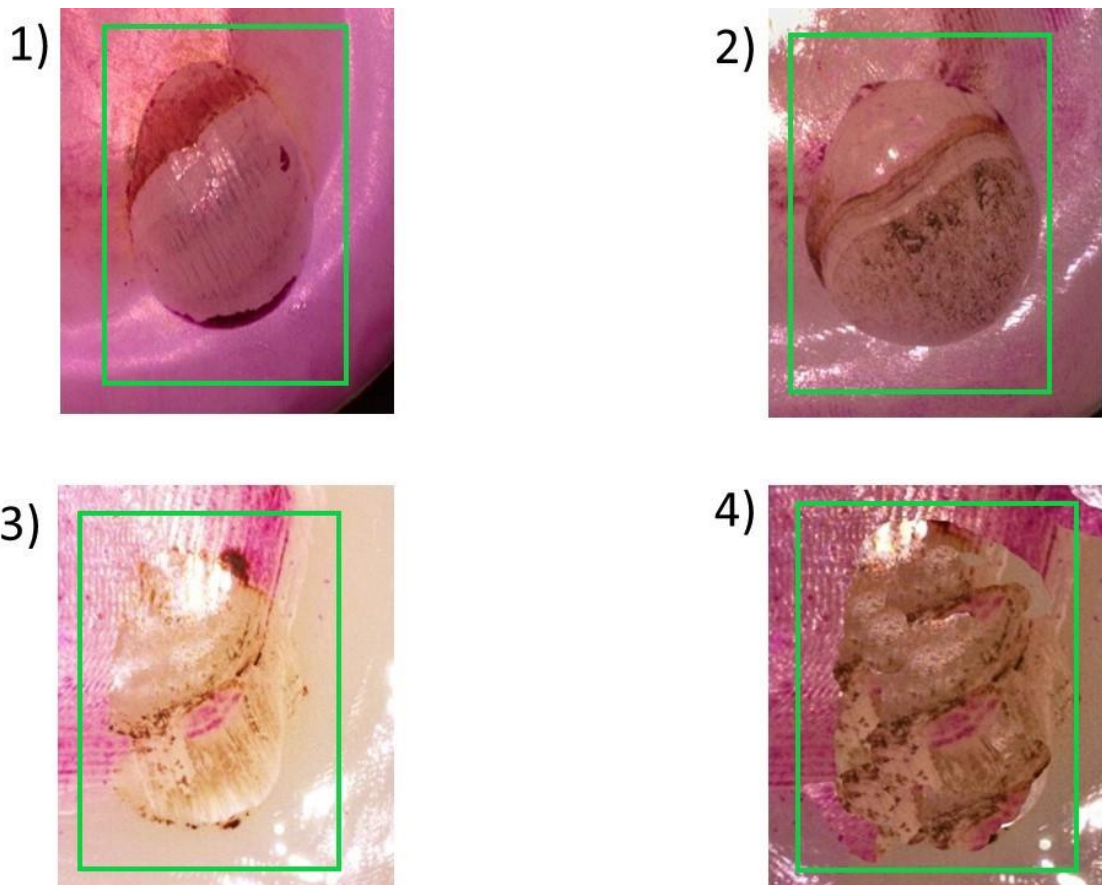


Abbildung 5.5 Exemplarische Darstellung der okklusalen Integrität nach Belastung in der okklusalen Ansicht: 1) Brilliant Crios (BC), 2) Vita Enamic (VE), 3) Nacera Pearl Multi Shade (HT), 4) Nacera Pearl Q³ Multi Shade (ultraHT); grünes Rechteck markiert OCA wie in Abbildung 4.11 dargestellt.

Die polymerbasierten Werkstoffe BC und VE zeigen im Vergleich zu beiden Zirkoniumdioxiden HT und ultraHT optisch deutlichere okklusale Verschleißspuren, welche sich als ausgeprägte und scharf begrenzte Furchen darstellen, wobei dies bei BC stärker ausgeprägt ist als bei VE. Das Verschleißbild beider Zirkoniumdioxide HT und ultraHT stellt sich als unscharf begrenzte Schleifspur dar.

5.2.2 Lichtmikroskopische Inspektion – innere Beschädigungen

Die Analyse und Auswertung der inneren Beschädigungen der Kronen nach zyklischer Belastung erfolgte anhand von Scheiben des jeweiligen Prüfkörpers. Dabei wurde die intakte okklusale Kronenschichtstärke in Relation zur Gesamtkronendicke gesetzt. So konnten die prozentuale okklusale Integrität berechnet werden. Aus den Werten der Messstellen wurde der arithmetische Mittelwert gebildet. Alle getesteten Materialien wiesen innere Ermüdungsschäden auf. Allerdings fielen diese bei HT und ultraHT geringer aus als bei BC und VE.

Die Abbildung 5.6 zeigt die getesteten Materialien exemplarisch nach zyklischer Belastung im Schnitt. In dieser Darstellung ist gut ersichtlich, dass BC und VE höhere innere Beschädigung aufwiesen als HT und ultraHT. Teilweise waren bei BC und VE auch Rissbildungen erkennbar. HT und ultraHT zeigten hingegen sehr geringe Verschleißspuren und Rissbildungen waren nicht festzustellen. BC zeigte den größten vertikalen Materialverschleiß, gefolgt von VE, HT und ultraHT.

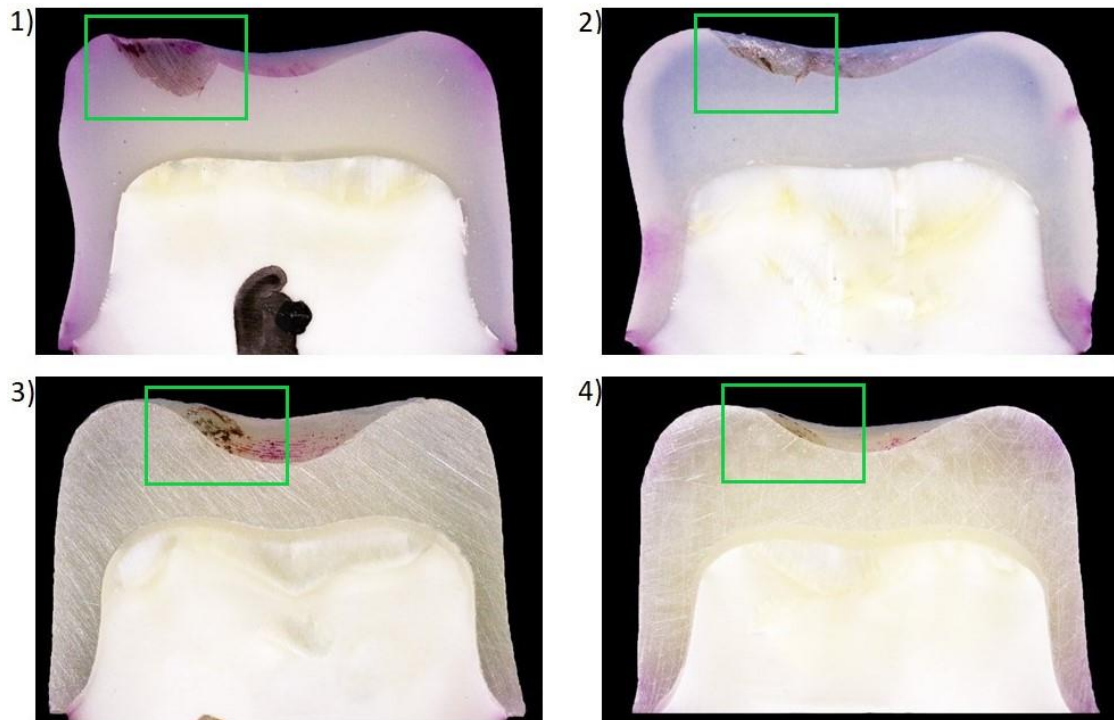


Abbildung 5.6 Exemplarische Darstellung der Prüfkörper in Bezug auf die okklusale Integrität im Schnittbild: 1) Brilliant Crios (BC); 2) Vita Enamic (VE); 3) Nacera Pearl Multi Shade (HT); 4) Nacera Pearl Multi Shade (ultraHT); grünes Rechteck markiert die Defekte.

Im verallgemeinerten linearen Modell erwies sich die Interaktion Prüfgruppe*Kausimulation als deutlich nicht signifikant ($p=0,720$). Aus diesem Grund werden die Haupteffekte für beide Faktoren interpretiert. Beide erwiesen sich als statistisch signifikant (Prüfgruppen: $p<0,001$; Kausimulation: $p=0,021$).

Tabelle 5.3 zeigt die Ergebnisse der prozentualen Auswertung der okklusalen Integrität unabhängig vom Belastungsprogramm.

Tabelle 5.3 Ergebnisse der prozentualen Auswertung der Prüfkörper der okklusalen Integrität unabhängig vom Belastungsprogramm.

Prüfgruppe	25% Perzentil	Median	75% Perzentil
BC	75,84	87,62	89,53
VE	86,50	91,85	95,36
HT	94,73	100,00	100,00
ultraHT	93,75	100,00	100,00

Anhand der Tabelle 5.3 ist erkennbar, dass BC und VE im Vergleich zu HT und ultraHT eine geringere okklusale Integrität nach Belastung aufweisen. BC zeigt die geringste okklusale Integrität und HT sowie ultraHT unterscheiden sich hinsichtlich der okklusalen Integrität nur geringfügig voneinander. In der Abbildung 5.7 sind die Ergebnisse aus der Tabelle 5.3 graphisch in einem Boxplotdiagramm dargestellt.

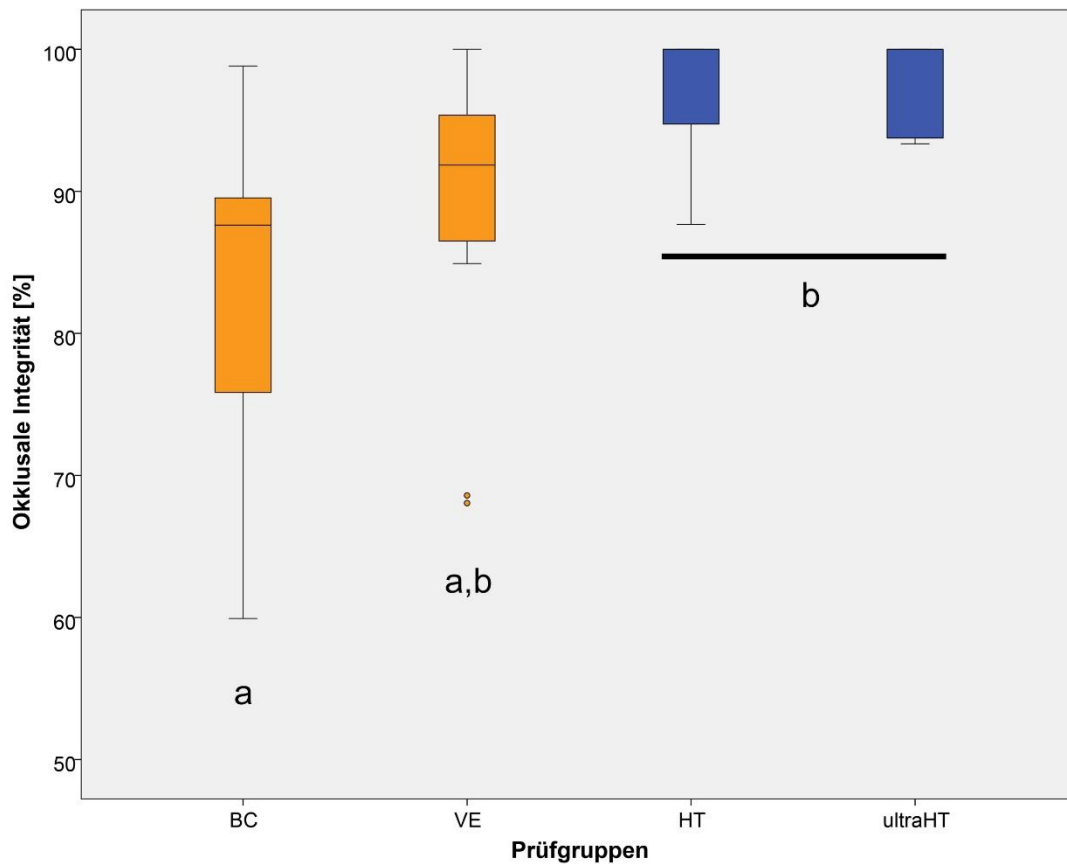


Abbildung 5.7 Boxplotdiagramm der okklusalen Integrität [%] zusammengefasst für beide Belastungsprogramme (unterschiedliche Buchstaben weisen einen signifikanten Unterschied auf).

Auf der Abszisse der Abbildung 5.7 sind die verschiedenen Prüfmaterialien zusammengefasst für beide Belastungsprogramme dargestellt. Die Ordinate zeigt die prozentuale okklusale Integrität in Bezug auf die Gesamtkronenschichtstärke. Der paarweise Vergleich der Prüfgruppen zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen BC und HT, sowie zwischen BC und ultraHT (beide $p < 0,001$). HT versus VE sowie ultraHT versus VE fallen ebenfalls signifikant aus ($p = 0,003$ bzw. $p = 0,004$), die Vergleiche zwischen VE und BC sowie ultraHT und HAT werden als deutlich nicht signifikant ausgewiesen ($p = 0,750$ bzw. $p = 1$). Des Weiteren ist erkennbar, dass BC eine große Streuung innerhalb der Ergebnisse aufweist.

5.3 Auswertung der Antagonistenabrasion

Für die Auswertung der Antagonistenabrasion wurden die verwendeten Stahlantagonisten vor und nach zyklischer Belastung mit einem optischen Laborscanner (ATOS, Advanced Topometric Sensor, Core, GOM, Braunschweig, Deutschland) eingescannt und als STL-Datensätze abgespeichert. Anschließend wurden diese Datensätze unter Zuhilfenahme der Software GOM Inspect 2016 (GOM, Braunschweig, Deutschland) überlagert sowie der höchste vertikale Verlust in Mikrometer berechnet.

Da die Interaktion Prüfgruppe*Kausimulation nicht signifikant ausfällt ($p=0,137$), werden die Haupteffekte interpretiert. Beide fallen signifikant aus (Prüfgruppen: $p=0,001$; Kausimulation: $P<0,001$).

Die Tabelle 5.4 stellt die Ergebnisse der Antagonistenabrasion hinsichtlich der Prüfmaterialien unabhängig vom Belastungsprogramm dar.

Tabelle 5.4 Ergebnisse der Antagonistenabrasion zusammengefasst für beide Belastungsprogramme.

Prüfgruppe	Mittelwert (Standardabweichung) [μm]
BC	77,2 (10)
VE	169,3 (17)
HT	218,3 (16)
ultraHT	201,3 (17)

Der Tabelle 5.4 ist zu entnehmen, dass BC und VE unabhängig vom Belastungsprogramm eine geringere Abrasion am Antagonisten verursachten, als dies bei HT und ultraHT der Fall war. Weiter ist erkennbar, dass sich das Abrasionsverhalten innerhalb der polymerbasierten Werkstoffe (BC und VE) deutlich unterscheidet. So weist VE einen mehr als doppelt so hohen vertikalen Verlust am Antagonisten auf, als dies bei BC der Fall war. HT und ultraHT unterscheiden sich nur geringfügig hinsichtlich der Abrasion am Antagonisten. In der Tabelle 5.5 sind die Ergebnisse der Antagonistenabrasion in Abhängigkeit des Belastungsprogrammes dargestellt.

Tabelle 5.5 Mittelwerte der Antagonistenabration in Abhängigkeit vom Belastungsprogramm (HV: horizontal-vertikale Belastung; H: horizontale Belastung)

Belastungsprogramm	Mittelwert (Standardabweichung) [μm]
HV	267,43 (170)
H	68,0 (5)

Anhand der Daten aus Tabelle 5.5 lässt sich feststellen, dass die Antagonistenabration nach horizontal-vertikaler Belastung (HV) höher war, als nach rein horizontaler Belastung (H).

Zur besseren Veranschaulichung sind in Abbildung 5.8 exemplarisch die verwendeten Stahlantagonisten nach horizontal-vertikaler Belastung (HV) dargestellt. Abbildung 5.9 zeigt zudem die Überlagerung der STL-Datensätze der Antagonisten vor und nach Belastung.

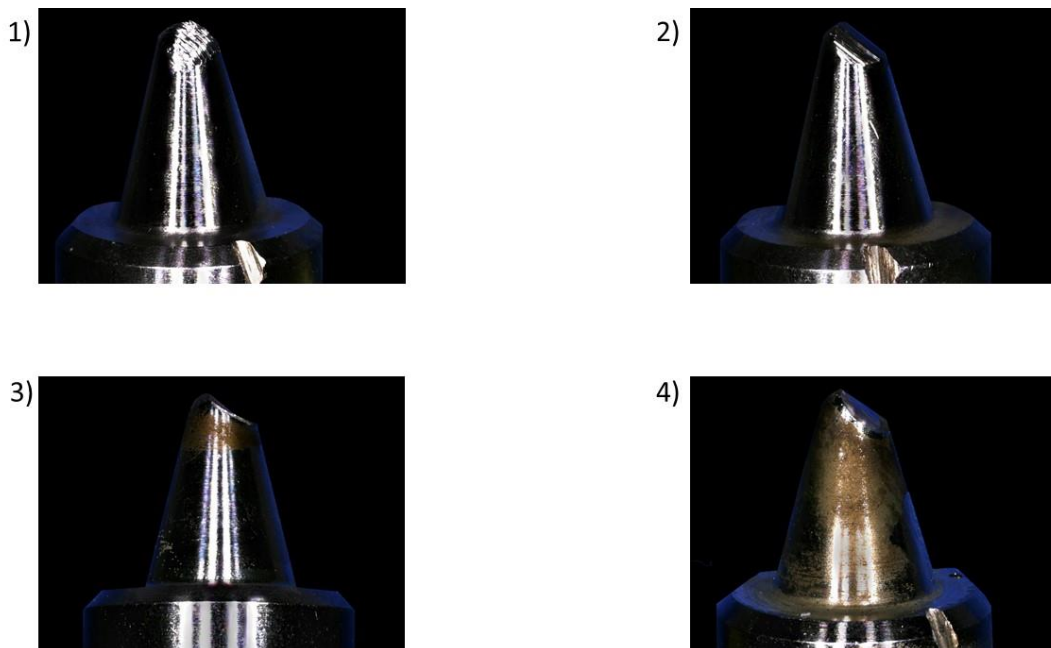


Abbildung 5.8 Exemplarische Darstellung der verwendeten Stahlantagonisten nach horizontal-vertikaler Belastung im Kausimulator (HV). 1) Brilliant Crios (BC); 2) Vita Enamic (VE); 3) Nacera Pearl Multi Shade (HT); Nacera Pearl Q³ Multi Shade (ultraHT).

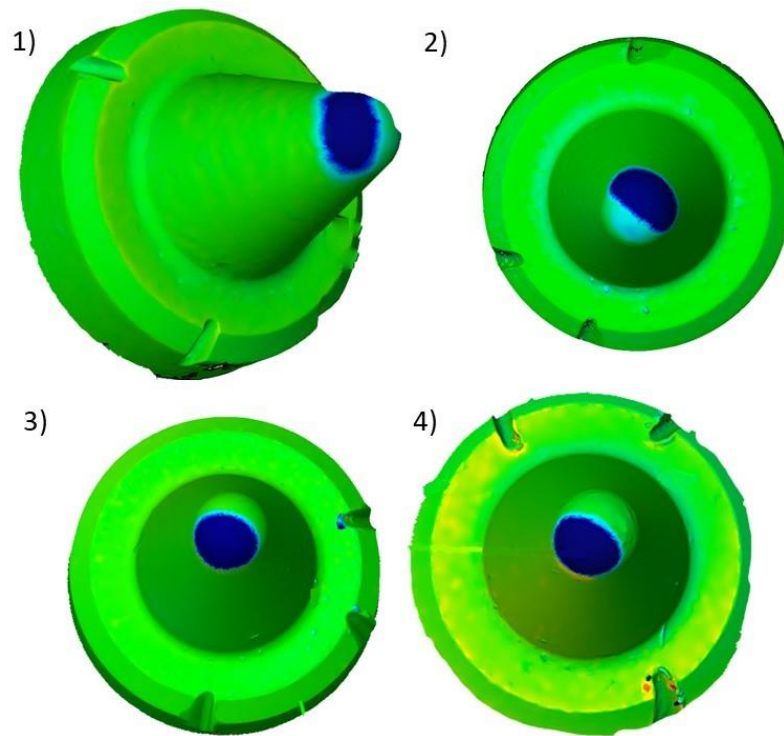


Abbildung 5.9 Exemplarische Darstellung der überlagerten STL-Datensätze der eingescannten Stahlantagonisten nach horizontal-vertikaler Belastung (HV). 1) Brilliant Crios (BC); 2) Vita Enamic (VE); 3) Nacera Pearl Multi Shade (HT); 4) Nacera Pearl Q³ Multi Shade (ultraHT).

Die Abbildung 5.8 spiegelt die Werte aus der Tabelle 5.5 wieder. Es sind deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Materialien erkennbar. HT und ultraHT weisen im Mittelwert die höchste Abrasion am Antagonisten auf. Dieses wird auch bei der klinischen Betrachtung der Antagonisten nach Belastung deutlich.

In der Abbildung 5.9 ist erkennbar, dass das Abrasionsmuster am Antagonisten bei allen Materialien sehr ähnlich ist. Die Unterschiede werden nur in der Höhe des vertikalen Verlustes deutlich. Dabei ist die Abrasion bei den keramischen Werkstoffen (HT und ultraHT) wesentlich höher als bei den anderen polymerbasierten Materialien (BC und VE).

5.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Alle Prüfkörper zeigten in Bezug auf die marginale Randdichtigkeit nach Belastung an mindestens einer Stelle eine Randundichtigkeit. Dies konnte sowohl bei der Auswertung nach *Albert und Mowafy*, als auch bei der prozentualen Auswertung gezeigt werden. Folglich muss die erste Nullhypothese, dass auch nach künstlicher Alterung im Kausimulator

die marginale Randdichtigkeit bei allen CAD/CAM-Materialien gegeben ist, abgelehnt werden.

Des Weiteren zeigten alle Prüfkörper nach zyklischer Belastung eine Beschädigung der okklusalen Integrität. Daher muss auch die zweite Nullhypothese, dass auch nach künstlicher Alterung im Kausimulator die okklusale Integrität bei allen CAD/CAM-Materialien gegeben ist, verworfen werden.

Die dritte Nullhypothese, dass es keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf den vertikalen Verschleiß am Antagonisten zwischen den CAD/CAM-Materialien gibt, muss abgelehnt werden, da sowohl die Interaktion der Kausimulation ($p < 0,0001$), als auch die Interaktion der Prüfgruppen ($p < 0,0009$) signifikant waren. Die Interaktion zwischen Kausimulation und Prüfgruppe war jedoch nicht signifikant ($p < 0,137$).

Bei der marginalen Randdichtigkeit und der okklusalen Integrität gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Kausimulationsprogrammen. Bei der Antagonistenabration war ebenfalls die Interaktion zwischen den Prüfgruppen und den Kausimulationen nicht signifikant, der Haupteffekt der Kausimulation selber zeigte jedoch einen signifikanten Unterschied ($p = 0,0001$). Folglich muss die vierte Hypothese, dass das Kausimulationsprogramm keinen signifikanten Einfluss auf die marginale Randdichtigkeit, die okklusale Integrität und die Antagonistenabration hat, teilweise verworfen werden.

6 Diskussion

6.1 Methodikdiskussion

6.1.1 CAD/CAM-gefertigte humane Zahnstümpfe

In der Literatur werden verschiedene Arten der Stumpfherstellung zur Durchführung von in-vitro Versuchen beschrieben. In der Regel werden Prüfkörper aus Edelstahl,^{31, 153} Chrom-Cobalt-Molybdän⁵⁹ oder PMMA^{86, 87} hergestellt bzw. bovine³⁷ oder humane^{84, 103, 141, 170, 182, 186, 194} Zähne verwendet. Dabei erlauben künstliche Zahnstümpfe eine unbegrenzte Verfügbarkeit und identische Formgebung, so dass einfach standardisierte Prüfkörper hergestellt werden können.^{84, 87} Hingegen sind natürliche Stumpfmaterialien, wie humane oder bovine Zähne, von ihrer Verfügbarkeit limitiert. Darüber hinaus weisen sie eine unterschiedliche Form und Größe auf, welches die Herstellung identischer Prüfkörper erschwert. In den meisten Studien wurden natürliche Zähne manuell präpariert.^{103, 155, 182, 186, 215} *Albert et al.* und *Kassem et al.* versuchten mit Hilfe eines Parallelometers den Konvergenzwinkel bei der manuellen Präparation zu standardisieren.^{19, 102, 103} Jedoch sind bei diesem Verfahren immer noch die Stumpfhöhe und der Materialabtrag unterschiedlich. Durch die unterschiedliche Größe und Form der natürlichen Zähne ist zudem die Größe der Befestigungsfläche unterschiedlich, weshalb bei manuell präparierten Prüfkörpern Effekte nicht alleine auf das Befestigungssystem oder Restaurationsmaterial zurückzuführen sind. *Schlenz et al.* haben eine Methode beschrieben, in der humane dritte Molaren auf standardisierte Weise unter Zuhilfenahme der CAD/CAM-Technologie gefertigt werden können.¹⁷⁰ Dieses Verfahren wurde für die vorliegende Studie angepasst, indem das CAD-Design des Stumpfdatensatzes verändert wurde.

Dritte humane Molaren, sogenannte Weisheitszähne, ähneln morphologisch den ersten und zweiten Molaren, sind anatomisch jedoch kleiner. Die anatomische Ausdehnung der dritten Molaren in bucco-oraler Richtung beträgt für den Ober- bzw. Unterkiefer 10,6 mm bzw. 9,7 mm, in mesio-distaler Richtung 8,7 mm bzw. 10,4 mm.^{170, 177} Die Kronenlänge dritter humaner Molaren für Ober- und Unterkiefer liegt bei 6,2 mm bzw. 6,1 mm. Da eine Mindeststumpfhöhe von 4 mm benötigt wird, ist die Möglichkeit geringfügiger okklusaler Schmelzanteile nach der CAD/CAM-Fräsung gegeben, da die morphologische Situation der Weisheitszähne es nicht anders hergibt.

Jedoch ermöglicht die Herstellung von CAD/CAM-gefertigten humanen dritten Molaren, standardisierte und reproduzierbare Präparationen von humanen Zähnen. Dadurch lassen mögliche Studienergebnisse einen Rückschluss auf das untersuchte Restaurationsmaterial zu und werden nicht durch die Geometrie des Zahnstumpfes oder Größe der Befestigungsfläche beeinflusst. Gleichzeitig können Materialien unter klinisch nahen Bedingungen durch die Verwendung von humanen Zähnen untersucht werden.

6.1.2 Materialauswahl und adhäsive Kronenbefestigung

In der vorliegenden Studie wurden aktuelle zahnfarbene CAD/CAM-Restaurationswerkstoffe untersucht. Dabei lag der Fokus zum einen auf unterschiedlichen Generationen von Zirkoniumdioxid und zum anderen auf neuen polymerbasierten CAD/CAM-Blöcken. Bei den Zirkoniumdioxiden wurde ein hochtransluzentes 3Y-TZP Zirkoniumdioxid (Nacera Pearl Multi Shade) mit einer Vier-Punkt-Biegefestigkeit von 1200 MPa,⁹ sowie ein polychromatisches ultrahochtransluzentes 6Y-PSZ Zirkoniumdioxid (Nacera Pearl Q³ Multi Shade) mit einer Biegefestigkeit von 600 MPa^{10, 11} untersucht. Bei den polymerbasierten CAD/CAM-Blöcken wurde die einzige auf dem Dentalmarkt zu erwerbe Hybridkeramik (Vita Enamic) sowie ein hochgefülltes CAD/CAM-Komposit (Brilliant Crios) untersucht.

Aufgrund ihrer werkstoffkundlichen Eigenschaften können die untersuchten CAD/CAM-Restaurationsmaterialien in reduzierter Schichtstärke hergestellt werden. Dies führt zu einem geringeren Zahnhartsubstanzverlust durch die Präparation. Herkömmliche Restaurationsmaterialien benötigen beispielsweise eine Mindestschichtstärke von 1,5-2 mm,^{144, 221} wodurch bei einer Kronenpräparation ca. 72 % der Zahnhartsubstanz entfernt werden.⁶⁰ Durch die Verwendung monolithischer Restaurationsmaterial entfällt zudem die Problematik von Verblendfrakturen, dem sogenannten Chipping.^{146, 186, 211} *Magne et al.* untersuchten drei verschiedene CAD/CAM-Werkstoffe mit reduzierter Schichtstärke nach Belastung im Kausimulator und zeigten ein Versagen erst bei Kaukräften, welche die normale Kaubelastung überstiegen.¹²⁷ In einer Studie von *Nakamura et al.* wurde zudem der Zusammenhang zwischen Bruchlast und okklusaler bzw. axialer Schichtstärke monolithischer Zirkoniumdioxidkronen analysiert.¹⁴⁴ Die Ergebnisse zeigten, dass vor allem die okklusale Schichtstärke einen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast hat. Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie die okklusale Schichtstärke doppelt so hoch wie die axiale gewählt. Des Weiteren beschreiben *Nakamura et al.*, dass es bei einer

Verringerung der okklusalen Schichtstärke zu einer Verringerung der Bruchlast der Zirkoniumdioxidkronen kommt, diese jedoch immer noch höher war, als bei Lithiumdisilikatkronen mit normaler Schichtstärke.¹⁴⁴ Demnach können monolithische Zirkoniumdioxidkronen mit einer Hohlkehle und einer okklusalen Schichtstärke von jeweils 0,5 mm im Seitenzahnbereich hinsichtlich der Bruchfestigkeit verwendet werden.¹⁴⁴

Für die Kronenbefestigung wurde das vom Hersteller empfohlene Befestigungssystem verwendet, da *Schlenz et al.* für systemimmanente Materialien eine geringere Randundichtigkeit zeigten.¹⁷² Darüber hinaus wurden das Adhäsiv und Befestigungskomposit separat lichtgehärtet, da Studien hierfür einen höheren Haftverbund und eine geringere Randundichtigkeit beschrieben.^{125, 170}

Da der Hersteller der Zirkoniumdioxide Nacera Pearl Multi Shade und Nacera Pearl Q³ Multi Shade kein eigenes Befestigungssystem anbietet, wurde entsprechend der Herstellerempfehlung das Panavia F 2.0 System benutzt. Für die Fräsblöcke Vita Enamic wurde das herstellereigene DuoCement-System mit dem A.R.T Bond verwendet und die Brillant Crios Kronen wurden mit dem herstellereigenen Produkten DuoCem und OneCoat 7 Universal Adhäsiv befestigt.

Die Vorbehandlung der Klebeflächen der Restaurationen wurde entsprechend der Herstellerempfehlungen durchgeführt. Die Befestigungsfläche bei Vita Enamic wurde mit Flusssäure konditioniert, um eine mechanische Haftung erzielen zu können, wohingegen die Klebeflächen beider Zirkoniumdioxide und des CAD/CAM-Komposits mit Aluminiumdioxidpulver (50 µm, 1,5 bar) pulvergestrahlt wurden. Dieses Vorgehen der Oberflächenkonditionierung durch Pulverstrahlung wird vermehrt in der Literatur beschrieben. *Reymus et al.* und *Spitznagel et al.* postulieren für eine erfolgreiche adhäsive Befestigung von CAD/CAM-Kompositen ein vorheriges Pulverstrahlen mit Aluminiumoxidpulver.¹⁶¹¹⁸⁹ Hingegen beschreiben *Yoshihara et al.*, dass das Pulverstrahlen die Klebeoberfläche beschädigt, dieses jedoch in Kombination mit anschließender Silanisierung die Haftfestigkeit von CAD/CAM-Werkstoffen signifikant erhöht.²¹⁶ Als Alternative zum Pulverstrahlen mit Aluminiumoxid wird in der Literatur auch die Möglichkeit beschrieben, die Klebefläche mit Glasperlen zu bestrahlen.¹⁴⁵ Diese Vorbehandlung wird allerdings von keinem Hersteller empfohlen. Daher wurde in der vorliegenden Studie auf dieses Verfahren verzichtet.

In der vorliegenden Studie wurden die Zahnstümpfe vor der Eingliederung der Restaurationen mit der Etch-and-rinse-Technik konditioniert. Dieses Verfahren der adhäsiven Befestigung mit einem dualhärtenden Komposit hat sich als bewährtes Vorgehen etabliert.⁶⁹ *Pouyanfar et al.* empfehlen die Konditionierung des Zahnstumpfes vor der Eingliederung indirekter Restaurationen mit der Etch-and-rinse-Technik.¹⁵⁴

Die adhäsive Befestigung der Kronen erfolgte in einer Apparatur, mit einer konstanten Druckbelastung von 6 N, für die durch den Hersteller beschriebene Aushärtungszeit. Zementüberschüsse wurden entfernt und anschließend entsprechend der Herstellerempfehlungen mit einer Polymerisationslampe lichtgehärtet. So konnte eine standardisierte Befestigungsmethode für jeden Prüfkörper gewährleistet werden. Diese Methodik wurde bereits in anderen Studien beschrieben.^{95, 128, 174} In der Literatur werden unterschiedliche Vorgehensweisen bei der Zementierung beschrieben. So setzten *Guo et al.* in ihrer Studie die Kronen mit Fingerdruck ein. Allerdings kann auf diese Weise nicht gewährleistet werden kann, dass alle Kronen unter gleichen Druck adhäsiv befestigt werden. *Kashkari et al.* haben die Kronen unter konstanten Druck von 5 kg für 10 Minuten befestigt. *Tabatabaian et al.* sowie *Attia et al.* setzen die Kronen unter Belastung für 5 Minuten ein, haben jedoch im Gegensatz zur vorliegenden Studie eine höhere Krafteinwirkung von 9,8 N bzw. 40 N gewählt.^{22, 204}

Nach der Befestigung erfolgte die Lagerung der Prüfkörper bei $37\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$ für 24h. Dieses Verfahren entspricht der ISO-Norm (ISO/TC 11405;2003) und wird mehrfach in der Literatur beschrieben.^{81, 154, 161, 170, 204, 222}

Aus jeder Prüfgruppe wurde ein Prüfkörper ohne vorherige zyklische Belastung im Kausimulator hinsichtlich der Randdichtigkeit untersucht. Dieser sogenannte Blindprüfkörper diente der Kontrolle der Randdichtigkeit des jeweiligen Befestigungssystems.

6.1.3 Künstliche Alterung im Kausimulator

In der vorliegenden Studie wurden die Prüfkörper im Kausimulator entweder einer alleinigen horizontalen Belastung (H) oder einer kombinierten horizontalen und vertikalen Belastung (HV) unterzogen. Die Kausimulationen erfolgten bei $37\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$ im destillierten Wasser.

Das alleinige *horizontale Belastungsprogramm (H)* sollte die Kaubelastung von Patienten mit Parafunktionen simulieren. Die Prüfkörper wurden für 1,2 Mio. Zyklen und 90 N mit einem an der Spitze abgerundeten Stahlantagonisten belastet. Somit lag ein Ein-Punkt-Kontakt mit einem Side-Shift von 1,5 mm vor, welcher in die zentrale Fossa gerichtet war.

Hingegen sollte das *horizontal-vertikale Belastungsprogramm (HV)* die natürliche Mastikation simulieren. Bei diesem Kauprogramm wurden die Prüfkörper einer Belastung von 100 N für 1,2 Mio. Kauzyklen ausgesetzt. Als Antagonist diente derselbe abgerundete Kegel aus Edelstahl wie beim horizontalen Belastungsprogramm. Der Ein-Punkt-Kontakt wurde auf dem disto-bukkalen Höcker eingestellt mit einem Side-Shift in die zentrale Fossa. Die Funktion des Minimalimpulses wurde verwendet, um bei einem Abwärts- bzw. Aufwärtshub von 1 mm bzw. 2 mm den Impuls auf null zu setzen.

Bei den meisten Dreipunkt- bzw. Vierpunkt-Biegeversuchen werden Biegestäbchen aus den zu testenden Materialien hergestellt. Die Ergebnisse dieser Versuche können nicht mit denen der vorliegenden Studie verglichen werden, da zum einen die Form der Biegestäbchen in keiner Weise der einer komplexen zahnärztlichen Restauration entspricht und zum anderen die Versuchsaufbauten der verschiedenen Biegeversuche stark divergieren. Hingegen wurden in der vorliegenden Studie Restaurationsmaterialien in Kronenform untersucht.

In der Literatur werden verschiedene Versuchsmethoden vorgestellt, bei denen CAD/CAM-gefertigte Kronen in-vitro untersucht werden. In der Regel wurden Stümpfe manuell präpariert, sodass sie einen ähnlichen Konvergenzwinkel und einen ähnlichen Materialabtrag aufweisen. Anschließend erfolgte ein Scan des Zahnstumpfes und die Fertigung einer Krone.^{42, 106, 224}

Da in der Literatur kein einheitliches Verfahren beschrieben oder durch eine ISO-Norm vorgegeben wird, ist es nur bedingt möglich, die Ergebnisse der verschiedenen Studien zu vergleichen, da weder die Prüfkörper noch die getesteten Werkstoffe vergleichbar hergestellt werden.

Der Mensch vollführt ca. 250.000 Kauzyklen pro Jahr.^{50, 103, 168} Diese Zyklenzahl wird auch von anderen Autoren in der Literatur beschrieben.⁵⁰ Die in dieser Studie angesetzte Belastung von 1,2 Mio. Zyklen entspricht somit einem Zeitraum von ca. fünf Jahren.^{29, 59,}

¹⁸¹ In anderen Studien weichen jedoch die verwendete Anzahl der Kauzyklen voneinander

ab. So haben *Edelhoff et al.* eine Studie zum Bruchlastvergleich von konventionellen zu CAD/CAM- gefertigten Brücken mit einer Kauzyklenzahl von 240.000 Zyklen durchgeführt.⁵⁹ *Daryakenari et al.* hingegen haben in ihrer Studie die getesteten Werkstoffe einer Kaubelastung von 120.000 Kauzyklen unterzogen,⁴⁶ während *Heintze et al.* eine Kaubelastung von 200.000 Zyklen durchgeführt haben.⁸⁷

Bei der Auswahl der Kauzyklen muss diskutiert werden, welche Aussagekraft die Ergebnisse von Studien haben, die einen Zeitraum von ca. einem Jahr simulieren.

Die gewählte Belastung von 90 N bzw. 100 N liegt im Bereich der natürlich Kaukraft (50-250 N). Allerdings können bei Patienten mit Parafunktionen auch höhere Kaukräfte von bis zu 800 N auftreten.¹⁰³

Der genutzte Stahlantagonist wurde bereits in anderen Studien verwendet.^{34, 81, 97, 170} Bei der Wahl der Antagonisten gibt es kein einheitliches Vorgehen. So haben *D'Arcangelo et al.* humanen Schmelz als Antagonisten verwendet,⁴⁴ wohingegen *Baumgart et al.* einen Hydroxylapatit-Steatit Antagonisten²⁹ und *Shembish et al.* einen kegelförmigen Antagonisten aus Wolframkarbid verwendet haben.¹⁸¹

Der in dieser Studie eingesetzte Stahlantagonist hat eine Vickershärte von 385 HV und liegt damit im Bereich von humanem Schmelz (250-400 HV).^{123, 124} Durch die standardisierte Form und Verarbeitung der Edelstahlantagonisten kann eine hohe Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der Ergebnisse erzielt werden.

Einige Studien untersuchten neben der mechanischen Belastung auch die thermische Alterung der Werkstoffe durch thermische Wechselbelastung bei 5 °C und 55°C.^{102, 156, 194} Um die Testung der Prüfkörper unter möglichst klinischen Bedingungen durchführen zu können, wurde in der vorliegenden Studie darauf verzichtet. Die Untersuchung erfolgte bei einer konstanten Temperatur von 37 °C ± 2°C. Dieses Verfahren wurde auch schon in anderen Studien beschrieben.^{103, 155, 170}

6.1.4 Auswertung der Randundichtigkeit

In der vorliegenden Studie wurde die marginale Integrität in Bezug auf die Randdichtigkeit unter Verwendung eines Farbstoffpenetrationstests untersucht. Hierzu wurden die Prüfkörper nach künstlicher Alterung in einer Fuchsinlösung (0,5%) für 24 h gelagert. Dieses Verfahren stellt eine etablierte Methode zur Bestimmung der Randdichtigkeit

dar.^{17, 19, 103, 106, 170, 218} In der Literatur werden aber auch andere Farbstofflösungen, wie beispielsweise Methylenblau^{62, 182} oder Safraninlösung⁴² verwendet. *Shih et al.* berichten, dass der Farbstoffpenetrationstest eine Methode ist, die ohne großen finanziellen Aufwand und ohne eine Vielzahl von Arbeitsgeräten durchführbar ist.¹⁸³ Der Farbstoffpenetrationstest wird jedoch auch kontrovers diskutiert. So kritisieren einige Autoren die hohe Techniksensitivität dieses Verfahrens.²⁰⁵ *Taylor et al.* beschreiben eine Prüferabhängigkeit der Methode, welche folglich zu einer subjektiven Bewertung führen würde.²⁰⁵ Hingegen postulieren *Jafari et al.*, dass der Farbstoffpenetrationstest eine gute Methode zur Untersuchung der marginalen Randdichtigkeit ist, sofern dieses Verfahren standardisiert wird und entsprechende Kontrollgruppen bei den jeweiligen Untersuchungen berücksichtigt werden.⁹⁴ Somit wurde in der vorliegenden Studie auf eine hohe Standardisierung geachtet. Um eine gleiche Schnittführung für alle Prüfkörper zu gewährleisten, wurde eine individuelle Probenhalterung angefertigt. Ein Nachteil des Farbstoffpenetrationstests ist jedoch, dass die Prüfkörper für die Analyse in Scheiben geschnitten werden müssen, so dass auf diese Weise nicht der komplette Prüfkörper in die Auswertung einbezogen werden kann.²⁰⁵

In der Literatur werden verschiedenen Methoden zur Auswertung der Randundichtigkeit beschrieben. Die Studien unterscheiden sich hinsichtlich ihres Aufbaus, der Präparationsformen, der Belastungsarten und der Auswertung. *Albert und Mowafy*¹⁹ haben hierzu ein Bewertungssystem entwickelt, welches in anderen Studien teils direkt übernommen oder geringfügig abgewandelt wurde.^{19, 64, 103, 170, 182, 218} Andere Autoren haben die Höhe der Randundichtigkeit entlang des Zahnstumpfes vermessen.¹⁸² Um die Randundichtigkeit prozentual auszudrücken, haben *Schlenz et al.* die marginale Randundichtigkeit in Relation zur Stumpfhöhe gesetzt.¹⁷⁰

Da es jedoch keine einheitliche Vermessung der marginalen Randdichtigkeit gibt, ist es schwer, die aktuelle Datenlage miteinander zu vergleichen.

Die vorliegende Studie orientiert sich an der von *Schlenz et al.*¹⁷⁰ Durch die CAD/CAM-Fertigung von Kronen und humanen Stümpfen sowie durch die identische Schnittführung eines jeden Prüfkörpers konnte eine hohe Standardisierung und Reproduzierbarkeit erzielt werden.

6.1.5 Auswertung der Ermüdungsschäden

In der vorliegenden Studie wurden okklusale Ermüdungsschäden in Bezug zur okklusalen Kronenschichtstärke unter einem digitalen Lichtmikroskop nach mechanischer Belastung untersucht.

Preis et al. haben eine Ermüdungs- und Bruchprüfung auf implantatgetragenen Seitenzahnkronen für zwei CAD/CAM-Komposite, einer Lithiumdisilikatkeramik und einem Polyetheretherketon (PEEK) durchgeführt. Zunächst wurden die Kronen einer mechanischen und thermischen Belastung unterzogen, um sie anschließend auf etwaige Rissbildungen oder Frakturen zu untersuchen, wobei intakte Kronen abschließend einer Bruchlast in einer universellen Testmaschine unterzogen wurden.¹⁵⁵ Die Rissbildung wurde rein quantitativ bestimmt, da eine Messung der Risstiefe und Rissausbreitung nicht durchgeführt wurde.

Shembish et al. haben in ihrer Studie die Ermüdungsbeständigkeit eines CAD/CAM-Komposits und einer Leuzitkeramik untersucht. Dafür wurde die oberflächliche Rissbildung direkt nach Belastung unter einem Lichtmikroskop beurteilt, um die Prüfkörper später in Scheiben zu schneiden, damit das Ausmaß der Rissbildung unter Zuhilfenahme eines Rasterelektronenmikroskops besser beurteilt werden kann. Es konnten sowohl Kegel- als auch Radialrisse in den Restaurationen ermittelt werden, zusätzlich wurden Länge und Risstiefe vermessen.¹⁸¹

Wendler et al. haben das Rissverhalten von verblendeten Zirkoniumdioxiden unter einem Lichtmikroskop untersucht. Dabei wurde nicht die Länge und Tiefe der Rissausbreitung gemessen, sondern die Schichtstärke der intakten Krone.²¹²

Bindl et al. haben in ihrer Studie die Festigkeit und Bruchmuster von Kronen im Seitenzahnbereich nach Belastung in einer universellen Testmaschine untersucht. Die Kronen wurden dabei aus einer Lithiumdisilikatkeramik, einer Leuzitglaskeramik und einer Feldspatkeramik hergestellt. Die Befestigung der Kronen erfolgte adhäsiv oder mit einem Zink-Phosphat-Zement auf Kompositprüfkörpern. Nach Belastung in der universellen Testmaschine wurden die Prüfkörper in Scheiben geschnitten und es folgte eine quantitative Analyse des Bruchmusters.³²

Zierden et al. haben in ihrer Studie die Verschleiß- und Bruchfestigkeit neuer chairside CAD/CAM- Verbundwerkstoffe untersucht.²²⁰ Die zu testende Materialien wurden auf Stahlprüfkörper befestigt. Die Hälfte der Prüfkörper wurde ohne vorherige Belastung im

Kausimulator einer Bruchlastuntersuchung in einer universellen Testmaschine unterzogen, die andere Hälfte wurde nach künstlicher Alterung im Kausimulator und anschließender Untersuchung der Verschleißfestigkeit einer Bruchlastuntersuchung unterzogen. Die Prüfkörper wurden vor und nach Belastung digitalisiert und anschließend überlagert um den okklusalen, vertikalen Verschleiß der Prüfkörper in Mikrometer darzustellen. Im Vergleich zu der vorliegenden Studie wurden die Prüfkörper jedoch nicht hinsichtlich etwaiger Rissbildungen untersucht.

Schlenz et al. haben ein ähnliches Verfahren wie *Shembish et al.* angewandt. Allerdings wurde bei *Schlenz et al.* die intakte Kronenschichtstärke in Relation zur gesamten Kronenschichtstärke gesetzt. So konnte prozentual der Anteil der noch intakten Kronenschichtstärke ausgedrückt werden.¹⁷¹ Diese Methode wurde auch in der vorliegenden Studie angewandt.

6.1.6 Auswertung der Antagonistenabrasion

In der Literatur wird kein einheitliches Vorgehen beschrieben, um Werkstoffe hinsichtlich ihres Verschleißverhaltens am Antagonisten zu analysieren. In vielen Studien werden Antagonisten vor und nach mechanischer Belastung digitalisiert und die Scans anschließend überlagert.^{31, 41, 44, 142, 176} Allerdings sind die Materialien der verwendeten Antagonisten unterschiedlich. So werden Antagonisten aus Edelstahl³¹, Steatit⁹⁸, humanen extrahierten Zähnen¹⁵⁰, Schmelzproben^{142, 202} oder Keramiken⁴⁵ verwendet.

In der vorliegenden Studie wurde die Antagonistenabrasion nach mechanischer Belastung untersucht. Die verwendeten Edelstahlantagonisten wurden vor und nach mechanischer Belastung mit einem optischen Laborscanner (ATOS Core, GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland) digitalisiert. Die STL-Datensätze wurden überlagert, um den maximalen vertikalen Höhenverlust ausmessen zu können.

D’Arcangelo et al. haben in ihrer Studie das Abrasionsverhalten einer Lithiumdisilikatkeramik, einer Feldspatkeramik und eines Zirkoniumdioxids ermittelt. In dieser Studie bestand sowohl der Antagonist als auch der Agonist aus demselben Material. Die Form des Antagonisten ist, wie in der vorliegenden Studie auch, ein Kegel mit abgerundeter Spitze. Die Antagonisten wurden vor und nach mechanischer Belastung mit einem taktilen Laborscanner gescannt und anschließend überlagert. Die Abrasion der Antagonisten

wurde sowohl als vertikaler Verschleiß in Millimeter (mm), als auch als Volumen in Kubikmillimeter (mm³) beschrieben.⁴⁵

6.1.7 Statistische Auswertung

In der vorliegenden Studie wurde eine Anzahl von acht Prüfkörpern pro Prüfgruppe und Kausimulationsprogramm gewählt. Diese Anzahl an Prüfkörpern wurde auch schon in anderen Studien beschrieben.^{26, 37, 59, 132, 155, 170} Basierend auf diesen Ergebnissen kann eine Prüfkörperanzahl von acht Prüfkörpern als angemessen gesehen werden.

Zunächst wurde die Analyse der prozentualen Randundichtigkeit mittels Mann-Whitney-U-Test durchgeführt, um einen paarweisen Vergleich beider Belastungsprogramme darzustellen.^{164, 207} Aufgrund der Anzahl der Prüfkörper pro Prüfgruppe erschien ein konservatives, nicht parametrisches Testszenario zur Auswertung sinnvoll. Da keine signifikanten Unterschiede erkennbar waren, wurde anschließend ein Kruskal-Wallis-Test, kombiniert mit einer Bonferroni-Korrektur zum Vergleich der getesteten CAD/CAM-Materialien durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ festgelegt.

Die Analyse der okklusalen Ermüdungsschäden erfolgte mittels zweifaktorieller Varianzanalyse (2x4 ANOVA) mit Interaktion unter Einbeziehung des *Huber-White-Tests*, wie es schon von *Baum et al.* gefordert wurde.²⁸ Es wurde ein verallgemeinertes lineares Modell (*generalized linear model*) erstellt und zur besseren Veranschaulichung die geschätzten Proportionen der verschiedenen als deskriptive Statistik ausgegeben. Aufgrund der möglichen α -Fehler-Inflation aufgrund des multiplen Testens wurden eine Korrektur der p-Werte nach Bonferroni durchgeführt, diese kritische Hinterfragung der Signifikanzniveaus bei multiplen Testungen im medizinischen Bereich wurde von *Victor et al.* gefordert.²⁰⁸

Die Auswertung der Antagonistenabrasion wurde mit der zweifaktoriellen Varianzanalyse (2x4 ANOVA) gerechnet. Da eine erhebliche Varianzheterogenität vorlag, wurden die heterogenen Varianzen mittels *Huber-White-Verfahren* modelliert. Die paarweisen Vergleiche zwischen den Prüfgruppen bzw. zwischen den Belastungsprogrammen wurden nach Bonferroni korrigiert.

6.2 Ergebnisdiskussion

6.2.1 Marginale Randdichtigkeit

Die Randdichtigkeit und die damit einhergehende Kaustabilität einer Restauration hängt wesentlich von dem Restaurationsmaterial und der Befestigung ab. Im Folgenden werden neben den oben genannten Faktoren auch die Einflüsse des Belastungsprogramms und die Übertragbarkeit der vorliegenden in-vitro Studien auf die klinische Situation diskutiert.

Die Untersuchung der Randdichtigkeit von CAD/CAM-Werkstoffen wurde vermehrt in der Literatur beschrieben, jedoch besteht kein einheitliches Prüfverfahren. Die beschriebenen Studien unterscheiden sich somit hinsichtlich der Befestigungssysteme, der Restaurationsmaterialien, der künstlichen Alterung und der Auswertung, welches einen Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie erschwert.^{42, 175}

Einfluss des Befestigungsmaterials

Eine Erklärung der Randundichtigkeiten der Zirkoniumdioxidkronen (HT, ultraHT) können durch die ungünstige Kohäsionsfestigkeit des Befestigungskomposits Panavia-F-2.0 begründet werden.^{138, 158}

Schlenz et al. untersuchten in ihrer Studie die marginale Randdichtigkeit von CAD/CAM-Kompositen nach künstlicher Alterung im Kausimulator.¹⁷⁰ Sie zeigten, dass die Lichthärtung einen signifikanten Einfluss auf die Randdichtigkeit hat.¹⁷⁰ Die Ergebnisse für Brilliant Crios (BC) sind sowohl in der quantitativen Auswertung nach *Albert und Mowafy*¹⁹, als auch in der qualitativen Auswertung der prozentualen marginalen Randundichtigkeit, mit denen von *Schlenz et al.* vergleichbar.¹⁷⁰

Schlenz et al. zeigten mit den Ergebnissen dieser Studie vergleichbare marginale Randundichtigkeiten des CAD/CAM-Komposits Brilliant Crios, obwohl sie die Kronen in einer höheren Schichtstärke von 1,5 mm okklusal und 1,0 mm zervikal untersuchten. Dies deutet darauf hin, dass CAD/CAM-Komposite auch in reduzierter Schichtstärke für Kronenrestorationen eingesetzt werden können.

Shetty et al. haben in ihrer Studie, wie *Schlenz et al.*, die marginale Randundichtigkeit untersucht.¹⁸² Dabei wurden zwei verschiedenen Zirkoniumdioxidkronen untersucht,

welche entweder licht- oder chemisch härtend adhäsiv befestigt wurden. Wie bei *Schlenz et al.* konnten *Shetty et al.* ebenfalls nachweisen, dass lichthärtende Befestigungsmaterialien denen der Dunkelhärtung überlegen sind.^{170, 182} *Shetty et al.* haben sich in ihrer Studie bei der Auswertung der marginalen Randdichtigkeit an der Skala nach *Albert und Mowafy* orientiert. Nach dieser Auswertung konnten 90 % der Messstellen mit einer marginalen Randdichtigkeit Grad 0 dokumentiert werden.¹⁸² Dieses Ergebnis konnte in der vorliegenden Studie bestätigt werden. Für beide Zirkoniumdioxide (HT und ultraHT) konnten 88-92% der gemessenen Stellen mit Grad 0 nach *Albert und Mowafy* hinsichtlich der marginalen Randdichtigkeit beschrieben werden. Allerdings wurden die Prüfkörper im Gegensatz zu vorliegenden Studie ausschließlich für 24 Stunden in einer Methylenblaulösung gelagert und ohne weitere Belastung in einem Kausimulator ausgewertet.¹⁸²

Einfluss des Restaurationsmaterials

Neben der adhäsiven Befestigung hat auch der Restaurationswerkstoff selbst einen Einfluss auf die Kaustabilität einer zahnärztlichen Restauration. Die Zusammensetzung des Werkstoffes beeinflusst sowohl die Lichthärtung als auch die Festigkeit des Materials.

Bei der Lichthärtung muss das Befestigungsmaterial durch die Restauration polymerisiert werden. *Egilmez et al.* zeigten in ihrer Studie, dass die Lichtintensität, die durch die Restauration hindurchgeht und bei dem Befestigungsmaterial ankommt von der Schichtstärke, der Farbe und der damit einhergehenden Opazität bzw. Transluzenz der Restauration abhängig ist.⁶¹ Diese Ergebnisse konnten durch weitere Studie bestätigt werden.^{152, 190}

Das Lambert-Beer-Gesetz beschreibt, dass die Lichtdämpfung exponentiell mit der Materialstärke zunimmt.¹⁴³ Die Eigenschaften Opazität bzw. Transluzenz, welche reziprok zueinanderstehen, beschreiben die Lichtdurchlässigkeit eines Materials. Diese wird durch die Streuung des Lichts an Einschlüssen, Partikel und Porositäten in der Matrix des Werkstoffes beeinträchtigt. Durch vielzählige und kleine Streuzentren wirkt das Material opaquer.¹⁵⁷ Somit kann es passieren, dass die ankommende Lichtintensität abgeschwächt ist und die Polymerisation, welche den Aushärtungsprozess initiiert, eingeschränkt ist. Die Folge ist ein geringerer Polymerisationsgrad des Befestigungsmaterials.^{40, 61, 73, 147} *Oh et al.* zeigten in ihrer Studie, dass eine Abnahme der Lichtdurchlässigkeit durch einen Restaurationswerkstoff mit einer Abnahme des Polymerisationsgrades einhergeht.¹⁴⁷

In der vorliegenden Studie zeigte Brilliant Crios (BC) sowohl nach der quantitativen Auswertung der marginalen Randdichtigkeit nach *Albert und Mowafy*, als auch nach der qualitativen, prozentualen Auswertung der marginalen Randdichtigkeit Werte auf, die zwischen den beiden Zirkoniumdioxiden (HT und ultraHT) und der Hybridkeramik Vita Enamic (VE) liegen. *Ilie et al.* haben in ihrer Studie die Lichttransmission von verschiedenen Restaurationsmaterialien miteinander verglichen und konnten herausfinden, dass BC eine höhere Lichttransmission aufweist als VE.⁹¹ In weiteren Studien konnte gezeigt werden, dass eine Korrelation zwischen der Lichtdurchlässigkeit und der Konversionsrate des Befestigungsmaterial besteht.^{121, 133} Dies könnte erklären weshalb BC in der vorliegenden Studie eine geringere marginale Randdichtigkeiten aufwies als VE. *Awada et al.* erörtern in ihrer Studie, dass auch das Elastizitätsmodul (E-Modul) eines Werkstoffes einen Einfluss auf die Überlebensrate einer Restauration hat. Sie diskutieren, dass es durch eine sich wiederholende elastische Deformation der Ränder einer Restauration zu einer marginalen Randdichtigkeit kommen kann.²⁴ Sie führen dies darauf zurück, dass Polymere im Vergleich zu Keramiken weniger steif sind und ein geringeres E-Modul als Keramiken aufweisen. So kommt es durch Deformationen leichter zu einem Lösen des Klebeverbundes an den Restaurationsrändern und in der Folge zu einer Randdichtigkeit.²⁴ Dies stimmt mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie überein, die zeigten, dass die Zirkoniumdioxide im Vergleich zu den polymerbasierten Materialien eine geringere marginale Randdichtigkeit aufwiesen.

Krejci et al. zeigten mittels Finite Elemente Methode (FEM), dass es aufgrund der Differenz zwischen den E-Modulen der Untersuchten Titan- (110 GPa) bzw. Zirkonoxidabutments (210 GPa) zu CAD/CAM-Kompositkronen (12,8 GPa) zu Spannungskonzentrationen an den Grenzflächen und in der Folge zu einem Ablösen des Klebeverbundes kommt. Auf humanen Zähnen konnte allerdings kein erhöhtes Ablösen der Restauration festgestellt werden, welches mit der Ähnlichkeit der E-Moduli zwischen CAD/CAM-Komposit und humanen Dentin diskutiert wurde.¹¹² *Dejak et al.* haben in ihrer FEM-Analyse dargelegt, dass es bei Werkstoffen mit einem hohen E-Modul zu geringeren Spannungen an der Grenzfläche zwischen Dentin und Zement kommt. Die getesteten Vollkeramik- und Goldkronen waren in der Studie weniger anfällig für marginale Randdichtigkeiten als Kompositkronen.⁴⁸ Diese Feststellungen können erklären, wes-

halb in der vorliegenden Studie die marginale Randundichtigkeit bei den polymerbasierten Werkstoffen Brilliant Crios (BC) und Vita Enamic (VE) im Vergleich zu den Zirkoniumdioxiden (HT und ultraHT) höhere ausgefallen ist.

In der vorliegenden Studie zeigte Vita Enamic (VE) sowohl nach der quantitativen Auswertung nach *Albert und Mowafy* als auch nach der qualitativen prozentualen Auswertung die meisten undichten Messstellen bzw. die höchste marginale Randundichtigkeit. Dies gilt sowohl nach rein horizontaler Belastung (H), als auch nach horizontal-vertikaler Belastung (HV), wobei die marginale Randundichtigkeit nach rein horizontaler Belastung (H) höhere Werte aufwies, als nach horizontal-vertikaler Belastung (HV). *Lise et al.* haben in ihrer Studie die Lichtbestrahlungsstärke durch neuartige CAD/CAM-Blöcke hinsichtlich der Konversionsrate der Befestigungsmaterialien untersucht. In dieser Studie wurden die CAD/CAM-Materialien Cerasmart (GC, Tokyo, Japan) und Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) hinsichtlich der Lichtdurchlässigkeit und der damit einhergehenden Konversionsrate der Befestigungsmaterialien miteinander verglichen. Sie sind zu dem Ergebnis gekommen, dass die Lichtdurchlässigkeit mit steigender Materialschichtstärke sinkt. Des Weiteren war zu beobachten, dass Vita Enamic im Vergleich zu Cerasmart eine geringere Lichtdurchlässigkeit aufweist. Dahingegen wies Vita Enamic eine höhere Lichtdämpfung auf. Weiter postulieren *Lise et al.*, dass die Schichtstärke eines Materials und das Material selbst die Konversionsrate des Befestigungsmaterials beeinflussen. Hier wiesen Vita Enamic eine geringere Konversionsrate auf, als Cerasmart.¹²¹ Diese Ergebnisse bestätigen die Untersuchungen von *Starkwarczyk et al.*¹⁹⁴ Diese Resultate können auf den strukturellen Aufbau von Vita Enamic zurückgeführt werden. Vita Enamic besitzt eine große keramische Phase, die ein dichtes Netzwerk von Leuzitclustern und einige kristalline Zirkoniumdioxideinschlüsse beinhaltet. Die Größe der Leuzitcluster beträgt 1-5 µm, die Zirkoniumdioxideinschlüsse liegen in einer Größenordnung von 200- 400 nm. Die Wechselwirkung des einfallenden Lichtes mit diesen Partikeln erhöht die Lichtabsorption und führt zu einer Streuung innerhalb des CAD/CAM-Blockes.¹²¹ Diese Ergebnisse konnte in weiteren Publikationen bestätigt werden.^{55, 194}

Einfluss des Belastungsprogramms

Die Studienlage zur Untersuchung der marginalen Randdichtigkeit nach thermischer und mechanischer Belastung im Kausimulator ist überschaubar. Die meisten Studien, welche

die marginale Randdichtigkeit untersuchten, führten eine thermische Belastung in Form eines Thermocycling (TC) durch.^{19, 206, 218} Hingegen untersuchten viele Studien, welche Prüfkörper im Kausimulator mechanisch belasteten, rein werkstoffkundliche Parameter, wie z.B. die Bruchlast.^{23, 26, 59}

Schlenz et al. wählten in ihrer Studie zur Untersuchung der Randdichtigkeit bei CAD/CAM-gefertigten Kronen, eine uniaxiale, vertikale Belastung mit einer wechselnden Krafteinwirkung zwischen 50 N und 500 N in die zentrale Fossa.¹⁷⁰ Einen ähnlichen Versuchsaufbau wählten auch *Kassem et al.* in ihrer Studie.¹⁰² Allerdings besteht die menschliche Kaubewegung nicht aus einer uniaxialen Belastung, sondern vielmehr aus einer Kombination zwischen horizontaler und vertikaler Krafteinwirkung. Daher wurden in der vorliegenden Studie zwei verschiedene Kaubelastungsprogramme gewählt und miteinander verglichen. Zum einen wurden Prüfkörper einer reinen horizontalen Belastung (H) unterzogen und zum anderen einer horizontal-vertikalen Belastung (HV). In der vorliegenden Studie sind die Ergebnisse des Hochleistungskomposit Brilliant Crios nach horizontal-vertikaler Belastung (BC-HV) mit denen von *Schlenz et al.* vergleichbar.¹⁷⁰ Die Prüfgruppen Brilliant Crios (BC), Vita Enamic (VE) und das hochtransluzente Zirkoniumdioxid (HT) wiesen nach rein horizontaler Belastung (H) eine höhere marginale Randundichtigkeit auf, als nach horizontal-vertikaler Belastung (HV). Eine mögliche Erklärung der Ergebnisse ist, dass die Prüfmaterialien anfälliger sind für rein horizontal wirkende Kräfte als für die Kombination aus horizontal- und vertikal wirkender Kraft.

Übertragbarkeit der in-vitro Daten in den klinischen Alltag

Die Daten der durchgeführten Studie sind in-vitro Ergebnisse. Einige Autoren diskutierten, ob in-vitro Daten auf die in-vivo Situation von Patienten übertragen werden kann. Es hat sich jedoch gezeigt, dass Laboruntersuchungen und klinische Studien zu vergleichbaren Ergebnissen führen.^{170, 182}

Um jedoch verschiedene Studien miteinander vergleichen zu können, ist es notwendig standardisierte Testverfahren zu etablieren, welche auf entsprechende in der Literatur von den Autoren beschrieben aufbauten. So haben *Schlenz et al.* in ihrer Studie Prüfkörper aus extrahierten dritten Molaren und Kronen anhand von STL-Datensätzen fräsen lassen. Dieses Verfahren ermöglicht eine hoch standardisierte und reproduzierbare Herstellung von Testmaterialien und Prüfkörpern.^{170, 172, 171} In anderen Studien wurden extrahierte

Zähne lediglich manuell präpariert.^{102, 182, 218} Diese manuelle Präparation ermöglicht keine Herstellung identischer Testabutments, selbst dann nicht wenn nur ein Behandler sämtliche Prüfkörper vorbereitet. Auch die Verwendung von Hilfsmitteln wie eines Parallelometers führt zu keiner Vereinheitlichung der Prüfkörperherstellung, sondern lediglich zu einer Vereinheitlichung des Konvergenzwinkels.^{102, 103} Mit der CAD/CAM-Technologie ist es möglich jeden Prüfkörper reproduzierbar herstellen zu lassen. Dies betrifft sowohl den zirkulären Substanzabtrag, genauso wie die Oberfläche der Klebefläche und den Konvergenzwinkel. Des Weiteren können die individuellen Fertigkeiten des Präparateurs sowie die individuelle Zahngröße vernachlässigt werden. *Shetty et al.* diskutieren die Übertragbarkeit von in-vitro Ergebnissen auf die orale Situation des Patienten. So gibt *Shetty et al.* in der Studie zu bedenken, dass durch in-vitro Versuche die klinische Situation nicht vollständig simuliert wird. So weisen *Shetty et al.* darauf hin, dass der Farbstoffpenetrationstest zu höheren Randundichtigkeiten unter in-vitro Bedingungen führt, da der Farbstoff schneller diffundiert, als dies bei Bakterien und deren Nebenprodukte unter in-vivo Bedingungen der Fall wäre.¹⁸² Ebenso geben sie an, dass ein Material, welches unter in-vitro Bedingungen positive Ergebnisse erzielte unter in-vivo Bedingungen noch besser abschneiden würde. Des Weiteren postulieren *Shetty et al.*, dass es bei in-vitro Untersuchungen möglich ist, standardisierte und reproduzierbare Bedingungen zu schaffen.¹⁸²

6.2.2 Okklusale Integrität

Oberflächliche Beschädigung

Alle Prüfkörper zeigten nach der zyklischen Belastung bei beiden Kausimulationsprogrammen (horizontal (H); horizontal-vertikal (HV)) sowohl an der Kontaktfläche (OCA) der Prüfkörper als auch am Antagonisten selbst eine oberflächliche Beschädigung. Das okklusale Verschleißbild der polymerbasierten Prüfkörper ist dabei deutlich ausgeprägter als das der Zirkoniumdioxidprüfkörper. Im Gegensatz zu Zirkoniumdioxiden, die eine seichte, kaum wahrnehmbare und unscharf begrenzte Verschleißfurche aufwiesen, zeigten die polymerbasierten Materialien ein deutlich scharf begrenztes okklusales Verschleißareal.

Mörmann et al. untersuchten die Eigenschaften von verschiedenen CAD/CAM-Materialien beim Zwei-Körper-Verschleiß-Test.¹⁴¹ Das in der Studie verwendete Zirkoniumdioxid zeigte an der Kontaktfläche keinen Abrieb. Die OCA ist diffus begrenzt und wirkte

poliert statt abgerieben. Dieses Ergebnis ist mit dem in der vorliegenden Studie vergleichbar. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Zirkoniumdioxide zeigten unabhängig vom Belastungsprogramm unscharf begrenzte, seichte Furchen, wobei die okklusale Integrität bei beiden Keramiken zu über 95 % gegeben war. Die gute Polierbarkeit und die hohe Härte von Zirkoniumdioxiden ist eine mögliche Erklärung für die vorliegenden Ergebnisse. Bei *Möhrmann et al.* zeigte die Hybridkeramik Vita Enamic (VE) Abrasionswerte sowohl am Antagonisten, als auch am Material selbst, die mit dem CAD/CAM-Komposit Lava Ultimate vergleichbar sind. In diesem Aspekt unterscheiden sich die beiden Studien deutlich voneinander. Das Verschleißbild der Hybridkeramik Vita Enamic (VE) in der vorliegenden Studie liegt zwischen denen der Zirkoniumdioxiden (HT und ultraHT) und dem CAD/CAM-Komposit Brilliant Crios (BC). Es sind scharf begrenzte, deutliche Furchen erkennbar, die okklusale Integrität ist jedoch noch stärker gegeben, als dies bei *Möhrmann et al.* der Fall war.¹⁴¹

Stawarczyk et al. haben in ihrer Studie gezeigt, dass die Politur der Oberfläche des Zirkoniumdioxides zu einer Reduktion der Abrasion am Antagonist führt. Gleichzeitig ist die Eigenabrasion am Prüfmaterial selbst im Vergleich zu glasiertem Zirkoniumdioxid mit Glasurspray oder verblendetem Zirkoniumdioxid deutlich geringer.¹⁹⁶ Die Ergebnisse bezüglich der okklusalen Integrität sind mit denen der vorliegenden Studie vergleichbar. In einer weiteren Studie von *Stawarczyk et al.* wurde das mechanische und optische Verhalten aktueller ästhetischer zahnärztlicher CAD/CAM-Materialien beurteilt. Dabei wurden fünf Komposite, darunter zwei Experimentalblöcke, eine Hybridkeramik sowie eine Leuzit- und eine Lithiumdisilikatkeramik untersucht. Es wurden von den zu testenden Materialien Plättchen hergestellt, die in einem Kausimulator einer künstlichen Alterung unterzogen wurden. Als Antagonist dienten extrahierte humane Molaren. Die Prüfkörper wurden mit einer vertikalen Kraft von 50 N und einem Sideshift von 0,7 mm für insgesamt 1,2 Mio. Zyklen belastet. Die Oberfläche der Prüfkörper und der Antagonisten wurde vor Belastung, nach 120.000, 240.000, 600.000 und 1.200.000 Zyklen digitalisiert und die Datensätze überlagert.¹⁹⁴ Nach 1,2 Mio. Zyklen zeigten die CAD/CAM-Komposite einen signifikant höheren vertikalen Materialverschleiß im Vergleich zu den keramischen Materialien. Die Tendenz der Ergebnisse, dass die polymerbasierten Werkstoffe eine geringere okklusale Integrität nach Belastung im Kausimulator aufweisen, als die keramikbasierten Werkstoffe, ist mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie vergleichbar. Die genauen Daten lassen sich allerdings nicht miteinander vergleichen, da in der

vorliegenden Studie die okklusale Integrität prozentual im Verhältnis zur Gesamtkronendicke beschrieben wurde. *Stawarczyk et al.* haben in ihrer Studie die okklusale Integrität als vertikalen Substanzverlust am Prüfkörper interpretiert und diesen in Mikrometer vermessen.¹⁹⁴ Jedoch zeigte sich bei *Stawarczyk et al.*, wie auch in der vorliegenden Studie, ein signifikanter Unterschied in Bezug auf das okklusale Verschleißbild hinsichtlich der polymer- und keramikbasierten Materialien.¹⁹⁴

Schlenz et al. haben das okklusale Verschleißbild von monolithischen CAD/CAM-Kronen im Seitenzahnbereich nach uniaxialer, dynamischer Belastung im Kausimulator untersucht. Dabei wurde eine Glaskeramik, eine Hybridkeramik und drei CAD/CAM Komposite miteinander verglichen. Die Studie zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen der Glaskeramik und den anderen Prüfmaterialien sowie zwischen der Hybridkeramik und den drei CAD/CAM-Kompositen bezüglich der okklusalen intakten Kronenschichtstärke. In der Studie von *Schlenz et al.* zeigte die Glaskeramik die größte okklusale Beschädigung, gefolgt von der Hybridkeramik. Die geringste okklusale Ermüdung wiesen die CAD/CAM-Komposite auf. Des Weiteren konnten *Schlenz et al.* in ihrer Studie bei allen Prüfkörpern Rissbildungen nachweisen.¹⁷¹ In der vorliegenden Studie wies das CAD/CAM-Komposite Brilliant Crios (BC) nach zyklischer Belastung die größte okklusale Ermüdung auf, gefolgt von der Hybridkeramik Vita Enamic (VE). Beide Zirkoniumdioxide wiesen die höchste okklusale Integrität nach zyklischer Belastung auf, unabhängig vom Belastungsprogramm. Des Weiteren zeigte Vita Enamic (VE) nach horizontal-vertikaler Belastung (HV) im Kausimulator eine okklusale Integrität von ca. 88 % und ca. 91 % nach rein horizontaler Kaubelastung (H). Diese Werte sind mit denen von *Schlenz et al.* nicht vergleichbar. Dies kann zum einen auf die Art der Kaubelastung und zum anderen auf die einwirkenden Kaukräfte zurückgeführt werden. *Schlenz et al.* haben ihre Prüfkörper einer uniaxialen Kaubelastung unterzogen, mit Kaukräften zwischen 50 N und 500 N bei einer Frequenz von 2 Hz. In der vorliegenden Studie lagen die Kaukräfte bei 100 N für die horizontal-vertikale Belastung und 90 N bei der rein horizontalen Belastung. Die im Vergleich zu der Studie von *Schlenz et al.* eingestellten Kaukräfte konnten von der Hybridkeramik und dem CAD/CAM-Komposit besser kompensiert werden. Des Weiteren können die getesteten CAD/CAM-Materialien horizontale Belastungen besser aufnehmen als vertikal wirkende Kaukräfte.

Wendler et al. haben in ihrer Studie das Verschleißverhalten und die Beschädigung von verschiedenen CAD/CAM-Materialien gegen Zirkoniumdioxidantagonisten untersucht.

Fünf CAD/CAM-Materialien wurden zu Stäbchen geschnitten und ein Antagonist aus Zirkoniumdioxid hat die Prüfkörper mit fünf verschiedenen Belastungszyklen (100, 1.000, 10.000, 100.000, 1.000.000 Belastungszyklen) mit 200 N belastet.²¹³ Anschließend wurden die Prüfkörper unter einem Lichtmikroskop und einem Raster-Elektronen-Mikroskop hinsichtlich der Kontaktschäden untersucht. *Wendler et al.* postulieren, dass die keramikbasierten CAD/CAM-Materialien signifikant geringeren Verschleiß aufwiesen, als Vita Enamic und Lava Ultimate. Vor allem mit Zunahme der Belastungszyklen werden die Unterschiede in den Verschleißbildern deutlich. Auch hier zeigt Vita Enamic (VE) scharf begrenzte, tiefe Furchen nach Belastung. Wie auch in der vorliegenden Studie zeigen die keramikbasierten Werkstoffe nach Belastung unscharf begrenzte seichte Furchen. Die genauen Zahlenwerte lassen sich nicht mit denen der vorliegenden Studie vergleichen, da *Wendler et al.* zum einen keine Kronen, sondern untersuchten und zum anderen haben sie den Abrieb als Volumen in Kubikmillimeter ausgedrückt. *Wendler et al.* begründen das Verschleißverhalten aufgrund des anatomischen Aufbaues der Materialien. So erklärt sich der stärkere Abrieb der Hybridkeramik Vita Enamic (VE) durch das Vorhandensein des weicheren Polymernetzwerkes.²¹³ Das ist auch eine Erklärung, weshalb die okklusale Integrität der Zirkoniumdioxide im Vergleich zu den polymerbasierten Werkstoffen geringer ausfiel.

Zierden et al. haben in ihrer Studie die Verschleiß- und Bruchfestigkeit neuer Verbundwerkstoffe untersucht. Aus den zu testenden Materialien, zwei Verbundwerkstoffe, Lava Ultimate und Vita Enamic und zwei konventionelle Keramiken, Celtra Duo und IPS Empress CAD, wurden Einzelzahnkronen gefräst und diese auf standardisierte Prüfkörper aus Stahl befestigt. Anschließend wurden die Prüfkörper im Kausimulator einer künstlichen Alterung unterzogen. Eine Steatitkugel fungierte als Antagonist und es wurde ein Drei-Punkt-Kontakt zu den Prüfkörpern eingestellt. Nach künstlicher Alterung im Kausimulator wurden sowohl die Prüfkörper überlagert und der okklusale vertikale Abrieb wurde in μm ausgedrückt. Anschließend wurden die Prüfkörper in einer universellen Testmaschine bis zum Bruch belastet. Bei *Zierden et al.* bestand ein signifikanter Unterschied zwischen den Verbundwerkstoffen und den konventionellen Keramiken, wobei Vita Enamic den geringsten Verschleiß aufzeigte und Lava Ultimate den höchsten. In der vorliegenden Studie war ebenfalls ein signifikanter Unterschied zwischen den polymerbasierten und den keramikbasierten Werkstoffen ersichtlich. Allerdings ist in der vorliegenden Studie die okklusale Integrität der keramikbasierten Werkstoffe signifikant höher.

Eine mögliche Erklärung ist der Aufbau der getesteten Materialien. In der vorliegenden Studie wurden monolithische Zirkoniumdioxide getestet. Im Gegensatz dazu wurden bei *Zierden et al.* konventionelle Keramiken untersucht, die von den mechanischen Eigenschaften geringere Werte aufweisen. Eine weitere mögliche Begründung ist der Antagonist. In der vorliegenden Studie wurde ein Stahlantagonist verwendet, dessen Vickershärte im Bereich des menschlichen Schmelzes liegt. Dahingegen wurde bei *Zierden et al.* eine Steatitkugel als Antagonist verwendet, mit dem ein Dreipunktkontakt am Prüfmaterial eingestellt wurde. Im Vergleich dazu wurde in der vorliegenden Studie ein Einpunktkontakt eingestellt.

6.2.3 Antagonistenabrasion

Das Abrasionsverhalten von CAD/CAM-Werkstoffen wurde bereits häufig in Studien untersucht, wobei ein einheitliches Analyseverfahren nicht beschrieben ist. Die Heterogenität hinsichtlich der Analyseverfahren der vorhandenen Literatur erschwert somit einen Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie.

Beuer et al. untersuchten in einer in-vitro Studie Kronen aus Zirkoniumdioxid hinsichtlich des Kontaktverschleißes an der Restauration und am Antagonisten.³¹ Dabei wurden Einzelzahnkronen aus Zirkoniumdioxid mittels CAD/CAM-Technik hergestellt, mit vier verschiedenen Techniken verblendet und im Kausimulator einer künstlichen Alterung unterzogen. Die Prüfkörper wurden vor und nach Belastung digitalisiert und die Datensätze entsprechend überlagert. *Beuer et al.* sind zu dem Ergebnis gekommen, dass polierte Kronen aus Zirkoniumdioxid einen höheren Verschleiß am Antagonisten verursachen als die verblendeten Prüfgruppen.³¹ In der vorliegenden Studie wurden ebenfalls polierte Zirkoniumdioxidkronen untersucht. Allerdings zeigten *Beuer et al.* trotz einer kürzeren Belastungsdauer (120.000 Zyklen) eine höhere Antagonistenabrasion als die Ergebnisse der vorliegenden Studie. Eine mögliche Erklärung hierfür könnte die unterschiedliche Kontaktpunkt-Situation des Antagonisten sein. *Beuer et al.* verwendeten Stahlantagonisten, bei denen ein Drei-Punkt-Kontakt mit dem Prüfkörper vorlag. In der vorliegenden Studie wurden alle Antagonisten mit einem Ein-Punkt-Kontakt belastet. *Heintze et al.* postulieren, dass eine standardisierte Form der Antagonisten zur besseren Vergleichbarkeit verschiedener Studien notwendig sei.⁸⁵ Des Weiteren wird von *Heintze et al.* die Verwen-

derung von künstlich hergestellten Antagonisten gefordert, da diese aufgrund des homogeneren Aufbaues eine bessere Vergleichbarkeit der verschiedenen Studien untereinander ermöglicht.⁸⁸ Neben der Materialwahl des Antagonisten spielt die Oberflächenbeschaffenheit, die Mikrostruktur und die Festigkeit der Prüfkörper und der Antagonisten ebenfalls eine wichtige Rolle.⁸⁵ Dies wird von weiteren Autoren in der Literatur bestätigt.^{74, 196}

In der Literatur wurde beschrieben, dass die Oberflächenglasur von keramischen Restaurationen eine hygienische Oberfläche erzeugt, die Festigkeit der Restauration erhöht und den Verschleiß am Antagonisten verringert.¹³⁹ Jedoch ist diese glasierte Oberfläche bei der Anpassung der Okklusion während der Behandlung oder nach kurzer klinischer Belastung in situ häufig nicht mehr vorhanden. Deshalb wurde in einigen Studie Veredelungs- und Poliertechniken untersucht, mit dem Ziel die Oberfläche einer Restauration so glatt zu gestalten, wie es bei der Oberflächenglasur möglich ist.^{105, 179}

Stawarczyk et al. haben in einer Studie getestet, ob bei monolithischem Zirkoniumdioxid und Antagonisten aus humanen Zahnschmelz der Zweikörperverschleiß höher ist als bei verblendeten Zirkoniumdioxid.¹⁹⁶ Dabei wurden jedoch nicht wie in der vorliegenden Studie Kronen, sondern Zylinderprüfkörper hergestellt und im Kausimulator einer künstlichen Alterung unterzogen. Die Prüfkörper wurden zu Beginn (Baseline), nach 120.000, 240.000, 640.000 und 1.200.000 Zyklen digitalisiert und anschließend jeweils mit der Baseline überlagert. Manuell poliertes monolithisches Zirkoniumdioxid und maschinell poliertes monolithisches Zirkoniumdioxid zeigten die geringsten Verschleißerscheinungen sowohl am Prüfkörper selbst, als auch am Antagonisten. Jedoch kam es in allen Fälle zu Schmelzrissen am Antagonisten.¹⁹⁶ Die Ergebnisse dieser Studie sind mit denen der vorliegenden Studie nur bedingt vergleichbar. In der vorliegenden Studie zeigten beide Zirkoniumdioxide die höchste Abrasion am Antagonisten, allerdings wurden auch nicht nur Zirkoniumdioxide untereinander untersucht, sondern diese auch mit polymerbasierten Materialien verglichen. Des Weiteren wurden in der vorliegenden Studie keine Antagonisten aus humanem Schmelz verwendet, jedoch lag die Vickers Härte (HV) der verwendeten Stahlangtagonisten im Bereich des humanen Zahnschmelzes.

In einer weiteren Studie von *Stawarczyk et al.* wurde der Zwei-Körper-Verschleiß von CAD/CAM-Verbundwerkstoffen getestet und miteinander verglichen.¹⁹⁷ In der Studie wurden fünf CAD/CAM-Komposite, ein manuell polymerisiertes Komposit und eine Glaskeramik im Kausimulator belastet und anschließend die Abrasion am Prüfmaterial

und am Antagonisten ausgewertet. Die Prüfkörper wurden zu Beginn (Baseline), nach 120.000, 240.000, 640.000 und 1.200.000 Zyklen digitalisiert und anschließend jeweils mit dem Baseline-Datensatz überlagert und ausgewertet.

Die Auswertung der Antagonistenabrasion zeigte einen signifikant höheren Antagonistenverschleiß durch die Glaskeramik als durch die CAD/CAM-Komposite. Zwischen den CAD/CAM-Kompositen konnte kein Unterschied hinsichtlich der Antagonistenabrasion festgestellt werden. *Stawarczyk et al.* begründen dieses mit der Härte der verwendeten Materialien und postuliert, dass härtere Materialien eine höhere Antagonistenabrasion verursachen als weichere Werkstoffe. Weiter begründen *Stawarczyk et al.* die höhere Antagonistenabrasion der Glaskeramik mit deren Aufbau. Die Glaskeramik wird mit weiteren Partikeln verstärkt, welche jedoch während der thermo-mechanischen Alterung herausgelöst werden. Die Materialoberfläche wird rauer und erhöht den Abrieb am Schmelzantagonisten.¹⁹⁷ Auch in der vorliegenden Studie zeigten die keramischen Werkstoffe eine höhere Abrasion am Antagonisten als die CAD/CAM-Komposite und die Hybridkeramik. Jedoch sind die absoluten Zahlenwerte der vorliegenden Studie nicht mit denen von *Stawarczyk et al.* vergleichbar. Dies lässt sich vermutlich auf die unterschiedliche Versuchsdurchführung zurückführen. So wurden in der vorliegenden Studie die Prüfgruppen mit 90 N bzw. 100 N belastet, bei *Stawarczyk et al.* hingegen wurde eine Belastung von 49 N gewählt. Eine weitere Möglichkeit die unterschiedlichen Ergebnisse zu erklären liegt in der Wahl des verwendeten Antagonisten. In der vorliegenden Studie wurden industriell gefertigte Stahlantagonisten verwendet, die eine Vickers Härte (HV) aufwiesen, die im Bereich des humanen Schmelzes liegen. *Stawarczyk et al.* haben den mesio-bukkalen Höcker von humanen extrahierten Oberkiefermolaren verwendet.

Lohbauer et al. haben in ihrer in-vivo Studie den Antagonistenverschleiß von monolithischen Zirkoniumdioxidkronen nach zwei Jahren untersucht.¹²² Es wurde sowohl der mittlere Volumenverlust, als auch der Mittelwert des maximalen vertikalen Verlustes ermittelt. In der Studie wurde bei der Auswertung unterschieden, aus welchen Materialien die Antagonisten bestanden. Patienten mit Symptomen von orofazialen Schmerzen oder Funktionsstörungen bei statischer oder dynamischer Okklusion wurden nicht in die Studie eingeschlossen. *Lohbauer et al.* zeigten einen mittleren maximalen vertikalen Verschleiß bei Schmelzantagonisten von $0,204 \pm 0,067$ mm. Die Daten der vorliegenden Studie sind teilweise mit denen von *Lohbauer et al.* vergleichbar. So liegt der Mittelwert des maximalen vertikalen Verlustes bei reinen Schmelzkontakten im Bereich der Mittelwerte

der Antagonistenabrasion der verwendeten Zirkoniumdioxide. Jedoch sind die Voraussetzungen beider Studien äußerst unterschiedlich. *Lohbauer et al.* haben in ihrer in-vivo Studie einen Zeitraum von zwei Jahren untersucht, wohingegen die vorliegende Studie eine künstliche Alterung von fünf Jahren simulierte. Des Weiteren lassen bei der in-vivo Studie keine Aussagen bezüglich der einwirkenden Kaukräfte tätigen. Die vorliegende Studie ist zwar ein in-vitro Versuch, jedoch lassen sich unter Laborbedingungen die entsprechenden Parameter festlegen, sodass reproduzierbare Daten erfasst werden können. Der Nachteil an in-vivo Untersuchungen ist die schwierige Vergleichbarkeit mit anderen Daten, da die Individualität eines jeden Probanden mit in das Ergebnis mit einfließt.

6.2.4 Zusammenfassung, Einordnung in den Praxisalltag und Ausblick

In der vorliegenden Studie zeigten alle Prüfkörper eine *marginale Randundichtigkeit* nach Belastung im Kausimulator, welche jedoch mit Ausnahme der Hybridkeramik im Vergleich zur Gesamtstumpfhöhe im einstelligen Prozentbereich lag. Die polymerbasierten Werkstoffe (BC und VE) wiesen dabei verglichen mit den Zirkoniumdioxiden (HT und ultraHT) eine höhere marginale Randundichtigkeit auf.

Auch in Bezug auf die okklusale Integrität zeigten die polymerbasierten Werkstoffe nach künstlicher Alterung im Kausimulator höhere Beschädigungen als die Zirkoniumdioxide. Zudem kam es bei den polymerbasierten Werkstoffen vereinzelt zur Rissbildung.

Hinsichtlich der Abrasion am Antagonisten konnte festgestellt werden, dass die polymerbasierten Werkstoffe eine geringere Abrasion am Antagonisten nach Belastung im Kausimulator aufwiesen als die Zirkoniumdioxide. *Heintze et al.* diskutieren, dass die mechanischen Eigenschaften wie die Härte eines Materials die okklusale Integrität und die Abrasion am Antagonisten beeinflusst.⁸⁵ Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass polymerbasierte Werkstoffe zum Schutz der Antagonisten bei Patienten mit Parafunktionen wie Bruxismus Anwendung finden könnten. Allerdings ist die aktuelle Literatur bezüglich Antagonistenabrasion äußerst heterogen, sodass es auch Studien gibt, die die vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigen können.⁴⁵

Die Ergebnisse zeigten in Bezug auf die marginale Randdichtigkeit, dass die beiden Zirkoniumdioxide und das CAD/CAM-Komposit für Kronenversorgungen geeignet sind. Die Kaustabilität in Bezug auf die okklusale Integrität ist bei den Zirkoniumdioxiden al-

lerdings signifikant besser. Somit zeigen die Zirkoniumdioxide mit Ausnahme der Antagonistenabrasion eine deutliche Überlegenheit gegenüber den polymerbasierten Werkstoffen.

Wie bei allen in-vitro Daten ist eine klinische Validierung anzustreben. Die Auswertung der marginalen Randdichtigkeit kann allerdings am Patienten nicht durchgeführt werden, da hierfür eine Extraktion des mit der Restauration versorgten Zahnes notwendig wäre, was aus ethischen Gesichtspunkten nicht zu vertreten ist. Untersuchungen der okklusalen Integrität und der Antagonistenabrasion könnten durch neue Technologien wie z.B. Intraoralscanner und -abformungen auch in-vivo am Patienten durchgeführt werden.^{83, 122, 202}

Darüber hinaus ist es heute auch möglich werkstoffkundliche Prüfungen ohne aufwendige und kostenintensive Versuchsaufbauten durchzuführen. Als Beispiele ist hier die Optische Kohärenztomographie (OCT) zu nennen. Bei dieser Technologie kann auf das Zerschneiden von Prüfkörpern gänzlich verzichtet werden, weshalb es als non-invasives Verfahren angesehen werden kann.⁷⁰ Dieses Verfahren ist auch schon bei in-vivo Versuchen zum Einsatz gekommen.^{92, 148} So wäre es möglich, sowohl die Randdichtigkeit, als auch die Rissbildung bei monolithischen Seitenzahnkronen zu überwachen, ohne die Prüfkörper zerstören zu müssen.

7 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die Kaustabilität monolithischer Seitenzahnkronen aus Zirkoniumdioxid, Hybridkeramik und Komposit nach künstlicher Alterung im Kausimulator in Bezug auf die marginale Randdichtigkeit, die okklusale Integrität sowie die Antagonistenabrasion in reduzierter Schichtstärke zu untersuchen.

Hierfür wurden mittels CAD/CAM (computer-aided design/ computer-aided manufacturing) -Technologie identische Zahnstümpfe aus humanen dritten Molaren und Kronen aus vier verschiedene Restaurationsmaterialien (CAD/CAM-Komposit (BC), Hybridkeramik (VE), 3Y-TZP (HT) und 6Y-PSZ Zirkoniumdioxid (ultraHT)) gefräst. Nach adhäsiver Befestigung erfolgte die künstliche Alterung im Kausimulator für 1,2 Mio. Zyklen in zwei unterschiedlichen Programmen: einer alleinigen horizontalen (H) bzw. einer horizontal-vertikalen Belastung (HV).

Alle Prüfgruppen wiesen eine marginale Randundichtigkeit auf, jedoch konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Belastungsprogrammen festgestellt werden. Zwischen den Prüfgruppen VE und dem HT konnte ein signifikanter Unterschied gezeigt werden ($p < 0,05$), wobei VE die höchste prozentuale Randundichtigkeit und HT die niedrigste zeigte.

Auch die okklusale Integrität war nach Belastung im Kausimulator bei allen Prüfgruppen nicht mehr gegeben. Das CAD/CAM-Komposit (BC) zeigte im Vergleich zu den Zirkoniumdioxiden (HT und ultraHT) signifikant höhere prozentuale vertikale Ermüdungsschäden ($p < 0,05$).

Die beiden Zirkoniumdioxide (HT und ultraHT) zeigten eine höhere Antagonistenabrasion als die polymerbasierten Materialien (BC und VE).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigten, dass in Bezug auf die marginale Randdichtigkeit BC, HT und ultraHT auch in reduzierter Schichtstärke für Seitenzahnkronen verwendet werden können. Hinsichtlich der okklusalen Integrität zeigten die Zirkoniumdioxide geringere Ermüdungsschäden als die polymerbasierten Materialien. Dafür war bei Letzteren auch eine geringere Antagonistenabrasion feststellbar.

8 Summary

The aim of the present study was to investigate the chewing stability of monolithic posterior crowns made of zirconium dioxide, hybrid ceramics and composite after artificial aging in the chewing simulator with regard to the marginal microleakage, the occlusal integrity and the antagonist abrasion in a reduced layer thickness. Using CAD / CAM (computer-aided design / computer-aided manufacturing) technology, identical tooth stumps made of human third molars and crowns made of four different restoration materials (CAD / CAM composite (BC), hybrid ceramic (VE), 3Y -TZP (HT) and 6Y PSZ zirconium dioxide (ultraHT)) milled. After adhesive luting, the artificial aging in the chewing simulator was carried out for 1.2 million cycles in two different programs: a horizontal (H) or a horizontal-vertical load (HV). All test groups showed marginal microleakage, but no significant difference between the two loading programs was found. A significant difference could be shown between test groups VE and HT ($p < 0.05$), with VE showing the highest percentage leakage and HT the lowest.

The occlusal integrity was also reduced in all test groups after loading in the chewing simulator. The CAD / CAM composite BC showed a significantly higher percentage of vertical wear ($p < 0.05$) in comparison to the zirconium dioxides HT and ultraHT. The two zirconia showed a higher antagonist abrasion than the polymer-based materials.

The results of the present study showed that BC, HT and ultraHT can also be used in a reduced layer thickness for posterior crowns in terms of marginal marginal density. In terms of occlusal integrity, the zirconium dioxide showed less fatigue damage than the polymer-based materials. For the latter, a lower antagonist abrasion was also found.

9 Literaturverzeichnis

1. Coltene. DuoCem - Gebrauchsinformation. 03-2017.
2. Coltene. One Coat 7 Universal - Gebrauchsanweisung [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: <https://www.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro60019536-07-16-de-oc7-uni-brochuresdeaindv1.pdf>.
3. Coltene; BRILLIANT-Crios- Anwendungsleitfaden [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Adhesives_Restoratives/CADCAM/60021816-09-16-DE-BRILLANT-Crios-Handling-Guideline.pdf
4. Coltene; BRILLIANT-Crios-Produktleitfaden [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Adhesives_Restoratives/CADCAM/60021814-BRILLIANT-Crios-Product-Guide-DE-05-16-A4-VIEW.pdf
5. Doceram. Nacera Pearl Multi Shade - Gebrauchsanweisung [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: https://doceram-medical.com/media/filer_public/22/49/2249bf81-a3b8-49e2-91a4-543b897cf478/dmcnacerapearlmultishadegebrauchshinweise_de_09-2015.pdf
6. Doceram. Nacera Pearl Multi Shade - Gebrauchsanweisung [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: https://doceram.com/media/filer_public/9a/ad/9aadc121-4257-4837-80f0-25dc9d34f0ce/dmc-nacera-pearl-multi-shade-gebrauchshinweise_de.pdf
7. Doceram. Nacera Pearl Multi Shade - Gebrauchshinweise [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: https://nacera.de/media/filer_public/6b/a0/6ba07142-ecc8-430a-88cf-8ed414011991/booklet_rev-29-05-2018-druck.pdf.
8. Doceram. Nacera Pearl Multi Shade - Sicherheitsdatenblatt [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: https://nacera.de/media/filer_public/c2/d4/c2d4692c-ac8e-4f24-850f-0a0f911321e3/sds_naceraa_pearl_multi_shade_v2_de_2015-04-22.pdf
9. Doceram. Nacera Pearl Multi Shade - technisches Datenblatt Nacera Pearl Shaded & Multi-Shaded [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: https://nacera.de/media/filer_public/58/b4/58b4e623-c839-49d6-ae4a-45c701263096/technische_daten_nacera_pearl_sms_de.pdf
10. Doceram. Nacera Pearl Q3 Multi Shade - Gebrauchshinweise [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: https://nacera.de/media/filer_public/0f/c0/0fc03dda-37d3-416e-a4fa-30b57511fc97/nacera-pearl-q3-multi-shade-booklet.pdf
11. Doceram. Nacera Pearl Q3 Multi Shade - technische Daten [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: https://nacera.de/media/filer_public/8f/f6/8ff64cfd-83de-427b-942c-000e0a15a689/technische_daten_nacera_pearl_q3_de_rev2.pdf.
12. Nacera. CeraMotion® One Touch - Concept [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: https://nacera.de/media/filer_public/13/37/1337db05-fc49-424d-b9a8-3ceb527d0715/989-309-22_ceramotion_onetouch_en_0916.pdf.
13. Vita-Zahnfabrik. Vita Enamic - Verarbeitungsanleitung [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITA-ENAMIC-24969,27568.html?markierung=Vita%7CEnamic>

14. Vita-Zahnfabrik; Vita Enamic - Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation [aktualisiert am 21.04.2020]. Link: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITA-ENAMIC-24969,27568.html?markierung=Vita%7CEnamic>.
15. Abdullah A. O., Pollington S., Liu Y. Comparison between direct chairside and digitally fabricated temporary crowns. *Dent Mater J*; 37: 957-963; 2018.
16. Abdullah A. O., Tsitrou E. A., Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci*; 24: 258-263; 2016.
17. Aboushelib M. N., Elmahy W. A., Ghazy M. H. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *J Dent*; 40: 670-677; 2012.
18. Albero A., Pascual A., Camps I., Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*; 7: e495-500; 2015.
19. Albert F. E., El-Mowafy O. M. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont*; 17: 529-535; 2004.
20. Alharbi A., Ardu S., Bortolotto T., Krejci I. Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology*; 105: 162-169; 2017.
21. Almohareb T., Alkatheeri M. S., Vohra F., Alrahlah A. Influence of experimental staining on the color stability of indirect computer-aided design/computer-aided manufacturing dental provisional materials. *Eur J Dent*; 12: 269-274; 2018.
22. Attia A. Influence of treatment modalities of prepared teeth on retention of cast metal copings bonded with self-adhesive resin cements. *Quintessence Int*; 43: e73-81; 2012.
23. Attia A., Abdelaziz K. M., Freitag S., Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*; 95: 117-123; 2006.
24. Awada A., Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*; 114: 587-593; 2015.
25. Aygun Emiroglu S., Evren B., Kulak Ozkan Y. Effect of Cements at Different Temperatures on the Clinical Performance and Marginal Adaptation of Inlay-Onlay Restorations In Vivo. *J Prosthodont*; 25: 302-309; 2016.
26. Baladhandayutham B., Lawson N. C., Burgess J. O. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent*; 114: 266-271; 2015.
27. Balkenhol M., Rupf S. Dentale Biomaterialkunde – aktuelles Wissen für die Praxis. *Zahnmedizin up2date*; 4: 529-540; 2010.
28. Baum C. F. Stata tip 63: Modeling proportions. *The Stata Journal*; 08: 299-303; 2008.
29. Baumgart P., Kirsten H., Haak R., Olms C. Biomechanical properties of polymer-infiltrated ceramic crowns on one-piece zirconia implants after long-term chewing simulation. *Int J Implant Dent*; 4: 16; 2018.
30. Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*; 204: 505-511; 2008.

31. Beuer F., Stimmelmayer M., Gueth J. F., Edelhoff D., Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*; 28: 449-456; 2012.
32. Bindl A., Luthy H., Mormann W. H. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*; 22: 29-36; 2006.
33. Bindl A., Luthy H., Mormann W. H. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. *J Oral Rehabil*; 33: 520-528; 2006.
34. Bishti S., Jakel C., Kern M., Wolfart S. Influence of different preparation forms on the loading-bearing capacity of zirconia cantilever FDPs. A laboratory study. *J Prosthodont Res*; 63: 347-353; 2019.
35. Blatz M. B., Oppes S., Chiche G., Holst S., Sadan A. Influence of cementation technique on fracture strength and leakage of alumina all-ceramic crowns after cyclic loading. *Quintessence Int*; 39: 23-32; 2008.
36. Burgess J. O., Janyavula S., Lawson N. C., Lucas T. J., Cakir D. Enamel wear opposing polished and aged zirconia. *Oper Dent*; 39: 189-194; 2014.
37. Campos R. E., Soares P. V., Versluis A., de O. Junior O. B., Ambrosano G. M., Nunes I. F. Crown fracture: Failure load, stress distribution, and fractographic analysis. *J Prosthet Dent*; 114: 447-455; 2015.
38. Caughman W. F., Chan D. C., Rueggeberg F. A. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent*; 86: 101-106; 2001.
39. Chen C., Trindade F. Z., de Jager N., Kleverlaan C. J., Feilzer A. J. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*; 30: 954-962; 2014.
40. Cho S. H., Lopez A., Berzins D. W., Prasad S., Ahn K. W. Effect of Different Thicknesses of Pressable Ceramic Veneers on Polymerization of Light-cured and Dual-cured Resin Cements. *J Contemp Dent Pract*; 16: 347-352; 2015.
41. Correr G. M., Bruschi Alonso R. C., Correr Sobrinho L., Puppini-Rontani R. M., Ferracane J. L. In vitro wear of resin-based materials--simultaneous corrosive and abrasive wear. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*; 78: 105-114; 2006.
42. Cristian A. C., Jeanette L., Francisco M. R., Guillermo P. Correlation between Microleakage and Absolute Marginal Discrepancy in Zirconia Crowns Cemented with Four Resin Luting Cements: An In Vitro Study. *Int J Dent*; 2016: 8084505; 2016.
43. Curran P., Cattani-Lorente M., Anselm Wiskott H. W., Durual S., Scherrer S. S. Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dent Mater*; 33: 294-308; 2017.
44. D'Arcangelo C., Vanini L., Rondoni G. D., De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*; 115: 350-355; 2016.
45. D'Arcangelo C., Vanini L., Rondoni G. D., Vadini M., De Angelis F. Wear Evaluation of Prosthetic Materials Opposing Themselves. *Oper Dent*; 43: 38-50; 2018.
46. Daryakenari G., Alaghehmand H., Bijani A. Effect of Simulated Mastication on the Surface Roughness and Wear of Machinable Ceramics and Opposing Dental Enamel. *Oper Dent*; 44: 88-95; 2019.

47. De Souza G., Braga R. R., Cesar P. F., Lopes G. C. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci*; 23: 358-368; 2015.
48. Dejak B., Mlotkowski A., Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater*; 28: 433-441; 2012.
49. Della Bona A., Corazza P. H., Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*; 30: 564-569; 2014.
50. DeLong R., Douglas W. H. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*; 62: 32-36; 1983.
51. Deng Y., Lawn B. R., Lloyd I. K. Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. *J Biomed Mater Res*; 63: 137-145; 2002.
52. Devigus A. Kern M. Hybridkeramik - Resistenz durch Elastizität_ Verbundsysteme aus Keramik und Polymer bietet neue Option.pdf. *Cosmetic Dentistry*; 1: 2013.
53. Dietschi D., Moor L. Evaluation of the marginal and internal adaptation of different ceramic and composite inlay systems after an in vitro fatigue test. *J Adhes Dent*; 1: 41-56; 1999.
54. Dirxen C., Blunck U., Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*; 7: 118-122; 2013.
55. Duran I., Kaleli N., Ural C., Kavut I. Evaluation of the light transmission of chairside polymer infiltrated hybrid ceramics in different shades and thicknesses. *J Appl Biomater Funct Mater*; 17: 2280800018807109; 2019.
56. Duzyol M., Sagsoz O., Polat Sagsoz N., Akgul N., Yildiz M. The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength Between CAD/CAM Blocks and Composite Resin. *J Prosthodont*; 25: 466-471; 2016.
57. Edelhoff D Brix O, Stimmelmayer M, Beuer F. Ästhetische und funktionelle Gesatrehabilität eines Patienten unter Einsatz von Lithiumdisilikat. *Quintessenz*; 5: 623-638; 2013.
58. Edelhoff D., Beuer F., Schweiger J., Brix O., Stimmelmayer M., Guth J. F. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int*; 43: 457-467; 2012.
59. Edelhoff D., Schraml D., Eichberger M., Stawarczyk B. Comparison of fracture loads of CAD/CAM and conventionally fabricated temporary fixed dental prostheses after different aging regimens. *Int J Comput Dent*; 19: 101-112; 2016.
60. Edelhoff D., Sorensen J. A. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent*; 87: 503-509; 2002.
61. Egilmez F., Ergun G., Cekic-Nagas I., Vallittu P. K., Lassila L. V. Light Transmission of Novel CAD/CAM Materials and Their Influence on the Degree of Conversion of a Dual-curing Resin Cement. *J Adhes Dent*; 19: 39-48; 2017.
62. El-Damanhoury H. M., Haj-Ali R. N., Platt J. A. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent*; 40: 201-210; 2015.

63. Esquivel-Upshaw J. F., Rose W. F., Jr., Barrett A. A., Oliveira E. R., Yang M. C., Clark A. E., Anusavice K. J. Three years in vivo wear: core-ceramic, veneers, and enamel antagonists. *Dent Mater*; 28: 615-621; 2012.
64. Farah R. I., Al-Harethi N. Microleakage of Glass Ionomer-based Provisional Cement in CAD/CAM-Fabricated Interim Crowns: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract*; 17: 801-806; 2016.
65. Fehmer V Grohmann P, Sailer I. Monolithische Kronen_Lithiumdisilikat versus Zirkonoxidkeramik. *Quintessenz*; 6: 683-691; 2014.
66. Frankenberger R. Adhäsiv-Fibel
Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg
3., überarbeitete und erweiterte Auflage. 3. überarbeitete und erweiterte Auflage. *Spitta*.
67. Frankenberger R., Hartmann V. E., Krech M., Kramer N., Reich S., Braun A., Roggendorf M. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent*; 18: 9-20; 2015.
68. Frankenberger R., Lohbauer U., Schaible R. B., Nikolaenko S. A., Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater*; 24: 185-191; 2008.
69. Frankenberger R., Lohbauer U., Taschner M., Petschelt A., Nikolaenko S. A. Adhesive luting revisited: influence of adhesive, temporary cement, cavity cleaning, and curing mode on internal dentin bond strength. *J Adhes Dent*; 9 Suppl 2: 269-273; 2007.
70. Fujimoto J. G., Pitris C., Boppart S. A., Brezinski M. E. Optical coherence tomography: an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy. *Neoplasia*; 2: 9-25; 2000.
71. Furtado de Mendonca A., Shahmoradi M., Gouvea C. V. D., De Souza G. M., Ellakwa A. Microstructural and Mechanical Characterization of CAD/CAM Materials for Monolithic Dental Restorations. *J Prosthodont*; 28: e587-e594; 2018.
72. G. Schmalz D. Arenholt-Bindslev. Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe. *Elsevier Urban&Fischer*; 2005.
73. Garoushi S., Vallittu P., Shinya A., Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*; 104: 291-297; 2016.
74. Ghazal M., Yang B., Ludwig K., Kern M. Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dent Mater*; 24: 502-507; 2008.
75. Ghazy M., El-Mowafy O., Roperto R. Microleakage of porcelain and composite machined crowns cemented with self-adhesive or conventional resin cement. *J Prosthodont*; 19: 523-530; 2010.
76. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*; 137 Suppl: 14S-21S; 2006.
77. Going R. E. Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *J Am Dent Assoc*; 84: 1349-1357; 1972.
78. Gou M., Chen H., Kang J., Wang H. Antagonist enamel wear of tooth-supported monolithic zirconia posterior crowns in vivo: A systematic review. *J Prosthet Dent*; 121: 598-603; 2018.

79. Gu X. H., Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont*; 16: 109-116; 2003.
80. Guess P. C., Zavanelli R. A., Silva N. R., Bonfante E. A., Coelho P. G., Thompson V. P. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*; 23: 434-442; 2010.
81. Guo J., Tian B., Wei R., Wang W., Zhang H., Wu X., He L., Zhang S. Investigation of the time-dependent wear behavior of veneering ceramic in porcelain fused to metal crowns during chewing simulations. *J Mech Behav Biomed Mater*; 40: 23-32; 2014.
82. Güß P C Selz C F, Steinhart Y-N, Stampf S, Stub J R. Eine prospektive klinische Studie an Teilkronen aus gepresster Lithiumdisilikatkeramik und aus CAD/CAM- Glaskeramik.pdf. *Quintessenz*; 4: 447-456; 2013.
83. Hartkamp O., Lohbauer U., Reich S. Antagonist wear by polished zirconia crowns. *Int J Comput Dent*; 20: 263-274; 2017.
84. Heintze S. D., Albrecht T., Cavalleri A., Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*; 27: e10-19; 2011.
85. Heintze S. D., Cavalleri A., Forjanic M., Zellweger G., Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*; 24: 433-449; 2008.
86. Heintze S. D., Cavalleri A., Zellweger G., Buchler A., Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater*; 24: 1352-1361; 2008.
87. Heintze S. D., Eser A., Monreal D., Rousson V. Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*; 65: 770-780; 2017.
88. Heintze S. D., Zellweger G., Cavalleri A., Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater*; 22: 166-175; 2006.
89. Homaei E., Farhangdoost K., Tsoi J. K. H., Matinlinna J. P., Pow E. H. N. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*; 59: 304-313; 2016.
90. Hutsy A., Illner J. CAD/CAM-gefertigte monolithische Restaurationen aus Zirkon. *BZB*; März 14: 58-64; 2014.
91. Ilie N., Furtos G. A Comparative Study of Light Transmission by Various Dental Restorative Materials and the Tooth Structure. *Oper Dent*: 2020.
92. Ishibashi K., Ozawa N., Tagami J., Sumi Y. Swept-source optical coherence tomography as a new tool to evaluate defects of resin-based composite restorations. *J Dent*; 39: 543-548; 2011.
93. J. Schweiger A. Kieschnick. CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. 1. Auflage. 2017.
94. Jafari F., Jafari S. Importance and methodologies of endodontic microleakage studies: A systematic review. *J Clin Exp Dent*; 9: e812-e819; 2017.

95. Johnson A. C., Versluis A., Tantbirojn D., Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res*; 58: 107-114; 2014.
96. Jordan A. R., Micheelis W. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV*; 2016.
97. Jung Y. G., Peterson I. M., Kim D. K., Lawn B. R. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res*; 79: 722-731; 2000.
98. Kaizer M. R., Bano S., Borba M., Garg V., Dos Santos M. B. F., Zhang Y. Wear Behavior of Graded Glass/Zirconia Crowns and Their Antagonists. *J Dent Res*; 98: 437-442; 2019.
99. Kaizer M. R., Bano S., Borba M., Garg V., Dos Santos M. B. F., Zhang Y. Wear Behavior of Graded Glass/Zirconia Crowns and Their Antagonists. *J Dent Res*: 22034518820918; 2019.
100. Kappert P. <Betriebswirtschaftlicher Vergleich CAD_CAM versus analoger Produktionsverfahren.pdf>. *ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt*; 10: 508-511; 2012.
101. Kashani H. G., Khera S. C., Gulker I. A. The effects of bevel angulation on marginal integrity. *J Am Dent Assoc*; 103: 882-885; 1981.
102. Kassem A. S., Atta O., El-Mowafy O. Combined effects of thermocycling and load-cycling on microleakage of computer-aided design/computer-assisted manufacture molar crowns. *Int J Prosthodont*; 24: 376-378; 2011.
103. Kassem A. S., Atta O., El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont*; 21: 28-32; 2012.
104. Kelly J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*; 81: 652-661; 1999.
105. Kelly J. R., Campbell S. D., Bowen H. K. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent*; 62: 536-541; 1989.
106. Kelvin Khng K. Y., Ettinger R. L., Armstrong S. R., Lindquist T., Gratton D. G., Qian F. In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *J Prosthet Dent*; 115: 617-623; 2016.
107. Kern M. Biomechanische Merkmale im Fokus Hybrid- und Verbundwerkstoffe mit schmelzähnlichen Eigenschaften. *ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt*; 124: 394 - 401.
108. Kidd E. A. Microleakage: a review. *J Dent*; 4: 199-206; 1976.
109. Kim M. J., Oh S. H., Kim J. H., Ju S. W., Seo D. G., Jun S. H., Ahn J. S., Ryu J. J. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent*; 40: 979-988; 2012.
110. Kontos L., Schille C., Schweizer E., Geis-Gerstorfer J. Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontol Scand*; 71: 482-487; 2013.
111. Korkut L., Cotert H. S., Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. *Oper Dent*; 36: 72-79; 2011.
112. Krejci I., Daher R. Stress distribution difference between Lava Ultimate full crowns and IPS e.max CAD full crowns on a natural tooth and on tooth-shaped implant abutments. *Odontology*; 105: 254-256; 2017.

113. Kunzelmann K.H., Kern M., Pospiech P., Frankenberger R., Reiss R., Wiedhan K. Vollkeramik auf einen Biss. Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. 2. Auflage. *AG Keramik*; 2006.
114. Kurbad A. CAD/CAM-based polymer provisionals as treatment adjuncts. *Int J Comput Dent*; 16: 327-346; 2013.
115. Kurbad A. A new milling machine for computer-aided, in-office restorations. *Int J Comput Dent*; 20: 201-213; 2017.
116. Lambrechts P., Debels E., Van Landuyt K., Peumans M., Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater*; 22: 693-701; 2006.
117. Lauvahutanon S., Takahashi H., Oki M., Arksornnukit M., Kanehira M., Finger W. J. In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*; 34: 495-502; 2015.
118. Lebon N., Tapie L., Duret F., Attal J. P. Understanding dental CAD/CAM for restorations--dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part B: labside milling machines. *Int J Comput Dent*; 19: 115-134; 2016.
119. Lebon N., Tapie L., Duret F., Attal J. P. Understanding dental CAD/CAM for restorations - dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. *Int J Comput Dent*; 19: 45-62; 2016.
120. Lim K., Yap A. U., Agarwalla S. V., Tan K. B., Rosa V. Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restorations. *J Appl Oral Sci*; 24: 447-452; 2016.
121. Lise D. P., Van Ende A., De Munck J., Yoshihara K., Nagaoka N., Cardoso Vieira L. C., Van Meerbeek B. Light irradiance through novel CAD-CAM block materials and degree of conversion of composite cements. *Dent Mater*; 34: 296-305; 2018.
122. Lohbauer U., Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig*; 21: 1165-1172; 2017.
123. Lu H., Zhao Q., Guo J., Zeng B., Yu X., Yu D., Zhao W. Direct radiation-induced effects on dental hard tissue. *Radiat Oncol*; 14: 5; 2019.
124. Ludiwg K. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. 1. Auflage. *Quintessenz Verlags-GmbH*; 2005.
125. Luhrs A. K., Pongprueksa P., De Munck J., Geurtsen W., Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater*; 30: 281-291; 2014.
126. M. Rosentritt N. Ilie, U. Lohbauer. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologie*. 2018.
127. Magne P., Carvalho A. O., Bruzi G., Giannini M. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*; 114: 574-579; 2015.
128. Magne P., Schlichting L. H., Maia H. P., Baratieri L. N. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*; 104: 149-157; 2010.

129. Malament K. A., Socransky S. S. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *J Prosthet Dent*; 81: 662-667; 1999.
130. Malament K. A., Socransky S. S. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent*; 81: 23-32; 1999.
131. Masarwa N., Mohamed A., Abou-Rabii I., Abu Zaghlan R., Steier L. Longevity of Self-etch Dentin Bonding Adhesives Compared to Etch-and-rinse Dentin Bonding Adhesives: A Systematic Review. *J Evid Based Dent Pract*; 16: 96-106; 2016.
132. McHugh L. E. J., Politi I., Al-Fodeh R. S., Fleming G. J. P. Implications of resin-based composite (RBC) restoration on cuspal deflection and microleakage score in molar teeth: Placement protocol and restorative material. *Dent Mater*; 33: e329-e335; 2017.
133. Mendonca L. M., Ramalho I. S., Lima Lasn, Pires L. A., Pegoraro T. A., Pegoraro L. F. Influence of the composition and shades of ceramics on light transmission and degree of conversion of dual-cured resin cements. *J Appl Oral Sci*; 27: e20180351; 2019.
134. Meng X., Yoshida K., Atsuta M. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dent Mater*; 24: 594-599; 2008.
135. Meyer G., Ahsbahs S., Kern M.; Vollkeramische Kronen und Brücken, S3-Leitlinie [aktualisiert am 21.04.2020
Link:<http://www.dgzmk.de/zahnaerzte/wissenschaft-forschung/leitlinien/details/document/vollkeramische-kronen-und-bruecken.html>.
136. Meyer G. Ahsbahs S., Kern M.; Vollkeramische Kronen und Brücken, S3-Leitlinie [aktualisiert am 21.04.2020 Link:
<https://www.dgzmk.de/zahnaerzte/wissenschaft-forschung/leitlinien/details/document/vollkeramische-kronen-und-bruecken.html>.
137. Miyazaki T., Hotta Y., Kunii J., Kuriyama S., Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*; 28: 44-56; 2009.
138. Mobarak E., Seyam R. Interfacial nanoleakage and bonding of self-adhesive systems cured with a modified-layering technique to dentin of weakened roots. *Oper Dent*; 38: E154-165; 2013.
139. Monasky G. E., Taylor D. F. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosthet Dent*; 25: 299-306; 1971.
140. Moraes R. R., Faria-e-Silva A. L., Ogliari F. A., Correr-Sobrinho L., Demarco F. F., Piva E. Impact of immediate and delayed light activation on self-polymerization of dual-cured dental resin luting agents. *Acta Biomater*; 5: 2095-2100; 2009.
141. Mormann W. H., Stawarczyk B., Ender A., Sener B., Attin T., Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*; 20: 113-125; 2013.

142. Mundhe K., Jain V., Pruthi G., Shah N. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*; 114: 358-363; 2015.
143. Musanje L., Darvell B. W. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater*; 22: 804-817; 2006.
144. Nakamura K., Harada A., Inagaki R., Kanno T., Niwano Y., Milleding P., Ortengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand*; 73: 602-608; 2015.
145. Nobuaki A., Keiichi Y., Takashi S. Effects of air abrasion with alumina or glass beads on surface characteristics of CAD/CAM composite materials and the bond strength of resin cements. *J Appl Oral Sci*; 23: 629-636; 2015.
146. Nordahl N., Vult von Steyern P., Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci*; 57: 255-261; 2015.
147. Oh S., Shin S. M., Kim H. J., Paek J., Kim S. J., Yoon T. H., Kim S. Y. Influence of glass-based dental ceramic type and thickness with identical shade on the light transmittance and the degree of conversion of resin cement. *Int J Oral Sci*; 10: 5; 2018.
148. Otis L. L., Everett M. J., Sathyam U. S., Colston B. W., Jr. Optical coherence tomography: a new imaging technology for dentistry. *J Am Dent Assoc*; 131: 511-514; 2000.
149. Papke L. E., J.M. Wooldridge. Econometric methods for fractional response variables with an applications to 401(k) plan participation rates. *Journal of Applied Econometrics*; 11: 619-632; 1996.
150. Park J. H., Park S., Lee K., Yun K. D., Lim H. P. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*; 111: 20-29; 2014.
151. Passos S. P., Torrealba Y., Major P., Linke B., Flores-Mir C., Nychka J. A. In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: a systematic review. *J Prosthodont*; 23: 593-601; 2014.
152. Pereira C. N., De Magalhaes C. S., Daleprane B., Peixoto R. T., Ferreira Rda C., Cury L. A., Moreira A. N. LED and Halogen Light Transmission through a CAD/CAM Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *Braz Dent J*; 26: 648-653; 2015.
153. Pompa G., Di Carlo S., De Angelis F., Cristalli M. P., Annibali S. Comparison of Conventional Methods and Laser-Assisted Rapid Prototyping for Manufacturing Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study. *Biomed Res Int*; 2015: 318097; 2015.
154. Pouyanfar H., Tabaii E. S., Aghazadeh S., Nobari Sptn, Imani M. M. Microtensile Bond Strength of Composite to Enamel Using Universal Adhesive with/without Acid Etching Compared To Etch and Rinse and Self-Etch Bonding Agents. *Open Access Maced J Med Sci*; 6: 2186-2192; 2018.
155. Preis V., Hahnel S., Behr M., Bein L., Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater*; 33: 427-433; 2017.
156. Preis V., Hahnel S., Behr M., Rosentritt M. In vitro performance and fracture resistance of novel CAD/CAM ceramic molar crowns loaded on implants and human teeth. *J Adv Prosthodont*; 10: 300-307; 2018.

157. R. Marxkors H. Meiners, J. Geis- Gerstorfer. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde - Vom Defekt zur Restauration. 6. überarbeitete Auflage. 3; 2008.
158. Radovic I., Mazzitelli C., Chieffi N., Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. *Eur J Oral Sci*; 116: 557-563; 2008.
159. Rayyan M. M., Aboushelib M., Sayed N. M., Ibrahim A., Jimbo R. Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *J Prosthet Dent*; 114: 414-419; 2015.
160. Ren L., Janal M. N., Zhang Y. Sliding contact fatigue of graded zirconia with external esthetic glass. *J Dent Res*; 90: 1116-1121; 2011.
161. Reymus M., Roos M., Eichberger M., Edelhoff D., Hickel R., Stawarczyk B. Bonding to new CAD/CAM resin composites: influence of air abrasion and conditioning agents as pretreatment strategy. *Clin Oral Investig*; 23: 529-538; 2019.
162. Riccitiello F., Amato M., Leone R., Spagnuolo G., Sorrentino R. In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures. *Open Dent J*; 12: 160-172; 2018.
163. Rinke S., Davarpanah I., Ziebolz H. CAD/CAM-gefertigte Einzelzahnrestorationen: Empfehlungen zur Materialauswahl. *Zahnmedizin up2date*; 12: 91-103; 2018.
164. Rivas-Ruiz R., Moreno-Palacios J., Talavera J. O. Clinical research XVI. Differences between medians with the Mann-Whitney U test. *Rev Med Inst Mex Seguro Soc*; 51: 414-419; 2013.
165. Rohr N., Fischer C., Fischer J. Werkstoffkunde – nein danke! *Zahnmedizin up2date*; 9: 357-377; 2015.
166. Rosentritt M., Plein T., Kolbeck C., Behr M., Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont*; 13: 387-391; 2000.
167. Ruse N. D., Sadoun M. J. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*; 93: 1232-1234; 2014.
168. Sakaguchi R. L., Douglas W. H., DeLong R., Pintado M. R. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater*; 2: 235-240; 1986.
169. Sauro S., Makeeva I., Faus-Matoses V., Foschi F., Giovarruscio M., Maciel Pires P., Martins Moura M. E., Almeida Neves A., Faus-Llacer V. Effects of Ions-Releasing Restorative Materials on the Dentine Bonding Longevity of Modern Universal Adhesives after Load-Cycle and Prolonged Artificial Saliva Aging. *Materials (Basel)*; 12: 2019.
170. Schlenz M. A., Schmidt A., Rehmann P., Niem T., Wostmann B. Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clin Oral Investig*; 23: 511-517; 2019.
171. Schlenz M. A., Schmidt A., Rehmann P., Wostmann B. Fatigue damage of monolithic posterior computer aided designed/computer aided manufactured crowns. *J Prosthodont Res*; 63: 368-373; 2019.

172. Schlenz M. A., Skroch M., Schmidt A., Rehmann P., Wostmann B. Influence of Different Luting Systems on Microleakage of CAD/CAM Composite Crowns: A Pilot Study. *Int J Prosthodont*; 32: 530-532; 2019.
173. Schlenz M., Schmidt A., Wöstmann B.; Untersuchungen zur Randdichtigkeit von CAD/CAM-Seitenzahnkronen aus neuen Komposit-Keramik-Fräsblöcken in vitro [aktualisiert am. 21.04.2020 Link: www.dgpro-kongress.de/index.php?id=12173].
174. Schlichting L. H., Maia H. P., Baratieri L. N., Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent*; 105: 217-226; 2011.
175. Schmid-Schwab M., Graf A., Preinerstorfer A., Watts D. C., Piehslinger E., Schedle A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns--a meta-analysis. *Dent Mater*; 27: 855-869; 2011.
176. Schubert O., Nold E., Obermeier M., Erdelt K., Stimmelmayer M., Beuer F. Load bearing capacity, fracture mode, and wear performance of digitally veneered full-ceramic single crowns. *Int J Comput Dent*; 20: 245-262; 2017.
177. Schumacher G.-H. Schmidt H., Richter W. Morphologie der Zähne und des menschlichen gebisses. Anatomie und Biochemie der Zähne. *Fischer Verlag*; Kapitel 4:326-444; 1972.
178. Schwenter J., Schmidli F., Weiger R., Fischer J. Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic. *Dent Mater J*; 35: 796-802; 2016.
179. Scurria M. S., Powers J. M. Surface roughness of two polished ceramic materials. *J Prosthet Dent*; 71: 174-177; 1994.
180. Shearer B., Gough M. B., Setchell D. J. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*; 17: 1891-1895; 1996.
181. Shembish F. A., Tong H., Kaizer M., Janal M. N., Thompson V. P., Opdam N. J., Zhang Y. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater*; 32: 499-509; 2016.
182. Shetty M., Rajalakshmi S., Krishna Prasad D. Comparison of Marginal Gap and Microleakage in Copy-Milled and Cad-Milled Zirconia Copings Bonded Using Light Cure and Chemical Cure Resin Bonding Systems. *J Indian Prosthodont Soc*; 14: 37-45; 2014.
183. Shih W. Y. Microleakage in different primary tooth restorations. *J Chin Med Assoc*; 79: 228-234; 2016.
184. Shiratsuchi H., Komine F., Kakehashi Y., Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*; 95: 237-242; 2006.
185. Sofan E., Sofan A., Palaia G., Tenore G., Romeo U., Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)*; 8: 1-17; 2017.
186. Sorrentino R., Triulzio C., Tricarico M. G., Bonadeo G., Gherlone E. F., Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater*; 61: 328-333; 2016.

187. Souza-Junior E. J., Prieto L. T., Soares G. P., Dias C. T., Aguiar F. H., Paulillo L. A. The effect of curing light and chemical catalyst on the degree of conversion of two dual cured resin luting cements. *Lasers Med Sci*; 27: 145-151; 2012.
188. Spitznagel F. A., Boldt J., Gierthmuehlen P. C. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res*; 97: 1082-1091; 2018.
189. Spitznagel F. A., Horvath S. D., Guess P. C., Blatz M. B. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*; 26: 382-393; 2014.
190. Stawarczyk B., Awad D., Ilie N. Blue-Light Transmittance of Esthetic Monolithic CAD/CAM Materials With Respect to Their Composition, Thickness, and Curing Conditions. *Oper Dent*; 41: 531-540; 2016.
191. Stawarczyk B., Emslander A., Roos M., Sener B., Noack F., Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J*; 33: 591-598; 2014.
192. Stawarczyk B., Keul C., Eichberger M., Figge D., Edelhoff D., Lümekemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*; 48: 369-380; 2017.
193. Stawarczyk B., Keul C., Eichberger M., Figge D., Edelhoff D., Lümekemann N. Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen - von verblendet bis monolithisch [aktualisiert am 03.06.2020 Link: <https://www.quintessenz-news.de/werkstoffkunde-update-zirkonoxid-und-seine-generationen-von-verblendet-bis-monolithisch/>]
194. Stawarczyk B., Liebermann A., Eichberger M., Guth J. F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*; 55: 1-11; 2015.
195. Stawarczyk B., Lümekemann, N., Eichberger, M., Edelhoff, D. Werkstoffkunde Update: monolithisches Zirkonoxid. *Quintessenz Zahntech*; 43(8): 2-14; 2017.
196. Stawarczyk B., Ozcan M., Schmutz F., Trottmann A., Roos M., Hammerle C. H. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand*; 71: 102-112; 2013.
197. Stawarczyk B., Ozcan M., Trottmann A., Schmutz F., Roos M., Hammerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent*; 109: 325-332; 2013.
198. Stawarczyk B., Stich N., Eichberger M., Edelhoff D., Roos M., Gernet W., Keul C. Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dent Mater*; 30: 334-342; 2014.
199. Stawarczyk Bogna. Werkstoffkunde für Labor und Praxis_Moderne Zirkonoxidmaterialien. *Dentista*; 01/2016: 42-43; 2016.
200. Steiner M., Mitsias M. E., Ludwig K., Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*; 25: 494-499; 2009.
201. Stober T., Bermejo J. L., Rammelsberg P., Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil*; 41: 314-322; 2014.

202. Stober T., Bermejo J. L., Schwindling F. S., Schmitter M. Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *J Oral Rehabil*; 43: 621-629; 2016.
203. Sulaiman F., Chai J., Jameson L. M., Wozniak W. T. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*; 10: 478-484; 1997.
204. Tabatabaian F., Habib Khodaei M., Namdari M., Mahshid M. Effect of cement type on the color attributes of a zirconia ceramic. *J Adv Prosthodont*; 8: 449-456; 2016.
205. Taylor M. J., Lynch E. Microleakage. *J Dent*; 20: 3-10; 1992.
206. Trajtenberg C. P., Caram S. J., Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. *Oper Dent*; 33: 392-399; 2008.
207. Vermeulen K., Thas O., Vansteelandt S. Increasing the power of the Mann-Whitney test in randomized experiments through flexible covariate adjustment. *Stat Med*; 34: 1012-1030; 2015.
208. Victor A., Elsasser A., Hommel G., Blettner M. Judging a plethora of p-values: how to contend with the problem of multiple testing--part 10 of a series on evaluation of scientific publications. *Dtsch Arztebl Int*; 107: 50-56; 2010.
209. Vigolo P., Mutinelli S., Biscaro L., Stellini E. An In Vivo Evaluation of the Fit of Zirconium-Oxide Based, Ceramic Single Crowns with Vertical and Horizontal Finish Line Preparations. *J Prosthodont*; 24: 603-609; 2015.
210. Vrochari A. D., Eliades G., Hellwig E., Wrbas K. T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater*; 25: 1104-1108; 2009.
211. Weigl P., Sander A., Wu Y., Felber R., Lauer H. C., Rosentritt M. In-vitro performance and fracture strength of thin monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont*; 10: 79-84; 2018.
212. Wendler M., Belli R., Petschelt A., Lohbauer U. Characterization of residual stresses in zirconia veneered bilayers assessed via sharp and blunt indentation. *Dent Mater*; 31: 948-957; 2015.
213. Wendler M., Kaizer M. R., Belli R., Lohbauer U., Zhang Y. Sliding contact wear and subsurface damage of CAD/CAM materials against zirconia. *Dent Mater*; 36: 387-401; 2020.
214. Yassini E., Mirzaei M., Alimi A., Rahaeifard M. Investigation of the fatigue behavior of adhesive bonding of the lithium disilicate glass ceramic with three resin cements using rotating fatigue method. *J Mech Behav Biomed Mater*; 61: 62-69; 2016.
215. Yildirim G., Uzun I. H., Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *J Prosthet Dent*; 118: 200-207; 2017.
216. Yoshihara K., Nagaoka N., Maruo Y., Nishigawa G., Irie M., Yoshida Y., Van Meerbeek B. Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks. *Dent Mater*; 33: e124-e135; 2017.
217. Young-Woo Rhee Hae-Won Kim, Yan deng, Brian R Lawn. Contact-induced Damage in Ceramic Coatings on Compliant Substrates_Fracture Mechanics and Design. *Journal of the American Ceramic Society*: 2001.

218. Yuksel E., Zaimoglu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res*; 25: 261-266; 2011.
219. Zhang Y., Sailer I., Lawn B. R. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*; 41: 1135-1147; 2013.
220. Zierden K., Acar J., Rehmann P., Wostmann B. Wear and Fracture Strength of New Ceramic Resins for Chairside Milling. *Int J Prosthodont*; 31: 74-76; 2018.
221. Zimmermann M., Egli G., Zaruba M., Mehl A. Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns. *Dent Mater J*; 36: 778-783; 2017.
222. Zimmermann M., Ender A., Egli G., Ozcan M., Mehl A. Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clin Oral Investig*; 23: 2777-2784; 2018.
223. Zimmermann M., Koller C., Reymus M., Mehl A., Hickel R. Clinical Evaluation of Indirect Particle-Filled Composite Resin CAD/CAM Partial Crowns after 24 Months. *J Prosthodont*; 27: 694-699; 2018.
224. Zimmermann M., Valcanaia A., Neiva G., Mehl A., Fasbinder D. Influence of Different CAM Strategies on the Fit of Partial Crown Restorations: A Digital Three-dimensional Evaluation. *Oper Dent*; 43: 530-538; 2018.
225. Zum Gahr K. H. Tribologie: Reibung - Verschleiß - Schmierung. *Naturwissenschaften*; 72: 260-267; 1985.
226. Zurek A. D., Alfaro M. F., Wee A. G., Yuan J. C., Barao V. A., Mathew M. T., Sukotjo C. Wear Characteristics and Volume Loss of CAD/CAM Ceramic Materials. *J Prosthodont*; 28: e510-e518; 2019.

10 Anhang

JUSTUS-LIEBIG-



UNIVERSITÄT
GIESSEN

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Schlangenzahl 14, 35392 Gießen

Ethik-Kommission des FB Medizin

z. Hd. Herrn Dr. H.-J. Krämer

Alte Frauenklinik

Klinikstr. 32

35392 Gießen

FACHBEREICH 11



Medizin

**Med. Zentrum für Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde**

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Direktor: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Schlangenzahl 14
D-35392 Gießen, 29.05.2017
Telefon: 0641/99-46150
Telefax: 0641/99-46139

Gießen, 29.05.2017

Votum der Ethikkommission zur Verwendung humaner Zähne zu wissenschaftlichen Forschungszwecken (AZ 143/09)

Sehr geehrter Herr Dr. Krämer,

ich bitte um Zustimmung der Ethikkommission zur Verwendung von humanen Zähnen (hier Weisheitszähne) zu wissenschaftlichen Forschungszwecken für folgendes Projekt (Dissertationsprojekt Zahnarzt Carsten Fiege):

„Vergleichende Untersuchung zur Kaustabilität von monolithischen Kronen aus Zirkonoxid und Hybridmaterialien in vitro“

In der In vitro-Untersuchung werden ausschließlich menschliche Zähne der 2. Dentition verwendet, die aus medizinischen Gründen entfernt werden mussten. Die Überlassung erfolgt nur, falls sich der Patient/in mündlich damit einverstanden erklärt hat. Das Sammeln der Zähne erfolgt anonymisiert. Eine Zuordnung zu Patientendaten ist nicht möglich. Um ein positives Votum zur Unterstützung der In vitro-Studie mit humanen Zähnen wäre ich Ihnen sehr verbunden.

Herzlichen Dank für Ihre Bemühungen,
Ihr


Prof. Dr. Bernd Wöstmann



JUSTUS-LIEBIG



UNIVERSITÄT
GIESSEN

FACHBEREICH 11



MEDIZIN

Ethik-Kommission, Gaffkystr. 11c, D-35385 Gießen

Frau
Prof. Dr. Ganß
Zahnklinik
Schlangenzahl 14
35385 Gießen

**ETHIK-KOMMISSION
am Fachbereich Medizin
Vorsitz: Prof. Dr. K.L. Schmidt**

Gaffkystr. 11c
D-35385 Gießen
Tel.: (0641)99-42470 / 47660
ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.de

Gießen, 16. Oktober 2009
Dr. Kr./

AZ.: 143/09

Titel: *Verwendung extrahierter Weisheitszähne für Forschungszwecke.*

Sitzung am 01.10.2009

Sehr geehrte(r) Antragsteller/Antragstellerin,

wir bedanken uns für die Vorstellung Ihres Forschungsprojektes. Im Folgenden erhalten Sie das Votum der Gießener Ethik-Kommission zur oben genannten Studie:

Es handelt sich um eine Erstbegutachtung für den Leiter der Klinischen Prüfung (LKP)
Es handelt sich um eine Anschlussbegutachtung

Eingesandte Unterlagen:

- Formalisierter Antrag vom 23.09.09
- Beschreibung des Vorhabens (email vom 13.07.09)

Der Antrag wurde unter ethischen, medizinisch-wissenschaftlichen und rechtlichen Gesichtspunkten geprüft. Soweit betreffend, wurde **das auf Seite 2 wiedergegebene Protokoll** unter Berücksichtigung des Good Clinical Practice for Trials on Medicinal Products in the European Community (ICH-GCP) erstellt. Es bezieht sich auf die vorgelegte Fassung des Antrags.

Forderungen der Ethik-Kommission, soweit darin aufgeführt, wurden inzwischen erfüllt.
 Sie stimmt dem Vorhaben zu.
 Sie stimmt dem Vorhaben unter Auflagen zu (siehe S. 2).
 Sie stimmt dem Vorhaben nicht zu (siehe S. 2).

Die Ethik-Kommission erwartet, dass ihr bis ohne Aufforderung ein kurzer Bericht auf beigefügtem (roten) Formblatt übermittelt wird. Er soll mitteilen, ob das Ziel der Studie erreicht wurde, ob ethische, medizinisch-wissenschaftliche oder rechtliche Probleme aufgetreten sind, und ob das Ergebnis publiziert ist/wird. Unabhängig davon ist die Ethik-Kommission über alle Änderungen des Prüfplans zu unterrichten. Ihr sind alle schweren unerwünschten Wirkungen mitzuteilen, soweit sie im Bereich der Zuständigkeit dieser Ethik-Kommission aufgetreten sind. Bei überregionalen Studien sind sie auch dem LKP mitzuteilen.

Die ärztliche und juristische Verantwortung des Leiters der klinischen Prüfung und der an der Prüfung teilnehmenden Ärzte bleibt entsprechend der Beratungsfunktion der Ethik-Kommission durch unsere Stellungnahme unberührt.

Auszug aus dem Protokoll der Kommissionsitzung vom 01.10.2009:

Frau Dr. Schlüter trägt vor. Frau Prof. Ganß hat der Ethik-Kommission bereits vor einiger Zeit vorgetragen, dass sie auch in Zukunft für Forschungen an der Zahnhartsubstanz menschliche Zähne (extrahierte, retinierte und verlagerte Weisheitszähne), die bisher aus zahnärztlichen Praxen gesammelt wurden, benötige; wäre dies in Zukunft nicht mehr möglich, wäre die Forschung an menschlicher Zahnhartsubstanz akut gefährdet. Dieses Anliegen von Frau Prof. Ganß hat K.L. Schmidt bereits in einem Brief an den Prodekan, Prof. Kaps, zum Ausdruck gebracht. Frau Dr. Schlüter trägt den Sachverhalt noch einmal vor und legt dar, dass es für die geplanten Forschungen an der Zahnhartsubstanz des Menschen außer von Menschen gewonnenen Zähnen keine Alternativen gäbe, da diese (z.B. Apatitverbindungen, tierische Zähne etc.) alle erhebliche Nachteile aufwiesen. Die Forderung, dass die niedergelassenen Zahnärzte eine schriftliche Einverständniserklärung von den Patienten zur wissenschaftlichen Verwertung ihrer extrahierten Zähne verlangen sollten, hält sie für absolut nicht realisierbar. Sie zitiert Verlautbarungen des zentralen Ethikrates, die ihrer Meinung nach durchaus so zu interpretieren seien, dass man in besonderen Fällen auf eine solche Einverständniserklärung verzichten könne.

PD Dr. Gödicke nimmt zu diesem Problem ausführlich Stellung und hält zunächst fest, dass es zu dem angesprochenen Problem gegenwärtig keinen herrschenden juristischen Standpunkt gebe, was auch die Verlautbarungen des zentralen Ethikrates relativiere: Juristisch bewege man sich in jedem Fall „auf Glatteis“. Er hält die Einholung eines schriftlichen Einverständnisses für durchaus machbar.

Fazit: Eine Einverständniserklärung des „Zahnspenders“ ist unabdingbar - diese kann freilich auch mündlich eingeholt werden!

Wir wünschen Ihnen für Ihr Forschungsprojekt viel Erfolg.



Prof. Dr. K. L. Schmidt
Vorsitzender

Die Namen der bei dieser Sitzung anwesenden Mitglieder sind durch Unterstreichung hervorgehoben.

Mitglieder: Frau Dr. Blüters-Sawatzki (Pädiatrie); Dr. Bödeker (Informatik); Herr Brumhard (Pharmazie); Prof. D. Dr. Dettmeyer (Rechtsmedizin), PD Dr. Gödicke (Bürgerliches Recht); Prof. Linn (Innere Medizin), Dr. Repp (Pharmakologie), Prof. Schmidt, Vorsitzender (Rheumatologie), Prof. Schwemmlé, stv. Vorsitzender (Chirurgie).

Vertreter: Prof. Dreyer (Pharmakologie), Prof. Dudeck (Informatik); Prof. Federlin (Innere Medizin), Prof. Schapp (Bürgerliches Recht); Frau Prof. Kemkes-Matthes (Innere Medizin); Frau Kreckel (Pharmazie); Prof. Künzel (Gynäkologie); Prof. Lasch (Innere Medizin); Prof. Riße (Rechtsmedizin).

11 Darstellungsverzeichnis

11.1 Abbildungen

Abbildung 3.1 Schematische Darstellung unterschiedlicher Rissarten einer Vollkeramikkrone nach *Zhang et al.*²⁰¹ Radialriss, innerer (I) und äußerer (O) Kegelriss; Chipping (C), partieller Kegelriss (P)

Abbildung 4.1 Schematische Darstellung der Methodik

Abbildung 4.2 Schematische Darstellung der Untersuchung der Antagonistenabrasion

Abbildung 4.3 Probenaufnahme aus POM mit drei Schrauben zum Rotationsschutz

Abbildung 4.4 Schablone

Abbildung 4.5 STL-Datensatz des Zahnstumpfes

Abbildung 4.6 Kausimulator (Abbildungspool der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik)

Abbildung 4.7 Kausimulator Probenaufnahme

Abbildung 4.8 Stahlantagonist

Abbildung 4.9 Auswertung der marginalen Integrität (H = Stumpfhöhe 2 mm zentral vom äußeren Punkt; h = Höhe der Randundichtigkeit 2 mm zentral des äußeren Punktes; rote Linie = Farbstoffpenetration).

Abbildung 4.10 Auswertung der okklusalen Integrität (H1/H2 = Gesamtkronendicke 3 mm zentral vom äußeren Punkt; h1/h2 = intakte Kronenschichtstärke).

Abbildungen 4.11 Schematische Darstellung der okklusalen Ansicht des Prüfkörpers mit der OCA (occlusal contact area) (grünes Rechteck)

Abbildung 4.12 Laborscanner (ATOS, Advanced Topometric Sensor, Core, GOM, Braunschweig, Deutschland)

Abbildung 4.13 a) CAD- (blau) und Netz- (grau) Datensatz vor initialer Überlagerung; b) CAD- und Netz-Datei nach Hauptausrichtung „lokales Best Fit“.

Abbildung 4.14 Flächenvergleich auf CAD mit max. Abweichung von -0,2947 mm.

Abbildung 5.1 Balkendiagramm der marginalen Randdichtigkeit nach der Auswertung von *Albert und Mowafy*.^{19, 103} (HV = horizontal-vertikale Belastung; H= horizontale Belastung)

Abbildung 5.2 a) Exemplarische Darstellung einer Messstelle ohne Randundichtigkeit (Wert 0); b) Exemplarische Darstellung einer Messstelle mit einer Randundichtigkeit im unteren Drittel der Stumpfhöhe (Wert 1).

Abbildung 5.3 Boxplotdiagramm der marginalen Randdichtigkeit [%] aller Prüfgruppen. (HV = horizontal-vertikale Belastung; H= horizontale Belastung)

Abbildung 5.4 Boxplotdiagramm der marginalen Randdichtigkeit [%] zusammengefasst für beide Belastungsprogramm (* markiert signifikanten Unterschied, $p < 0,05$).

Abbildung 5.5 Exemplarische Darstellung der okklusalen Integrität nach Belastung in der okklusalen Ansicht: 1) Brilliant Crios (BC), 2) Vita Enamic (VE), 3) Nacera Pearl Multi Shade (HT), 4) Nacera Pearl Q³ Multi Shade (ultraHT); grünes Rechteck markiert OCA wie in Abbildung 4.11 dargestellt.

Abbildung 5.6 Exemplarische Darstellung der Prüfkörper in Bezug auf die okklusalen Integrität im Schnittbild: 1) Brilliant Crios (BC); 2) Vita Enamic (VE); 3) Nacera Pearl Multi Shade (HT); 4) Nacera Pearl Q³ Multi Shade (ultraHT); grünes Rechteck markiert die Defekte.

Abbildung 5.7 Boxplotdiagramm der okklusalen Integrität [%] zusammengefasst für beide Belastungsprogramme (unterschiedliche Buchstaben weisen einen signifikanten Unterschied auf).

Abbildung 5.8 Exemplarische Darstellung der verwendeten Stahlantagonisten nach horizontal-vertikaler Belastung im Kausimulator (HV). 1) Brilliant Crios (BC); 2) Vita Enamic (VE); 3) Nacera Pearl Multi Shade (HT); Nacera Pearl Q³ Multi Shade (ultraHT).

Abbildung 5.9 Exemplarische Darstellung der überlagerten STL-Datensätze der eingescannten Stahlantagonisten nach horizontal-vertikaler Belastung (HV). 1) Brilliant Crios (BC); 2) Vita Enamic (VE); 3) Nacera Pearl Multi Shade (HT); 4) Nacera Pearl Q³ Multi Shade (ultraHT).

11.2 Tabellen

Tabelle 4.1 Prüfgruppen (HV = horizontal-vertikale Belastung; H = horizontale Belastung)

Tabelle 4.2 Übersicht der Prüfmaterialien, Zusammensetzung und physikalische Eigenschaften (*Herstellerangaben liegen nicht vor).

Tabelle 4.3 Übersicht Adhäsive (*Herstellerangaben liegen nicht vor).

Tabelle 4.4 Übersicht der Befestigungskomposite, Zusammensetzung und physikalische Eigenschaften (* Herstellerangaben liegen nicht vor).

Tabelle 4.5 Übersicht der Poliersysteme (* Herstellerangaben liegen nicht vor)

Tabelle 4.6 Übersicht der Einbettmaterialien und Säuren (*Herstellerangaben liegen nicht vor).

Tabelle 4.7 Kausimulationsparameter.

Tabelle 5.1 Ergebnisse der Auswertung nach *Albert und Mowafy*.^{19, 103}

Tabelle 5.2 Ergebnisse der prozentualen Auswertung der marginalen Randundichtigkeit.

Tabelle 5.3 Ergebnisse der prozentualen Auswertung der Prüfkörper der okklusalen Integrität unabhängig vom Belastungsprogramm.

Tabelle 5.4 Ergebnisse der Antagonistenabrasion zusammengefasst für beide Belastungsprogramme.

Tabelle 5.5 Mittelwerte der Antagonistenabrasion in Abhängigkeit vom Belastungsprogramm (HV: horizontal-vertikale Belastung; H: horizontale Belastung)

12 Publikationsverzeichnis

Aus der vorliegenden Arbeit sind bisher folgende Publikationen hervorgegangen:

- Fiege C., Schlenz MA., Schmidt A., Wöstmann B. Microleakage of CAD/CAM-crowns after bruxism: Zircon versus hybrid ceramics. *J Dent Res* 97 (Spec Iss B): 1414, <https://iadr.abstractarchives.com/abstract/18iags-2957633/microleakage-of-cadcam-crowns-after-bruxism-zircon-versus-hybrid-ceramics>, 2018.
- Schlenz MA., Fiege C., Schmidt A., Wöstmann B. Microleakage oft thin-walled monolithic zirconia and polymer-containing CAD-CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2020 [Epub ahead of print].

13 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der JustusLiebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Gießen, 28.01.2021

Ort, Datum

Unterschrift

14 Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater *Prof. Dr. Bernd Wöstmann* für die Bereitstellung des Themas sowie die stets freundliche Unterstützung und Förderung in jeglicher Hinsicht.

Insbesondere möchte ich mich bei meiner Betreuerin *Frau Dr. Maximiliane Schlenz* sowohl für die hervorragende Betreuung bei der Durchführung der Laborversuche, als auch für die Unterstützung bei jeglicher Art von Fragen und Schwierigkeiten, die während dieser Studie aufgetreten sind, bedanken. Dieses außerordentliche Engagement und diese Hilfsbereitschaft habe ich nie als selbstverständlich angesehen und weiß es sehr zu schätzen.

Prof. Dr. Peter Rehmann danke ich dafür, dass er, auch wenn es mal schleppend lief, wusste wie man jemanden wieder motiviert die Arbeit zügig zu einem erfolgreichen Ende zu bringen.

Des Weiteren möchte ich *Herrn Dr. Alexander Schmidt* danken, der einem immer mit Rat und Tat bei der Wartung der Laborgeräte und Klärung offener Fragen unterstützend zur Seite stand.

Herrn Dr. Johannes Herrmann danke ich für die stets zuverlässige Unterstützung bei der statistischen Auswertung und stets für Nachfragen zur Verfügung gestanden zu haben.

Ein großer Dank geht an *Feinmechaniker Torsten Müller* für die Hilfe bei technischen Fragen, die Herstellung der Probenhalterung sowie den regelmäßigen Austausch defekter Teile an den verwendeten Gerätschaften.

Ich danke allen Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, die mich während dieser Zeit unterstützt haben. Ein besonderer Dank geht an *Jonas Vogler, Robert Leven, Haoyu Liu, Leona Klußmann* und *Victoria Schubert*, die für mich in der Ambulanz eingesprungen sind, wenn ich sie brauchte.

Bei *Diplomingenieur Michael Köhl* möchte ich mich für die Lösung sämtlicher IT-Probleme an meinem Arbeitsplatz herzlichst bedanken.

Dr. Thomas Niem und *MD Antje Hübner* danke ich für die werkstoffkundliche Unterstützung im Labor.

Des Weiteren Danke ich *Dr. Julian Velten, Dr. Jan Billig, Dr. Michael Koziel, Dr. Gesine Senker* und *Dunila Engelbrecht* für die schöne Zeit, die wir gemeinsam als Doktoranden in dieser Abteilung verbringen durften.

Ein weiterer Dank geht an *Riina Käpynen, Bernhard Reineke, David Menne, Sebastian Rieks* und *Stephan Goeke* für die Unterstützung und dafür, dass ihr bei Fragen immer da wart.

Der größte Dank gilt meinen Eltern sowie meinen Geschwistern Thomas, Hanna und Maxi, besonders aber meinen Eltern. Ohne eure Unterstützung hätte ich weder das Zahnmedizinstudium, noch diese Dissertation erfolgreich beenden können und wäre nicht da wo ich heute stehe.

Ein großer Dank gilt auch meiner Schwester Hanna für das Korrekturlesen dieser Arbeit ohne Schmerzensgeld zu verlangen. Dank dir verstehen die Leute was ich sagen wollte und erahnen es nicht nur.

**Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen
Version der Arbeit entfernt.**

**The curriculum vitae was removed from the
electronic version of the paper.**



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
STAUFENBERGRING 15
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN: 978-3-8359-6963-6



9 783835 196963 6