

Untersuchungen zur Kontaktbeschädigung von monolithischen Seitenzahnkronen mittels optischer Kohärenztomographie

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Skroch, Marianne Irmgard

aus Frankfurt am Main

Gießen 2019

Aus der 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. Marian Kampschulte

Tag der Disputation: 16.03.2020

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Ziel der Arbeit	3
3	Literaturübersicht	4
3.1	CAD/CAM-Technologie.....	4
3.2	Zahnfarbene CAD/CAM-Werkstoffe.....	5
3.2.1	Übersicht.....	6
3.2.2	Oxidkeramiken	7
3.2.3	Glaskeramiken	11
3.2.4	Verbundwerkstoffe	12
3.3	Befestigung	13
3.4	Prüfmaterialien und Befestigungssysteme	15
3.4.1	Lava Plus	15
3.4.2	Priti multidisc ZrO ₂ Extra translucent	16
3.4.3	Prettau Anterior	17
3.4.4	Celtra Duo.....	17
3.4.5	Vita Enamic	18
3.4.6	Brilliant Crios	20
3.5	Experimentelle Rahmenbedingungen	20
3.5.1	Kausimulation in vitro	20
3.5.2	Untersuchung von Kontaktbeschädigungen	22
3.5.3	Optische Kohärenztomographie (OCT).....	25
4	Material und Methode	31

4.1 Methodikübersicht.....	31
4.2 Prüf- und Befestigungsmaterialien.....	33
4.2.1 Rahmenbedingungen	39
4.2.2 Stumpferstellung.....	39
4.2.3 Kronenherstellung	42
4.2.4 Kronenbefestigung.....	44
4.3 Künstliche Alterung in vitro.....	49
4.4 Analyse der Prüfkörper	51
4.4.1 Optische Kohärenztomographie (OCT).....	51
4.4.2 Analyse mit ImageJ	54
4.4.3 Bestimmung des Brechungsindex	57
4.4.4 Farbstoffpenetration.....	59
4.4.5 Digitale Lichtmikroskopie.....	61
4.5 Auswertung und statistische Analyse.....	61
5 Ergebnisse	63
5.1 Äußere Kontaktbeschädigung	63
5.2 Innere Kontaktbeschädigung.....	66
5.2.1 Optische Kohärenztomographie (OCT).....	66
5.2.2 Digitale Lichtmikroskopie	69
5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse	74
6 Diskussion	75
6.1 Methodikdiskussion	75
6.1.1 Humaner, CAD/CAM-gefräster Zahnstumpf.....	75

6.1.2 Materialauswahl und Befestigungssysteme	76
6.1.3 Kausimulation in vitro	78
6.1.4 Bestimmung des Brechungsindex	79
6.1.5 Auswertung der okklusalen Kontaktbeschädigungen.....	80
6.1.6 Statistische Auswertung	86
6.2 Ergebnisdiskussion.....	87
6.2.1 Kontaktbeschädigungen.....	87
6.2.2 Zusammenfassung, klinische Relevanz und Ausblick	92
7 Zusammenfassung.....	94
8 Summary	96
9 Darstellungsverzeichnis	98
9.1 Abbildungen.....	98
9.2 Tabellen.....	99
10 Literaturverzeichnis.....	101
11 Anhang	114
12 Erklärung.....	118
13 Danksagung.....	119
14 Lebenslauf.....	120

1 Einleitung

Heutzutage stehen multiple zahnfarbene Restaurationsmaterialien zur Überkronung eines Zahnes zur Verfügung. Diese reichen von polymerbasierten Verbundwerkstoffen über Glaskeramiken bis hin zu Zirkoniumdioxiden.⁶⁶ Dabei erfolgt die Herstellung des Zahnersatzes in der Regel nicht mehr manuell, sondern in einer digitalen Arbeitskette mithilfe computergestützter Verfahren (computer-aided-design/computer-aided-manufacturing (CAD/CAM)-Technologie).^{7, 13, 96} Durch dieses digitale Verfahren ist es heute möglich, definitiven Zahnersatz in nur einer Behandlungssitzung herzustellen.^{107, 136}

Herkömmliche Zahnkronen werden aus einem mechanisch stabilen Gerüst aus Metall oder Keramik hergestellt, das aus ästhetischen Gründen glaskeramisch verblendet wird.^{23, 133} Bei hoher Krafeinwirkung kann es jedoch zum Abplatzen dieser Verblendung kommen (*Chipping-Fraktur*). Um das zu vermeiden, werden vermehrt monolithische Kronen verwendet, die aus nur einem einzigen Werkstoff gefertigt werden.³² Da im Seitenzahnbereich Kräfte von 200-665 N²⁰ und sogar Maximalkräfte von bis zu 1000 N³² wirken, müssen monolithische Werkstoffe eine hohe mechanische Stabilität aufweisen. Gleichzeitig muss auch ohne Verblendung eine ausreichende Ästhetik gegeben sein.⁹³

Um die Transluzenz und somit die Ästhetik zu erhöhen, wurde bei den sehr häufig verwendeten Zirkoniumdioxiden die Zusammensetzung verändert, sodass ein monolithischer Einsatz möglich wurde. Dies führte jedoch zu einer Reduktion der Biegefestigkeit.^{93, 126}

Monolithische Seitenzahnkronen versagen in der Regel durch Kontaktbeschädigungen und Fraktur.⁶⁰ Solche Defekte werden im Laborversuch untersucht, indem die Prüfkörper nach Belastung zerschnitten und mikroskopiert werden.^{20, 162} Dabei wird jedoch der Prüfkörper zerstört und eine Weiterbelastung ist nicht möglich.

Aus den zuvor genannten Punkten ergibt sich somit die Notwendigkeit, unterschiedliche CAD/CAM-Materialien im Hinblick auf Kontaktbeschädigungen unter Belastung zerstörungsfrei zu untersuchen, um die Entstehung und Weiterentwicklung der Defekte zu analysieren.

Eine Möglichkeit zur zerstörungsfreien Untersuchung stellt optische Kohärenztomographie (OCT) dar. Diese Technologie kommt ursprünglich aus der Augenheilkunde¹⁷⁸ und wurde in der Zahnheilkunde in den Bereichen der Zahnerhaltungskunde,¹⁴ Parodontologie¹⁴³ und Tumorfrüherkennung⁷⁸ bereits verwendet.

Es war das Anliegen dieser Studie, die OCT im Kontext mit zahnärztlichen Restaurationsmaterialien zu untersuchen.

2 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung von Kontaktbeschädigungen, die in monolithischen Seitenzahnkronen aus sechs unterschiedlichen CAD/CAM-Materialien unter Belastung auftreten. Hierzu wurden CAD/CAM-gefräste Seitenzahnkronen adhäsiv auf CAD/CAM-gefrästen Stümpfen aus humanen Molaren befestigt. Die zyklischen Belastung erfolgte in einem Kausimulator. Es wurde ein klinischer Zeitraum von insgesamt vier Jahren simuliert. Die zerstörungsfreie Bildgebung fand mit optischer Kohärenztomographie statt; abschließend wurden die Prüfkörper geschnitten und zusätzlich mittels digitaler Lichtmikroskopie analysiert.

Folgende Nullhypothesen wurden überprüft:

- 1.) Bei allen CAD/CAM-Kronen bleibt die äußere, okklusale Integrität auch nach zyklischer Wechselbelastung mittels Kausimulation bestehen.
- 2.) Die einzelnen CAD/CAM-Werkstoffe unterscheiden sich nicht hinsichtlich ihres Verhaltens auf zyklische Wechselbelastung.
- 3.) Bei der Untersuchung von inneren Schäden tritt kein Unterschied zwischen der optischen Kohärenztomographie und der digitalen Lichtmikroskopie auf.

3 Literaturübersicht

Im folgenden Kapitel sind die CAD/CAM-Technologie im Allgemeinen sowie die zahnfarbenen CAD/CAM-Werkstoffe im Speziellen beschrieben. Es folgen eine Übersicht zur Befestigung von CAD/CAM-Kronen und eine Auflistung der in dieser Studie verwendeten Prüfmaterialien mit den dafür empfohlenen Befestigungssystemen. Zuletzt werden die experimentellen Rahmenbedingungen erläutert.

3.1 CAD/CAM-Technologie

Schon Anfang des letzten Jahrhunderts entstand in der Zahnheilkunde der Ansatz, zahnfarbenen, definitiven Zahnersatz in nur einer Behandlungssitzung herzustellen.¹⁶ Die herkömmliche Herstellung von Zahnersatz umfasst mehrere Arbeitsschritte und -sitzungen, um den Patienten mit definitiven Restaurationen versorgen zu können. Basierend auf der Abformung des zu versorgenden Zahnstumpfes beim Zahnarzt erfolgen Modellherstellung, Modellation des Werkstückes, Überführung in das gewünschte Material sowie die Ausarbeitung der Restauration im Zahntechniklabor. Erst im letzten Schritt findet die Rückführung der Arbeit in die Zahnarztpraxis statt.¹³²

Nachdem in den 1960er-Jahren das Verfahren der Computerized Numerical Control (CNC)-Frästechnik eingeführt wurde,¹⁷⁹ etwa zeitgleich mit der Entwicklung neuer, mechanisch ausreichend stabiler Dentalkeramiken,¹²⁷ war der Grundstein für die Herstellung von definitivem Zahnersatz in nur einer Behandlungssitzung gelegt.¹³⁶

Um einen Patienten direkt mit prothetischen Restaurationen versorgen zu können, sind drei Arbeitsschritte notwendig:

- 1.) Die Digitalisierung des Zahnstumpfes;
- 2.) Eine Software zur Datenverarbeitung, Modellation und Fertigung
- 3.) Ein Fertigungsgerät zur Herstellung des Werkstücks.^{19, 136}

Derzeit stehen sowohl subtraktive als auch additive Fertigungssysteme zur Verfügung. Bei der subtraktiven Herstellung, die in der Zahnmedizin häufiger eingesetzt wird, wer-

den in der Regel Fräsmaschinen verwendet. Der Einsatz von additiven Verfahren mit 3D-Druckern findet in anderen Bereichen der Medizin bereits routinemäßig statt. Ihre Anwendungsmöglichkeiten in der Zahnmedizin werden zur Zeit evaluiert.¹⁷⁵

Für eine vollständig digitale Herstellung von Zahnersatz wird zur Anfertigung einer optischen Abformung zuerst ein Intraoral-Scanner benötigt. Die so ermittelten Daten müssen mit einer speziellen Software aufbereitet werden. Auf diesem digitalen Meistermodell kann die Restauration designt werden. Im letzten Schritt kann die fertige Arbeit von einem Fertigungsgerät umgesetzt werden. Dieser neue, digitale Weg von der Präparation zur definitiven Versorgung wird unter den Begriffen CAD (*computer aided design*) und CAM (*computer aided manufacturing*) zusammengefasst.^{119, 132}

Derzeit gibt es unterschiedliche intraorale Scansysteme auf dem Dentalmarkt.^{19, 132} Zur Weiterverarbeitung der gewonnenen Daten und ihrem Austausch hat sich das STL-Format (*Standard Tessellation Language*) etabliert. In diesem Datenformat wird das digitale Meistermodell mittels Dreiecksfacetten beschrieben.¹⁷¹ Das Fräsen der Restaurationen kann entweder *Chairside*, direkt in der Zahnarztpraxis oder *Labside*, konventionell im Dentallabor beziehungsweise in einem Fräszentrum erfolgen.¹⁹

Nicht nur für die klinische Anwendung in der Patientenversorgung, sondern auch im Rahmen von Laborversuchen gewinnt die CAD/CAM-Technologie zunehmend an Bedeutung. Mit CAD/CAM-gefrästen Prüfkörpern können die Kronenform, die Höhe der axialen Wälle und auch die Kronendicke der Prüfkörper einheitlich gestaltet werden, was eine hohe Standardisierung des Versuchsaufbaus ermöglicht.¹³⁷

Bislang werden CAD/CAM-generierte Stümpfe in Laborversuchen hauptsächlich aus synthetischen Materialien hergestellt, wobei sowohl subtraktive¹³⁷ als auch additive³² Fertigungsverfahren zum Einsatz kommen. Ein neues Verfahren ermöglicht nun das CAD/CAM-Fräsen von identischen Zahnstümpfen aus humanen Zähnen.¹⁵⁶

3.2 Zahnfarbene CAD/CAM-Werkstoffe

3.2.1 Übersicht

Bei der Entwicklung neuer Dentalmaterialien steht die *Biomimetik* im Vordergrund. Hierbei sollen die Eigenschaften der Natur auf die Technik übertragen werden, indem biologische Strukturen aus synthetischem Material nachgestellt werden.⁹⁹ Folglich sollten neue Werkstoffe die Eigenschaften von Zahnschmelz (Enamelum) und Zahnbein (Dentin) in Bezug auf ästhetische, funktionelle und biomechanische Aspekte berücksichtigen und imitieren.^{7, 99} Um zahnärztliche Materialien mit den natürlichen Zahnhartsubstanzen vergleichen zu können, müssen der Zahnaufbau und die physikalischen Parameter betrachtet werden.

Das Innere des Zahnes, der Zahnnerv (Pulpa), wird von zwei Schichten geschützt, dem innenliegenden Dentin und dem außenliegenden Zahnschmelz. Die beiden Zahnhartsubstanzen unterscheiden sich stark in ihren physikalischen Eigenschaften. Die Biegefestigkeit wird für den Schmelz mit 300-400 MPa,⁹⁹ für Dentin hingegen nur mit 200-350 MPa⁹⁹ angegeben. Das Elastizitätsmodul, das den Widerstand eines Materials gegen elastische Verformung beschreibt, beträgt für Dentin 18 GPa⁹ und für Schmelz 50-100 GPa¹²³. Funktionell gesehen stellt der Schmelz eine Schutzschicht für das weichere Dentin dar, während das Dentin mögliche Rissbildung im spröden Schmelz abpuffert.¹²¹

Für Werkstoffe, die im CAD/CAM-Bereich eingesetzt werden sollen, ergibt sich neben einer angestrebten Biomimetik die Schwierigkeit, dass die Materialien maschinell verarbeitet werden müssen.⁴⁹ Gleichzeitig sollen sie mechanisch stabil sein, um ohne eine zusätzliche Verstärkung, zum Beispiel ein Metallgerüst, dauerhafter Belastung widerstehen zu können.³⁹ Auf der anderen Seite wurde die Nutzung vieler Werkstoffe erst durch die CAD/CAM-Technologie ermöglicht.^{7, 96}

Im Vergleich zu manuell hergestellten Keramikrestorationen weisen industriell gefertigte CAD/CAM-Blöcke verbesserte physikalische, chemische und mechanische Eigenschaften auf.¹² Inhomogenitäten, wie sie bei der Fertigung im Labor auftreten können, werden vermieden.^{30, 53}

Die *International Organization for Standardization* (ISO) hat verschiedene Testverfahren für relevante Parameter von Dentalkeramiken (ISO 6872) und polymerbasierten Restauraionswerkstoffen (ISO 4049) zusammengefasst. Die Untersuchungen von CAD/CAM-Werkstoffen wurden dabei jedoch noch nicht berücksichtigt, weshalb einige Studien ins-

besondere CAD/CAM-Komposite nach der ISO 6872 testen, andere nach der ISO 4049. Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse wird dadurch erschwert.

Bei der Charakterisierung von Dentalkeramiken steht die Biegefestigkeit im Vordergrund.⁹⁹ Dabei erreichen Materialien wie Zirkoniumdioxid Werte zwischen 900-1400 MPa¹³³ und weisen damit eine hohe mechanische Stabilität auf, die diejenige der Zahnhartsubstanzen weit überschreitet. Neben der Biegefestigkeit spielt auch das Elastizitätsmodul eine große Rolle. Mit 180,5 GPa¹³¹ liegen Zirkoniumdioxide deutlich über den Werten von Zahnschmelz und Dentin. Diese Diskrepanz zwischen den mechanischen Eigenschaften zahnärztlicher Restaurationsmaterialien und denen des natürlichen Zahnes kann zu Spannungen am Zementspalt und davon ausgehend zu Rissen und Versagen der Restauration führen.⁸⁸ Ein weiterer Nachteil der Zirkoniumdioxide ist die mangelnde Transluzenz, die aus ästhetischen Gründen eine Verblendung mit Glaskeramik erfordert.¹ Aus diesem Grund wurden die Zirkoniumdioxide hinsichtlich ihrer Zusammensetzung derart verändert, dass die Transluzenz und somit die Ästhetik erheblich verbessert wurde.

Auch in der Klasse der Glaskeramiken wurden neue Produkte entwickelt. Einem Lithiumsilikat wurden 10 Gew.-% Zirkoniumdioxidkristallite beigefügt, wodurch die mechanischen Eigenschaften des Materials verbessert werden sollen.¹⁰

Neben den Weiterentwicklungen im Bereich der Keramiken wurde in den letzten Jahren auch ein neuer Ansatz verfolgt: die Herstellung eines Werkstoffes aus Keramik- und Polymeranteilen. Diese sogenannte Hybridkeramik soll die mechanischen Eigenschaften des natürlichen Zahnes möglichst genau nachbilden.³² Auch aus der Füllungstherapie bekannte Kompositmaterialien wurden durch industrielle Härtung zu sogenannten Hochleistungskompositen weiterentwickelt und sind für definitive Einzelzahnrestaurationen freigegeben.¹⁴⁰

Somit ist das Angebot unterschiedlicher zahnfarbener CAD/CAM-Restaurationsmaterialien auf dem Dentalmarkt groß. Alle Materialien weisen Vor- und Nachteile auf, die im Folgenden genauer erläutert werden sollen.

3.2.2 Oxidkeramiken

Zu den sogenannten oxidischen Hochleistungskeramiken werden die glasreduzierte *Aluminiumoxidkeramik* und die glasfreie *Zirkoniumdioxidkeramik* gezählt.¹⁵² Ein Nachteil

beider Werkstoffe liegt in der mangelnden Transluzenz, was aus ästhetischen Gründen eine Verblendung mit Glaskeramik erfordert.¹

Im Jahr 1965 wurde zunächst die Aluminiumoxidkeramik entwickelt,¹²⁷ die eine metallfreie, vollkeramische Versorgung ermöglichte.²³ Sie findet heute nur noch geringe Anwendung, da sich Zirkoniumdioxidkeramiken aufgrund ihrer verbesserten mechanischen Eigenschaften durchgesetzt haben.¹⁵²

Zirkoniumdioxid wurde erstmals 1969 im biomedizinischen Sektor angewandt und erreichte in den frühen 1990er Jahren auch die Zahnmedizin. Seit 1998 ist das Material in der Zahnheilkunde etabliert.^{38, 71}

Im Unterschied zu anderen Dentalkeramiken besitzt Zirkoniumdioxid in der Regel keine Glasphase¹¹⁶ und besteht aus einem polymorphen Kristallgefüge. Temperaturabhängig liegen drei verschiedene Kristallstrukturen vor: Bei Temperaturen über 2370°C ist das Kristallgitter von kubischer Struktur, zwischen 2370°C und 1170°C tetragonal und unter 1170°C monoklin (siehe Abbildung 3.1).^{38, 48}

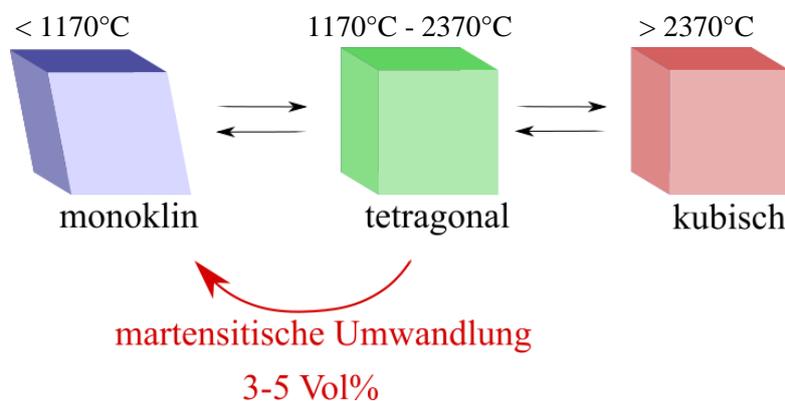


Abb. 3.1: Schematische Darstellung der verschiedenen Kristallstrukturen von Zirkoniumdioxid

Bei der Phasenumwandlung vom tetragonalen zum monoklinen Aufbau kommt es zu einem Volumenwachstum von 3-5 Vol.-%.²³ Der Vorgang wird auch als *martensitische Umwandlung* bezeichnet und ist reversibel.⁷¹

Durch eine Stabilisierung der Hochtemperatur-Phase kann eine spontane Phasenumwandlung vermieden werden.⁷¹ Dazu werden verschiedene Zusätze eingesetzt, wobei heutzutage meistens Yttriumoxid verwendet wird.³ Ab einem Beimengen von 8 mol-% Yttriumoxid spricht man von einem voll stabilisierten Zirkoniumdioxid,⁷³ bei dem nicht nur ein Verbleiben in der tetragonalen, sondern sogar in der kubischen Phase erreicht wird.⁷¹

Werden weniger als 8 mol-% Yttriumoxid hinzugefügt, spricht man von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (*partially stabilized zirconia*).⁴⁸ Bei Raumtemperatur liegt hierbei eine metastabile tetragonale Phase vor.^{38,71} Kommt es zur Rissentstehung, bewirkt die Zugspannung an der Rissspitze eine Phasenumwandlung von tetragonal zu monoklin, was durch das Volumenwachstum ein Zusammenpressen des Risses bewirkt. Diese Phasentransformation wird als Umwandlungsverstärkung⁹³ oder Transformation Toughening^{73, 116} bezeichnet. Der Riss wird dabei in seiner Ausbreitung gehemmt,^{3, 48} wobei jedoch nicht von einer Selbstheilung des Materials gesprochen werden kann.^{3, 116}

Das klassische Ytria-tetragonal-zirconia-polycrystals (Y-TZP)-Zirkoniumdioxid⁷¹ hat einen Zusatz von 3 mol-% (3Y-TZP-Zirkoniumdioxid). Es zeichnet sich durch eine sehr hohe Festigkeit und geringe Transluzenz aus.⁹³ Somit weisen 3Y-TZP-Zirkoniumdioxide die größte klinische Indikationsbreite von Dentalkeramiken auf.¹³¹

Durch eine Reduktion des Aluminiumgehaltes und höhere Sintertemperaturen konnte die Transluzenz der 3Y-TZP-Zirkoniumdioxide bedingt erhöht werden,¹⁸² während sich die mechanischen Eigenschaften nur geringfügig verschlechtern.¹⁴¹

Um Zirkoniumdioxidkeramiken monolithisch verwenden zu können, wurde der Yttriumoxidgehalt auf 5 mol-% erhöht, was eine höhere Transluzenz bewirkte. Die mechanischen Eigenschaften des 5Y-TZP-Zirkoniumdioxids gleichen eher Lithiumdisilikatkeramiken.⁹³ Dadurch wird das Indikationsspektrum der 5Y-TZP-Zirkoniumdioxide eingeschränkt.

Aus diesem Grund wurde zuletzt der Versuch unternommen, einen Kompromiss zwischen der Ästhetik der 5Y-TZP-Zirkoniumdioxide und der Festigkeit von 3Y-TZP-Zirkoniumdioxiden zu schaffen. Bei den 4Y-TZP-Zirkoniumdioxiden wurde die Menge an Yttriumoxid somit von 5 mol-% auf 4 mol-% Yttriumoxid reduziert.⁹³

Die Einteilung der verschiedenen Zirkoniumdioxide kann in vier Generationen erfolgen, die anhand der chemischen Zusammensetzung klar unterschieden werden können. In Tabelle 3.1 sind die Generationen schematisch aufgelistet.

Zirkoniumdioxid ist ein abrasionsstabiler^{133, 152} und biokompatibler^{23, 174} Werkstoff, der einer geringen Plaqueakkumulation unterliegt. Aus diesen Gründen wird er auch vermehrt in der Implantologie eingesetzt.⁷¹

Ein Nachteil von Zirkoniumdioxidkeramiken liegt in der *Low Temperature Degradation* (LTD),^{3, 131, 182} die auch als hydrothermale Alterungsbeständigkeit²³ beschrieben wurde. Es handelt sich um einen Alterungsprozess, der bei Bedingungen auftritt, die in der Mundhöhle vorliegen. Es kommt zu einer spontanen, spannungsinduzierten Umwandlung der metastabilen tetragonalen Phase in die stabile monokline Phase an der Oberfläche der Restauration, was zu einem Volumenzuwachs von 3-5 Vol.-% führt.¹³³ Es entstehen Mikrorisse, was die Festigkeit der Versorgung reduziert und eine Ausbreitung des Umwandlungsprozesses ermöglicht.¹⁸²

Tab. 3.1: Überblick über die Generationen von Zirkoniumdioxid

Gene- ration	Bezeich- nung	Yttrium- oxid [mol-%/ Gew.%]	Aluminium- oxid [Gew.%]	Biege- festigkeit [MPa]	Kristallstruktur
I	3Y-TZP	3 / 5,2 ¹⁸²	0,25 ⁹³	1215 ⁹³	ca. 100% tetragonal ¹⁸²
II	3Y-TZP	3 / 5,2 ¹⁸²	0,05 ⁷⁵	983 ⁹³	ca. 100% tetragonal ¹⁸²
III	5Y-TZP	5 / 6,5-8 ⁷²	0,05 ⁹³	539 ⁹³	ca. 50% kubisch ¹⁸² , ca. 50% tetragonal ⁷⁵
IV	4Y-TZP	4 / 9-10 ⁷²	0,05 ⁹³	750 ⁷²	ca. 75% tetragonal ⁷² , ca. 25% kubisch ⁷²

Faktoren wie fertigungsbedingte Restspannungen sowie hohe Korngrößen und ein geringer Yttriumoxidgehalt unterstützen den Alterungsprozess.⁷² Um dem Effekt entgegenzuwirken, werden die Partikelgrößen verringert und der Anteil von Yttriumoxid oder anderen stabilisierenden Oxiden erhöht.²³

Zirkoniumdioxid kann als Grünling (vorgepresstes Pulver) geätzt und dann gesintert werden, wobei es beim Sintern zum Weißling zu einem 25%igen Volumenschumpf der Restauration kommt.^{48, 71} Als Folge muss der Grünling bereits 25 % größer geätzt wer-

den als die spätere Restauration, was zu Ungenauigkeiten führen kann. Dafür wird die Bearbeitungszeit reduziert.³⁸ Ein weiterer Vorteil dieses Vorgehens ist eine geringere Abnutzung der Fräsen.^{23, 133}

Alternativ wird Zirkoniumdioxid erst gesintert und im zweiten Schritt gefräst. Folgen sind ein großer Verschleiß der Fräsen sowie oberflächliche Schäden, die das Material schwächen.³⁸

3.2.3 Glaskeramiken

Bei den *Glaskeramiken* handelt es sich um anorganische Substanzen mit nicht-metallischen Eigenschaften¹³, die spröde³⁰ und somit anfällig für Frakturen^{53, 106} sind. Herkömmliche *Feldspatkeramik*, welche einen hohen Glasanteil aufweist, wird aufgrund reduzierter mechanischen Eigenschaften heute nur noch als Verblendkeramik verwendet.

Glaskeramiken sind nicht elastisch verformbar und reagieren dadurch besonders anfällig auf Zugspannungen,^{13, 30} die bei axialer Druckbelastung auf die Restauration entstehen^{18, 106} (Abbildung 3.2).

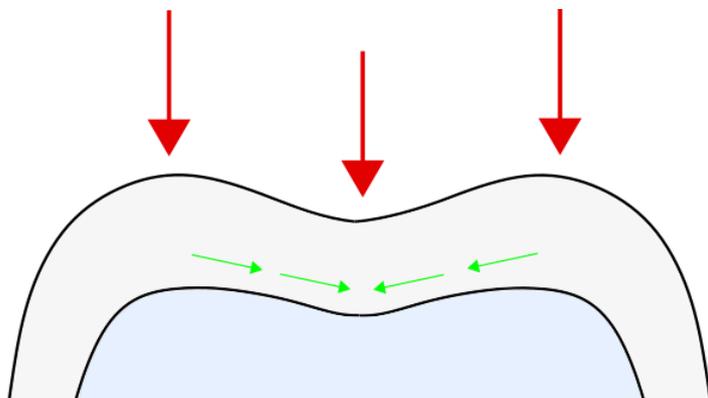


Abb. 3.2: Schematische Darstellung der entstehenden Zugspannung (grüne Pfeile) bei Druckbelastung (rote Pfeile)

Als glaskeramische Materialien für vollkeramische Restaurationen werden heute häufig Lithiumdisilikatkeramiken verwendet, die sich durch eine hohe Transluzenz auszeichnen.¹⁸² Dieser Werkstoff basiert auf Gläsern, deren mechanische Eigenschaften durch die Zugabe von Oxiden und eine zusätzliche Kristallisation optimiert wurden.¹⁵² Die in der Glasmatrix enthaltenen Lithiumdisilikat-Kristallite sollen außerdem Risse umlenken und so Frakturen vorbeugen können.¹⁸

Eine neuere Glaskeramik besteht aus Lithiumsilikat mit 10 Gew.-% Zirkoniumdioxidkristalliten zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften.^{182,152} Beispiele für diese zirkoniumdioxidverstärkten Lithiumsilikatkeramiken sind die Produkte *Celtra Duo* der Firma Dentsply und *Suprinity* von Vita Zahnfabrik, die in Kooperation mit dem Fraunhofer Institut entwickelt wurden.¹⁰¹

3.2.4 *Verbundwerkstoffe*

Bei den sogenannten Verbundwerkstoffen handelt es sich um Materialkompositionen, die als Werkstoff definiert werden, der sich aus mindestens zwei unterschiedlichen Komponenten zusammensetzt. In der Zahnmedizin verwendete Komposite bestehen aus einer Matrix aus Methacrylat und darin enthaltenen Füllstoffen. Bei CAD/CAM-Kompositen (auch: Hochleistungskomposite) werden als solche Glas oder Keramik eingesetzt.²²

Komposite werden seit den 1960er Jahren in der Zahnmedizin verwendet und hauptsächlich als Füllungsmaterial oder Befestigungskomposit eingesetzt.⁶⁵ Mit Paradigm MZ100 von 3M Espe wurde im Jahr 2000 das erste CAD/CAM-Komposit auf den Dentalmarkt eingeführt,^{107, 123} das auf dem direkten Komposit Z100 basierte.¹⁵⁴ Durch neue Verfahren im Bereich der Licht- und Hitzepolymerisation ist es heute möglich,¹⁶⁷ Verbundwerkstoffe mit höherer Homogenität¹⁴⁰ und deutlich verbesserte mechanische Eigenschaften¹⁰⁷ herzustellen. *Nguyen et al.* untersuchten direkte (Füllungen) und indirekte (Inlays) Komposite in Bezug auf Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit, wobei dasselbe Komposit als Grundlage für die Restauration verwendet wurde. Für die indirekten Versorgungen zeigten sich deutlich verbesserte mechanische Eigenschaften.¹⁴⁰

Bei der Herstellung der CAD/CAM-Komposite kann auf den Einsatz von Bis-GMA verzichtet werden kann, was die Biokompatibilität des Materials erhöht.¹²³ Weitere Vorteile der Materialklasse liegen in einer sehr guten Fräsbarkeit,^{123, 140} der Möglichkeit der intraoralen Reparatur²² sowie einer geringen Abrasion des Antagonisten.^{22, 109}

Als Nachteil muss genannt werden, dass die mechanischen Eigenschaften der CAD/CAM-Komposite im Vergleich zu herkömmlichen Dentalkeramiken geringer sind, vor allem hinsichtlich der Biegefestigkeit.¹⁴⁰ Außerdem unterliegen Versorgungen aus CAD/CAM-Komposit einer hohen Eigenabrasion.^{135, 176}

Aufgrund des kurzen Anwendungszeitraums liegen derzeit noch keine Daten zur klinischen Langzeitbewährung vor.^{137, 152} Auch für Laboruntersuchungen der physikalischen Parameter gibt es keine vereinheitlichten Untersuchungsstandards. Daher wurden CAD/CAM-Komposite in einigen Studien nach der ISO 6872 für Dentalkeramiken, in anderen nach der ISO 4049 für polymerbasierte Restaurationsmaterialien getestet.

Die *Hybridkeramik* stellt eine neue Klasse der Verbundwerkstoffe dar, die entwickelt wurde, um die Vorteile von Keramik- und Kompositversorgungen in sich zu vereinen.⁷⁷ Es handelt sich dabei um ein poröses, vorgesintertes Netzwerk aus Feldspatkeramik,¹⁰⁹ das mit Methacrylat infiltriert wird¹³. Dieser neuartige Werkstoff setzt sich also sowohl aus Keramik als auch aus Komposit zusammen und kann als ‚echter‘ Hybrid beider Materialklassen bezeichnet werden.^{22, 123}

Das neue Material soll den natürlichen Zahn biomimetisch nachbilden, weniger spröde als Keramik sein und weniger Schaden am Antagonisten verursachen,³² bei gleichbleibender Festigkeit.¹¹ Das Ergebnis ist eine kunststoffinfiltrierte Keramik² mit Doppelnetzwerkstruktur¹²³, das den Zahn auch hinsichtlich seiner Mikrostruktur⁵⁴ biomimetisch nachbilden soll.^{81, 181} Einfach gesagt, wird ein gitterähnliches Keramiknetzwerk mit Polymer infiltriert.^{2, 109}

Das Material weist mit einer Biegefestigkeit von 150-160 MPa¹⁸¹ höhere Werte als Feldspatkeramik auf³² und ähnelt damit den Kompositen.¹³⁵ Durch ein geringes Elastizitätsmodul von nur 30 GPa^{9, 107} gleicht es Dentin⁷ und soll hohe Kaukräfte absorbieren können.^{66, 99} Es wird beschrieben, dass durch die Doppelnetzwerkstruktur Risse abgelenkt werden können, was die Bruchzähigkeit des Materials erhöhen soll.¹⁰⁹

3.3 Befestigung

Die Befestigung von CAD/CAM-Kronen kann die klinische Langzeitbewährung einer Restauration verbessern^{20, 53} und die Bruchfestigkeit signifikant erhöhen.⁵⁴ Dabei muss berücksichtigt werden, dass jede Materialklasse auf andere Art vorbehandelt und befestigt werden muss.

Prinzipiell kann zwischen konventioneller Zementierung und adhäsiver Befestigung unterschieden werden. Dabei werden bei der *konventionellen Zementierung* Materialien wie

Zinkphosphatzement und Glasionomerezement eingesetzt. Es kommt zu einer mechanischen Retention zwischen Zahnstumpf und Restauration, wobei untergeordnet auch ein chemischer Verbund zwischen den beiden Verbundpartnern entsteht.¹⁵²

Bei der *adhäsiven Befestigung* werden durch die Vorbehandlung des Zahnes interprismatische und interkristalline Mikroretentionen im Zahnschmelz erzeugt.⁶⁶ Dadurch kann, genau wie bei der konventionellen Zementierung, eine Verzahnung mit den Retentionen im Schmelz aufgebaut werden. Das Dentin hingegen wird durch die Vorbehandlung hybridisiert und zwischen Dentin und Restaurationsfläche kann sich ein chemischer Verbund ausbilden.²⁰

Bei adhäsiv befestigten Versorgungen ist insgesamt weniger Rissbildung zu erwarten, als es bei konventionell befestigten Versorgungen der Fall ist.¹⁵⁷ Die Art der Zementierung wird deshalb als essentiell für die Langzeitbewährung der Kronen angesehen.²⁰

Durch den chemischen Verbund, der beim Verwenden von Adhäsiven zwischen Dentin und Restauration entsteht und diese zusätzlich stabilisiert, wird empfohlen, Restaurationen mit einer Biegefestigkeit unter 350 MPa immer adhäsiv zu befestigen.¹⁵² Kronen mit einer höheren Biegefestigkeit weisen eine ausreichende mechanische Stärke auf, um auch konventionell befestigt werden zu können. Darüber hinaus ist es sinnvoll, sich an den Herstellerangaben für die einzelnen Materialien zu orientieren.⁶⁶

Für verschiedene CAD/CAM-Materialien werden unterschiedliche Vorbehandlungen und Befestigungsvorgehen empfohlen.

Die Zementierung von Zirkoniumdioxiden kann aufgrund ihrer hohen Stabilität sowohl konventionell als auch adhäsiv erfolgen.^{141, 152} Die Studienlage zum Pulverstrahlen ist nicht eindeutig. Einige Hersteller empfehlen, auf eine Vorbehandlung mittels Pulverstrahlen zu verzichten, weil es durch eine Bildung von oberflächlichen Schäden zu einer spontanen Phasenumwandlung kommen könne.⁴⁸ An anderer Stelle wiederum wird das Pulverstrahlen klar präferiert.²²

Im Fall von Zirkoniumdioxiden soll die adhäsive Befestigung der konventionellen Zementierung bedingt überlegen sein,¹⁶⁸ da ein chemischer Verbund zwar erreicht werden kann, jedoch nur in geringem Umfang. Durch die Opazität der Zirkoniumdioxide wird eine Lichthärtung von Befestigungskompositen jedoch erschwert.¹⁷⁴ Teilweise wird empfohlen, Zirkoniumdioxidrestorationen ausschließlich konventionell zu befestigen.¹⁵²

Zur Befestigung von Restaurationen aus Silikatkeramik wird eine Vorbehandlung der Versorgung mit Flusssäure empfohlen.^{167,152} Durch diese Vorbehandlung und eine nachfolgende Silanisierung wird ein chemischer Verbund zwischen Zahn und Befestigungskomposit hergestellt.¹²⁴ Reicht die mechanische Stärke der Restauration aus, ist eine konventionelle Befestigung möglich,⁶⁰ wobei mit adhäsiver Befestigung höhere Haftwerte erreicht werden.¹⁵²

Hybridmaterialien werden analog zur Silikatkeramik vorbehandelt. Durch das Anätzen mit Flusssäure wird das Keramiknetzwerk oberflächlich aufgelöst, was eine honigwabenhähnliche Struktur schafft, die als Retention für die Befestigung dient.¹²³ Ein konventionelles Zementieren von Hybridmaterialien ist nicht möglich. Stattdessen erfolgt die Befestigung mit licht- oder dualhärtenden Befestigungskompositen. Um Kronenversorgungen zu befestigen, sind auch selbstadhäsive Komposite zugelassen.¹⁸⁰

Anders als bei keramischen Materialien ist die adhäsive Befestigung bei den CAD/CAM-Kompositen obligat.²² Um die Oberfläche zu vergrößern und Mikroretentionen zu schaffen, wird die Befestigungsfläche der Restauration mit Aluminiumoxid pulvergestrahlt.²² Gleichzeitig erfolgt so eine Säuberung der zu klebenden Fläche.¹⁶⁷

Da CAD/CAM-Komposite zu etwa 50 % aus Füllstoffen und zu 50 % aus Harzmatrix bestehen, muss eine Adhäsion zu beiden Anteilen hergestellt werden. Zur Befestigung wird ein Silan appliziert, um polymerisierbare Doppelbindungen an die Füllkörper aus Glas oder Keramik anzubringen. Die Haftung der Restauration an die Harzmatrix erfolgt durch ein Einbeziehen von unpolymerisierten Doppelbindungen im Methacrylat, die eine chemische Bindung mit dem Adhäsiv eingehen.²²

3.4 Prüfmaterialien und Befestigungssysteme

3.4.1 *Lava Plus*

Lava Plus (3M, St.Paul, Minnesota, USA) wurde 2014 als hoch-transluzentes Nachfolgeprodukt von *Lava Zirconia* (3M) auf dem Dentalmarkt präsentiert. Es handelt sich um ein 3 mol-% yttriumstabilisiertes Zirkoniumdioxid. Um die Transluzenz zu verbessern und das Material auch monolithisch einsetzen zu können, wurde die Sintertemperatur erhöht

und der Aluminiumoxidgehalt reduziert. Es handelt sich folglich um ein Zirkoniumdioxid der 2. Generation.

Für hochästhetische Ergebnisse im Frontzahnbereich empfiehlt der Hersteller weiterhin eine glaskeramische Verblendung der Restauration. Der monolithische Einsatz von Lava Plus wird vor allem bei Bruxismus und geringem interokklusalem Raum empfohlen, da das Material auch in reduzierter Schichtdicke verwendet werden kann.^{137, 141} Im Seitenzahnbereich beträgt die Mindestwandstärke nur 0,5 mm, die Biegefestigkeit liegt bei 1200 MPa.⁵⁶ Die mechanischen Eigenschaften unterscheiden sich kaum von Zirkoniumdioxiden der ersten Generation, wohingegen eine höhere Transluzenz vorliegt.¹¹⁷

Der vom Hersteller empfohlene Anwendungsbereich reicht von Einzelzahnrestaurationen über Teleskopkronen und Adhäsivbrücken bis hin zu langspannigen Brücken.

Vor der Befestigung wird ein Pulverstrahlen der Zementierungsfläche mit Aluminiumoxid empfohlen. Die Befestigung kann adhäsiv oder konventionell erfolgen, wobei die adhäsive Befestigung vor allem aus ästhetischen Gründen durchgeführt wird. Vom Hersteller werden selbstadhäsive Zemente wie zum Beispiel *RelyX Unicem* (3M) oder adhäsive Systeme wie *Scotchbond Universal Adhäsiv* (3M) und *RelyX Ultimate* (3M) empfohlen.⁵⁶

Bei Scotchbond handelt es sich um ein lichthärtendes Einkomponenten-Adhäsiv. RelyX Ultimate ist ein dualhärtendes Befestigungskomposit, wobei eine Lichthärtung in der Literatur klar empfohlen wird.¹⁵⁶

Da die Korngröße der Zirkoniumdioxidkristallite durch die oben genannten Modifikationen auf 0,6 µm reduziert werden konnte, zeigt sich im Vergleich zur 1. Generation eine höhere Resistenz gegen LTD (Low Temperature Degeneration, siehe Kapitel 3.2.3).¹³¹

3.4.2 *Priti multidisc ZrO₂ Extra translucent*

Priti multidisc ZrO₂ Extra translucent (Pritidenta, Leinfelden-Echterdingen, Deutschland) wurde 2018 auf dem Dentalmarkt eingeführt und kann zur Anfertigung von Inlays, Veneers, Teilkronen, Einzelzahnrestaurationen, Implantatversorgungen bis hin zur Herstellung von 16-gliedrigen Brücken verwendet werden. Dabei kann die Versorgung sowohl monolithisch als auch mit Verblendung erfolgen. Die Restaurationen können konventio-

nell oder adhäsiv befestigt werden. Letzteres wird hauptsächlich aus ästhetischen Gründen oder bei geringer Retention empfohlen und kann auch selbstadhäsiv erfolgen.¹⁴⁹

Mit einem Zusatz von 4 mol-% Yttriumoxid handelt es sich um ein Zirkiumdioxid der 4. Generation. Die Biegefestigkeit wird seitens des Herstellers mit > 1150 MPa angegeben. Die Mindestwandstärke beträgt für den Seitenzahnbereich 0,6 mm.¹⁴⁹

3.4.3 *Prettau Anterior*

Prettau Anterior (Zirkonzahn, Gais, Italien) wurde 2015 als 5 mol-% Yttriumoxid stabilisiertes Zirkoniumdioxid auf dem Dentalmarkt eingeführt. Es kann somit der 3. Generation Zirkoniumdioxid zugeordnet werden.

Die Biegefestigkeit des Materials beträgt 670 MPa und die Indikation beschränkt sich auf Inlays, Onlays, Veneers, Einzelzahnkronen und Brücken aus maximal drei Gliedern. Eine adhäsive Befestigung wird seitens des Herstellers empfohlen.¹⁸⁷

Durch eine Stabilisierung von 50 % kubischer Phase im Material ist die Transluzenz des 5Y-TZPs im Vergleich zu anderen Zirkoniumdioxiden nachweislich erhöht.⁵⁵

3.4.4 *Celtra Duo*

Die zirkoniumdioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik *Celtra Duo* (Dentsply Sirona, Hanau, Deutschland) ist seit 2013 auf dem Dentalmarkt erhältlich. Um die Eigenschaften der Lithiumsilikatkeramik zu verbessern, wurden 10 Gew.-% Zirkoniumdioxidkristallite hinzugefügt, die als Kristallisationskeime¹³ und Stabilisatoren¹⁰⁹ dienen. Sie liegen in atomar gelöster Form in der Glasphase integriert vor und sollen die Festigkeit des Materials erhöhen.¹⁶⁵ Durch das Hinzufügen der Zirkoniumdioxidkristallite wird außerdem die Größe der Lithiumkristallite um das bis zu Vierfache reduziert,³² auf eine Größe unter 1 µm. Als Resultat soll das Material nicht nur über eine ausgezeichnete Kantenstabilität, sondern auch über eine verbesserte Transluzenz verfügen.¹⁶⁵ Dadurch kann *Celtra Duo* auch im Frontzahnbereich monolithisch verwendet werden.¹⁸²

Celtra Duo kann nach Herstellerangaben für Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Einzelzahnrestorationen eingesetzt werden.¹⁶⁵

Eine optionale Kristallisation nach dem Fräsvorgang kann die Biegefestigkeit von Celtra Duo erhöhen. Ohne abschließenden Glanzbrand liegt die Biegefestigkeit bei 210 MPa, mit Glanzbrand werden Werte von 370 MPa erreicht. In der Literatur wird eine Kristallisation aus Gründen der Festigkeit empfohlen, zumal dadurch vermutlich Defekte geschlossen werden können, die beim Fräsen entstehen.¹⁰⁹

Die Mindestwandstärken liegen bei 1,5 mm okklusal und zirkulär. Zervikal kann die Restauration auf 1,0 mm ausgedünnt werden.

Als Mittel der Wahl benennt der Hersteller zur Befestigung *Calibra Ceram* (Dentsply) für eine adhäsive oder *Calibra Universal* (Dentsply) für eine selbstadhäsive Befestigung. Bei *Calibra Ceram* handelt es sich um ein dualhärtendes Befestigungskomposit auf Bis-GMA-Basis. Eine Silanisierung der Restauration mit *Calibra Silan* (Dentsply) wird vorausgesetzt.

Bei der adhäsiven Befestigung erfolgt im ersten Schritt die Anwendung eines lichthärtenden Ein-Flaschen-Adhäsivs, *Prime&Bond Active* (Dentsply).

Nachteile liegen in einer schnellen Abrasion des Materials und nicht ausreichenden mechanischen Eigenschaften.¹⁰⁹ Letzteres wird damit begründet, dass die Zirkoniumdioxidkristallite zwar der Glasmatrix beigefügt werden, diese aber nicht als verzweigtes Netzwerk durchziehen.¹⁸²

3.4.5 Vita Enamic

Mit *Vita Enamic* (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) wurde im Jahr 2013 die erste Hybridkeramik vorgestellt, die auch als Kunststoff-infiltrierte Keramik² oder Polymer-infiltriertes Keramiknetzwerk bezeichnet wird (polymer-infiltrated ceramic network, PICN).⁷ Vita Enamic ist derzeit der einzige Werkstoff, der als Hybrid die Eigenschaften von sowohl Komposit als auch Keramik besitzt.^{22, 123}

Durch Kapillarkräfte wird ein poröses, gesintertes Netzwerk aus Feldspatkeramik^{13, 109} mit niedrigviskösem Methacrylat infiltriert.¹⁰⁹ Als Methacrylate werden Urethandimethacrylat (UDMA) und Triethylenglykoldimethacrylat (TEGDMA) verwendet.¹¹ Zwischen den beiden Materialklassen Komposit und Keramik liegt eine adhäsiv-ähnliche Verbindung vor.⁹⁹ Der keramische Teil des Hybrids macht 86 Gew.-% aus, der Kunst-

stoff hat einen Anteil von 14 Gew.-%. Die beiden Phasen durchdringen sich gegenseitig,⁹ weshalb der Werkstoff auch als Doppelnetzwerk-Hybrid¹¹ mit dreidimensionaler vernetzter Geometrie bezeichnet wird.³⁶

Nach Herstellerangaben handelt es sich um ein hochgradig biomimetisches Material mit einer Biegefestigkeit von 150-160 MPa. Es eignet sich zur Herstellung von kleineren indirekten Versorgungen wie Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Einzelzahnkronen, sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich und auf Implantaten.¹⁸¹

Im Seitenzahnbereich muss nach Herstellerangaben am Fissurengrund eine Mindestwandstärke von 1 mm gegeben sein, im Höckerbereich von 1,5 mm. Zirkulär gibt der Hersteller eine Mindestwandstärke von 0,8-1,5 mm vor.

Vor der adhäsiven Befestigung muss die Restaurationsfläche mit 0,5%iger Flusssäure behandelt werden. Durch die Konditionierung mit Flusssäure wird das Keramiknetzwerk oberflächlich aufgelöst. Es entsteht eine Honigwabenstruktur, die ein hochgradig retentives Muster zur Folge hat.¹²³ Im nächsten Schritt wird eine Silanisierung mit *Vita Adiva C-Prime* (VITA Zahnfabrik) durchgeführt.

Der Hersteller empfiehlt die adhäsive Befestigung mit dem Adhäsivsystem *Vita Adiva T-Bond* (VITA Zahnfabrik) und dem Befestigungskomposit *Vita Adiva F-Cem* (VITA Zahnfabrik).

Vita Enamic ist weniger spröde als Keramik und verursacht wenig Antagonistenabrieb.^{11, 32} Die Härte des Materials ist deutlich geringer als bei Keramik und somit ähnelt es eher Kompositen.^{2, 135} Außerdem gleicht *Vita Enamic* dem Dentin, was Elastizitätsmodul,⁷ Abrasion und Biegefestigkeit⁵² sowie allgemeine physikalische Eigenschaften³⁶ und den mikrostrukturellen Aufbau des Materials betrifft.⁵⁴

Durch die beiden Phasen der Hybridkeramik kann die Ausbreitung von Rissen gehemmt werden (siehe Kapitel 6.2.2).^{32, 109} Auch durch das niedrige Elastizitätsmodul besitzt das Material eine gute Schadenstoleranz,^{2, 32} da es vor dem Auftreten einer Fraktur zu einer gewissen plastischen Deformation kommt.¹¹ Ein weiterer Vorteil des niedrigen Elastizitätsmoduls liegt in einer Schock-absorbierenden Wirkung.⁶⁶

3.4.6 *Brilliant Crios*

Das Hochleistungskomposit *Brilliant Crios* (Coltene, Altstätten, Schweiz) wurde Anfang 2016 auf dem Dentalmarkt eingeführt. Das Material besteht aus Bariumglas ($< 1 \mu\text{m}$) und Siliziumoxid ($< 20 \text{ nm}$), eingebettet in eine Harzmatrix aus vernetzten Methacrylaten. Die Biegefestigkeit des Materials liegt bei 198 MPa, das Elastizitätsmodul beträgt 10 GPa.⁴

Brilliant Crios kann nach Herstellerangaben für Inlays, Onlays, Veneers, Kronen und implantatgetragene Kronen verwendet werden. Anders als andere CAD/CAM-Komposite ist es für die permanente Versorgung im Front- und Seitenzahnbereich zugelassen.⁴

Vor der Befestigung wird ein Pulverstrahlen der Restaurationsfläche mit Aluminiumoxidpulver empfohlen. Eine Silanisierung ist aufgrund einer Beeinträchtigung des Haftverbundes nicht angezeigt.²²

Brilliant Crios kann ausschließlich adhäsiv befestigt werden, wobei unpolymerisierte Bindungen in der Matrix eine verbesserte Adhäsion ermöglichen.²² Der Hersteller empfiehlt hierzu beispielsweise das Ein-Flaschen-Adhäsiv *One Coat 7 Universal* (Coltene) und das dualhärtende Befestigungskomposit *DuoCem* (Coltene). Unter einer Schichtstärke von 3 mm können lichthärtende Befestigungskomposite wie *Brilliant EverGlow* (Coltene) verwendet werden. Liegt die Wandstärke zwischen 3 und 5 mm, muss ein dualhärtendes Befestigungskomposit gewählt werden. Selbstadhäsive Befestigungsmaterialien können ausschließlich zur Befestigung auf Titan- oder Keramik-Abutments eingesetzt werden.⁴

Die Herstellerangaben für die Mindestschichtstärken im Seitenzahnbereich liegen okklusal bei 1,5 mm. Zum Kronenrand hin kann die Restauration auf bis zu 0,8 mm ausgedünnt werden.

3.5 Experimentelle Rahmenbedingungen

3.5.1 *Kausimulation in vitro*

Der menschliche Kauvorgang setzt sich aus komplexen dreidimensionalen Bewegungen zusammen. Der Kauapparat wird von Kiefergelenk, Kaumuskulatur, Nervensystem und

Zähnen mit Zahnhalteapparat gebildet. Neben funktionellen Bewegungsabläufen zur Nahrungszerkleinerung treten bei einigen Patienten zusätzliche pathologische Belastungen auf, beispielsweise Pressen und Knirschen. Sie werden als Bruxismus bezeichnet.¹³⁸

Zahnärztliche Restaurationen werden einer immer wiederkehrenden dynamischen Belastung ausgesetzt.¹³⁷ In der Mundhöhle liegt ein feuchtes Milieu vor, weshalb Versuche in Wasser durchgeführt werden sollten, um eine chemisch-unterstützte Rissbildung in wässriger Umgebung nicht zu vernachlässigen.⁹⁷ Studien haben gezeigt, dass 250.000 Zyklen Kausimulation einer Belastungsdauer von circa einem Jahr in situ entsprechen.^{96, 156}

Die Kaukraft liegt beim normalen Kauvorgang zwischen 200 und 665 N.²⁰ In Fällen von Bruxismus können jedoch auch Kräfte von 800 N^{96, 138} und sogar Maximalkräfte bis zu 1000 N³² erreicht werden.

Unter dem Begriff der *Kausimulation* werden verschiedene Testverfahren zusammengefasst. Eine der häufigsten Untersuchungsmethoden zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften eines Materials ist eine Kausimulation nach dem ‚Load-to-failure‘-Prinzip.¹ Dabei handelt es sich um ein hoch standardisiertes Verfahren, bei dem in der Regel stumpfe Antagonisten verwendet werden.² Die Probe wird mit stetig ansteigender Belastung bis zur Fraktur geprüft.³²

Ein Nachteil liegt darin, dass bei Prüfkörpern in diesem Verfahren stark abweichende Ergebnisse zu in vivo Versuchen erreicht werden, was sowohl die Belastbarkeit¹ als auch das Rissmuster³⁰ betrifft. Als Grund wird unter anderem das rasche Anheben der Last auf bis zu 5000 N genannt, ein Wert, der weit über dem physiologischen Rahmen liegt.² Die klinische Aussagekraft des Verfahrens ist folglich eingeschränkt.^{16, 97}

Auch *Ermüdungstests*¹⁵ zählen zur Kausimulation. Die Versuchsdurchläufe mit niedriger Belastung und hoher Zyklenzahl erzielen Ergebnisse, die mit klinischen Studien vergleichbar sind, anders als beim ‚Load-to-Failure‘-Prinzip.^{18, 97} Durch Lasten, die sich im physiologischen Bereich bewegen, hohe Zyklenzahlen und den Einsatz von stumpfen Antagonisten können über einen längeren Zeitraum sowohl Druck- als auch Zugspannungen simuliert werden.¹⁵ Bei diesem Verfahren werden Unterschiede hinsichtlich verschiedener Befestigungstypen nachgewiesen,⁹⁶ was mit klinischen Beobachtungen übereinstimmt.

Die in der Kausimulation verwendeten Antagonisten unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Form und Beschaffenheit.

Spitze Antagonisten, wie sie beispielsweise beim Test der Vickershärte verwendet werden, bewirken eine Rissbildung in Verlängerung der Antagonisten-Achse. Werden stumpfe Antagonisten verwendet, kommt es zu einer komplizierteren Stressverteilung im Material und zur Entstehung von Kegelrissen (siehe Kapitel 3.5.2.). Je höher die Last gewählt wird, desto mehr kommt es jedoch auch bei stumpfen Antagonisten zu einer Rissbildung, die bei der Verwendung spitzer Antagonisten auftritt.¹⁰⁸ Insgesamt werden stumpfe Antagonisten wegen einer größeren klinischen Relevanz bevorzugt.¹⁵

Verschiedene Materialien stehen zur Herstellung von Antagonisten zur Verfügung, wobei sie in der Regel spröder und unelastischer als der Prüfkörper sein sollen.¹⁰⁸

Viele Antagonisten werden aus Metall angefertigt. Bei Titan, Nickel-Chrom und Kobalt-Chrom handelt es sich dabei um prinzipiell elastische Materialien, die sich bei Belastung geringfügig verformen können.⁵⁹ Edelstahl wiederum ist ein sehr sprödes, unnachgiebiges Material, das einen sehr lokalisierten und starken Belastungspunkt bewirkt.¹²²

Auch Keramiken können als Antagonisten verwendet werden, sowohl herkömmliche⁵⁹ als auch Y-TZP-Zirkoniumdioxide,⁴¹ und ebenso Komposite.¹²²

Um die Antagonisten aus klinisch relevanten Materialien herzustellen, können humane Zähne verwendet werden. So mag die Aussagekraft hinsichtlich der Abrasionswerte steigen, die Antagonisten können jedoch kaum bis gar nicht standardisiert werden, zumal sich auch Mineralisation und Dicke der Schmelzschicht zwischen den einzelnen Antagonisten unterscheiden.⁴¹

3.5.2 *Untersuchung von Kontaktbeschädigungen*

Zahnärztliche Restaurationsmaterialien werden in der Mundhöhle sowohl physikalischen (Kaubelastung, heiße und kalte Nahrungsmittel) als auch chemischen Belastungen (zucker- und säurehaltige Nahrungsmittel) ausgesetzt. Dabei kann der intraorale pH-Wert zwischen 2 und 11 liegen und Temperaturschwankungen von 0°C bis 70°C sind möglich.¹²⁵ Beim Kauen werden zudem Objekte verschiedenster Strukturen und Härten zerkleinert.⁶⁴ Den wohl größten Einfluss auf Restaurationen haben jedoch die mechanischen

Belastungen, die neben dem Kauvorgang auch durch Bruxismus entstehen können (siehe Kapitel 3.5.1).⁸⁴

Der Wissenschaftszweig, der sich mit Verschleiß beschäftigt, wird als Tribologie bezeichnet.⁷⁶ Mechanische Abnutzung an Zähnen ist vielfältig. Als Fremdkörperabrieb von Zähnen und Restaurationsmaterialien wird die Abrasion beschrieben,⁸³ die auch an CAD/CAM-Materialien vielfach untersucht worden ist.^{22, 109, 133} Solche sogenannten *äußeren Kontaktbeschädigungen* können visuell oder mittels Licht- oder Rasterelektronenmikroskopie untersucht werden.^{7, 57}

Innere Kontaktbeschädigungen hingegen sind klinisch nicht zu erkennen, es sei denn, sie sind so weit fortgeschritten, dass sie die Oberfläche der Krone erreicht haben. Bei diesen Schäden handelt es sich um Risse, die von Defekten ausgehen,⁴⁷ die während der Restaurationsherstellung selbst oder durch Abrasion und Erosion entstehen können.¹⁰⁸

Die durch Belastung auftretenden Kontaktbeschädigungen entstehen bei monolithischen Kronen in einer Zone unterhalb der Kontaktfläche zum Antagonisten (Occlusal contact area = OCA) auf. In einer quasi-plastischen Zone bilden sich Mikrorisse unterhalb dieses Areals, die in ihrem Verlauf zum Versagen einer Restauration führen können (siehe Abbildung 3.3).¹⁵⁷

Mit fraktographischen Verfahren kann das Fortschreiten von Kontaktbeschädigungen untersucht werden.³⁰ Dabei wird davon ausgegangen, dass die analysierte Rissoberfläche zum Untersuchungszeitpunkt die gesamte Entstehungsgeschichte des Risses beinhaltet. Es handelt sich folglich um eine Untersuchung der Restaurationsoberfläche und den dort erkennbaren Rissen.¹²⁸ Innere Schäden können bei diesem Verfahren nur bei der Verwendung von Prüfkörpern aus Glas betrachtet werden.¹⁸⁵ Die Untersuchungen werden in erster Linie makroskopisch durchgeführt, in einem zweiten Schritt können mikroskopisch Aussagen über Korrosionsgrübchen oder Wabenbildungen getroffen werden.⁴⁷

Fraktographische Studien konzentrieren sich oftmals auf Hertz'sche Rissbildung im Material.¹⁰⁶ Von *Hertz* 1881 erstmals beschrieben,¹⁰⁸ entstehend ausgehend vom okklusalen Kontaktpunkt Risse, die sich ins Innere des Materials ausbreiten. Man unterscheidet innere und äußere Kegelrisse, die mit den oberflächlichen, oben beschriebenen Defekten einhergehen.¹⁰³ Durch Zugspannung kann es gleichzeitig zu einer Rissbildung ausgehend vom Zementspalt kommen. Diese Risse werden Radialrisse genannt und liegen außerhalb

der OCA.¹⁸² In Abbildung 3.3 sind schematisch die Kegelrisse nach Hertz, Radialrisse sowie alle weiteren Risse dargestellt, die nach *Zhang et al.* in einer Kronenversorgung auftreten können.¹⁸⁴

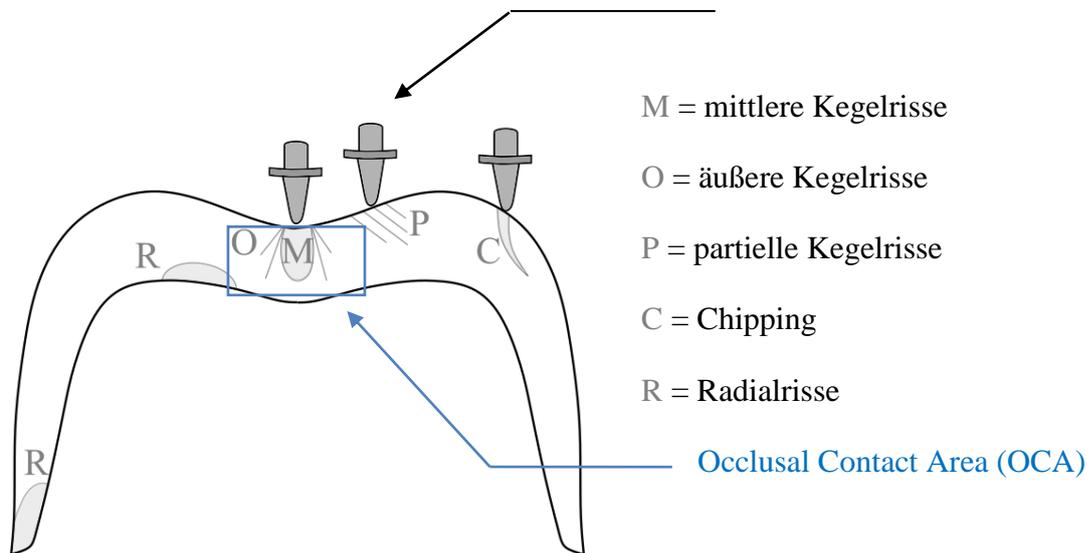


Abb. 3.3: Schematische Darstellung der möglichen Rissbildungen in einer monolithischen Krone bei unterschiedlichen Belastungsformen

Abhängig davon, ob es sich um spröde, homogene oder quasi-spröde, heterogene Materialien handelt, unterscheidet sich das Rissmuster. Als spröde Materialien gelten Keramiken und Gläser, bei denen die Kegelrisse dominieren. Zu den quasi-spröden Materialien zählen Polymere und Komposite,¹⁵ bei denen es in einer Zone unterhalb des Kontaktpunktes zu Microcracks kommt, deren Wachstum durch Scherspannung vorangetrieben wird.⁹⁴

Untersuchungen von Dentalmaterialien auf Rissbildung und Frakturverhalten können nicht nur fraktographisch, sondern auch mit Balken, Stäbchen oder Platten erfolgen.^{7, 47} Kaufunktion und Ernährung des Patienten werden außer Acht gelassen, der Augenmerk liegt ausschließlich auf dem Materialverhalten.¹⁶ Die klinische Aussagekraft ist folglich eingeschränkt, doch Materialien mit obsoleten physikalischen Eigenschaften können bereits vor klinischer Erprobung herausgefiltert werden.²⁹

Klinisch erfolgt die Evaluation von Rissen und Fraktur hauptsächlich durch visuelle Inspektion, wobei in Studien in der Regel das Versagen der Restaurationen untersucht wird, nicht die Rissbildung selbst. Die Beschreibung von Frakturen ist nur ein Aspekt von vielen.^{58, 61}

Bei der Untersuchung der Kontaktbeschädigung in Kronen nach Kausimulation und in vitro ist ein Zerschneiden und/oder Mikroskopieren der Kronen möglich.^{20, 148} In vielen Studien wird lediglich das Auftreten von Rissen,⁹⁶ die Art des Risses^{111, 172} oder die angewendete Last bei Fraktur^{1, 137} dokumentiert.

Die Untersuchung der Rissentwicklung und –progredienz ist in der Regel schwierig. Zwar kann das Fortschreiten von Rissen mit einer Videokamera beobachtet werden,¹¹¹ wobei lediglich äußere Schäden der Restauration untersucht werden können.

Zur Untersuchung von inneren Schäden in den natürlichen Zahnhartsubstanzen werden derzeit vermehrt zerstörungsfreie Verfahren wie OCT,^{102, 114, 160} Transillumination,^{16, 102, 122} akkustische Emission,¹¹⁸ Ultraschall⁴⁰ und μ CT^{45, 113} erprobt.

3.5.3 *Optische Kohärenztomographie (OCT)*

Die *optische Kohärenztomographie* (OCT) beschreibt ein non-invasives, kontaktloses und schnelles Diagnostikverfahren,¹⁶⁹ das erstmals 1991 zur Herstellung von okularen Bildern vorgestellt wurde.⁸⁷ Wie andere Tomographien stellt die OCT verschiedene Schichten eines untersuchten Objekts dar, die zusammengesetzt Tiefeninformationen über das Objekt liefern.¹⁴³ Die OCT wird auch als kontaktfreies Biomikroskop oder optische Biopsie bezeichnet.^{6, 105}

Hinter der OCT steht eine Technologie, die analog zum Ultraschall funktioniert, nur mit Licht anstelle von Schall.^{105, 110} Der Ablauf der Bildgebung in der OCT ist in Abbildung 3.4 schematisch dargestellt.

Bei der OCT wird niedrig-kohärentes Licht mit Wellenlängen im Nah-Infrarot-Bereich verwendet,²¹ also im Bereich zwischen 780 und 1550 nm.¹⁶⁴ *Kohärenz* bedeutet, dass die einzelnen Strahlen, die von der Lichtquelle emittiert werden, hinsichtlich Amplitude und Frequenz identisch und somit deckungsgleich sind. Dieses kohärente Licht wird in einem Faserkoppler aufgetrennt und in einen Proben- und Referenzarm geleitet.¹⁴³ In beiden Armen wird das Licht reflektiert: Im Referenzarm durchlaufen die Lichtstrahlen einen vordefinierten Pfad und werden von einem Spiegel reflektiert. Die Eigenschaften des Lichts bleiben dabei unverändert zum Ausgangszustand.

Im Probenarm befindet sich der dem Faserkoppler unbekannt Prüfkörper, auf den mit einem Spiegel Licht geleitet wird (siehe Abbildung 3.4). Wann immer ein Lichtstrahl nicht nur Luft durchtritt, sondern auf einen Gegenstand trifft, in diesem Fall den sich im Probenarm befindenden Prüfkörper, verändern sich Richtung und Eigenschaften des Lichts.¹³⁴ Die Art der Reflexion, zu der es am Prüfkörper kommt, hängt von dessen mikrostrukturellen Eigenschaften ab.⁶⁸ Wichtig sind dabei sogenannte Phasengrenzen, an denen es durch unterschiedliche Brechungsindizes im Material zu Lichtstreuung kommen kann.¹⁵⁸ Einfach gesagt, werden die Lichtstrahlen durch den Kontakt mit dem Prüfkörper verändert, sind also nicht mehr kohärent zu den Lichtstrahlen, die den Referenzarm durchlaufen haben. Die dadurch entstehende *Interferenz* kann gemessen werden und gibt Aufschluss über den im Probenarm untersuchten Prüfkörper.^{21, 143} Es werden quantitative (Dicke, Volumen, Struktur des Prüfkörpers) und qualitative (Morphologie des Prüfkörpers) Informationen ermittelt.⁶ Dieses Prinzip der Untersuchung, bei dem Kohärenz und Interferenz von Licht genutzt werden, um Ausschluss über eine Probe zu geben, nennt sich *Interferometrie*.³³ Am häufigsten werden in der OCT-Technologie Michelsen-Interferometer verwendet.^{63, 67}

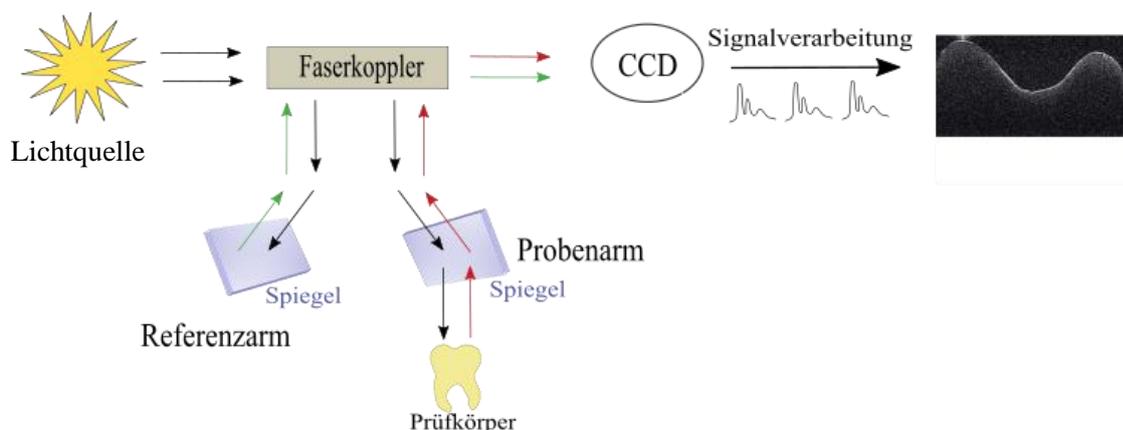


Abb. 3.4: Schematische Darstellung der Funktionsweise der OCT

Eine *CCD-Kamera* (Charge-Couples Device Image Sensors) digitalisiert das Licht.⁶³ Für jede Interferenz, die auftritt, entsteht ein A-Scan.¹³⁴ Analog zum Ultraschall können mit einer Software aus den linearen A-Scans die zweidimensionalen B-Scans zusammengesetzt werden.¹⁰⁰ Es ergibt sich ein Querschnittsbild, das aus den optischen Reflexionen des Gewebes zusammengesetzt ist.¹⁴³ Dunkle Areale in OCT-Bildern stellen dabei Zonen ohne Lichtreflexion statt, zum Beispiel Luft.³¹ Wenn Reflexionen auftreten, wird das Bild heller, abhängig von der Signalintensität.¹⁶³

Die Bildgebung findet in Echt-Zeit statt.¹⁰⁰ Ein Entwickeln wie bei Röntgenbildern entfällt.

Ursprünglich wurde das Interferenz-Signal als Funktion der Zeit ausgelesen. Im Echo der Lichtstrahlen wurde folglich die zeitliche Verzögerung gemessen, nicht die Interferenz. Dieses Verfahren nennt sich *Time-Domain OCT* (TD-OCT).¹⁶³ Die Berechnung der Bilder war jedoch langsam, da die TD-OCT in axialer Richtung immer nur einen Punkt auf einmal vermessen konnte.¹⁴⁷ Hintergrund war, dass der Spiegel im Probenarm in seiner Position verändert werden musste, um Punkte in verschiedenen Tiefen des Prüfkörpers zu untersuchen.^{63, 114}

Aus diesem Grund wurde die *Fourier-Domain OCT* (FD-OCT) entwickelt.^{21, 100, 114} Bei diesem Verfahren ist der Spiegel im Referenzarm fix und alle axialen Punkte des Prüfkörpers können mittels Spektralanalyse auf einmal vermessen werden.³³ Die gesamte Tiefeninformation der Probe wird dabei gleichzeitig registriert.²⁵

Nach der Umstellung auf die FD-OCT verkürzte sich die Aufnahmedauer hundertfach¹²⁰ und Bewegungsartefakte konnten vermieden werden^{25, 42}. Erstmals war die Bildgebung in Echt-Zeit möglich,¹⁵⁵ sogar von 3D-Bildern,^{31, 145} und die Sensitivität der Bilder war deutlich verbessert^{31, 63, 100}.

Die weitere Unterteilung der FD-OCT erfolgt meist in *Spectral Domain OCT* (SD-OCT) und *Swept Source OCT* (SS-OCT)^{92, 146}. Aufgrund der Neuartigkeit der gesamten Technologie ist die Einteilung jedoch derzeit noch nicht einheitlich.

Bei der SD-OCT (auch: Spectral Discrimination OCT,³³ Spectral OCT¹²⁰ und Spectrometer based OCT)¹⁴⁷ handelt es sich um das chronologisch erste System, das mit Fourier Domain Analyse arbeitete.³⁴ Gelegentlich wird sie auch mit FD-OCT gleichgesetzt.^{34, 147}

Genauso wie die TD-OCT arbeitet die SD-OCT mit einer CCD-Kamera und auch die Breitband-Lichtquelle ähnelt der TD-Technologie. Dafür verfügt das System über ein eigens entwickeltes Spektrometer, das auf mehreren Kanälen parallel Analysen durchführen kann.^{25, 178} Durch den Einsatz von Spektroskopie, bei der Lichtstrahlen in ihre Grundbausteine, die Spektren, ‚zerlegt‘ und einzeln analysiert werden können, ist die Phasenstabilität im Vergleich zur TD-OCT deutlich verbessert.³³

Die SD-OCT wird in ihrer Eindringtiefe in den Prüfkörper vor allem durch die Verwendung einer Wellenlänge unter 1000 nm limitiert.^{45, 114} Außerdem verläuft die Weiterentwicklung von CCD und Spektrometer nur langsam.¹⁷⁸

Das größte Anwendungsgebiet des SD-OCT liegt in der Ophthalmologie, wo sie sich bereits in Forschung und Praxen etabliert hat.^{25, 26, 178} Ihre Anwendung in der Ophthalmologie erfolgt unter anderem, weil niedrigere Wellenlängen verträglicher für die Augen sind.⁴² Allerdings kann die SD-OCT bis heute nicht als einziges Kriterium zur Diagnosestellung verwendet werden.⁶

Die SS-OCT arbeitet mit einer Wellenlänge von circa 1300 nm^{21, 69, 78, 90} und wird auch als Optical Fourier Domain Imaging (OFDI)¹²⁰ und High Speed frequency Domain OCT³⁴ bezeichnet. Teilweise wird auch die SS-OCT mit der FD-OCT gleichgesetzt.¹²⁰

Als Lichtquelle wird ein Wellenlängen-verändernder Laser eingesetzt. Anstelle einer CCD-Kamera digitalisiert eine Standard-Photodiode das Licht.³⁴ Derzeit handelt es sich bei der SS-OCT um das schnellste OCT-System,¹⁴⁷ dessen Geschwindigkeit nur noch durch die Dauer von digitalem Datentransfer und Datenspeicherung limitiert wird.^{25, 63}

Die SS-OCT wird hauptsächlich in der Dermatologie angewendet, da die höheren Wellenlängen eine größere Eindringtiefe in Haut ermöglichen.⁶⁸

Insgesamt ist die Eindringtiefe abhängig von Wellenlänge und Stärke der Lichtquelle, dem verwendeten OCT-System und der Dämpfung der Lichtstrahlen,⁶³ was unter anderem von Materialeigenschaften²¹ wie dem Brechungsindex abhängt.¹³⁴ Mit der SD-OCT können 1-2 mm Eindringtiefe erreicht werden, abhängig vom Gewebe.¹⁰⁵ Die SS-OCT kann bis zu 2-3 mm ins Gewebe eindringen.^{14, 67} In Hartgewebe kann prinzipiell eine höhere Eindringtiefe erreicht werden als in Weichgewebe.¹⁵⁵

Die räumliche Auflösung der OCT-Technologie ist hoch¹³⁴ und liegt zwischen 1 und 15 μm .^{68, 67} Die Auflösung ist folglich 10-100 mal feiner als bei Ultraschallbildern²¹ und 10 mal feiner als bei MRT oder CT.⁷⁸ Vor- und Nachteile der Optischen Kohärenztomographie sind in Tabelle 3.2 zusammengefasst.

Tab. 3.2: Vor- und Nachteile der OCT

Vorteile	Nachteile
Keine Strahlenbelastung, keine schädliche Wirkung ¹⁴³	Geringe Eindringtiefe ^{63, 105}
Non-invasiv, schmerzfrei, kontaktlos ¹³⁴	Überlagerung der tieferen Schichten durch höhere Schichten ¹³⁹
Tragbare Geräte ¹⁰⁵	Enorme Datenmengen bei Scannen eines ganzen Zahnes ²⁷
Reproduzierbare Aufnahmen ¹⁴⁴	Geringe Scanbreite ⁸⁶
3D-Darstellung ³¹	Störfaktoren/Artefakte durch unterschiedliche optische Eigenschaften und reflektierende Oberflächen ^{120, 134}
Schnelle Bildaufnahme, ²⁵ was Bewegungsartefakte reduziert ²⁵ und den Patientenkomfort erhöht ³¹	Optische Verzerrungen ¹³⁴
Sehr gute Bildauflösung ^{6, 78}	
Kann in vivo verwendet werden ¹⁶³	

Erste Aufnahmen mit der OCT fanden in der Zahnmedizin schon Ende der 1990er Jahre statt.^{14, 100} Im Jahr 1998 wurden erstmals humane Zähne untersucht.³⁷ Die ersten in vivo Untersuchungen wurden 2000 durchgeführt.¹⁴³ Heute hat der experimentelle Einsatz der OCT verschiedenste Bereiche der Zahnmedizin erreicht. Ihre Einsatzmöglichkeiten in den Bereichen Füllungs-Monitoring,^{14, 86} Kariesdiagnostik,¹⁶⁴ Untersuchung von Zahnhartsubstanzverlust,^{62, 110} Bestimmung der Restdentinstärke bei Präparation,⁶⁹ Parodontologie,^{86, 143} Tumorfrüherkennung^{78, 144} sowie zur Untersuchung von Cracked-tooth-Syndrom und Rissbildung in humanen Zähnen^{45, 86, 102} werden untersucht. Zu synthetischen Biomaterialien existieren wenig bis gar keine Studien,²¹ wobei die OCT als geeignetes Mittel zur Beurteilung der strukturellen Qualität von Restaurationmaterialien angesehen wird.⁶² Im Jahr 2018 wurden, nach Wissen der Autorin, erstmals zahnärztliche Res-

taurationen mittels OCT untersucht. Schwerpunkt einer Studie von *Al-Imam et al.* war die interne und marginale Passgenauigkeit.⁵ Eine Darstellung von Rissbildung in Dentalmaterialien fand bislang nicht statt.

4 Material und Methode

4.1 Methodikübersicht

In der vorliegenden Studie wurden mittels CAD/CAM-Technologie zunächst identische Zahnstümpfe aus insgesamt 48 humanen Weisheitszähnen hergestellt. Im Anschluss wurden monolithische, CAD/CAM-gefräste Seitenzahnkronen aus sechs verschiedenen Restaurationmaterialien (n=8) adhäsiv auf diesen Zahnstümpfen befestigt, wobei für die Befestigung jeweils das vom Hersteller empfohlene Befestigungssystem verwendet wurde.

Nach Befestigung erfolgte die zerstörungsfreie Untersuchung mittels einer optischen Kohärenztomographie (OCT). Im Anschluss wurden die Prüfkörper einer zyklischen Wechselbelastung von 1 Mio. Zyklen ausgesetzt, was einer künstlichen Alterung von etwa vier Jahren entspricht.⁹⁶ Zur zerstörungsfreien Analyse der Prüfkörper zu unterschiedlichen Zeitpunkten (T0 vor Belastung, T1 nach 250.000 Zyklen, T2 nach 500.000 Zyklen, T3 nach 750.000 Zyklen und T4 nach 1 Mio. Zyklen) wurden die Prüfkörper abermals mittels OCT untersucht.

Mit den OCT-Aufnahmen konnten okklusale Kontaktbeschädigungen in den Kronen hinsichtlich Eindringtiefe und lateraler Ausbreitung dokumentiert werden. Die Auswertung erfolgte mit der Software ImageJ (ver.1.52f, Wayne Rayband, National Institutes of Health, USA). Anhand des materialspezifischen Brechungsindex jedes Materials und des Quotienten aus Scanbreite und Pixelweite konnten die ermittelten Pixelwerte in reale Werte umgerechnet werden.

Zusätzlich zur Auswertung mit der OCT wurden alle Prüfkörper nach Abschluss der Kausimulation zur Kontrolle der Methodik einem Farbstoffpenetrationstest unterzogen und in Scheiben geschnitten, die mittels digitaler Lichtmikroskopie analysiert wurden (Smartzoom 5, Version 1.1, Zeiss, Jena, Deutschland). Die Auswertung erfolgte dabei analog zur Vermessung der OCT-Aufnahmen.

In Tabelle 4.1 sind alle Prüfgruppen aufgelistet. Die Abbildung 4.1 stellt die angewandte Methodik schematisch dar.

Tab. 4.1: Auflistung der in dieser Studie verwendeten Prüfgruppen

Prüfgruppe	CAD/CAM-Material	Abkürzung
1	Lava Plus	LP
2	Priti multidisc ZrO ₂ Extra translucent	PM
3	Prettau Anterior	PA
4	Celtra Duo	CD
5	Vita Enamic	VE
6	Brilliant Crios	BC

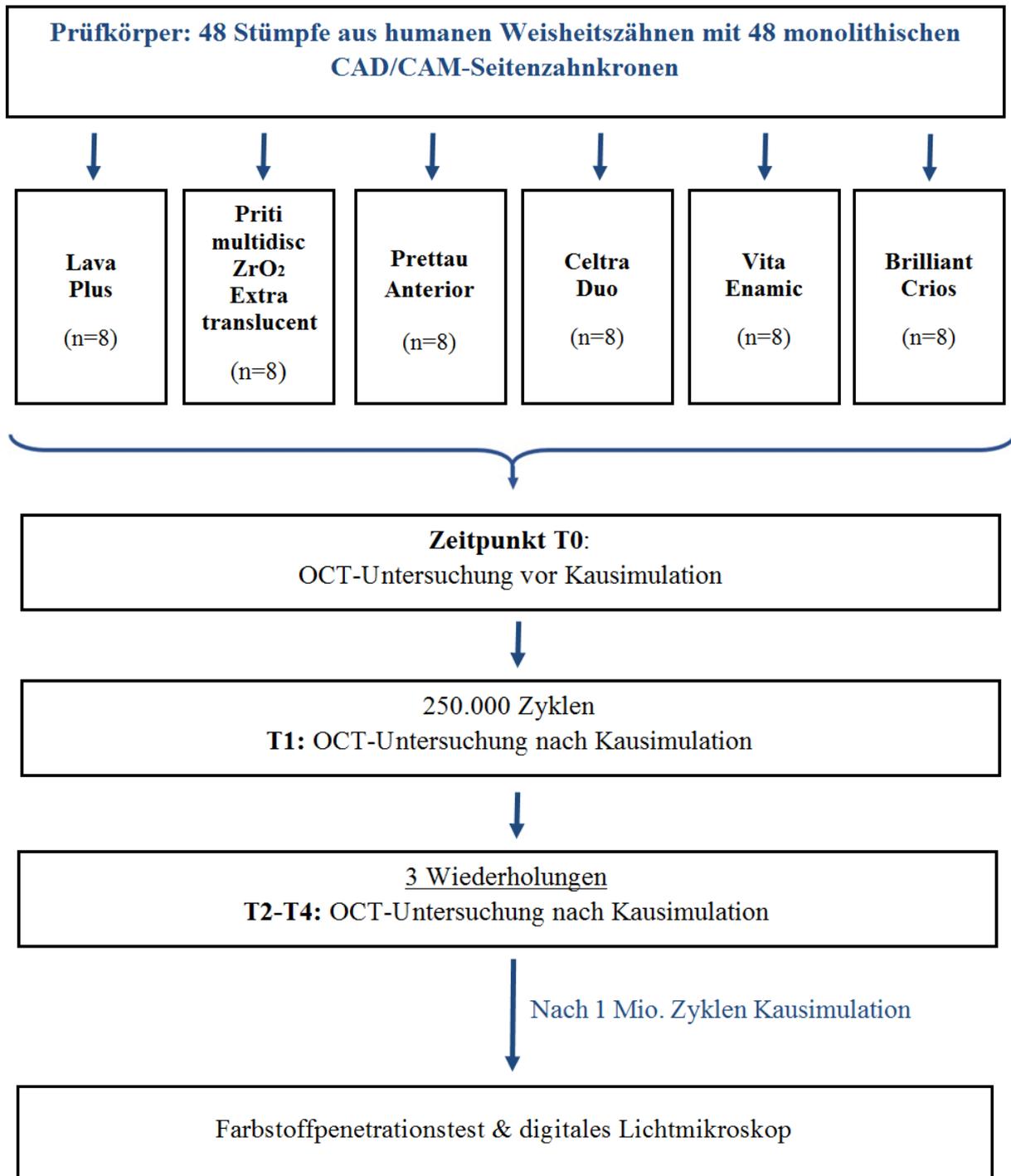


Abb. 4.1: Schematische Darstellung der Methodik

4.2 Prüf- und Befestigungsmaterialien

Die Hersteller Coltene und Dentsply Sirona stellten ihre Materialien unentgeltlich zur Verfügung, genauso wie 3M ESPE das Zirkoniumdioxid Lava Plus. Die anderen der in dieser Studie verwendeten Materialien wurden käuflich erworben.

Alle Materialien wurden nach Empfehlungen des jeweiligen Herstellers in einem Kühlschrank bei $8,5^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ bzw. bei Raumtemperatur von $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ und konstanter Luftfeuchtigkeit von $50\% \pm 10^{\circ}$ gelagert.

Tabelle 4.2 gibt einen Überblick über die verwendeten Fräsmaterialien, ihre Zusammensetzung und physikalischen Eigenschaften.

Tab. 4.2: Übersicht der physikalischen Eigenschaften und Inhaltsstoffe der in der Studie verwendeten Fräsblöcke

Produktname	Lava Plus	Priti multi-disc ZrO ₂ Extra translucent	Prettau Anterior	Celtra Duo	Vita Enamic	Brilliant Crios
Hersteller	3M ESPE/ St.Paul, Minnesota, USA	Pritidenta/ Leinfelden- Echterdingen, Deutschland	Zirkonzahn/ Gais, Italien	Dentsply Sirona/ Hanau, Deutschland	VITA Zahn- fabrik/Bad Säckingen, Deutschland	Coltene/ Altstätten, Schweiz
Material	Teil- stabilisiertes Zirkonium- dioxid (3mol-% Yttriumoxid)	Teil- stabilisiertes Zirkonium- dioxid (4mol-% Yttriumoxid)	Teil- stabilisiertes Zirkonium- dioxid (5mol-% Yttriumoxid)	Zirkoniumdi- oxidverstärkte Lithiumsilikat- keramik	Hybrid- keramik	Hoch- leistungs- Komposit
Chargen- nummer	4638621	W1048 18 ET	ZB4150D	16004940	75840	J02758
Haltbarkeits- datum	11/2021	10/2028	-	01/2034	-	12/2021
Füllstoff- gehalt [Gew.-%]	>10 ⁸	>10 ¹⁴⁹	>14 ⁵⁵	36 ¹⁷⁰	86 ¹⁸¹	70,7 ⁶
Füllstoffe	Hafnium- oxid, Yttriumoxid, Aluminium- oxid	Hafnium- oxid, Yttriumoxid, Aluminium- oxid	Yttriumoxid, Aluminium- oxid, Silizium- oxid, Eisenoxid	Zirkonium- dioxid, Silizium- dioxid, Lithiumoxid, Lithium- disilikat, Lithiumsilikat	Urethandi- methacrylat, Triethylen- glycoldi- methacrylat	Barium- glas, amorphe Kieselsäure
Matrix	Zirkonium- dioxid	Zirkonium- dioxid	Zirkonium- dioxid	Glasmatrix	Aluminium- oxid, Natri- umoxid, Kaliumoxid, Bortrioxid, Zirkonium- dioxid, Kalziumoxid, Siliziumoxid	Vernetzte Meth- acrylate
Biegefestig- keit [MPa]	1200 (ISO 6872) ⁵⁰	1150 (ISO 6872) ¹⁴⁹	670 (ISO 6872) ¹⁸⁷	370 MPa (ISO 6872) ¹⁶⁵	150-160 (ISO 6872) ¹⁸¹	198 (ISO 4049) ⁶
Elastizitäts- modul [GPa]	113,1 ⁴³	-	-	Ca. 70 ¹⁶⁵	30 ¹⁸¹	10,3 ⁶
Bruchzähig- keit K _{IC} [MPa * √m]	5,8 ¹³¹	-	1,72 ⁵⁵	2,0 ¹⁶⁵	1,5 ¹⁸¹	-
Transluzenz	15,7 ³⁵	-	9,72 ⁷⁷ 35	37,98 ¹⁰	14,15 ⁷⁷	-

Die in dieser Studie verwendeten Befestigungssysteme sind in Tabelle 4.3 aufgeführt, die Befestigungskomposite in Tabelle 4.4.

Tab. 4.3: Übersicht über die Zusammensetzung der verwendeten Befestigungssysteme

Produktname	Hersteller	Material	Chargennummer	Haltbarkeitsdatum	Zusammensetzung
Scotch-bond universal	3M ESPE/ St.Paul, Minnesota, USA	1- Flaschen- Adhäsiv	90121A	12/2020	2-Hydroxyethylmethacrylat, Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat, Silan, Decamethyldimethacrylat, Ethanol, Methacrylierte Phosphorsäure, Copolymer von Acryl- und Itaconsure, Campherchinon, Ethyl-4-dimethylaminobenzoat, (Dimethylamino)ethylmethacrylat, Butanon
Prime&Bond active	Dentsply Sirona/ Bensheim, Deutschland	1- Flaschen- Adhäsiv	60667340	12/2020	Bisacrylamid 1 + 2, Isopropanol, 1 β -Methacryloyl-oxydecyl-dihydrogenphosphat, Dipenterythritol-Pentaacrylat-Phosphat, 4-Dimethylaminobenzonitril
Calibra Silan	Dentsply Sirona/ Bensheim, Deutschland	1- Flaschen- Silanhaftermittler	00006181	06/2020	Ethanol, Aceton
Vita Adiva C-Prime	VITA Zahnfabrik/Bad Säckingen, Deutschland	1- Flaschen- Silanhaftermittler	E5181025 5A	01/2021	Lösung von Methacrylsilan in Ethanol
Vita Adiva T-Bond I + II	VITA Zahnfabrik/Bad Säckingen, Deutschland	2- Flaschen- Adhäsiv	I: E5180282 4 II: E5610984 A	10/2020	I: modifizierte Acrylsäuren, Polyacrylsäuren, Methacrylate, Katalysatoren und Stabilisatoren in Ethanol II: Methacrylate, Katalysatoren und Stabilisatoren in Ethanol
One Coat 7 Universal	Coltene/ Altstätten, Schweiz	1- Flaschen- Adhäsiv	J08515	09/2020	Ethanol, Urethandimethacrylat, 2-Hydroxyethylmethacrylat, Photoinitiatoren (Campherchinon, Lucerin, TPO), Wasser

Für die adhäsive Befestigung der CAD/CAM-gefrästen Seitenzahnkronen auf den humanen Zahnstümpfen erfolgte eine Phosphorsäurekonditionierung mit 35%igem Phosphorsäuregel für 15 s. Die Restaurationsflächen der Kronen aus Vita Enamic und Celtra Duo wurden nach Herstellerangaben für 30 bzw. 60 s mit 5%iger Flusssäure behandelt (siehe Tabelle 4.6)

Tab. 4.4: Übersicht über Zusammensetzung und physikalische Eigenschaften der verwendeten Befestigungskomposite

Produktname	RelyX Ultimate	Calibra Ceram	Vita Adiva F-Cem	DuoCem
Hersteller	3M ESPE/ St.Paul, Minnesota, USA	Dentsply Sirona/ Bensheim, Deutschland	VITA Zahnfabrik/ Bad Säckingen, Deutschland	Coltene/ Altstätten, Schweiz
Chargennummer	4801246	00003574	E71809758	I94771
Haltbarkeitsdatum	30.06.2020	20.08.2020	30.4.2020	30.11.2020
Aushärtungsform	Dualhärtend	Dualhärtend	Dualhärtend	Dualhärtend
Darreichungsform	Automix-Spritze	Automix-Spritze	Automix-Spritze	Automix-Spritze
Füllstoffgehalt [Vol.-%]	43	46,3	41	40
Zusammensetzung	Bifunktionelle Methacrylate, Glaspulver, Kieselsure, Glas, Oxid, Chemikalien, Natrium Persulfate, t-Butylperoxy-3,5,5-trimethylhexanoat, Kupferacetat, 1-Benzyl-5-Phenyl-Barbic-Sure, Calciumsalz, Natriumtoluol-4-sulfinat, Silanamin, 1,1,1-trimethyl-n-trimethylsilyl, Hydrolyseprodukte mit Siliziumdioxid, methacryliertes aliphatisches Amin, Calciumdihydroxid	Bis-GMA, ethoxyliertes Bisphenol A Dimethacrylat, 2,2'-Ethylendioxydiethyl-dimethacrylat, Dipentaerythritol-Pentaacrylat-Phosphat, Urethan-Dimethacrylat-Resin, Urethan-modifiziertes Bis-GMA-Dimethacrylat-Harz, Trimethylolpropane, Trimethacrylate, α,α -Dimethylbenzylhydroperoxid, Acrylsäure	Bisphenol-A-diglycidylmethacrylatbasierte Harze, Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente, anorganische Füllpartikel	Methacrylate, Zinkoxid, Dentalglas, Amorphe Kieselsäure, Fluorid
Füllpartikelverteilung [μm]	13 (Korngröße)	3,8 37	0,05-1	1,5

Alle Kronen wurden vor der adhäsiven Befestigung manuell und mit den vom Hersteller empfohlenen Poliersystemen poliert. Die in der Studie verwendeten Poliersysteme sind in Tabelle 4.5 gelistet. In Tabelle 4.6 sind alle verwendeten Säuren und alle Befestigungsmaterialien aufgeführt, die zum Einbetten der humanen Zähne verwendet wurde.

Tab. 4.5: Überblick über die verwendeten Poliersysteme

Produktname	Hersteller	Chargennummer	Haltbarkeitsdatum
Zirkonpol Diamant-Polierpaste	Feguramed GmbH/Buchen, Deutschland	069	-
Diamantkorn durchsetzte Zirkonpolierer	Komet Dental/ Lemgo, Deutschland	960762	-
Vita Enamic Polishing Set technical	VITA Zahnfabrik/ Bad Säckingen, Deutschland	E76470	-
DIATECH Finishing & Polishing Kit for Brilliant Crios	Coltene/ Altstätten, Schweiz	424330	-

Tab. 4.6: Verwendete Säuren und Materialien zum EinbettenPrüfkörperherstellung

Produktname	Material	Hersteller	Chargennummer	Haltbarkeitsdatum
Etchant Gel S Kit	Phosphorsäuregel	Coltene/ Altstätten, Schweiz	I96285	30.11.2021
Vita Adiva Cera-Etch	Flusssäure	VITA Zahnfabrik/ Bad Säckingen, Deutschland	78010	31.08.2021
OneCoat 7 Universal	Dualhärtendes Adhäsivsystem	Coltene/ Altstätten, Schweiz	J08515	30.09.2020
LuxaCore Z-dual	Stumpfaufbaumaterial	DMG/Hamburg, Deutschland	794034	01.10.2020

4.2.1 Rahmenbedingungen

Für die in der Studie verwendeten humanen dritten Molaren lag bereits ein Votum der Ethikkommission vor (AZ 143/09; siehe Anhang). Die Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen bestätigte in einem Schreiben vom 11.12.2018, Aktenzeichen 143/09, dass keine Einwände gegen die vorliegende Studie bestehen (siehe Anhang).

Die Prüfkörperherstellung erfolgte unter konstanten Laborbedingungen. Die Raumtemperatur betrug dabei $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ und die Luftfeuchtigkeit lag bei $50\% \pm 10\%$.

4.2.2 Stumpfherstellung

Zur Herstellung der Zahnstümpfe wurden bereits extrahierte humane dritte Molaren mit dem mündlichen Einverständnis der Patienten anonymisiert gesammelt. Der Zeitpunkt der Extraktion lag bis zur Verwendung in der Studie nicht länger als sechs Monate zurück. Verwendet wurden ausschließlich karies- und restaurationsfreie dritte Molaren, die keine Anzeichen von Rissen oder Schädigungen durch vorherige zahnärztliche Eingriffe aufwiesen. Aufgrund des CAD/CAM-Herstellungsverfahrens konnten nur Zähne verwendet werden, die eine Mindestgröße von 8,5 mm in mesio-distaler und 10,5 mm in bucco-oraler Richtung aufwiesen. Die Kontrolle der Mindestgröße erfolgte mit einer Schieblehre (Absolute Digimatic cd-15 cpx, Mitutoyo, Kawasaki, Japan).

Die Zähne wurden mit einem Schallscaler (SONIFlex Air Scaler, KaVo, Biberach, Deutschland) von Weichgewebsresten und Knochenfragmenten gereinigt und nach der *International Organization for Standardization* (ISO)-Norm (ISO/TS 11405:2003) durch sechstägige Lagerung in 0,5%iger Chloramin-T-Lösung desinfiziert (Lysoform, Berlin, Deutschland). Im Anschluss wurden die Zähne bei $8,5^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ in destilliertem Wasser gelagert. Es wurde ein wöchentlicher Wasserwechsel durchgeführt.

Die Okklusalfäche jedes Zahnes wurde mit einer Tellerschleifmaschine (Knuth-Rotor, Struers, Willich, Deutschland) unter Wasserkühlung mit einem Schleifblatt der Körnung P 320 (Grit 280, Leco Corporation, St. Joseph, USA) plan geschliffen. Das Einbetten der Zähne in die Halterung der CNC-Fräsmaschine (Computerized Numerical Control), erfolgte analog zum von *Schlenz et al.* beschriebenen Vorgehen.¹⁵⁶

Um einen Haftverbund zwischen Zahn und Einbettkomposit (LuxaCore Z-dual, DMG, Hamburg, Deutschland) herzustellen, wurde die Wurzeloberfläche des Zahns für 15 s mit 35%iger Phosphorsäure konditioniert (Etchant Gel S, Coltene, Altstätten, Schweiz).

Nach 15 s Spülung mit destilliertem Wasser und anschließender Trocknung wurde das Adhäsiv One Coat 7 Universal (Coltene, Altstätten, Schweiz) nach Herstellerangaben für 20 s auf die Wurzeloberfläche appliziert, mit ölfreier Druckluft verblasen und von allen Seiten für 10 s lichtgehärtet (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Die Lichtintensität (800 mW/cm^2) des dafür verwendeten Lichtgeräts wurde vor jeder Verwendung überprüft.

Zur korrekten horizontalen Positionierung des Zahnes in der Halterung wurde die zuvor plangeschliffene Okklusalfäche mithilfe eines Adhäsivs (One Coat 7 Universal, Coltene, Altstätten, Schweiz) und einer Schablone an einer Trägerplatte aus Plexiglas befestigt (siehe Abbildung 4.2).

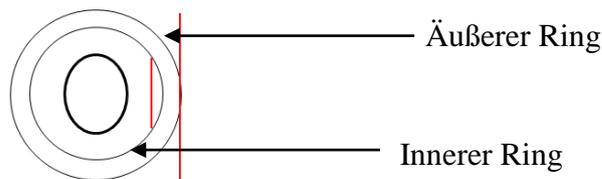


Abb. 4.2: Schablone zur korrekten Positionierung der Zähne

Der äußere Ring auf der Schablone wurde optisch mit der äußeren Wandung der Halterung zur Deckung gebracht. Der innere Ring markierte die spätere Präparationsgrenze des Zahnstumpfes. Auf diese Art konnte der Zahn korrekt in der Halterung positioniert werden.

Um die vertikale Position zu definieren, wurde die Plexiglasplatte während des Einbettvorgangs auf einem 5 cm hohen Metallblock fixiert. Der Ablauf des Einbettens ist schematisch in den Abbildungen 4.3 und 4.4 dargestellt.

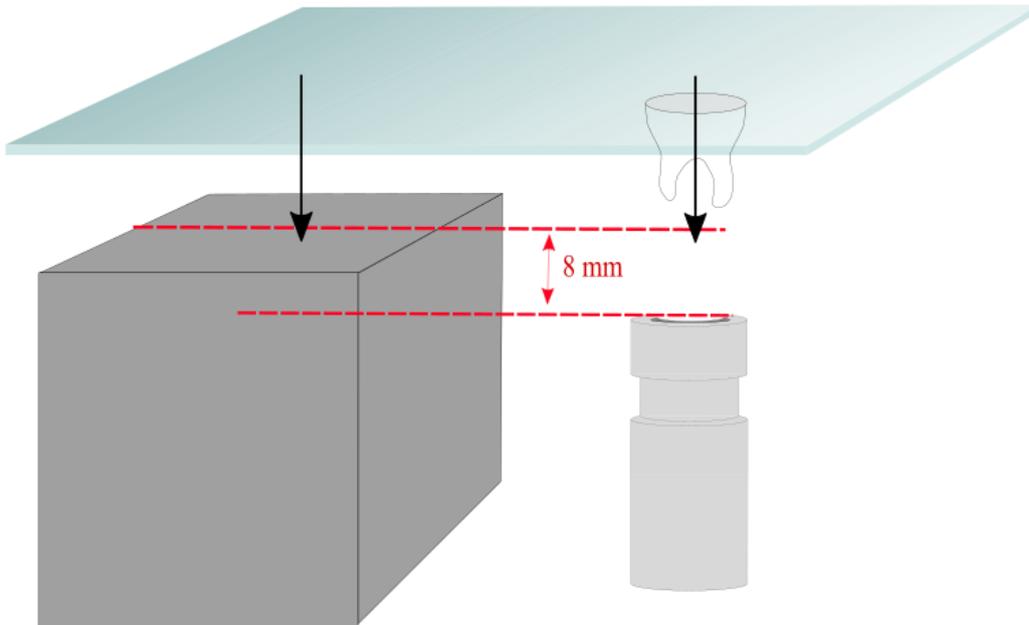


Abb. 4.3: Schematische Zeichnung des Einbettvorgangs – Positionierung des Zahnes in der Halterung

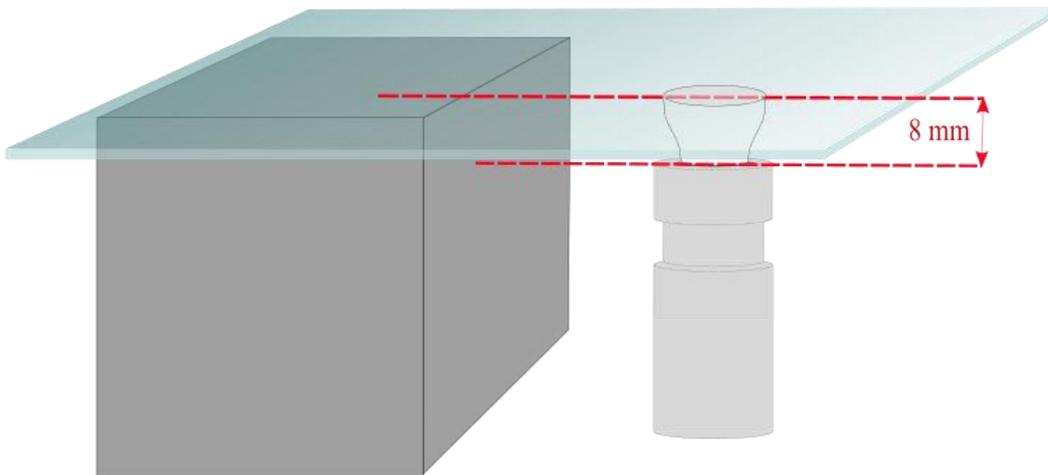


Abb. 4.4: Schematische Zeichnung des Einbettvorgangs – Zahn in Endposition

Um den eingebetteten Zahn vor einer Rotation während des Fräsvorgangs zu schützen, wurden drei Schrauben in die Halterung eingebracht.

Der *Standard Tessellation Language* (STL)-Datensatz zum Fräsen des Zahnstumpfes wurde mit der Software Rhinoceros 5 (Service Release 12, McNeel Europe, Barcelona, Spanien) mit folgenden Parametern erstellt:

- Höhe des Zahnstumpfes: 4 mm
- Mesio-distale Breite: 9,5 mm
- Bukko-distale Breite: 7,5 mm

- Konvergenzwinkel: 6°
- Hohlkehlenpräparationswinkel: 30°
- Breite der Hohlkehle: 1 mm

Das Fräsen der Zahnstümpfe erfolgte in einer CNC-Fräsmaschine unter konstanter Wasserkühlung (Mikron HSM 400 GF Machining Solutions GmbH, Schorndorf, Deutschland) in einem externen Fräszentrum. Bis zur endgültigen Verwendung wurden die Stümpfe maximal zwei Wochen aufbewahrt. Die Lagerung erfolgte bei $8,5^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ in destilliertem Wasser.

Ein fertig gefräster Stumpf in seiner Halterung ist in Abbildung 4.5 abgebildet.



Abb. 4.5: CNC-gefräster, standardisierter Zahnstumpf in Halterung

4.2.3 Kronenherstellung

Zur Herstellung der CAD/CAM-Kronen wurde ebenfalls ein STL-Datensatz erstellt (Version 2.8.8.5, Dental System, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark). Bei den Parametern wurde der kleinste gemeinsame Nenner der vom Hersteller beschriebenen Mindestschichtstärken berücksichtigt.

Folgende Parameter wurden angewandt:

- Okklusal: 1,5 mm
- Zervikal: 1,0 mm
- Zementspalt: 80 μm
- Passungsparameter: 15 μm

Die Okklusalfäche wurde anatomisch gestaltet (siehe Abbildung 4.6).

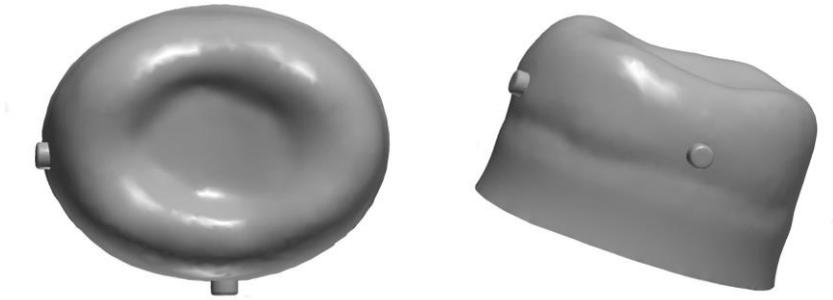


Abb. 4.6: STL-Datensatz der monolithischen Seitenzahnkrone Krone

Zusätzlich wurde jeweils vestibulär und mesial eine Markierung auf der Kronenaußenfläche angebracht, um später die exakte Positionierung der Proben sicherzustellen.

Das Fräsen aller Kronen erfolgte in CNC-Maschinen bei einem externen Zulieferer (Mikron HSM 400 GF Machining Solutions GmbH, Schorndorf, Deutschland). Die unterschiedlichen CNC-Fräsmaschinen sind in Tabelle 4.7 aufgelistet.

Tab. 4.7: Auflistung der in dieser Studie verwendeten CNC-Fräsmaschinen

Fräsblöcke	CNC-Fräsmaschinen
LP PM PA	Cybaman Replikator, Cybaman Technologies, Cheshire, UK
CD VE BC	Mikron MILL S400U, GF Machining Solutions, Genf, Schweiz

Nach Fertigstellung wurden alle Kronen lichtmikroskopisch auf Unversehrtheit überprüft.

Die Sinterung der Zirkoniumdioxidkronen LP, PM und PA erfolgte im Austromat 3100 (Dekema, Freilassing, Deutschland) nach den von den Herstellern empfohlenen Brennparametern. Die Kristallisation der Glaskeramik CD wurde im Programat EP3000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) durchgeführt. Sowohl die Sinterung als auch die Kristallisation erfolgte durch ein externes Dentallabor (siehe Tabelle 4.8).

Tab. 4.8: Brennparameter

Fräsblöcke	Brennparameter
LP	Raumtemperatur – 120 min; Raumtemperatur-800°C – 40 min; 800°C-1450°C – 65 min; 1450°C – 120 min; 1450°C-800°C – 45 min; 800-250°C – 30 min; 250°-Raumtemperatur
PM	Raumtemperatur-1450°C – 145 min; 1450°C – 120 min; 1450°C-Raumtemperatur – 145 min
PA	Raumtemperatur-1450°C – 145 min; 1450°C – 120 min; 1450°C-Raumtemperatur – 145 min
CD	500°C-820°C – 5 min 15 s; 820°C – 1 min; 820°C-750°C – 3 min; 750°C-50°C; abkühlen auf Raumtemperatur

4.2.4 Kronenbefestigung

Die adhäsive Befestigung der CAD/CAM-Kronen auf den Zahnstümpfen erfolgte nach Herstellerangaben.

Vor dem Zementieren der Kronen wurden alle CNC-gefrästen humanen Zahnstümpfe mit wässrigem Bimssteinpulver gereinigt, um Schleifpartikel zu entfernen, unter fließendem destilliertem Wasser abgespült und vorsichtig mit ölfreier Druckluft getrocknet. Die Dentinoberflächen der Stümpfe wurden 15 s lang mit 37%igem Phosphorsäuregel konditioniert. Nach Ablauf der Zeit erfolgte für 15 s eine gründliche Reinigung unter fließendem destillierten Wasser und eine vorsichtige Trocknung mit ölfreier Druckluft. Dabei wurde abermals darauf geachtet, das Dentin nicht auszutrocknen.

Alle Kronen wurden einheitlich mittels Lichthärtung festpolymerisiert. Die dazu verwendete Polywave-LED-Lampe mit halogenähnlichem Breitenspektrum (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wurde vor jedem Gebrauch auf ihre Lichtintensität überprüft (800 mW/cm²).

Lava Plus

- (1) Pulverstrahlen der Befestigungsfläche der Restauration mit Aluminiumoxidpulver (50 µm; 2 bar)

- (2) Reinigung der Restauration mit 70%igem Ethanol
- (3) 20 s Applikation von Scotchbond Universal auf den präparierten und konditionierten Zahnstumpf
- (4) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (5) 10 s Lichthärtung jeder Fläche
- (6) 20 s Applikation von Scotchbond Universal auf die Befestigungsfläche der Restauration
- (7) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (8) Applikation von RelyX Ultimate auf die Befestigungsfläche der Restauration
- (9) 2 s Lichthärtung, dann Überschussentfernung
- (10) 20 s Lichthärtung jeder Restaurationsfläche

Priti multidisc ZrO₂ Extra translucent

- (1) Pulverstrahlen der Befestigungsfläche der Restauration mit Aluminiumoxidpulver (110 µm; 3,5 bar)
- (2) 20 s Applikation von Scotchbond universal auf den präparierten und konditionierten Zahnstumpf
- (3) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (4) 10 s Lichthärtung jeder Fläche
- (5) 20 s Applikation von Scotchbond universal auf die Befestigungsfläche der Restauration
- (6) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (7) Applikation von RelyX Ultimate auf die Befestigungsfläche der Restauration
- (8) 2 s Lichthärtung, dann Überschussentfernung
- (9) 20 s Lichthärtung jeder Restaurationsfläche

Prettau Anterior

- (1) Pulverstrahlen der Befestigungsfläche der Restauration mit Aluminiumoxidpulver (110 µm; 3,5 bar)

- (2) 20 s Applikation von Scotchbond universal auf den präparierten und konditionierten Zahnstumpf
- (3) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (4) 10 s Lichthärtung jeder Fläche
- (5) 20 s Applikation von Scotchbond universal auf die Befestigungsfläche der Restauration
- (6) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (7) Applikation von RelyX Ultimate auf die Befestigungsfläche der Restauration
- (8) 1-2 s Lichthärtung, dann Überschussentfernung
- (9) 20 s Lichthärtung jeder Restaurationsfläche

Celtra Duo

- (1) Reinigung der Restauration mit 70%igem Ethanol
- (2) 30 s Konditionierung der Befestigungsfläche der Restauration mit 5%igem Flusssäuregel
- (3) Säuberung mit fließendem Wasser, Trocknung
- (4) 60 s Applikation von Calibra Silan auf die Befestigungsfläche der Restauration
- (5) Mit ölfreier Luft und starkem Luftdruck verpüsten
- (6) 20 s Applikation von Prime&Bond active auf den präparierten und konditionierten Zahnstumpf
- (7) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (8) 10 s Lichthärtung jeder Fläche
- (9) Calibra Ceram in dünner Schicht auf die Befestigungsfläche der Restauration auftragen
- (10) Manuelle Positionierung der Krone
- (11) 5 s Lichthärtung, dann Überschussentfernung
- (12) 20 s Lichthärtung jeder Restaurationsfläche

Vita Enamic

- (1) 10 s Reinigung der Restaurationsfläche mit Ethanol
- (2) 60 s Konditionierung der Befestigungsfläche der Restauration mit 5%igem Flusssäuregel
- (3) 60 s Säuberung unter fließendem Wasser, 20 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (4) Applikation von Vita Adiva C-Prime auf die Befestigungsfläche der Restauration
- (5) 5-10 s Anmischen von Vita Adiva T-Bond, Primer A + Primer B im Verhältnis 1:1
- (6) 30 s Applikation von Vita Adiva T-Bond auf den präparierten und konditionierten Stumpf
- (7) 15 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (8) 20 s Lichthärtung des Stumpfes
- (9) 30 s Applikation von Vita Adiva T-Bond auf den Stumpf
- (10) 15 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (11) 20 s Lichthärtung des Stumpfes
- (12) Applikation von Vita Adiva F-Cem auf die Befestigungsfläche der Restauration
- (13) Manuelle Positionierung der Krone
- (14) Überschussentfernung
- (15) Auftragen von Vita Adiva Oxy-Prevent auf die Restaurationsränder
- (16) 20 s Lichthärtung jeder Restaurationsfläche

Brilliant Crios

- (1) Pulverstrahlen der Befestigungsfläche der Restauration mit Aluminiumoxidpulver (50 µm; 1,5 bar)
- (2) Reinigung im Ultraschallbad, anschließende Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (3) Reinigung der Restauration mit 70%igem Ethanol
- (4) 20 s Applikation von One Coat 7 Universal auf die Befestigungsfläche der Restauration

- (5) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (6) 20 s Applikation von One Coat 7 Universal auf den präparierten und konditionierten Zahnstumpf
- (7) 5 s Trocknung mit ölfreier Druckluft
- (8) 10 s Lichthärtung jeder Fläche (Lichtintensität $\geq 800 \text{ mW/cm}^2$)
- (9) Applikation von DuoCem auf die Befestigungsfläche
- (10) Manuelle Positionierung der Krone
- (11) Überschussentfernung
- (12) 30 s Lichthärtung jeder Restaurationsfläche bei konstanter Krafteinwirkung von 6 N

4.3 Künstliche Alterung in vitro

Zur Simulation der künstlichen Alterung wurde ein Kausimulator (prematecF1000, wl-tex GmbH, Wertheim, Deutschland) mit dynamischer und zyklischer Belastung verwendet (siehe Abbildung 4.7). Für die Durchführung der Studie standen insgesamt sechs Kausimulatoren und drei Steuergeräte zur Verfügung. Mit der dazugehörigen Software (cera-m, wl-tex GmbH, Wertheim, Deutschland) konnten Zyklenzahl, Frequenz, minimale und maximale Kraft programmiert werden. Diese Parameter wurden im Versuchsdurchlauf von den Steuergeräten weiter auf die Kausimulatoren übertragen.

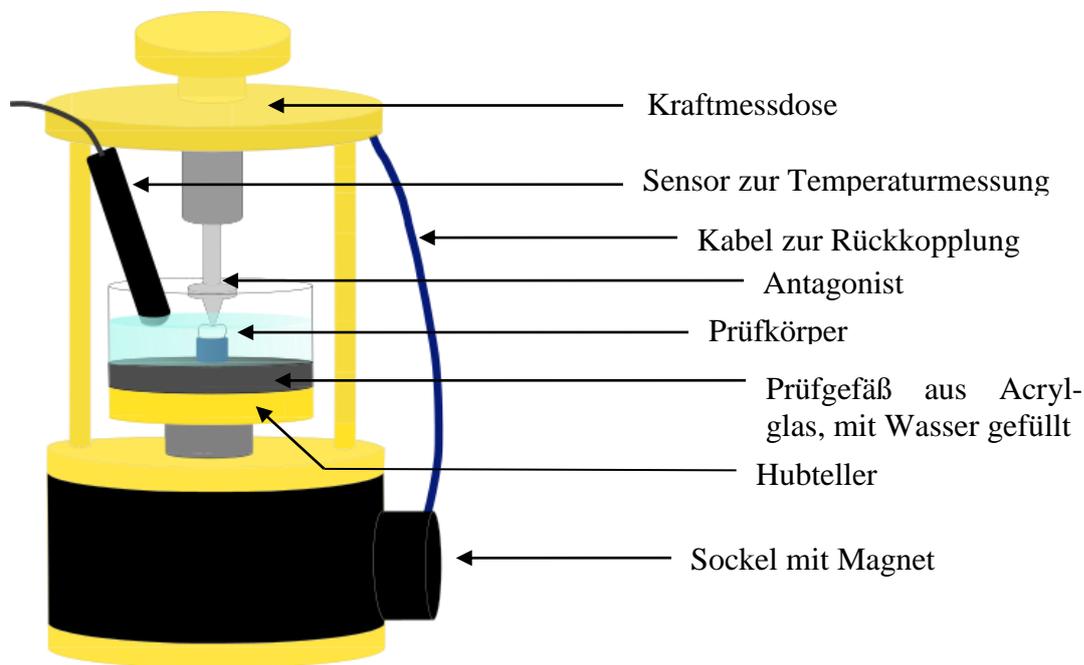


Abb. 4.7: Schematische Zeichnung des Kausimulators

Als Kraftquelle des Kausimulators diente ein Magnet, der sich im Sockel des Gerätes befand. Mithilfe eines Dehnungsmessstreifens maß eine Kraftmessdose im oberen Teil des Gerätes die aktuell auf den Prüfkörper wirkende Kraft. Kam es zu einem Kraftabfall oder einem Überschreiten des gewünschten Wertes, erfolgte eine direkte Korrektur. Durch diese Rückkopplung war zu jedem Zeitpunkt eine Kontrolle der Krafteinwirkung auf den Prüfkörper sichergestellt.

Vor der Prüfung wurde der Prüfkörper in einer Probenhalterung befestigt und in einem Prüfgefäß aus Aluminium und Acrylglas montiert. In der Mitte des Prüfgefäßes befand sich zu diesem Zweck eine zentrale Bohrung mit einem Durchmesser von 16 mm, in der

ein exakter Sitz der Probenhalterung gewährleistet war. Das Prüfgefäß wurde auf dem Hubteller im Kausimulator eindeutig positioniert.

Als Antagonist wurde ein an der Spitze abgerundeter Kegel (R1, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland) aus einer 1,4302 Edelstahllegierung (X5CrNi18-10) verwendet (siehe Abbildung 4.8). Die Vickershärte des Antagonisten betrug 385 VH, sein Durchmesser 2 mm, gemessen 1 mm über der Antagonistenspitze. Nach der Belastung eines jeden Prüfkörpers wurde der Antagonist ausgetauscht.

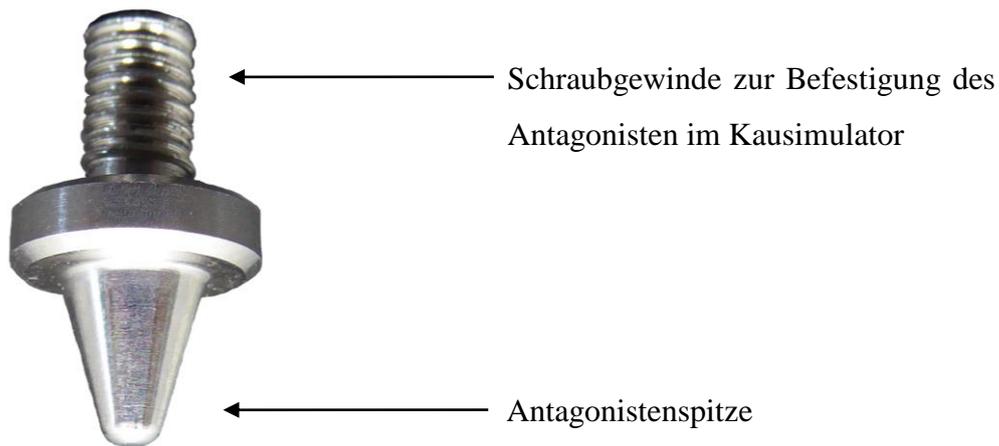


Abb. 4.8: Abbildung des Antagonisten

Während der gesamten Kausimulation bestand ein Ein-Punkt-Kontakt zwischen dem Antagonisten und der zentralen Fossa des Prüfkörpers. Der Prüfkörper wurde in vertikaler Richtung zyklisch belastet.

Es wurden folgende Parameter zur Kaubelastung gewählt:

- Zyklenzahl: 250.000
- Frequenz: 500 ms
- F (min): 50 N
- F (max): 500 N

Diese Belastung, die dem klinischen Einsatz einer Krone von der Dauer eines Jahres entspricht,^{96, 156} wurde viermal wiederholt (T1-T4). Insgesamt wurden die Kronen also über eine Belastungsdauer von circa vier Jahren untersucht.

Während der Prüfungen waren die Prüfgefäße mit destilliertem Wasser gefüllt, dessen Temperatur durch eine Heizspirale (2,5 Ω /m, ISOTAN, Isabellenhüte Heusler GmbH & Co. KG, Dillenburg, Deutschland) konstant bei $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ gehalten wurde. Verwendet wurden dazu zwei doppelstabilisierte Labornetzgeräte (Modell 6145, PeakTech GmbH, Ahrensburg, Deutschland), auf die pro Heizspirale eine Ausgangsspannung von 0,43 V und eine Stromstärke von 0,7 A gelegt wurden. Unter Anwendung der Parallelschaltung konnte das Wasser in allen sechs Prüfgefäßen gleichzeitig beheizt werden. Die Konstanz der Wassertemperatur sowie der Füllstand der Prüfgefäße wurden während der gesamten Versuchsdauer mit einem Sensor pro Simulationseinheit kontrolliert (ALL3418v2, Allnet, Germering, Deutschland).

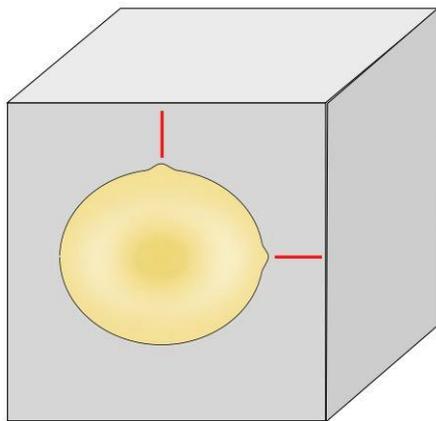
4.4 Analyse der Prüfkörper

4.4.1 *Optische Kohärenztomographie (OCT)*

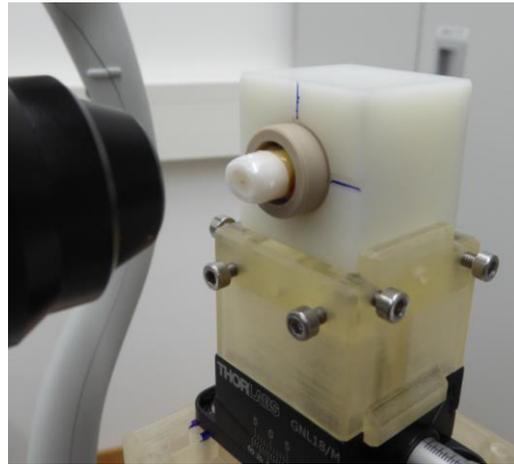
Zur zerstörungsfreien Analyse wurden Bildaufnahmen der Prüfkörper unmittelbar nach der Kronenbefestigung (T0), nach 250.000 Zyklen (T1), 500.000 Zyklen (T2), 750.000 Zyklen (T3) und 1 Mio. Zyklen (T4) mittels optischer Kohärenztomographie (OCT) angefertigt. Hierfür wurde eine SD-OCT (RS-3000, NIDEK Co., LTD., Gamagori, Aichi, Japan) mit der dazugehörigen Software NAVIS-EX (Vers. 1.5.1.2, NIDEK Co., LTD., Gamagori, Aichi, Japan) verwendet. Die Bildaufnahme erfolgte bei einer Wellenlänge von 880 nm bei einer räumlichen Auflösung von 20 μm .

Zwischen den Versuchen im Kausimulator und den Bildaufnahmen in der OCT wurden die Prüfkörper durchgehend feucht im destillierten Wasser gelagert. Zur eindeutigen und reproduzierbaren Positionierung der Prüfkörper in der OCT wurde eine würfelförmige Halterung mit Markierungen angefertigt, in welche die Prüfkörper eingespannt werden konnten (siehe Abbildung 4.9a).

Vor der Linse der OCT wurde eine eigens zu diesem Zweck 3D-gedruckte Plattform (siehe Abbildungen 4.9b) montiert, die eine eindeutige Positionierung der würfelförmigen Halterung erlaubte. Somit konnte der Zentralstrahl der OCT stets senkrecht zur Okklusionsfläche ausgerichtet werden.



a.



b.

Abbildung 4.9: a. Schematische Darstellung der würfelförmigen Halterung zur exakten Positionierung des Prüfkörpers; b. Prüfkörper in würfelförmiger Halterung in der OCT positioniert

Zur exakten Positionierung des Prüfkörpers wurde ein Goniometer (GNL18/M, Thorlabs Inc., Newton, New Jersey, USA) an der 3D-gedruckten Plattform angebracht. Abschließend erfolgte eine zusätzliche optische Kontrolle der Endposition mit einer Schablone am Computerbildschirm (siehe Abbildung 4.10).

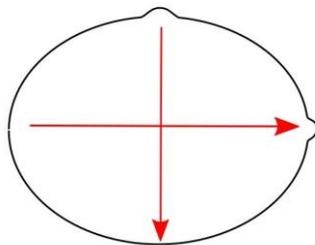


Abb. 4.10: Schablone zur Kontrolle der Prüfkörperpositionierung in der OCT

Die Bildaufnahmen über die OCT-Kamera wurden alle im Retina-Modus des RS-3000 vorgenommen. Dabei erfolgte zuerst die Einstellung des Fokus auf ein Maximum von 10.0 dpt, um eine optimale Bildschärfe zu erreichen und eine bessere Beurteilung der Positionierung zu ermöglichen. Es folgte die oben beschriebene Ausrichtung des Prüfkörpers im Modus *Macula Cross*, wobei das rote Kreuz vom Bildschirm fadenkreuzähnlich auf die Schablone übertragen wurde, um die korrekte Positionierung der Schablone zu kontrollieren (siehe Abbildung 4.11). Der Umriss der Krone im OCT-Bild wurde an-

schließlich auf den Ring der Schablone angepasst, der dem zuvor ermittelten Umriss einer Krone in zentraler Stellung entsprach.

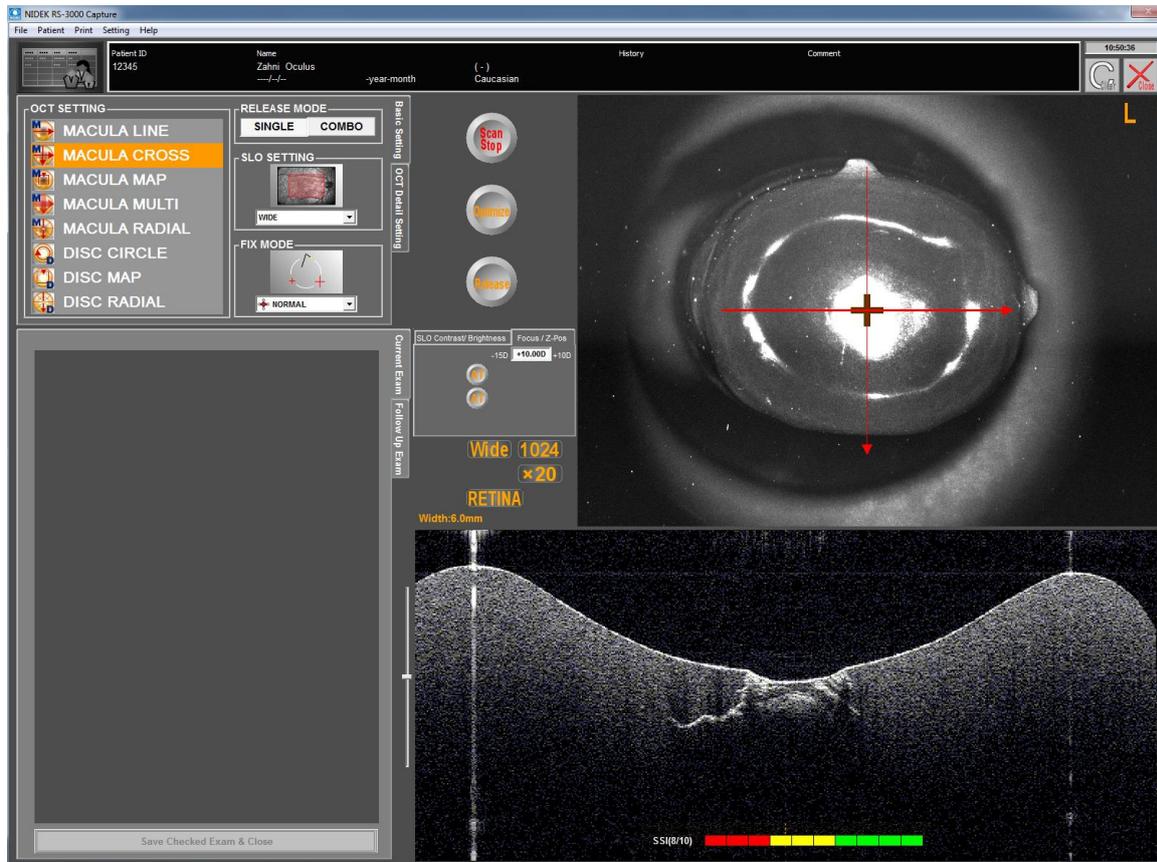


Abb. 4.11: Anwendung des Modus Macula Cross nach erfolgter Positionierung des Prüfkörpers

Im zweiten Schritt wurde auf den Modus *Macula Map* umgeschaltet (siehe Abbildung 4.12). Hier wurde automatisch ein Areal festgelegt, in dem beim Auslösen der Kamera 128 Querschnittsbilder in Stapelform und Y-Achsen-Richtung aufgenommen wurden.

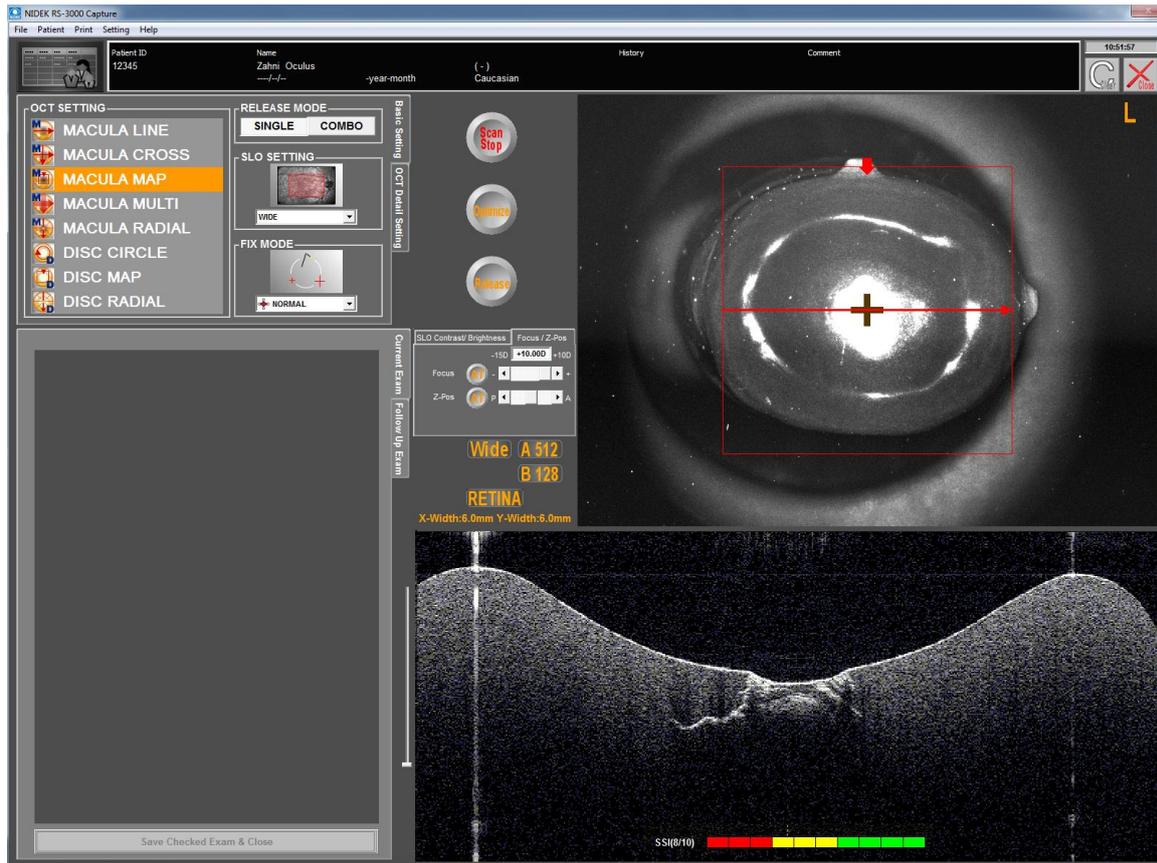


Abb. 4.12: Anwendung des Modus Macula Map

Über *Patient export* wurden die Aufnahmen im Bitmap-Format auf einen USB-Datenträger exportiert. Die 128 Querschnittsbilder sowie jeweils eine Aufsichtsaufnahme im Bitmap- und eine im JPEG-Format wurden abgespeichert.

4.4.2 Analyse mit ImageJ

Zur Auswertung der OCT-Bilder wurden alle 128 Querschnittsbilder eines Prüfkörpers in die Software ImageJ (ver.1.52f, Wayne Rasband, NIH, USA) importiert und über die Applikation *Image* → *Stacks* → *Images to Stacks* zu einer 3D-Schichtaufnahme zusammengefügt.

Um eine Untersuchung derselben Schichtebenen zu ermöglichen, die später unter dem Lichtmikroskop untersucht wurden, erfolgte die Berechnung der korrespondierenden Querschnittsbilder mittels Dreisatz. Dabei wurde berücksichtigt, dass später in oro-vestibulärer Richtung 1 mm dicke Scheiben aus dem Prüfkörper geschnitten werden sollten, wobei zusätzlich für jeden Schnitt 0,4 mm Sägeverschnitt berechnet werden mussten.

Pro Prüfkörper wurden vier Scheiben geschnitten, die von beiden Seiten analysiert wurden. Folglich ergaben sich acht Messstellen pro Prüfkörper.

Das Schneiden der Kronen erfolgte nach dem in Kap. 4.5.4. beschriebenem Vorgehen. Gemessen von einer oral angelegten Tangente befanden sich die untersuchten Schichten an den in Tabelle 4.9 und Abbildung 4.13 aufgeführten Stellen:

Tabelle 4.9: Auflistung der makroskopischen Schnitte mit korrelierenden SD-OCT-Bildern

Messstelle	Makroskopischer Schnitt	OCT-Bild Nr.
a1	1,0 mm	103
a2	2,0 mm	88
b1	2,4 mm	82
b2	3,4 mm	67
c1	3,8 mm	61
c2	4,8 mm	46
d1	5,2 mm	40
d2	6,2 mm	25

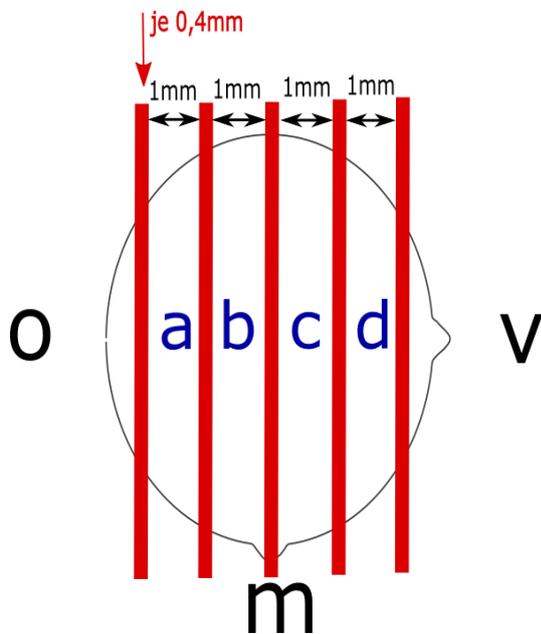


Abb. 4.13: Schematische Darstellung der Schnittsetzung und Übertragung der Messstellen auf die OCT-Aufnahmen

In den errechneten acht Bildern wurden mithilfe von ImageJ die Kontaktbeschädigungen untersucht, die von der *Occlusal Contact Area* (OCA) ausgingen, was sowohl Risse als auch oberflächliche Substanzverluste beinhaltet. Diese Schäden wurden als maximale Defektausbreitung (DA) klassifiziert und in vertikaler und horizontaler Richtung vermessen.

Oberflächliche Substanzverluste bewirkten, dass der tiefste Punkt der Fossa nicht als Ausgangspunkt für die Messungen verwendet werden konnte, da er sich durch den fortschreitenden Defekt verändert (siehe Abbildung 4.14 a).

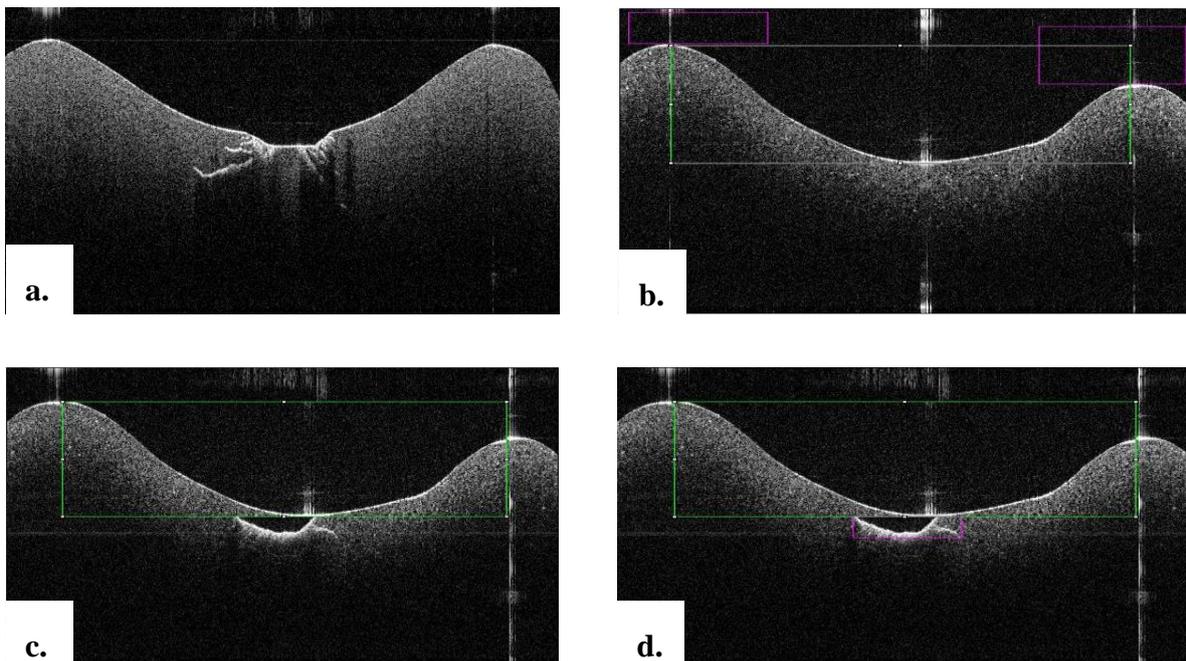


Abb. 4.14: a. Beispiel einer OCT-Aufnahme mit oberflächlichen Substanzverlusten, die keine eindeutige Bestimmung des tiefsten Punkts der Fossa erlaubt; b. Bestimmung des tiefsten Punkts der Fossa; c. Übertragung des Referenzausschnitts auf den Prüfkörper; d. Vermessung der maximalen DA in vertikaler und horizontaler Richtung

Um die ursprüngliche Oberfläche zu reproduzieren und dadurch einen Referenzpunkt für die Messungen zu erhalten, wurde von jeder Schicht ein Referenzausschnitt zum Zeitpunkt T0 genommen, der den tiefsten Punkt der Fossa markiert (siehe Abbildung 4.14 b). Dazu wurde die Applikation *Rectangle* verwendet. Als Orientierungspunkte für das Rechteck dienten die Tangentialpunkte der Höckerspitzen und der tiefste Punkt der Fossa.

Wie in der Abbildung 4.14 c dargestellt, konnte der Referenzausschnitt auf die Aufnahmen zu den Zeitpunkten T1-T4 übertragen werden. Die Höckerspitzen dienten dabei als Orientierung.

Ausgehend vom Referenzausschnitt erfolgte die Vermessung der DA in horizontaler und vertikaler Richtung mithilfe eines weiteren Rechtecks, dessen obere Seite mit der unteren Seite des Referenzausschnitts in Deckung gebracht wurde (siehe Abbildung 4.14 d).

Über die Applikation *Edit* → *Selections* → *Specify...* konnten die Seitenlängen des Rechtecks bestimmt werden.

Die Vermessung der DA erfolgte dreimal je Messstelle. Anschließend wurde aus den Messungen der Mittelwert gebildet und die Pixelwerte in eine Excel-Tabelle übertragen.

4.4.3 Bestimmung des Brechungsindex

Da es sich bei OCT-Aufnahmen um optische Bilder handelt, bewirken nicht nur unterschiedliche Materialien, sondern auch unterschiedliche Schichtstärken der Kronen an verschiedenen Stellen optische Verzerrungen der Bildinformationen (siehe Abbildungen 4.15 und 4.16). Um die mit der OCT ermittelten Bilder hinsichtlich realer metrischer Werte auswerten zu können, musste für jedes Material der Brechungsindex bzw. die optische Dichte n bestimmt werden. Mithilfe dieses Wertes konnten die in Pixeln bestimmten Tiefen des verzerrten OCT-Bildes in reale Größen umgerechnet werden.

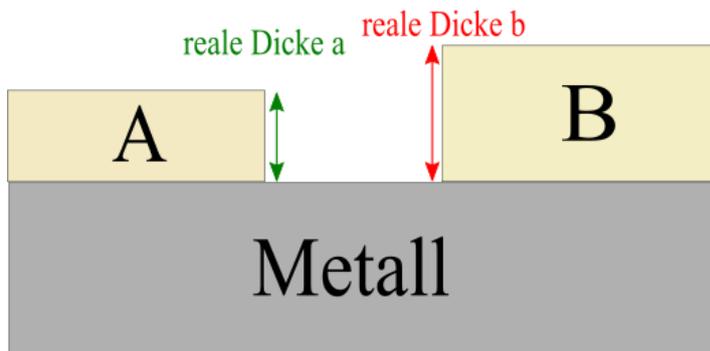


Abb. 4.15: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Bestimmung des Brechungsindex - reales Bild

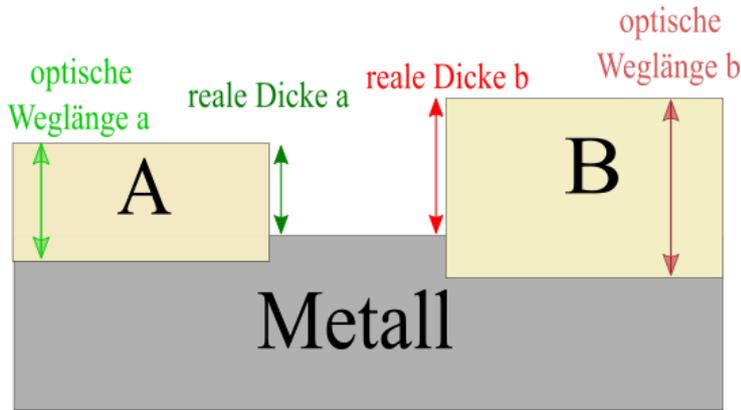


Abb. 4.16: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Bestimmung des Brechungsindex - optisches Bild mit Verzerrung

Wie von *Oguro et al.* beschrieben,¹⁴² wurden von jedem Prüfmaterial eine 0,5 mm dicke Scheiben geschnitten und spaltfrei auf einer Metallplatte befestigt. Die Scheiben mussten dünn genug sein, damit die Lichtstrahlen der OCT das Material durchdringen und von der Metallplatte darunter vollständig reflektiert werden konnten. Der Brechungsindex n wurde mit folgender Formel berechnet:

$$n = \frac{\text{OPL}}{t}$$

n	=	Brechungsindex
OPL	=	Optische Weglänge /Optical Path Length
t	=	Dicke

Die optische Weglänge entsprach dabei der Differenz $Z_2 - Z_0$, die der realen Dicke t der Differenz $Z_1 - Z_0$ (siehe Abbildung 4.17). Aus diesen Annahmen ergab sich folgende Formel:

$$n = \frac{Z_2 - Z_0}{Z_1 - Z_0}$$

Z_0	=	Oberfläche des Prüfkörper
Z_1	=	Oberfläche der Metallplatte
Z_2	=	Optisch verzerrte Unterseite des Prüfkörpers

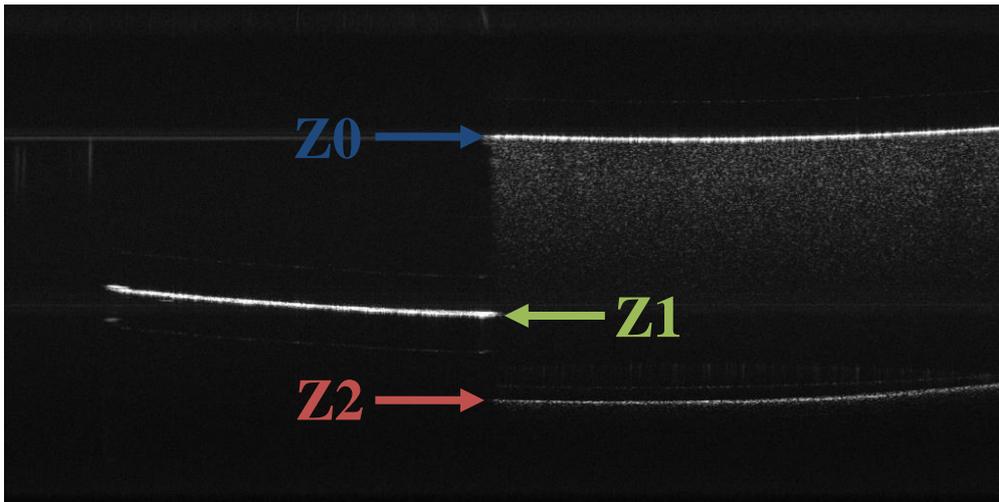


Abb. 4.17: OCT-Aufnahme des Testprüfkörpers zur Bestimmung des Brechungsindex

Die Werte von Z_0 , Z_1 und Z_2 konnten im Programm ImageJ ermittelt werden.

Von jedem Material wurden fünf Scheiben untersucht und die Ergebnisse gemittelt, um den Brechungsindex zu erhalten. Zur Validierung des Vorgehens wurde außerdem ein Mikroskopierträger aus Glas untersucht, dessen Brechungsindex vor der Untersuchung bereits bekannt war.

Die laterale Ausbreitung der Risse konnte mit dem Quotienten aus Scanbreite und Pixelweite berechnet werden.

Die ermittelten Brechungsindizes und die Pixelwerte finden sich in Tabelle 11.1 im Anhang.

4.4.4 Farbstoffpenetration

Zur besseren Darstellung der Risse im Lichtmikroskop wurden alle Prüfkörper im Anschluss an die abschließende OCT-Untersuchung (T4) für 24 h in einer 0,5%igen Fuchsinlösung gelagert. Dazu wurde basisches Fuchsin (C.1. 42510, Carl Roth, GmbH+Co. KG, Karlsruhe, Deutschland, Chargennummer: 276244301, Haltbarkeitsdatum: 12.05.2022) nach Herstellerangaben mit destilliertem Wasser angesetzt. Die Lagerung erfolgte ISO-konform (ISO/TS 11405:2003) bei Raumtemperatur ($23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$). Da die Wurzeln der verwendeten humanen Stümpfe vollständig in Stumpfaufbaumaterial eingebettet waren, konnte ausgeschlossen werden, dass eine Farbstoffpenetration über das Foramen apicale erfolgte.

Nach 24 h Einwirkzeit der Fuchsinlösung wurde der Farbstoff unter fließendem destillierten Wasser gründlich abgespült. Im Anschluss wurde der Prüfkörper vorsichtig mit ölfreier Druckluft getrocknet.

Das Sägen der Prüfkörper in 1 mm dicke Scheiben erfolgte mit einem Präzisionstrenner (IsoMet1000, Chargennummer: L114255-R4Buehler, Illinois, USA) unter Wasserkühlung und mit einer Geschwindigkeit von 975 U/min. Dazu wurde ein diamantiertes Sägeblatt (IsoMet 15 LC, Buehler, Illinois, USA) verwendet.

Zur reproduzierbaren Positionierung der Prüfkörper in der Säge wurde eine individuell konstruierte Halterung benutzt, die bei allen Prüfkörpern eine identische Schnittfolge gewährleistete. Beim Einspannen der Prüfkörper in die Halterung wurde sorgfältig auf eine korrekte Positionierung geachtet, um eine Vergleichbarkeit der Schnitte mit den entsprechenden OCT-Bildern zu ermöglichen (siehe Abbildung 4.18).

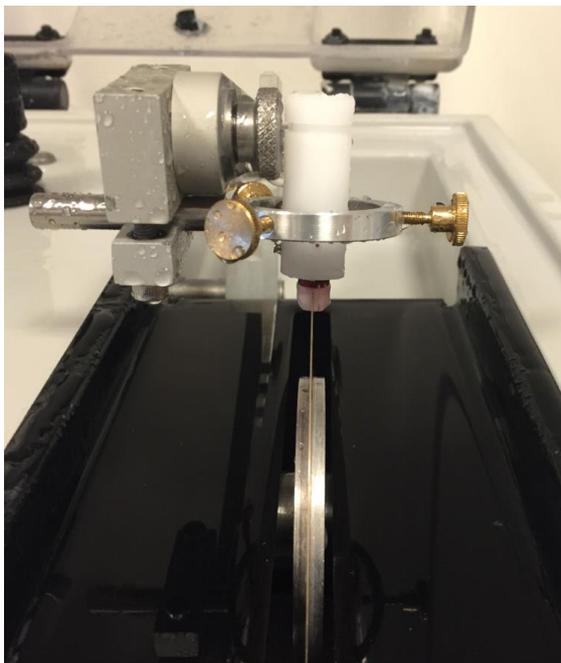


Abb. 4.18: In der IsoMet1000 positionierter Prüfkörper

Wie in Abbildung 4.13 dargestellt, ergaben sich 4 Scheiben mit je 1 mm Durchmesser. Zwischen jeder Scheibe ging durch Schnittverlust des Sägeblatts 0,4 mm Substanz verloren. Alle Scheiben wurden durch einen horizontalen Schnitt etwa 2-3 mm unterhalb des Kronenrandes vom Stumpf abgetrennt. Die orale Randscheibe (o) und die vestibuläre (v) wurden verworfen.

Die vier Scheiben wurden von jeder Seite mit einem Schleifblatt der Körnung P 320 (Grit 280, Chargennummer 5094108; Leco Corporation, St. Joseph, USA) manuell poliert. Unter fließendem destillierten Wasser wurden die Schleifpartikel entfernt. Mit einem Pur-Zellin-Zellstofftupfer wurden die Scheiben vorsichtig getrocknet. Die vestibuläre Fläche einer jeden Scheibe wurde zur besseren Zuordnung mit einer Punktmarkierung versehen.

4.4.5 Digitale Lichtmikroskopie

Die lichtmikroskopische Analyse der Scheiben erfolgte mit einem digitalen Lichtmikroskop (Smartzoom 5, Zeiss, Jena, Deutschland) und dem Objektiv PlanApo D 1.6x/0.1 FWD 36 mm. Die Auswertung wurde mit der dazugehörigen Software Smartzoom 5 (Version 1.1, Zeiss, Jena, Deutschland) bei 34facher Vergrößerung durchgeführt.

Zur Optimierung der Bildqualität wurde die Tiefenschärfe mit dem Modus EDF (Extended Depth of Field) verbessert.

Die Vermessung der Risse erfolgte analog zur Auswertung der OCT-Bilder in der Software ImageJ. Um die von der Software errechneten Pixelwerte in reale Größen umzurechnen, wurde eine in vertikaler und horizontaler Richtung je 1 mm lange Markierung vermessen (1 Pixel = 0,0057 mm). Davon ausgehend konnten die Pixelwerte der maximalen Defektausbreitung über Dreisatz in Millimeter umgerechnet werden.

4.5 Auswertung und statistische Analyse

Die statistische Auswertung der ermittelten Werte erfolgte mit dem Programm SPSS Statistics (Version 25, IBM, Armonk, NY, USA). Alle erhobenen Daten der 48 Prüfkörper, die auf sechs Prüfgruppen aufgeteilt wurden ($n=8$), wurden mit einbezogen. Eine externe biometrische Beratung wurde durch Dr. Johannes Herrmann durchgeführt.

Die statistische Auswertung der maximalen DA in horizontaler und vertikaler Richtung, die mit der OCT ermittelt wurde, wurde mit einer Kovarianzanalyse (ANCOVA) durchgeführt. Dabei wurden der Faktor „CAD/CAM-Material“ und die Kovariate „Anzahl der Zyklen“ verwendet. Die Modellierung der Varianzheterogenität aus Faktor „CAD/CAM-Material“ wurde mit dem Verfahren MIXED durchgeführt. Die Prüfung der maximalen

DA in horizontaler und vertikaler Richtung erfolgte getrennt in zwei unabhängigen Modellen.

Zum Zeitpunkt T4 gemessene Daten im OCT-Bild wurden als Kontrolle mit den korrespondierenden Schichten verglichen, die mittels digitaler Lichtmikroskopie aufgenommen wurden. Die statistische Auswertung erfolgte mit der 2x4 ANOVA-Methode, wobei die Varianzheterogenität ebenfalls mit dem Verfahren MIXED modelliert wurde. Die beiden Methoden „OCT“ und „digitale Lichtmikroskopie“ wurden innerhalb der vier Materialien, in denen Defekte auftraten, gegeneinander verglichen.

Aufgrund des Risikos einer α -Fehlerkumulation wurden die p-Werte mit der Bonferroni-Methode korrigiert. Das Signifikanzniveau betrug $p < 0,05$.

5 Ergebnisse

5.1 Äußere Kontaktbeschädigung

Im Anschluss an die zyklische Kausimulation wurde die Occlusal Contact Area (OCA) aller Prüfkörper lichtmikroskopisch untersucht, wozu eine 95fache Vergrößerung gewählt wurde. In Abbildung 5.1 ist für jede Prüfgruppe ein typisches Beispiel einer OCA nach einer Belastung von 1 Mio. Zyklen dargestellt.

Die Prüfkörper der Materialien Lava Plus (LP) und Priti Multidisc ZrO₂ Extra translucent (PM) zeigten bei keinem der acht Prüfkörper oberflächliche Kontaktbeschädigungen.

Im Fall von Prettau Anterior (PA) hingegen traten bei drei von acht Prüfkörpern oberflächliche Kontaktbeschädigungen auf (siehe Abbildung 5.1), allerdings nur bei den Prüfkörpern, bei denen sowohl in lichtmikroskopischen Schnitten als auch mittels OCT innere Schäden nachgewiesen werden konnten.

Die zirkoniumdioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik Celtra Duo (CD) zeigte bei allen Prüfgruppen eine unscharf begrenzte OCA, deren periphere Ausbreitung von allen untersuchten Materialien am größten war. Mit einer Sonde konnten von der OCA ausgehende oberflächliche Risse detektiert werden.

Bei Vita Enamic (VE), der Hybridkeramik, konnte die OCA mit dem größten Radius beobachtet werden. Anders als bei CD war die OCA scharf begrenzt.

Das CAD/CAM-Komposit Brilliant Crios (BC) zeigte eine kleine OCA mit scharf begrenztem Umriss, bei der eine verschleißfreie Zone im Inneren imponierte. Risse und andere oberflächliche Schäden außerhalb der OCA konnten weder lichtmikroskopisch noch mit einer Sonde nachgewiesen werden.

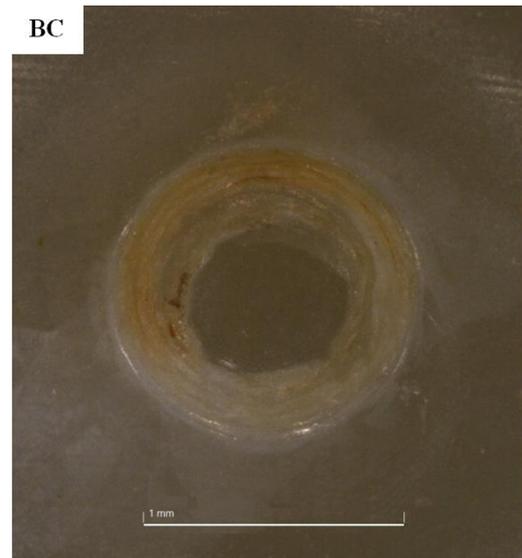
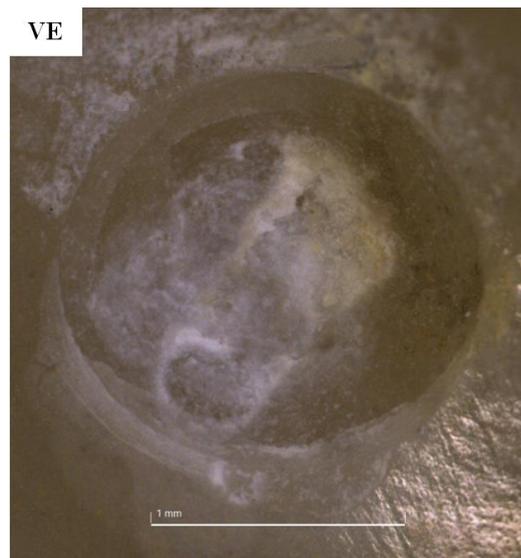
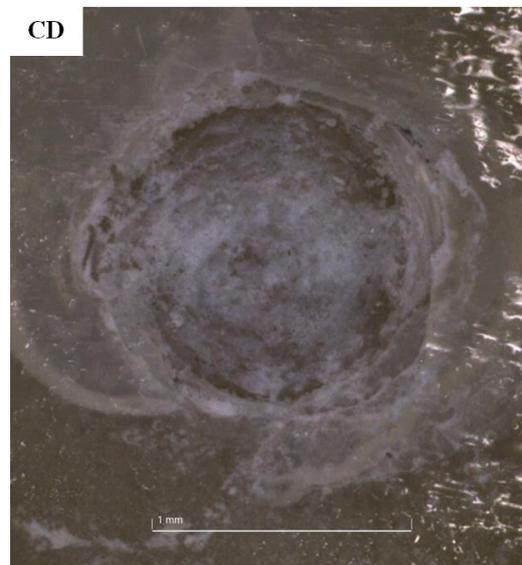
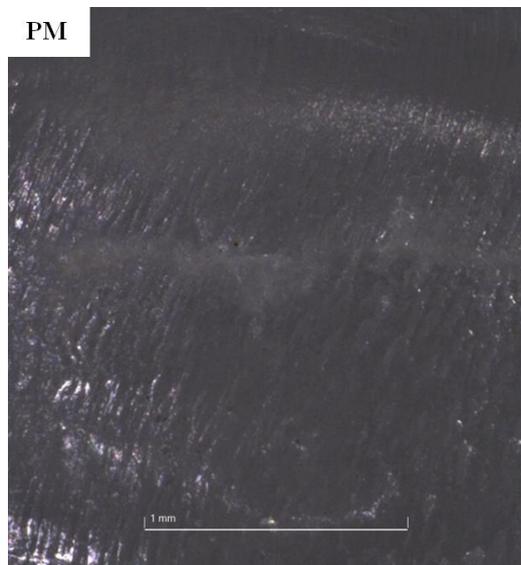
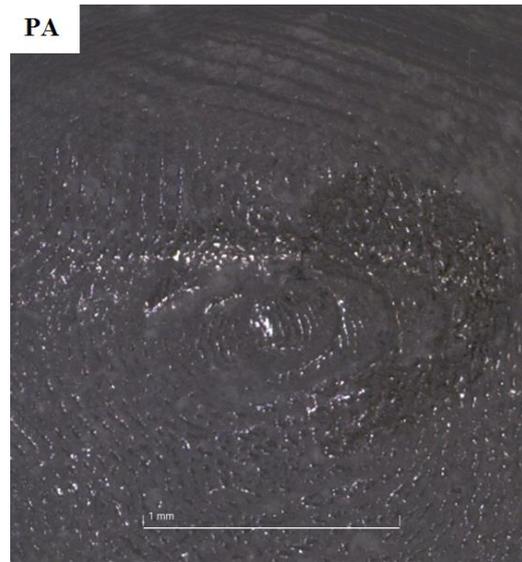
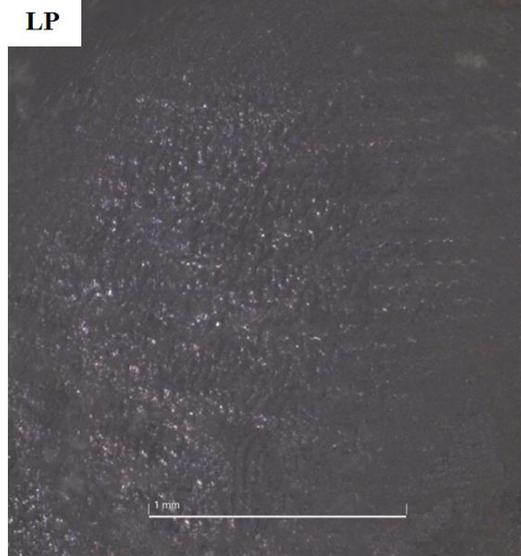


Abb. 5.1: Lichtmikroskopische Aufnahmen der Occlusal Contact Area (OCA); Maßstabsbalken = 1 mm

5.2 Innere Kontaktbeschädigung

5.2.1 *Optische Kohärenztomographie (OCT)*

Die inneren Kontaktbeschädigungen der 48 Prüfkörper wurden mittels optischer Kohärenztomographie (OCT) vor Kausimulation (T0) und nach jeweils 250.000 Zyklen Wechsellast (T1-T4) untersucht, bis zu einem Maximum von 1 Mio. Zyklen. Die maximale Defektausbreitung (DA) wurde in vertikaler und horizontaler Richtung vermessen.

In den Boxplots der Abbildungen 5.2 und 5.3 sind die maximale vertikale und horizontale DA der einzelnen Materialien zu den einzelnen Zeitpunkten T0-T4 aufgeführt.

Bei den Prüfkörpern der Gruppen LP und PM konnten keine Defekte, zum Beispiel in Form von Mikrorissen, nachgewiesen werden. Die Prüfgruppe PA wiederum zeigte bei drei von acht Prüfkörpern zum Zeitpunkt T3 Kegelrisse, deren Ausdehnung zum Zeitpunkt T4 eine Progredienz aufwies.

In den Prüfgruppen CD, VE und BC traten bei allen acht Prüfkörpern bereits zum Zeitpunkt T1 innere Kontaktbeschädigungen auf. Zu den Zeitpunkten T2 bis T4 kam es in jedem Fall zu einem Fortschreiten der maximalen DA, sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung.

CD zeigte zum Zeitpunkt T1 bereits eine größere Defektausbreitung als alle anderen Materialien zum Zeitpunkt T4. Im weiteren Verlauf kam es zu oberflächlichen, scharfkantigen Defekten und einer Häufung von Kegelrisse (siehe Abbildung 5.7). Bei zwei Prüfkörpern konnten zudem partielle Kegelrisse nachgewiesen werden.

Die Hybridkeramik VE wies sich ausbreitende oberflächliche Defekte auf. Anders als bei CD entsprachen diese der runden Form des Antagonisten (siehe Abbildung 5.8). Ausgehend von diesen Defekten traten fortschreitend Risse auf, die teilweise als Kegelrisse beschrieben werden können.

Ergebnisse

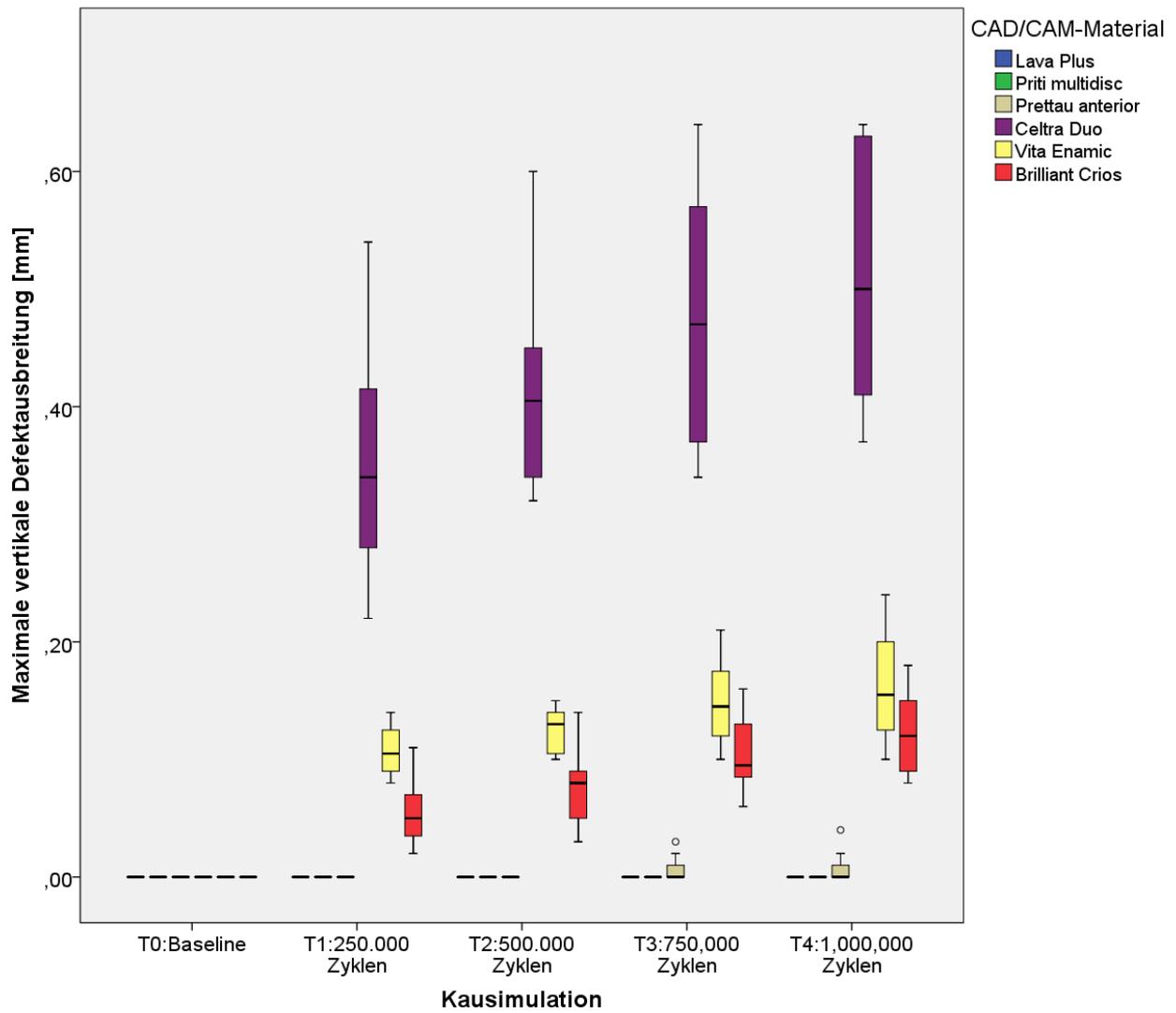


Abb. 5.2: Boxplot-Diagramm der maximalen vertikalen DA im OCT zu den Zeitpunkten T0 - T4

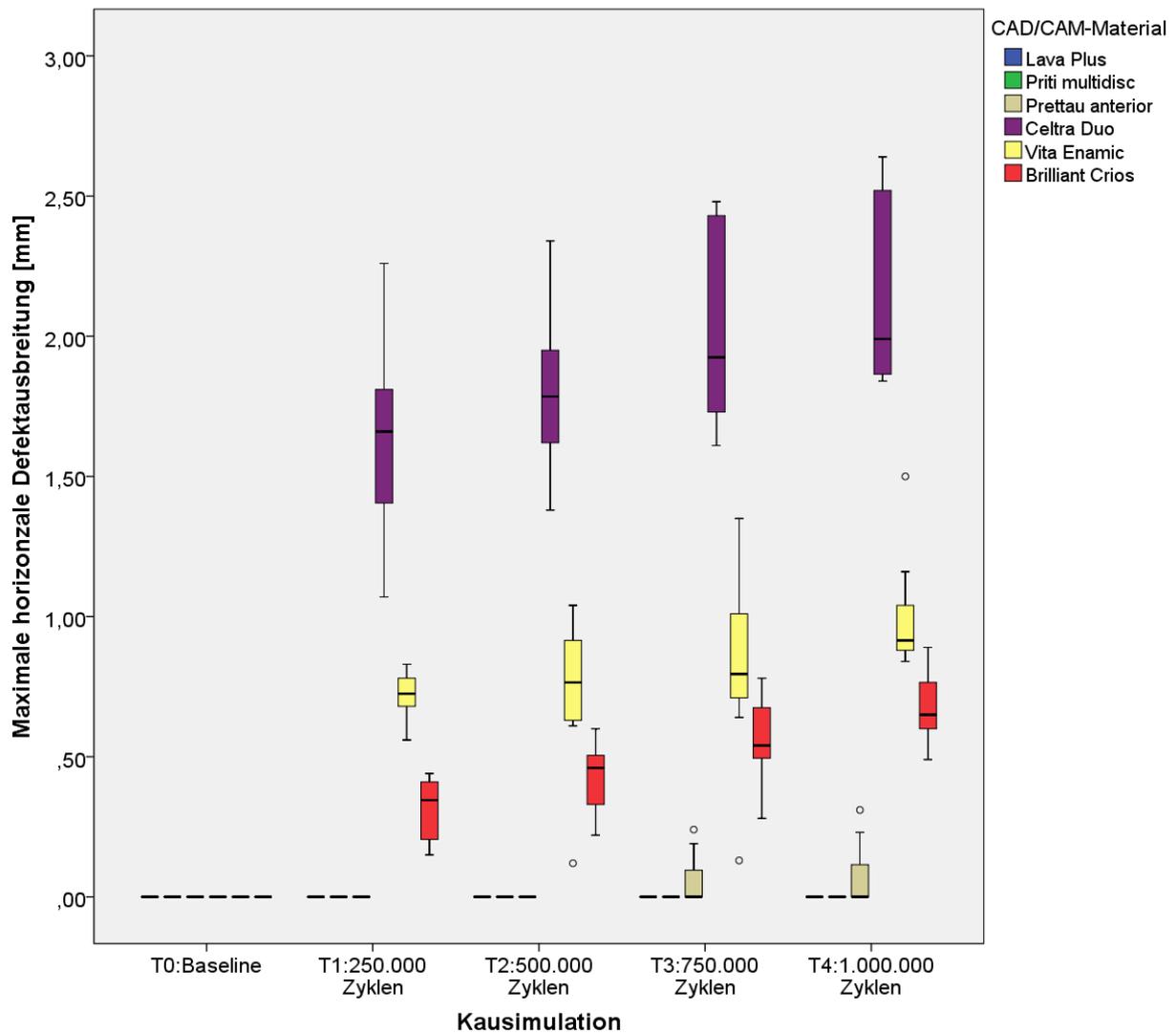


Abb. 5.3: Boxplot-Diagramm der maximalen *horizontalen* DA im OCT zu den Zeitpunkten T0-T4

Auch bei BC konnte ein Fortschreiten der Defekte von Zeitpunkt T0 bis T4 beobachtet werden, wobei die maximale DA in vertikaler und horizontaler Richtung deutlich kleiner war als bei CD und VE, jedoch größer als bei PA. Die unter der OCA entstehenden Mikrorisse bildeten sich in ihrem Fortschreiten immer mehr zu Rissen, die optisch Kegelrissen ähneln.

Der Entwicklungsverlauf der inneren Kontaktbeschädigung zu den Zeitpunkten T0 bis T4 ist in der Tabelle 5.1 zusammengefasst.

Tab. 5.1: Linearer Verlauf der horizontalen und vertikalen DA in der OCT zu den Zeitpunkten T0-T4

	Maximale vertikale Defektausbreitung				Maximale horizontale Defektausbreitung			
	Schätzwert	<i>p</i> -Wert	95% Konfidenzintervall		Schätzwert	<i>p</i> -Wert	95% Konfidenzintervall	
<i>Untergrenze</i>			<i>Obergrenze</i>	<i>Untergrenze</i>			<i>Obergrenze</i>	
LP	/	/	/	/	/	/	/	/
PM	/	/	/	/	/	/	/	/
PA	0,001	0,855	0,013	0,016	0,014	0,813	0,109	0,136
CD	0,053	0,002	0,021	0,086	0,179	0,002	0,072	0,285
VE	0,129	0,001	0,008	0,029	0,094	0,027	0,011	0,176
BC	0,023	0,000	0,013	0,034	0,122	0,000	0,079	0,164

5.2.2 *Digitale Lichtmikroskopie*

Zur Kontrolle der mittels OCT untersuchten inneren Kontaktbeschädigungen wurde eine abschließende Untersuchung mit Hilfe eines digitalen Lichtmikroskops durchgeführt. Dazu wurden die Prüfkörper nach dem in Kapitel 4.5.4 beschriebenen Verfahren geschnitten. Insgesamt wurden pro Prüfkörper acht Schnittebenen untersucht, wobei den lichtmikroskopischen Bildern korrelierende OCT-Schichtaufnahmen zugeordnet werden konnten.

In der Abbildung 5.4 sind exemplarisch Aufnahmen der Kontaktbeschädigung nach einer Belastung von 1 Mio. Zyklen (T4) in Lichtmikroskop und OCT einander gegenübergestellt.

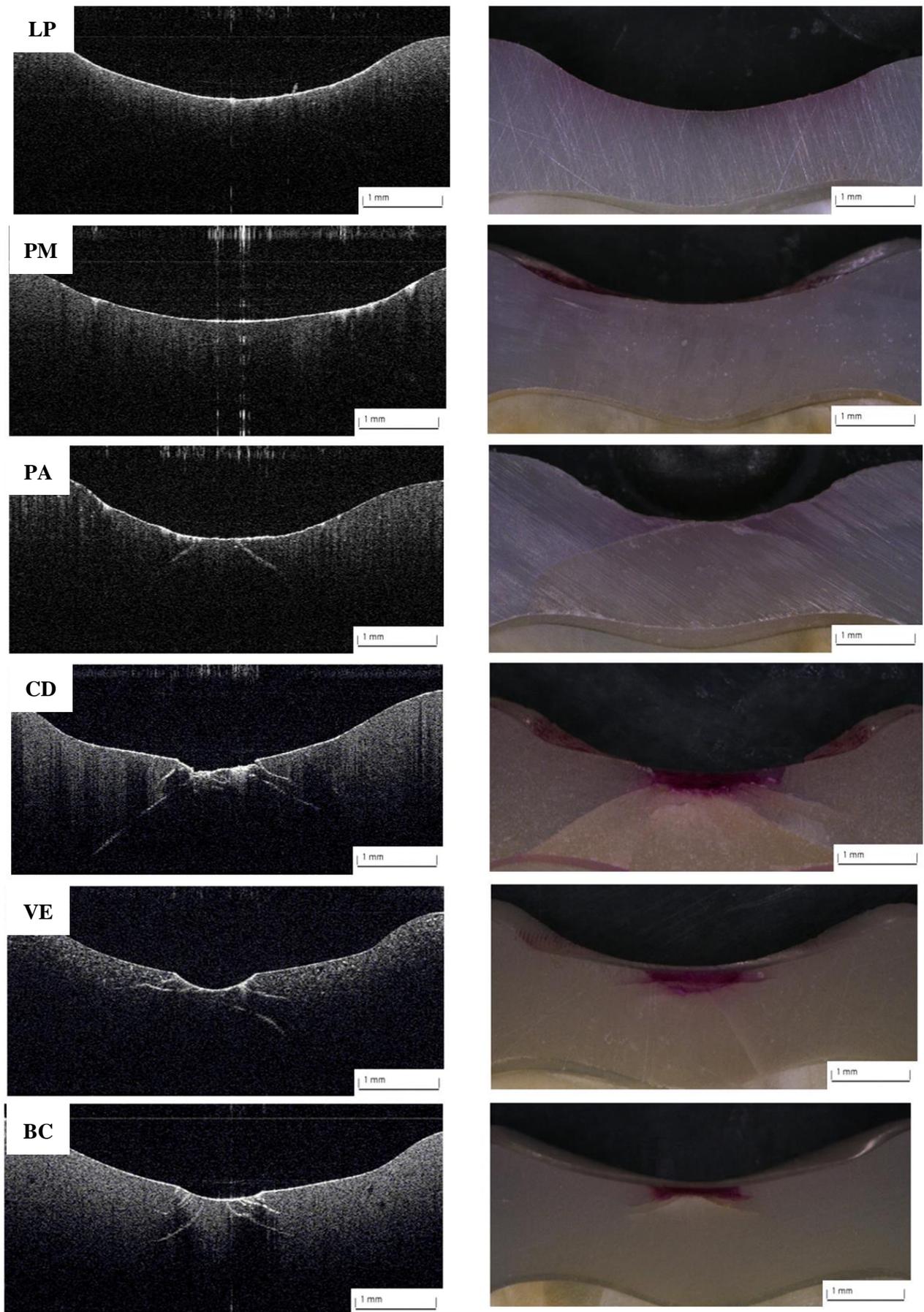


Abb. 5.4: Exemplarische Gegenüberstellung der Aufnahmen von der c1-Schicht, OCT (T4) und digitales Lichtmikroskop

In den Abbildungen 5.10 und 5.11 sind Boxplot-Diagramme aufgeführt, die die maximale vertikale und horizontale DA der untersuchten sechs Materialien darstellen. Es werden die zum Zeitpunkt T4 im OCT-Bild gemessenen Werte mit denen der digitalen Lichtmikroskopie abgebildet. Die Ergebnisse sind tabellarisch in Tabelle 5.3 zusammengefasst.

Bei Prüfkörpern der Prüfgruppen LP und PM konnten weder in OCT-Aufnahmen noch mit digitaler Lichtmikroskopie innere Kontaktbeschädigungen gezeigt werden.

Die Prüfgruppe PA zeigte bei insgesamt drei Prüfkörpern ein Auftreten von Kegelrissen an den Messstellen.

Bei CD trat sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung die größte DA auf. Dabei kam es zu einer Häufung von Kegelrissen unterhalb der OCA. Bei zwei Prüfkörpern konnten auch partielle Kegelrisse nachgewiesen werden. Die in Kapitel 5.2.1 beschriebenen oberflächlichen Defekte waren sowohl lichtmikroskopisch als auch mit der OCT sichtbar.

Die Hybridkeramik VE wies analog zu Kapitel 5.2.1 die größten Oberflächendefekte auf. Die maximale DA in vertikaler und horizontaler Richtung war weniger ausgeprägt als bei CD, aber größer als bei BC. Dabei kam es ausgehend von den Oberflächendefekten zu Kegelrissen, aber auch zu Rissen, die nahezu parallel zur Okklusionsebene verliefen und nicht klar als Kegelrisse definiert werden konnten (siehe Abbildung 5.8).

Bei BC konnten ebenfalls die in Kapitel 5.2.1 beschriebenen Oberflächendefekte lichtmikroskopisch und mittels OCT nachgewiesen werden. Unterhalb der OCA kam es zu Mikrorissen, die Kegelrissen ähneln.

Im Vergleich konnte mit digitaler Lichtmikroskopie sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung ein größerer Anteil der maximalen DA dargestellt werden. Einen signifikanten Unterschied zeigten dabei die Materialien CD und VE ($p=0,000$ für die maximale vertikale und horizontale DA). Bei den beiden Materialien BC ($p= 0,063$ für die maximale vertikale DA, $p= 0,215$ für die maximale horizontale DA) und PA ($p= 0,126$ für die maximale vertikale DA; $p= 0,169$ für die maximale horizontale DA) war der Unterschied nicht signifikant.

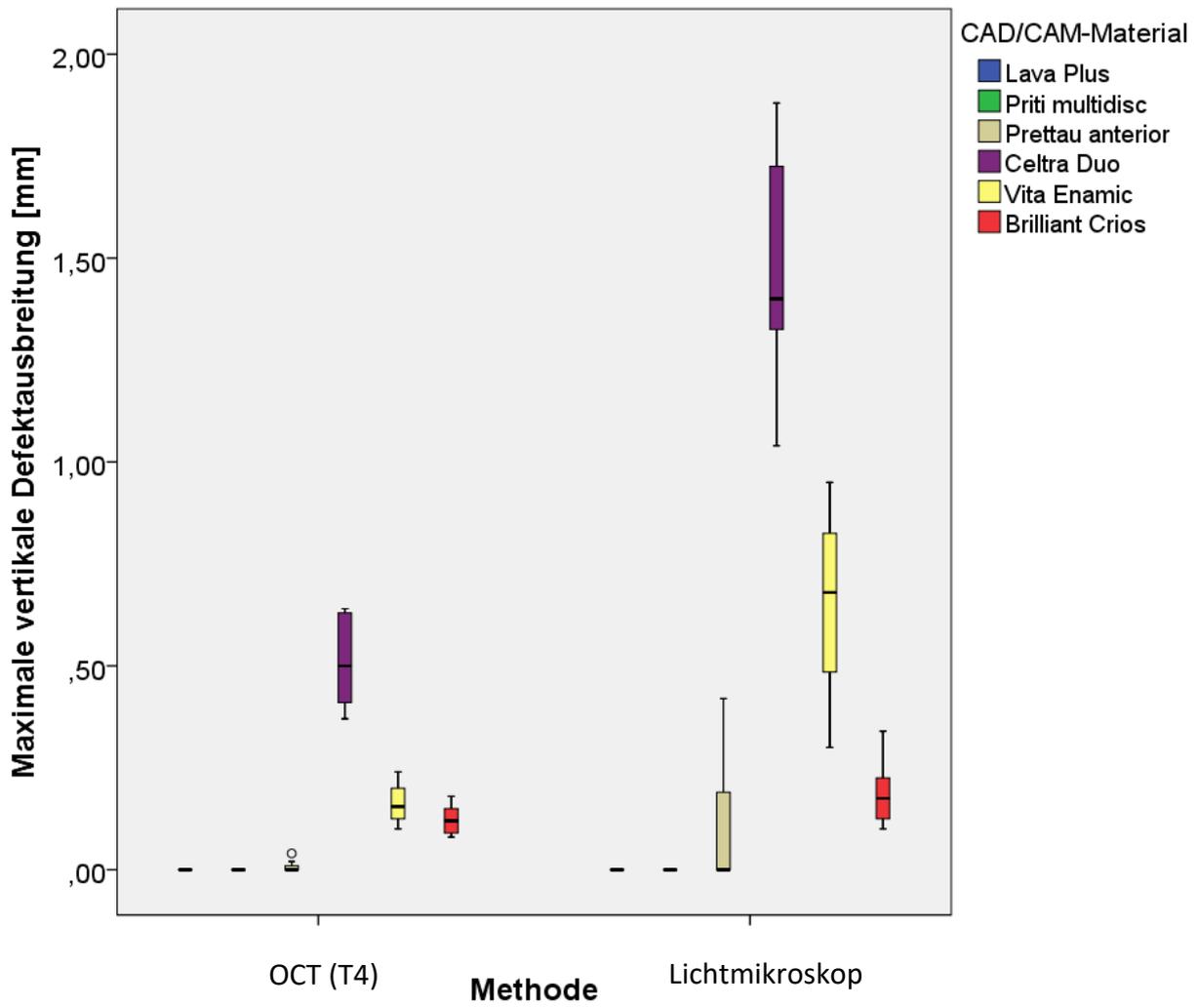


Abb. 5.5: Maximale vertikale DA [mm] von OCT (Zeitpunkt T4) und digitaler Lichtmikroskopie im Vergleich

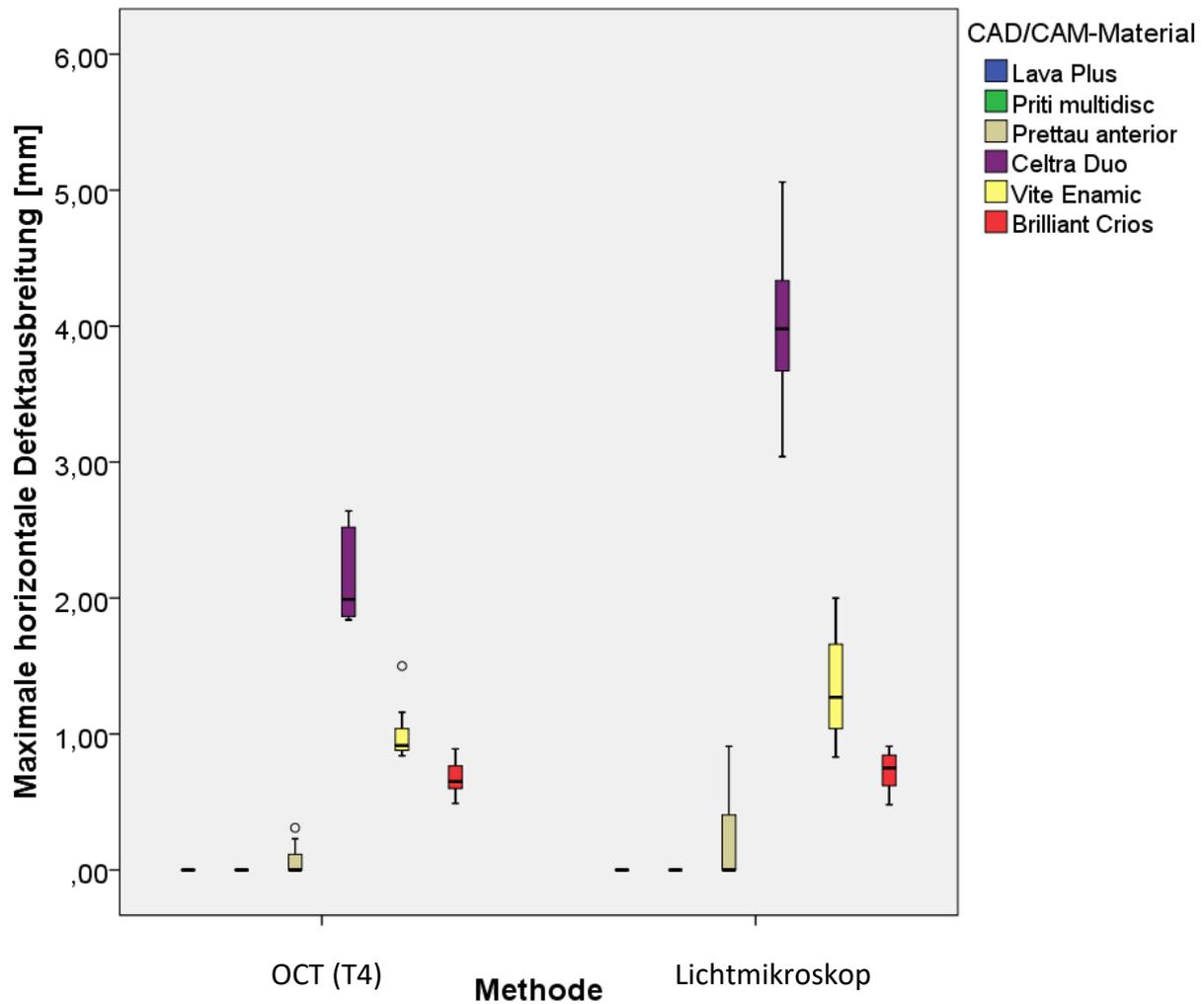


Abb. 5.6: Maximale *horizontale* DA [mm] von OCT (Zeitpunkt T4) und digitaler Lichtmikroskopie im Vergleich

Tab. 5.2: Vergleich der maximalen vertikalen und horizontalen DA von OCT (Zeitpunkt T4) und digitaler Lichtmikroskopie, mit Signifikanzniveau

	Maximale vertikale Defektausbreitung			Maximale horizontale Defektausbreitung		
	<i>p</i> -Wert	95% Konfidenzintervall		<i>p</i> -Wert	95% Konfidenzintervall	
		<i>Unter</i> -grenze	<i>Ober</i> -grenze		<i>Unter</i> -grenze	<i>Ober</i> -grenze
LP	/	/	/	/	/	/
PM	/	/	/	/	/	/
PA	0,126	0,215	0,030	0,169	0,378	0,083
CD	0,000	1,192	0,740	0,000	2,379	1,331
VE	0,000	0,670	0,313	0,000	0,671	0,019
BC	0,063	0,132	0,005	0,215	0,139	0,037

5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Bei den Prüfgruppen LP und PM konnten weder mit OCT noch mit digitaler Lichtmikroskopie äußere oder innere Kontaktbeschädigungen nachgewiesen werden. Bei den Materialien PA, CD, VE und BC waren sowohl äußere als auch innere Beschädigungen zu finden. Im Gegensatz zu den anderen Prüfgruppen zeigte PA jedoch frühestens zum Untersuchungszeitpunkt T3 eine Beschädigung, während CD, VE und BC bereits zum Zeitpunkt T1 Defekte aufwiesen. Alle Materialien mit Ausnahme von LP und PM zeigten einen signifikanten Unterschied zueinander in Bezug auf die vertikale und horizontale DA. Somit mussten die ersten beiden Nullhypothesen teilweise abgelehnt werden.

Die maximale Defektausbreitung konnte sowohl in vertikaler als auch horizontaler Richtung mit der digitalen Lichtmikroskopie vollständig dargestellt werden, wohingegen mit der OCT durch die geringe Eindringtiefe niedrigere Werte gemessen wurden. Bei den Materialien CD und VE war dieser Unterschied signifikant. Die dritte Nullhypothese wurde folglich abgelehnt.

6 Diskussion

6.1 Methodikdiskussion

6.1.1 *Humaner, CAD/CAM-gefräster Zahnstumpf*

In der vorliegenden Studie wurden humane Weisheitszähne anhand eines zuvor konstruierten Standard Tessellation Language (STL)-Datensatzes zu identischen Zahnstümpfen gefräst, auf denen anschließend CAD/CAM-gefräste Kronen adhäsiv befestigt wurden. Dieses Verfahren wurde bereits in anderen Studien angewandt.^{156, 157}

Die in der Studie verwendeten Zähne wurden mit dem Einverständnis der Patienten anonymisiert gesammelt, wobei zwischen dem Zeitpunkt der Extraktion und der Verwendung der Zähne in der Studie nicht mehr als sechs Monate lagen.

Die durchschnittliche Größe von humanen Weisheitszähnen beträgt im Oberkiefer 10,6 mm in bucco-oraler und 8,7 mm in mesio-distaler Richtung. Im Unterkiefer beträgt der arithmetische Mittelwert in bucco-oraler Richtung 9,7 mm, in mesio-distaler Richtung 10,4 mm. Die Kronenlänge der Oberkiefer-Weisheitszähne beträgt 6,2 mm, im Unterkiefer 6,1 mm.¹⁵⁹ Die in der Studie verwendeten Zähne mussten eine Mindestgröße von 8,5 mm in mesio-distaler Richtung und 10,5 mm in bucco-oraler Richtung aufweisen. Zudem musste eine Stumpfhöhe von mindestens 4 mm vorliegen (siehe Kapitel 4.3.2).

Rosentritt et al. haben bereits die Schwierigkeit beschrieben, eine ausreichende Anzahl an Zähnen von vergleichbaren Größe für Studienzwecke zu sammeln.¹⁵³. Aus diesem Grund verwendeten mehrere Autoren Zahnstümpfe aus Kunststoff oder Metall.^{58, 137}

Eine Herstellung von identischen Stümpfen aus synthetischem Material ist weit verbreitet. Ein Vorteil liegt in der hohen Standardisierung, zumal das Sammeln von Zähnen entfällt. Der Nachteil von synthetischen Materialien ist jedoch, dass kein physiologischer Haftverbund erzielt werden kann.¹

Um Stümpfe mit identischen Dimensionen präparieren zu können, beschrieben *Choi et al.* die Möglichkeiten der CAD/CAM-Technologie, aber auch des 3D-Drucks eines digital

designnten Datensatzes.³² *Dhima et al.* stellten einen Zahnstumpf aus dem CAD/CAM-Komposit Paradigm MZ100 her, um davon ausgehend identische Kronen zu fräsen.⁵¹ Als synthetische Stumpfmaterialien finden unter anderem direkte Komposite,^{1, 20} CAD/CAM-Komposite,¹³⁷ harzbasierte Materialien³² sowie Metalle⁵⁸ und PMMA⁸² eine Verwendung.

Dennoch ergeben sich klare Vorteile durch die Verwendung von humanen Zähnen. *Kassem et al.* beschrieben, dass Stümpfe aus humanen Zähnen Eigenschaften aufweisen, wie sie auch in vivo zu finden sind. Durch die Verwendung von extrahierten Zähnen können klinisch relevante Parameter wie Elastizitätsmodul, Verbundeigenschaften, Leitfähigkeit und Stärke auf Laborversuche übertragen werden.⁹⁶

Kurtoglu et al. zeigten in einer Studie die Bedeutung des Stumpfmaterials auch hinsichtlich der Stressverteilung.¹⁰⁶ Der Bruchwiderstand einer dentalen Restauration wird entscheidend durch die adhäsive Befestigung mitbestimmt.^{53, 54} Durch die Verwendung von humanen Zähnen als Stumpfmaterial kann ein Haftverbund zwischen Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz hergestellt werden,¹ was den Bruchwiderstand der Restauration erhöht.¹⁵⁶

Nach der Auswahl des Stumpfmaterials ist eine einheitliche Form und Größe der Prüfkörper ausschlaggebend. Eine Standardisierung der Zahnstümpfe in ihrer Präparation, Größe und Form ist essentiell, da die Kronenform, die Höhe der axialen Wälle und die Kronendicke nachweislich den Bruchwiderstand einer Restauration beeinflussen.¹³⁷

In vielen Studien wurde für die Präparation der Zahnstümpfe ein Parallelometer verwendet^{20, 96, 141} oder die Präparation mit einem Silikonschlüssel kontrolliert.¹⁷ Dabei können jedoch nur einzelne Aspekte wie zum Beispiel der Konvergenzwinkel einheitlich gestaltet werden.

6.1.2 Materialauswahl und Befestigungssysteme

In der vorliegenden Studie wurden aktuelle CAD/CAM-Fräsblöcke verwendet, die auf dem Dentalmarkt erhältlich sind. Dabei handelt es sich um drei Zirkoniumdioxide unterschiedlicher Generationen, eine zirkoniumdioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik (CD), eine Hybridkeramik (VE) sowie ein CAD/CAM-Komposit (BC).

Aus der Werkstoffklasse der Zirkoniumdioxide wurde in dieser Studie je ein Material aus der 2. (LP), 3. (PA) und 4. (PM) Generation untersucht. Die einzelnen Generationen unterscheiden sich hinsichtlich ihres Anteils an Yttriumoxid und ihrer Mikrostruktur,⁹³ wovon sich unterschiedliche Biegefestigkeiten ergeben. Das Zirkoniumdioxid der 2. Generation (LP) zeichnet sich durch die höchste mechanische Biegefestigkeit der in dieser Studie untersuchten Materialien aus^{8, 131} und kann in dieser Studie als Referenzmaterial angesehen werden.

Die Einzelheiten zu den sechs verwendeten CAD/CAM-Materialien sind dem Kapitel 3.2 zu entnehmen.

Mehrere Studien beschreiben eine verbesserte Bruchresistenz bei adhäsiver Befestigung,^{20, 156, 157} weshalb konventionelle Befestigungssysteme in dieser Studie ausgeschlossen wurden.

Bei den beiden Zirkoniumdioxiden PM und PA lagen keine Herstellerangaben zur Befestigung vor. Es wurde ein einheitliches Befestigungssystem zum dritten in der Studie verwendeten Zirkoniumdioxid, LP, gewählt.⁵⁰ Das Material enthält 10-Methacryloyloxydecylhydrogenphosphat (10-MDP), was einen verbesserten Haftverbund zu Zirkoniumdioxid erzielen soll.⁴⁶

Hinsichtlich der Oberflächenkonditionierung von Zirkoniumdioxid werden in der Literatur derzeit unterschiedliche Verfahren beschrieben. *De Souza et al.* beschreiben das Pulverstrahlen mit Aluminiumoxidpulver vor der konventionellen beziehungsweise adhäsiven Befestigung als Mittel der Wahl, da es die Oberfläche reinigt und Mikroretentionen zum verbesserten Haftverbund schafft. Gleichzeitig wird diskutiert, dass durch Pulverstrahlen oberflächliche Defekte entstehen können.⁴⁶ *Zhao et al.* wiederum beschreiben, dass das Pulverstrahlen überflüssig sei, da es lediglich die Oberfläche anraue und darüber hinaus keinen Effekt erziele.¹⁸⁶

In den meisten Studien wird Zirkoniumdioxid adhäsiv befestigt. Während *Zhao et al.* eine adhäsive Befestigung als überlegen bezeichnen,¹⁸⁶ diskutieren *Rohr et al.*, ob die Ausbildung eines chemischen Verbundes überhaupt stattfindet.¹⁵² *Turp et al.* beschreiben, dass bei der Wahl der adhäsiven Befestigung dualhärtende Befestigungskomposite vorzuziehen seien, damit auch bei opaken Materialien eine ausreichende Polymerisation erreicht

werden könne.¹⁷⁴ Auch aus diesem Grund wurden alle Prüfgruppen dieser Studie mit du-
alhärtenden Befestigungssystemen befestigt.

Die Befestigungssysteme für die Materialien CD, VE und BC wurden den Herstelleremp-
fehlungen entsprechend ausgewählt.

Auch zur Politur von Zirkoniumdioxiden werden verschiedene Ansätze diskutiert.^{28, 126}
Gerade zu neueren Zirkoniumdioxiden wie denjenigen der 3. und 4. Generation existieren
derzeit keine eindeutigen Angaben hinsichtlich der Verarbeitungsstrategien.¹²⁶

Die Materialien CD, VE und BC wurden mit denen von den Herstellern empfohlenen
Politursystemen ausgearbeitet.

6.1.3 Kausimulation in vitro

In der vorliegenden Studie wurden alle 48 Prüfkörper mit dynamischer Wechsellast be-
lastet, wobei die Versuche für insgesamt 1 Mio. Zyklen durchgeführt wurden. Dies ent-
spricht einer ungefähren Belastungsdauer von vier Jahren.⁹⁶

Eine Kausimulation mit dynamischer, zyklischer Belastung wird als geeigneter Test be-
schrieben, um den physiologischen Kauvorgang zu simulieren.^{15, 150} Dabei steige die kli-
nische Relevanz der Ergebnisse, je länger die Belastungsdauer gewählt wird. *Lin et al.*
empfehlen deshalb einen möglichst langen Zeitraum von Monaten bis Jahren.¹¹⁸

Zum Versagen einer Restauration kommt es in der Regel nicht durch eine einzige hohe
mechanische Krafteinwirkung, wie sie beispielsweise beim Zusammenbeißen auf harte
Nahrungsbestandteile oder bei parafunktioneller Kaubelastung wie Bruxismus auftritt.
Häufiger kommt es zunächst zu einem subkritischen Risswachstum, bedingt durch unter-
schwellige, immer wiederkehrende Belastungen.¹⁶¹

Um klinisch relevante Ergebnisse zu erhalten, wurde deshalb in der vorliegenden Studie
eine zyklische Belastung von 50-500 N gewählt, die somit im Rahmen der physiologi-
schen Kaubelastung liegt, für die eine Belastung von 200-665 N beschrieben wird.²⁰ Zwi-
schen Antagonist und zentraler Fossa der Kronen bestand in dieser Studie ein Dauerkon-
takt, durch den zudem Parafunktionen wie Bruxismus simuliert werden konnten. Ein so-
genannter *Stressbreaker* wurde nicht verwendet.^{1, 2} Stressbreaker sollen den direkten

Kontakt von Antagonist und Zahnoberfläche verhindern und Nahrungsmittel beim Kauvorgang simulieren.¹⁷²

Zur Simulation der klinischen intraoralen Situation wurden die Versuche im wässrigen Milieu durchgeführt und die Prüfkörper wurden auch zwischen den jeweiligen Belastungsversuchen im Kausimulator durchgängig feucht gelagert. Destilliertes Wasser als Testmedium kann das Verhalten von Keramik beeinflussen und ein Voranschreiten von kleinen Rissen bewirken, weshalb eine künstliche Alterung häufig in wässriger Umgebung erfolgt.⁹⁶ Zudem wurde das destillierte Wasser, das in dieser Studie als Testmedium verwendet wurde, auf $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ beheizt, um die Temperatur der Mundhöhle zu simulieren.^{8, 47} Dies war ausschlaggebend, da in dieser Studie drei Zirkoniumdioxide untersucht wurden, für die ein Alterungsprozess namens *Low Temperature Degradation* (LTD) beschrieben wird, der in wässriger Umgebung bereits bei Körpertemperatur auftritt.^{133, 182}

In dieser Studie wurden kegelförmige Antagonisten aus Edelstahl verwendet, wie sie in ähnlichen Studien bereits benutzt wurden.^{20, 54} Vorteile liegen in der hohen Standardisierung, anders, als es bei der von *Kelly et al.* empfohlenen Verwendung von Zahnschmelz als Antagonist der Fall wäre.⁴¹ Durch eine Vickershärte von 385 HV ähneln die Edelstahl-Antagonisten außerdem humanem Zahnschmelz.⁷⁰

6.1.4 Bestimmung des Brechungsindex

Beim Brechungsindex handelt es sich um einen wichtigen Parameter, um die Lichtdurchlässigkeit eines Materials zu beschreiben.⁸⁰ Mit der OCT kann die optische Weglänge (optical path length = OPL) eines Materials ermittelt werden, aus der wiederum der Brechungsindex n berechnet wird. *Hariri et al.* untersuchten 300-400 μm dicke Scheiben aus Zahnhartsubstanz auf einer Metallplatte zur Berechnung des Brechungsindex (siehe Kapitel 4.5.3).⁸⁰ *Oguro et al.* verwendeten ebenfalls den Versuchsaufbau von *Hariri et al.*, jedoch mit 500 μm dicken Scheiben.¹⁴²

Kakizaki et al. ermittelten den Brechungsindex der Gingiva und orientierte sich dabei ebenfalls am Versuchsaufbau von *Hariri et al.*. Um die Reliabilität der Ergebnisse zu überprüfen, wurde der Brechungsindex von destilliertem Wasser und porziner Gingiva bestimmt.⁹⁵

In der vorliegenden Studie wurde der Brechungsindex n analog zum von *Hariri et al.* entwickelten Verfahren bestimmt. Anstelle einer Swept Source Optical Coherence Tomography (SS-OCT) wurde in dieser Studie eine Spectral Domain Optical Coherence Tomography (SD-OCT) verwendet. Zur Validierung der Reliabilität wurden Mikroskopierträger untersucht, deren Brechungsindex bekannt war.

6.1.5 Auswertung der okklusalen Kontaktbeschädigungen

Die Bildung von Defekten wie Kegel- und Radialrissen in dentalen Materialien, vor allem in Keramik, wurde bereits vielfach untersucht.^{15, 30, 106}

Als einfachste Möglichkeit kann die Entstehung von Defekten und Rissen mit Biegestäbchen untersucht werden. Dabei können die Risse lichtmikroskopisch und mit Rasterelektronenmikroskopie untersucht werden. In der Regel findet ein Vermessen der auftretenden Defekte jedoch nicht statt.⁴⁷ Wie in Kapitel 6.1.3 beschrieben, können Materialtests mit Biegestäbchen jedoch keine physiologische Rissbildung simulieren.

Mehrere Autoren untersuchten deshalb anatomisch modellierte monolithische Zahnkronen.^{20, 162} *Bindl et al.* beispielsweise belasteten monolithische Seitenzahnkronen aus verschiedenen Keramiken. Die Prüfkörper wurden im Anschluss axial geschnitten und die OCA lichtmikroskopisch untersucht. Kegel- und Radialrisse wurden dokumentiert, jedoch nicht vermessen. Die Belastung wurde bis zur Fraktur der Restauration gewählt und eine licht- und elektronenmikroskopische Untersuchung erst nach Versagen der Kronen durchgeführt.²⁰

In der vorliegenden Studie wurde nicht bis zur Fraktur der Restauration belastet. Stattdessen wurden einheitliche Größen gewählt, was sowohl die Belastungsdauer als auch die gewählte Krafteinwirkung betrifft (siehe Kapitel 4.4). Hintergrund war, dass alle monolithischen Seitenzahnkronen einer identischen, möglichst physiologischen Belastung ausgesetzt werden sollten, um das materialspezifische Verhalten zu analysieren. Der Versuchsaufbau dieser Studie ist vergleichbar zu einer Studie von *Kassem et al.* Dort wurden ebenfalls monolithische CAD/CAM-Seitenzahnkronen aus Keramik und Komposit untersucht. Nach einer Belastungsdauer von 1 Mio. Zyklen im Kausimulator wurden die Kronen für 24 Stunden mit 0,5%iger Resorcin-Fuchsin-Lösung angefärbt und in mesiodista-

ler Richtung geschnitten. Eine weitere Analyse der auftretenden Defekte fand allerdings nicht statt.⁹⁶

In der vorliegenden Studie wurde ebenfalls eine 0,5%ige Resorcin-Fuchsin-Lösung verwendet, um die Defekte im lichtmikroskopischen Bild kontrastreicher darstellen zu können.

In einer Studie von *Wendler et al.* wurden monolithische Seitenzahnkronen aus Zirkoniumdioxid erst zentral geschnitten und dann angefärbt. Ausgehend vom längsten inneren Kegelriss wurde der Abstand zum Zementspalt bestimmt.¹⁷⁷ Folglich vermaßen *Wendler et al.* die noch intakte Schichtstärke der Kronen nach Belastung. Aus klinischer Sicht ist dieses Vorgehen sinnvoll, da analysiert werden kann, ob eine Restauration aufgrund interner Schäden erneuert werden muss, um ein Eindringen von Bakterien in den Zahn oder gar eine vollständige Fraktur der Restauration zu vermeiden.¹⁵⁷

Auch *Shembish et al.* untersuchten monolithische Seitenzahnkronen, allerdings aus Komposit. Die auftretenden Risse wurden mit einem Lichtmikroskop untersucht, vermessen und den in Abbildung 3.3 beschriebenen Rissmustern zugeordnet.¹⁶²

In der vorliegenden Studie war eine Analyse der intakten Schichtstärke nicht möglich, da die Eindringtiefe der OCT nicht ausreichte, um den Zementspalt darzustellen (siehe unten). Stattdessen wurde die maximale Defektausbreitung (DA) in horizontaler und vertikaler Richtung vermessen.

In den zuvor aufgeführten Studien wurden die Prüfkörper mit einem einzigen axialen Schnitt geschnitten und lichtmikroskopisch oder elektronenmikroskopisch untersucht. Auf diese Art konnte der Defekt zentral unter der OCA dargestellt werden. Um auch die laterale Defektausbreitung beurteilen zu können, wurde in der vorliegenden Studie ein Schnittmuster gewählt, bei dem die Kronen in insgesamt vier 1 mm dicke Scheiben geschnitten wurden. Diese Scheiben wurden von beiden Seiten lichtmikroskopisch untersucht. Jeder Prüfkörper konnte also an insgesamt acht Stellen auf mögliche Defekte analysiert werden.

Ein Nachteil bei beiden Verfahren ist, dass die Risse nicht immer in ihrer vollen Länge dargestellt werden können. Untersucht werden Bildausschnitte, in denen nicht zwingend der längste Riss im System zu finden sein muss.¹⁶² Dasselbe gilt auch für die Schichtaufnahmen, die mit der OCT angefertigt wurden. Anders als bei lichtmikroskopischen Bil-

dern können dort jedoch auch Areale untersucht werden, die von den lichtmikroskopischen Schnitten abweichen, was eine vollständigere Betrachtung der Kontaktbeschädigungen erlaubt.

In der vorliegenden Studie lag das Augenmerk auf Kontaktbeschädigungen, die von der OCA ausgingen, und ihrem Wachstum bei fortschreitender Belastung. Da unterschiedliche Defekttypen auftraten, von Kegelrissen bis hin zu teilweise erheblichen Oberflächendefekten, wurden alle durch dynamische Kausimulation auftretenden Schäden unter dem Oberbegriff der maximalen Defektausbreitung (DA) zusammengefasst. Dadurch konnte ihre Gesamtausbreitung einheitlich untersucht werden, eine genaue Analyse der einzelnen Defektformen war jedoch nicht möglich. Dies deckt sich teilweise mit Ergebnissen von *Belli et al.*, die beschrieben, dass es bei unterschiedlichen Materialien wie Komposit und Keramik schwierig sei, Ermüdungserscheinungen beider Materialien mit nur einem Verfahren gleich gut zu untersuchen.¹⁸

Nach Wissen der Autorin existieren bislang keine weiteren Studien, die das Fortschreiten von Rissen und anderen Defekten in monolithischen Kronen untersuchen. Da innere Schäden bislang vor allem nach einem Schneiden der Prüfkörper licht- oder elektronenmikroskopisch untersucht wurden,^{96, 162, 177} entfiel eine Weiterbelastung der Prüfkörper.

Um eine Untersuchung des Fortschreitens von Defekten zu ermöglichen, wurde in dieser Studie die OCT verwendet.

Die Analyse der OCT-Bilder und analog dazu auch der lichtmikroskopischen Bilder fand mit der Software ImageJ statt, die in mehreren Studien bereits verwendet wurde.^{14, 45, 95, 100, 134} In anderen Studien wurden Amira⁸⁹, MatLab¹¹⁵ und Avizo¹⁴ genutzt. Mehrere Studien nutzten neben der vorinstallierten Software in OCT-Geräten keine weitere Software zur Bildverarbeitung.^{62, 78, 91, 114}

Durch die Nutzung von ImageJ fand die Vermessung aller Aufnahmen im ersten Schritt in Pixel-Werten statt. Wie in Kapitel 4.5.5. erläutert, wurden bei der digitalen Lichtmikroskopie 1 mm lange Markierungen mit ImageJ vermessen und somit in Pixelwerte umgewandelt. Über Dreisatz ergab sich ein Umrechnungsfaktor, mit dem die Defektausbreitung in vertikaler und horizontaler Richtung in Millimeter zurückgerechnet werden konnte.

Braz et al. beschrieben die OCT bereits als geeignetes Instrument, um Prozesse wie Rissbildungen zu verfolgen.²⁶ Nach *Nazari et al.* erweist sich die Analyse von OCT-Bildern in der Zahnmedizin allerdings als schwierig und ist derzeit noch wenig erforscht.¹³⁹

Bei Testaufnahmen in Vorversuchen mit der OCT traten Artefakte auf. Dies ging einher mit Ergebnissen von *Monteiro et al.*, die die Lichtbrechung an der Zahn-/Restaurationsoberfläche als Ursache beschrieben und die Qualität der OCT-Aufnahmen hauptsächlich durch diese Artefakte beeinträchtigt sahen.¹³⁴ Ferner beschrieben *Otis et al.* einen höheren Kontrast und dadurch eine bessere Bildqualität, wenn Prüfkörper in feuchter Umgebung untersucht werden.¹⁴³ Dies konnte in Vorversuchen für diese Studie nicht bestätigt werden.

Die bei der OCT auftretenden optischen Verzerrungen (siehe Kapitel 4.5.3) erschwerten das Vermessen der maximalen DA, da eine Orientierung an realen Größen nicht möglich war. Die Höckerspitzen der Kronen wurden durch den Brechungsindex in ihrer Höhe verzerrt. Andere Anhaltspunkte wie der Kronenrand oder der Zementspalt konnten aufgrund der geringen Eindringtiefe der OCT nicht herangezogen werden. Als Orientierungspunkt, von dem aus die Messungen durchgeführt werden konnten, wurde der tiefste Punkt der Okklusalfäche reproduziert (siehe Kapitel 4.5.2).

Eine Limitation der OCT liegt in der geringen Eindringtiefe in Gewebe. Die Eindringtiefe von Lichtwellen wird unter anderem von der Wellenlänge und dem verwendeten System bestimmt.⁶³ Je nach untersuchtem Gewebe werden 2-3 mm Eindringtiefe für SS-OCT und 1-2 mm für SD-OCT beschrieben (siehe Kapitel 3.5.3).^{14, 105, 130} *Chen et al.* erreichten bei der Untersuchung von Zahnhartsubstanzen mit SS-OCT sogar eine Eindringtiefe von bis zu 4 mm.³¹ Im Vergleich ist die Eindringtiefe der SD-OCT geringer, weshalb teilweise empfohlen wird, dieses Diagnostikmodul vor allem für die Untersuchung oberflächlicher Defekte zu verwenden.^{104, 163}

Im Widerspruch dazu gelang es *Koprowski et al.*, mit einer SD-OCT die Schmelz-Dentin-Grenze darzustellen.¹⁰⁴ In einer Studie von *de Oliveira et al.* war zudem kein signifikanter Unterschied bei der Untersuchung von Wurzelrissen mit SD- und SS-OCT zu erkennen, wobei die SD-OCT eine geringfügig höhere Auflösung erreichte.⁴⁵

Bei der SD-OCT handelt es sich um die Technologie, die sich besonders in der Ophthalmologie etabliert hat.^{25, 26} Es stehen mehr Geräte und Gerättypen zur Verfügung¹¹⁰ und

die klinische Untersuchung eines Patienten in der Praxis ist bewährt.⁴⁴ Die SS-OCT wird hauptsächlich in der Dermatologie verwendet,³¹ hat sich dort jedoch bislang nicht als Standardmodul durchgesetzt und wird in seiner Anwendung noch vielfach untersucht.¹²⁹

Das Augenmerk dieser Arbeit lag darauf, im Rahmen einer Pilotstudie die Anwendbarkeit der OCT-Technologie auf die Diagnostik okklusaler Risse und innerer Schäden in monolithischen Seitenzahnkronen zu untersuchen. Da mittels SD-OCT bereits vielversprechende Ergebnisse erzielt wurden,¹⁰⁴ wurde diese in der vorliegenden Studie als geeignetes Diagnostikmodul gewählt.

Vorteile in der Technologie der OCT liegen darin, dass ein vollständiges, dreidimensionales Bild von Kontaktbeschädigungen erhalten werden kann. Anders als bei lichtmikroskopischen Aufnahmen ist die Darstellung der Defekte nicht nur auf Schnittebenen beschränkt. Mit der in dieser Studie verwendeten OCT konnten pro Prüfkörper 128 Aufnahmen gemacht werden.

Ein weiterer Vorteil in der Verwendung der OCT besteht darin, dass die zerstörungsfreie Technologie experimentell bereits intraoral und in vivo eingesetzt wurde,^{91, 115, 143} was einen Einsatz der OCT als Diagnostikmodul zur klinischen Verwendung ermöglichen könnte. Da sie kontaktlos arbeitet, anders als Ultraschall,^{85, 134} kann bei der intraoralen Anwendung ein größerer Patientenkomfort erzielt werden.

Wie in dieser Studie gezeigt werden konnte, ist außerdem ein Vermessen von Defekten in OCT-Aufnahmen möglich, wenn auch limitiert durch die Eindringtiefe. Innere Schäden, die diese überschreiten, konnten nicht dargestellt werden.

Neben der OCT existieren weitere zerstörungsfreie Verfahren, die eine Bildgebung von okklusaler Rissbildung in monolithischen Restaurationen ermöglichen. Dazu zählt auch die *Sonografie*, die eine deutlich größere Eindringtiefe aufweist als die OCT.^{68, 67} Als weit verbreitete Diagnostikmethodik hat die Sonografie ein breites Anwendungsgebiet⁶⁸ und wurde bereits verwendet, um Risse in künstlichen Zähnen nachzuweisen.⁴⁰ Eine Bildgebung fand dabei jedoch nicht statt.⁴⁰

Nachteile bei der Verwendung von Ultraschall liegen in der geringen Auflösung, die bis zu 100mal geringer ist als die der OCT.²¹

Ein weiteres Verfahren, um Rissbildung in Zähnen zu untersuchen, liegt in der *Transillumination*. Dieses Verfahren wird bereits vermehrt in vivo eingesetzt, indem Licht auf

den Zahn geleitet wird. Durch einen rissbedingt veränderten Brechungsindex des Zahns kann eine Ja-Nein-Entscheidung hinsichtlich des Vorhandenseins von Rissen getroffen werden. Dabei kann jedoch nicht hinsichtlich Risstiefe und –typ unterschieden werden, zumal die Reproduzierbarkeit der Messungen stark vom Einstrahlwinkel beeinflusst wird.^{102, 113}

Radiologische Untersuchungen wie *Mikro-Computertomographie* (μ CT) oder herkömmliche *Radiologie* werden meist eingesetzt, um Risse zu diagnostizieren und zu untersuchen. Herkömmliche Radiologie gilt bei der Kariesdiagnostik als Goldstandard, liegt mit einer Auflösung von bis zu 100 μ m jedoch weit unter der Auflösung der OCT von 3 μ m.^{102, 134} Da es sich bei radiologischen Bildern um Summationsaufnahmen handelt, hängt die Nachweisbarkeit von Rissen außerdem stark vom Aufnahmewinkel ab, zumal die Eindringtiefe nicht vermessen werden kann.^{102, 163}

Bei der μ CT ergibt sich durch Durchleuchten eines Prüfkörpers aus zwei Richtungen ein dreidimensionales Bild.¹³⁰ Das Verfahren weist keine Limitation hinsichtlich der Eindringtiefe auf^{79, 130} und die Aufnahmen können mit spezifischer Software einfach analysiert werden.¹³⁹ Auch hier ist die Auflösung von 40 μ m der OCT unterlegen und der Kontrast ist zu gering, um auch kleinere Risse nachzuweisen.¹¹² Die Aufnahme dauert deutlich länger als bei der OCT, die nur 4 s benötigt und deshalb deutlich weniger Bewegungsartefakte aufweist.¹³⁴

Der größte Nachteil der radiologischen Untersuchungen liegt in der Notwendigkeit der Anwendung ionisierender Strahlen, die eine klinische Anwendung im Rahmen eines Monitorings ausschließt.^{86,145}

Um Rissbildung im Zahn nach Abschluss der Untersuchungen histologisch zu untersuchen, ergeben sich die Möglichkeiten der *Lichtmikroskopie* sowie der *Rasterelektronenmikroskopie* (REM).

Die Lichtmikroskopie wird derzeit als Goldstandard angesehen, um einen Vergleich zu schaffen, mit dem OCT-Aufnahmen aussagekräftig interpretiert werden können.¹⁰⁵ Aufgrund einer ähnlichen Auflösung von 1-15 μ m kann die Lichtmikroskopie in ihrer Methodik gut mit der OCT verglichen werden.^{6, 134} Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie die digitale Lichtmikroskopie als Kontrollmodul gewählt.

Die Technik der Rasterelektronenmikroskopie wird ausschließlich mit Verwendung der Replikatechnik *in vivo* möglich.¹⁷³ Ihr Einsatz in Laborversuchen zur Analyse von Rissen und mikrostrukturellem Aufbau von Dentalmaterialien ist jedoch weit verbreitet.¹³⁹ Aufgrund einer bis zu 2000fachen Vergrößerung wurde die Vergleichbarkeit der REM mit OCT-Bildern als erschwert angesehen und daher nicht angewandt.

6.1.6 *Statistische Auswertung*

Um eine statistische Analyse reliabel durchführen zu können, wurden pro Prüfgruppe acht Prüfkörper hergestellt und untersucht. Eine Prüfkörperanzahl von acht wurde bereits in mehreren anderen Studien gewählt.^{96, 148, 156}

Die statistische Auswertung der maximalen DA in horizontaler und vertikaler Ausbreitung in den SD-OCT-Aufnahmen wurde mit einer statistischen Analyse der Kovarianz (ANCOVA) durchgeführt. Es wurden ein Faktor „CAD/CAM-Material“ und eine Kovariate „Anzahl der Zyklen“ gewählt. Das ANCOVA-Verfahren wurde gewählt, da der Einfluss des Faktors „CAD/CAM-Material“ auf eine metrisch-skalierte Zielvariable, die maximale DA [μm], untersucht werden sollte. Gleichzeitig sollte ein zusätzlicher metrischer Faktor, die metrische Kovariate „Anzahl der Zyklen“, eingesetzt werden, um die Trennschärfe zu erhöhen und Störvariablen zu eliminieren.²⁴ Die Varianzheterogenität, die sich aus Faktor „CAD/CAM-Material“ ergab, wurde im Verfahren MIXED berücksichtigt.

Im zweiten Teil der statistischen Auswertung sollten die zum Zeitpunkt T4 im SD-OCT-Bild ermittelten maximalen Werte der DA mit den Werten verglichen werden, die im lichtmikroskopischen Bild gemessen wurden. Dazu wurde die 2x4 ANOVA-Methode angewandt. Da keine metrische Kovariate bestand, wurde anstelle der Kovarianzanalyse (ANCOVA) hierbei die ANOVA-Methode gewählt. Als zwei Faktorstufen des ersten Faktors galten „OCT“ und „Digitale Lichtmikroskopie“ und die Vierstufigkeit des zweiten Faktors wird durch die Zeitpunkte T1-T4 bedingt. Auch hier wurde die Varianzheterogenität mit dem Verfahren MIXED modelliert.

Aufgrund der unterschiedlichen Faktoren und Prüfgruppen bestand das Risiko einer α -Fehlerkumulation. Aus diesem Grund wurden die p-Werte in der vorliegenden Studie mit der Bonferroni-Methode korrigiert. Das Signifikanzniveau lag bei $p < 0,05$.

6.2 Ergebnisdiskussion

6.2.1 *Kontaktbeschädigungen*

In der vorliegenden Studie wurden die Kontaktbeschädigungen monolithischer Seitenzahnkronen mittels OCT und digitaler Lichtmikroskopie untersucht.

In keramischen Werkstoffen gehen Risse in der Regel von Defekten im Material aus,³⁰ die sich von der Oberfläche als Kegelrisse oder von der Unterseite der Restauration als Radialrisse fortsetzen (siehe Kapitel 3.5.2).^{15, 184}

In dieser Studie traten Kegelrisse in den Prüfgruppen Prettau Anterior (PA) und Celtra Duo (CD) auf, wobei in Prüfkörpern der Gruppe CD auch partielle Kegelrisse gezeigt werden konnten. Kegelrissähnliche Defekte wurden bei den Materialien Vita Enamic (VE) und Brilliant Crios (BC) nachgewiesen. Hingegen traten bei keinem der untersuchten Materialien Radialrisse auf. Dies stimmt mit den Ergebnissen von *Schlenz et al.* überein, in deren Studie Radialrisse lediglich bei adhäsiver Befestigung ohne Lichthärtung auftraten. Bei separater Lichthärtung von Adhäsiv und Befestigungskomposit kam es ausschließlich zu Kegelrisen.¹⁵⁷

Jedoch hat nicht nur die Befestigungsstrategie, sondern auch die Mikrostruktur des Restaurationmaterials einen Einfluss auf die Riss- und Defektbildung. Bei homogenen Materialien wie Keramiken werden vor allem Kegelrisse beschrieben.¹⁸⁵ Im Fall von heterogenen Verbundmaterialien wie Kompositen kommt es zu Stresszonen unterhalb des Kontaktpunkts. Es bilden sich Mikrorisse, die sich durch Schubspannung ausbreiten.¹⁵ Diese Beobachtungen zeigte sich auch bei den in der vorliegenden Studie untersuchten sechs Materialien.

Die Materialien Lava Plus (LP) und Priti multidisc ZrO₂ Extra translucent (PM) wiesen im gesamten Versuchsverlauf weder oberflächliche noch innere Kontaktbeschädigungen auf. Die beiden Zirkoniumdioxide, für die hohe Biegefestigkeiten von 1200 MPA (LP)⁵⁰ und 1150 MPa (PM)¹⁴⁹ beschrieben wurden, zeigten sich am widerstandsfähigsten gegenüber zyklischer Wechselbelastung im Vergleich zu den anderen in dieser Studie untersuchten Materialien.

Bei LP handelt es sich um eine mit 3 mol-% Yttriumoxid stabilisierte Zirkoniumdioxidkeramik.⁵⁰ Damit verfügt das Material über ein großes Potential zur Phasenumwandlung (siehe Kapitel 3.2.2.), die bei Rissentstehung ein Volumenwachstum und dadurch ein Zusammendrücken des Risses bewirken kann.⁷² PM hat einen Zusatz von 4 mol-% Yttriumoxid,¹⁴⁹ was die Möglichkeit zur Umwandlungsverstärkung einschränkt.⁷²

Umwandlungsverstärkungen greifen erst dann, wenn bereits ein Defekt oder Riss aufgetreten ist. Da in der vorliegenden Studie bei keinem Prüfkörper der Gruppen LP und PM Kontaktbeschädigungen nachgewiesen werden konnten, kann in dieser Studie keine Aussage über eine mögliche Umwandlungsverstärkung getroffen werden.

Als drittes Zirkoniumdioxid wurde Prettau Anterior (PA) untersucht. Aufgrund eines Anteils von 5 mol-% Yttriumoxid ist der Werkstoff transluzenter als andere Zirkoniumdioxide, verfügt jedoch über reduzierte mechanische Eigenschaften.⁹³

Bei drei von acht Prüfkörpern der Prüfgruppe PA waren Kegelrisse zu finden, die erstmals zum Zeitpunkt T3 auftraten. Bei der abschließenden Untersuchung zum Zeitpunkt T4 fand in diesen Fällen ein Voranschreiten der Risse statt.

Anders als bei CD, VE und BC, bei denen bereits zum Zeitpunkt T1 Defekte vorlagen, traten bei PA erst spät innere Schäden auf, die auch hinsichtlich der maximalen Defektausbreitung (DA) in horizontaler und vertikaler Richtung geringer waren.

Es wurde beschrieben, dass in mit 5 mol-% Yttriumoxid stabilisierten Zirkoniumdioxiden eine Phasenumwandlung kaum oder gar nicht auftreten kann.⁷⁵ Da das Risswachstum in PA in der vorliegenden Studie fortschritt, besteht die Annahme, dass keine Phasenumwandlung stattfand.³

CD zeigte in dieser Studie sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung die größte maximale Defektausbreitung (DA) aller untersuchten Materialien. Dabei waren die in den OCT-Aufnahmen zu erkennenden Defekte zum Zeitpunkt T1 bereits größer als die von PA, VE oder BC zum Zeitpunkt T4.

Es wurde beschrieben, dass die im Material liegenden Zirkoniumdioxidkristallite Risse umlenken und zu kleineren Rissen aufspalten können.¹⁸ In dieser Studie traten im Verlauf der dynamischen Belastung zwar vermehrt kleinerer Risse unterhalb der OCA auf, wobei jedoch größere Kegelrisse ohne Ablenkung oder Aufspaltung in ihrer ursprünglichen Richtung weiterverliefen.

Zhang et al. beschrieben, dass die der Keramik beigefügten Zirkoniumdioxidkristallite zwar in der Matrix vorliegen, das Material aber nicht als zusammenhängendes Netzwerk durchziehen. Eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften sei dadurch nicht zu erwarten.¹⁸³ In einer Studie von *Choi et al.* zeigte CD zudem einen signifikant geringeren Bruchwiderstand im Vergleich zur herkömmlichen Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max CAD. Eine Endkristallisation von CD wurde durch *Choi et al.* allerdings nicht durchgeführt.³²

Die hohen Werte der maximalen DA in horizontaler und vertikaler Richtung können nicht zweifelsfrei der von *Zhang et al.* beschriebenen Anordnung der Zirkoniumdioxidkristallite zugeordnet werden, da eine strukturelle Analyse von CD in der vorliegenden Studie nicht durchgeführt wurde. Auffällig ist jedoch, dass das Material VE deutlich geringere Werte für die maximale DA zeigte, obwohl CD mit einer Biegefestigkeit von 370 MPa und einer Bruchzähigkeit von $2,0 \text{ MPa} \cdot \sqrt{\text{m}}$ ¹⁶⁶ höhere Werte als VE aufweist. In diesem Fall scheint die dreidimensionale Doppelnetzwerkstruktur von VE zu einer besseren Stressverteilung zu führen.

Für die Hybridkeramik wurde bereits beschrieben, dass die Zwei-Phasen-Struktur die Ausbreitung von Rissen durch eine Rissablenkung an den Grenzflächen hemmen soll.³⁶ Die jeweils widerstandsfähigere Phase könne auftretende Defekte abfangen und somit eine hohe Schadenstoleranz bewirken.^{36, 109}

In dieser Studie wies VE nach CD die größten Werte für die horizontale und vertikale Ausbreitung der maximalen DA auf. *Schlenz et al.* zeigten ebenfalls das Auftreten größerer Defekte nach zyklischer Wechselbelastung.¹⁵⁷ Außerdem zeigten sich bei VE die größten oberflächlichen Defekte der in dieser Studie untersuchten Materialien. Ausgehend von diesen Defekten traten vereinzelte Risse auf, die teilweise als Kegelrisse beschrieben werden können.

Auffällig war, dass bereits zum Zeitpunkt T1 eine oberflächliche Impression des kegelförmigen Antagonisten zu erkennen war, die sich im weiteren Verlauf im Material ausbreitete.

Die niedrige Biegefestigkeit von 150-160 MPa¹⁸¹ erklärt ein frühes Auftreten von Defekten. Dass es sich dennoch nicht um das Material mit der größten, sondern mit der zweitgrößten maximalen DA in sowohl vertikaler als auch horizontaler Richtung handelt,

könnte die von *Coldea et al.* beschriebene Rissablenkung an den Grenzflächen zum Hintergrund haben. Durch diese Rissablenkung könnte außerdem das Defektmuster erklärt werden: Es käme unterhalb der OCA zu einer vermehrten Aufzweigung von Rissen und somit zu einer Art Clusterbildung aus Mikrorissen, begünstigt durch eine relativ geringe Bruchzähigkeit von $1,5 \text{ MPa} \cdot \sqrt{\text{m}}$.¹⁸¹ Durch ein Fortbestehen der Belastung direkt oberhalb dieser Zone könnte der Antagonist einem Mörser gleich in das vorgeschädigte Material vordringen. Dafür würde sprechen, dass die oberflächlichen Defekte exakt der Form der kegelförmigen Antagonisten entsprechen, der im Dauerkontakt Belastung auf den tiefsten Punkt der Fossa ausübt.

Das Hochleistungskomposit BC war nach PA das Material, das die geringste horizontale und vertikale maximale DA aufwies. Dabei kam es ausgehend von Mikrorissen zum Zeitpunkt T1 zu kegelrissähnlichen Defekten, wie sie zum Zeitpunkt T4 auftreten. In der abschließenden lichtmikroskopischen Untersuchung konnten klassische Kegelrisse nachgewiesen werden. In den OCT-Aufnahmen waren diese in der clusterähnlichen Defektbildung unter der OCA nicht eindeutig als solche zu erkennen gewesen.

Da es sich bei Kompositen wie BC um elastische Werkstoffe handelt, können diese Kaukräfte absorbieren.^{74, 123} Bei Belastung beschreiben *Baran et al.* Stresszonen, die sich unterhalb der OCA bilden und in denen Mikrorisse auftreten,¹⁵ wie sie auch in der vorliegenden Studie beobachtet werden konnten. Bei ausreichend großen und anhaltenden Kräften beobachteten *Quinn et al.* hingegen ein sprödes Frakturverhalten und das Auftreten von Kegelrissen.¹⁵¹ In der vorliegenden Studie wurde eine Belastung von 50-500 N und eine Belastungsdauer von insgesamt vier Jahren simuliert.

Ein Schwerpunkt dieser Studie war es, das Fortschreiten von Defekten zerstörungsfrei zu untersuchen. Bei vier von sechs Materialien konnten mittels OCT Risse nachgewiesen werden.

Eine Vergleichbarkeit der lichtmikroskopischen Bilder mit denen der OCT war möglich. Trotzdem konnte keine Vermessung der vertikalen und horizontalen Defektausbreitung im OCT-Bild in voller Länge stattfinden, da die Eindringtiefe der OCT limitiert ist. Nach *Kraft et al.* können mit der SD-OCT Eindringtiefen von 1-2 mm erreicht werden, abhängig vom Gewebe.¹⁰⁵ Ausschlaggebend ist dabei vor allem der Brechungsindex.

Wie in Tabelle 11.1 beschrieben, betragen die Brechungsindizes für LP 2,11 und für PM 1,91. Da bei beiden Materialien keine Defekte auftraten, können keine Aussagen über die Eindringtiefe getroffen werden.

Für PA ergab sich ein Brechungsindex von 1,85. Die maximale Eindringtiefe, bis zu der ein Riss mittels OCT dargestellt werden konnte, lag bei 0,32 mm. Im Schnitt konnten mit der OCT 28,45% der lichtmikroskopisch nachgewiesenen DA in vertikaler Richtung registriert werden.

Bei CD mit einem Brechungsindex von 1,55 konnten mit durchschnittlich 0,92 mm die höchsten Eindringtiefen erreicht werden, der Höchstwert betrug 1,12 mm. Damit konnten 56,78% der realen vertikalen Defektausbreitung nachgewiesen werden.

Obwohl VE und BC einen niedrigeren Brechungsindex aufwiesen, was eine höhere Eindringtiefe impliziert, konnten bei CD höhere Werte erzielt werden. Da die inneren Schäden der Lithiumsilikatkeramik signifikant größer als die aller anderen in dieser Studie untersuchten Materialien waren, lässt sich daraus schlussfolgern, dass nicht nur die optischen Eigenschaften selbst, sondern auch die mittels OCT untersuchten Strukturen selbst ausschlaggebend für die Eindringtiefe sind. Große und prägnante Defekte können demnach auch bei Materialien mit lichtundurchlässigerem Charakter besser dargestellt werden als kleine Defekte bei Materialien mit einem niedrigen Brechungsindex.

Für VE und BC ergab sich jeweils ein Brechungsindex von 1,51. Bei VE konnte eine durchschnittliche Eindringtiefe von 0,47 mm erreicht werden, der Maximalwert lag bei 0,67 mm. Damit war die Eindringtiefe geringfügig größer als bei BC. Da VE insgesamt größere Defekte als BC aufweist, entsprach dies 34,96% der vertikalen Defektausbreitung, die lichtmikroskopisch nachgewiesen wurde. Folglich war die Darstellung der vertikalen Defekte in VE im Vergleich zu BC eingeschränkt, obwohl beide Materialien denselben Brechungsindex besitzen.

Diese Beobachtung stützt die These, dass neben dem Brechungsindex eines Materials auch die Art der untersuchten Defekte ausschlaggebend für die Eindringtiefe sein muss. Bei VE kam es bereits zum Zeitpunkt T1 zu großen Oberflächendefekten, während BC bis zum Zeitpunkt T4 eine weitestgehend intakte Okklusalfäche aufwies. Bei einer quasi intakten, hochglanzpolierten Oberfläche sind keine weiteren optischen Faktoren zu erwarten, die bei Defekten auftreten können und die Eindringtiefe reduzieren.

Bei BC konnten die Defekte durchschnittlich bis in eine Tiefe von 0,42 mm dargestellt werden, wobei maximal 0,52 mm erreicht werden konnten. Dies entspricht 78,37% der realen Defektausbreitung in vertikaler Richtung. Damit war BC das Material, bei dem prozentual gesehen der größte Anteil der Defekte dargestellt werden konnte.

6.2.2 Zusammenfassung, klinische Relevanz und Ausblick

In der vorliegenden Studie traten Schäden in allen Prüfgruppen außer LP und PM auf. Bei den Prüfgruppen PA, CD, VE und BC blieb die okklusale Integrität folglich nicht bestehen. Die Ergebnisse zeigten, dass die maximale DA in vertikaler und horizontaler Richtung nicht ausschließlich von den Biegefestigkeiten der einzelnen Materialien bestimmt wird. Neben der maximalen DA erwies sich auch der Charakter der Kontaktbeschädigungen als materialspezifisch und die einzelnen Prüfgruppen zeigten individuelle Defektmuster.

Hinsichtlich der zerstörungsfreien Bildgebung konnte gezeigt werden, dass sich die OCT als Diagnostikinstrument zur Darstellung von äußeren und inneren Kontaktbeschädigungen in monolithischen Einzelzahnkronen eignet. Durch die zerstörungsfreie Technologie war es zudem möglich, das Fortschreiten von inneren Beschädigungen im Sinne eines Monitorings zu untersuchen. Die vorliegenden Ergebnisse waren vergleichbar mit den lichtmikroskopischen Referenzaufnahmen, jedoch war die Eindringtiefe der OCT limitiert. Folglich konnten oberflächliche Kontaktbeschädigungen gut dargestellt werden, während periphere Bereiche der Defekte nur im lichtmikroskopischen Bild gezeigt werden konnten. Dies wurde vor allen bei den beiden Materialien CD und VE deutlich, bei denen die größten Defektausbreitungen auftraten.

Trotz allem könnte die OCT ein großes Potential als Diagnostikmodul in der modernen Zahnheilkunde haben. Da bei dieser zerstörungsfreien Technologie¹⁰⁰ keine Strahlenbelastung auftritt,⁸⁶ kann es als non-invasives Verfahren bezeichnet werden.⁶⁸ In mehreren Studien wurde die OCT bereits intraoral und in vivo eingesetzt,^{91, 115, 143} was auch ein Monitoring von monolithischen Seitenzahnkronen hinsichtlich der Ausbildung von inneren Schäden ermöglichen würde. Weitere Anwendungsgebiete könnten unter Anderem im Monitoring von Füllungen¹⁴ und der Früherkennung von intraoralen Tumoren⁸⁶ liegen.

7 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Studie war die zerstörungsfreie Untersuchung von Kontaktbeschädigungen in monolithischen Seitenzahnkronen mit optischer Kohärenztomographie (OCT). Hierzu wurden mittels eines Standard Tessellation Language (STL)-Datensatzes monolithische Seitenzahnkronen aus sechs verschiedenen computer-aided-design/computer-aided-manufacturing (CAD/CAM)-Materialien hergestellt, bestehend aus insgesamt je einem Zirkoniumdioxid der 2. (LP), 3. (PA) und 4. (PM) Generation, einer zirkoniumdioxidverstärkten Lithiumsilikatkeramik (CD), einer Hybridkeramik (VE) und einem CAD/CAM-Komposit (BC). Pro Prüfgruppe wurden jeweils acht Prüfkörper Computerized numerical control (CNC)-gefräst und auf Zahnstümpfen aus humanen Weisheitszähnen befestigt, die ebenfalls nach einem STL-Datensatz CNC-gefräst wurden.

Die Prüfkörper wurden im Kausimulator mit einer zyklischen Wechsellast von 50-500 N belastet und zu den Zeitpunkten T0-T4 mit der OCT untersucht (0 Zyklen, 250.000 Zyklen, 500.000 Zyklen, 750.000 Zyklen, 1.000.000 Zyklen). Die maximale Defektausbreitung (DA) in horizontaler und vertikaler Richtung wurde mit der Software ImageJ (ver.1.52f, Wayne Rasband, NIH, USA) analysiert und die Pixelwerte in reale Größen umgerechnet. Dazu wurde für jedes Material der Brechungsindex n bestimmt. Im Anschluss wurden die Prüfkörper angefärbt, geschnitten und als Kontrolle mit digitaler Lichtmikroskopie untersucht (Smartzoom 5, Zeiss).

Die Zirkoniumdioxide LP und PM wiesen keine Kontaktbeschädigungen auf.

In der Analyse der OCT-Aufnahmen war ein linearer Anstieg der Kontaktbeschädigungen von PA, CD, VE und BC von den Zeitpunkten T1-T4 zu erkennen. Die Kontaktbeschädigungen der Materialien CD, VE und BC zeigten einen signifikanten Unterschied zu PA, wobei PA die geringsten, CD die größten Kontaktbeschädigungen aufwies.

Die Darstellung der Kontaktbeschädigungen erfolgte mit digitaler Lichtmikroskopie vollständiger als mit der OCT. Bei den Materialien CD und VE war dieser Unterschied signifikant.

Die Untersuchungen zeigen, dass sich die OCT zum Monitoring von Kontaktbeschädigungen in monolithischen Seitenzahnkronen eignet. Durch eine geringe Eindringtiefe wird die vollständige Darstellung der Kontaktbeschädigungen jedoch eingeschränkt, was Folgestudien mit der OCT-Technologie erfordert.

8 Summary

The aim of this study was to evaluate the use of optical coherence tomography (OCT) as a diagnostic tool to investigate contact damage respective to six different monolithic CAD/CAM (computer-aided-design/computer-aided-manufacturing) materials. These included three different types of zirconia (LP, PM, PA), a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic (CD), a resin-infiltrated ceramic (VE) and a CAD/CAM composite resin (BC). Using a Standard Tessellation Language (STL)-dataset, n=8 standardized monolithic posterior crowns were fabricated. These were then luted onto dies milled out of human third molars.

All groups underwent an artificial aging procedure in a chewing simulator subjecting them to cyclic loading with forces ranging von 50-500 N. OCT imaging was performed after adhesive luting (T0), and in steps of 250.000 cycles each, until a total of 1.000.000 cycles was reached (T1-T4). The maximum expansion of defects both in the vertical and horizontal direction was measured using the Software ImageJ (ver.1.52f, Wayne Rasband, NIH, USA). The received pixel values were then used to calculate the metric values. Therefore, the refractive index n had to be assessed for each material. For final evaluation, all groups were dyed, sectioned, and inspected using a digital microscope (Smartzoom 5, Zeiss).

The groups LP and PM showed no contact damage during and after artificial aging.

Analyzing the images taken by OCT, a linear increase of contact damage through T1-T4 was observed for the groups PA, CD, VE and BC. The group PA showed the lowest contact damage both in horizontal and vertical direction, whereas CD exhibited the highest values compared to all the other materials ($p < 0.05$).

Digital microscopy analysis provided a superior presentation of the contact damage compared to OCT. A significant difference in imaging contact damage could be seen regarding the groups CD ($p = 0.000$) and VE ($p = 0.000$).

It can be concluded that OCT is a suitable tool for monitoring contact damage in monolithic posterior crowns. Due to limitations regarding the penetration depth of OCT, a

complete contact damage depiction is not yet possible. Further studies concerning the OCT-Technology are required.

9 Darstellungsverzeichnis

9.1 Abbildungen

Abb. 3.1: Schematische Darstellung der verschiedenen Kristallstrukturen von Zirkoniumdioxid	8
Abb. 3.2: Schematische Darstellung der entstehenden Zugspannung (grüne Pfeile) bei Druckbelastung (rote Pfeile)	11
Abb. 3.3: Schematische Darstellung der möglichen Rissbildungen in einer monolithischen Krone bei unterschiedlichen Belastungsformen	24
Abb. 3.4: Schematische Darstellung der Funktionsweise der OCT	26
Abb. 4.1: Schematische Darstellung der Methodik	33
Abb. 4.2: Schablone zur korrekten Positionierung der Zähne	40
Abb. 4.3: Schematische Zeichnung des Einbettvorgangs – Positionierung des Zahnes in der Halterung	41
Abb. 4.4: Schematische Zeichnung des Einbettvorgangs – Zahn in Endposition	41
Abb. 4.5: CNC-gefräster, standardisierter Zahnstumpf in Halterung	42
Abb. 4.6: STL-Datensatz der monolithischen Seitenzahnkrone Krone	43
Abb. 4.7: Schematische Zeichnung des Kausimulators	49
Abb. 4.8: Abbildung des Antagonisten	50
Abbildung 4.9: a. Schematische Darstellung der würfelförmigen Halterung zur exakten Positionierung des Prüfkörpers; b. Prüfkörper in würfelförmiger Halterung in der OCT positioniert	52
Abb. 4.10: Schablone zur Kontrolle der Prüfkörperpositionierung in der OCT	52
Abb. 4.11: Anwendung des Modus Macula Cross nach erfolgter Positionierung des Prüfkörpers	53
Abb. 4.12: Anwendung des Modus Macula Map	54

Abb. 4.13: Schematische Darstellung der Schnittsetzung und Übertragung der Messstellen auf die OCT-Aufnahmen	55
Abb. 4.14: a. Beispiel einer OCT-Aufnahme mit oberflächlichen Substanzverlusten, die keine eindeutige Bestimmung des tiefsten Punkt der Fossa erlaubt; b. Bestimmung des tiefsten Punkts der Fossa; c. Übertragung des Referenzausschnitts auf den Prüfkörper; d. Vermessung der maximalen DA in vertikaler und horizontaler Richtung	56
Abb. 4.15: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Bestimmung des Brechungsindex - reales Bild	57
Abb. 4.16: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Bestimmung des Brechungsindex - optisches Bild mit Verzerrung	58
Abb. 4.17: OCT-Aufnahme des Testprüfkörpers zur Bestimmung des Brechungsindex	59
Abb. 4.18: In der IsoMet1000 positionierter Prüfkörper	60
Abb. 5.1: Lichtmikroskopische Aufnahmen der Occlusal Contact Area (OCA); Maßstabsbalken = 1 mm	65
Abb. 5.2: Boxplot-Diagramm der maximalen <i>vertikalen</i> DA im OCT zu den Zeitpunkten T0 - T4	67
Abb. 5.3: Boxplot-Diagramm der maximalen <i>horizontalen</i> DA im OCT zu den Zeitpunkten T0-T4	68
Abb. 5.4: Exemplarische Gegenüberstellung der Aufnahmen von der c1-Schicht, OCT (T4) und digitales Lichtmikroskop	70
Abb. 5.5: Maximale <i>vertikale</i> DA [mm] von OCT (Zeitpunkt T4) und digitaler Lichtmikroskopie im Vergleich	72
Abb. 5.6: Maximale <i>horizontale</i> DA [mm] von OCT (Zeitpunkt T4) und digitaler Lichtmikroskopie im Vergleich	73
9.2 Tabellen	
Tab. 3.1: Überblick über die Generationen von Zirkoniumdioxid	10
Tab. 3.2: Vor- und Nachteile der OCT	29
Tab. 4.1: Auflistung der in dieser Studie verwendeten Prüfgruppen	32

Tab. 4.2: Übersicht der physikalischen Eigenschaften und Inhaltsstoffe der in der Studie verwendeten Fräsblöcke	35
Tab. 4.3: Übersicht über die Zusammensetzung der verwendeten Befestigungssysteme	36
Tab. 4.4: Übersicht über Zusammensetzung und physikalische Eigenschaften der verwendeten Befestigungskomposite	37
Tab. 4.5: Überblick über die verwendeten Poliersysteme	38
Tab. 4.6: Verwendete Säuren und Materialien zum EinbettenPrüfkörperherstellung	38
Tab. 4.7: Auflistung der in dieser Studie verwendeten CNC-Fräsmaschinen	43
Tab. 4.8: Brennparameter	44
Tabelle 4.9: Auflistung der makroskopischen Schnitte mit korrelierenden SD-OCT-Bildern	55
Tab. 5.1: Linearer Verlauf der horizontalen und vertikalen DA in der OCT zu den Zeitpunkten T0-T4	69
Tab. 5.2: Vergleich der maximalen vertikalen und horizontalen DA von OCT (Zeitpunkt T4) und digitaler Lichtmikroskopie, mit Signifikanzniveau	73
Tabelle 11.1: Brechungsindizes und Pixelwerte	117

10 Literaturverzeichnis

1. Aboushelib M. N. Fatigue and fracture resistance of zirconia crowns prepared with different finish line designs. *J Prosthodont*; 21: 22-27; 2012.
2. Aboushelib M. N., Elsafi M. H. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater*; 32: 529-534; 2016.
3. Aboushelib M. N., Kleverlaan C. J., Feilzer A. J. Evaluation of a high fracture toughness composite ceramic for dental applications. *J Prosthodont*; 17: 538-544; 2008.
4. AG Coltène/Whaledent. Brilliant Crios Produktleitfaden. 2016.
5. Al-Imam H., Michou S., Benetti A. R., Gotfredsen K. Evaluation of marginal and internal fit of acrylic bridges using optical coherence tomography. *J Oral Rehabil*; 46: 274-281; 2019.
6. Al-Mujaini A., Wali, U. K., Azeem, S. Optical Coherence Tomography: Clinical Applications in Medical Practice. *Oman Medical Journal*; 28: 86-91; 2013.
7. 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: 495-500; 2015.
8. Almansour H. M., Alqahtani F. The Effect of in vitro Aging and Fatigue on the Flexural Strength of Monolithic High-translucency Zirconia Restorations. *J Contemp Dent Pract*; 19: 867-873; 2018.
9. Arnetzl G., Arnetzl G. V. Hybrid materials offer new perspectives. *Int J Comput Dent*; 18: 177-186; 2015.
10. Awad D., Stawarczyk B., Liebermann A., Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*; 113: 534-540; 2015.
11. Awada A., Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*; 114: 587-593; 2015.
12. Backer A. D., Munchow E. A., Eckert G. J., Hara A. T., Platt J. A., Bottino M. C. Effects of Simulated Gastric Juice on CAD/CAM Resin Composites-Morphological and Mechanical Evaluations. *J Prosthodont*; 26: 424-431; 2017.
13. Badawy R., El-Mowafy O., Tam L. E. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater*; 32: 847-852; 2016.
14. Bakhsh T. A., Sadr A., Shimada Y., Tagami J., Sumi Y. Non-invasive quantification of resin-dentin interfacial gaps using optical coherence tomography: validation against confocal microscopy. *Dent Mater*; 27: 915-925; 2011.
15. Baran G., Boberick, K., McCool, J. Fatigue of restorative materials. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*; 12: 350-360; 2001.

16. Batalha-Silva S., de Andrada M. A., Maia H. P., Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater*; 29: 324-331; 2013.
17. Belli R., Frankenberger R., Appelt A., Schmitt J., Baratieri L. N., Greil P., Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater*; 29: 181-190; 2013.
18. Belli R., Geinzer E., Muschweck A., Petschelt A., Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater*; 30: 424-432; 2014.
19. 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.
20. Bindl A., Luthy H., Mormann W. H. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*; 22: 29-36; 2006.
21. Bista B., Sadr A., Nazari A., Shimada Y., Sumi Y., Tagami J. Nondestructive assessment of current one-step self-etch dental adhesives using optical coherence tomography. *J Biomed Opt*; 18: 76020; 2013.
22. Böhner R. Moderne CAD/CAM-Kompositmaterialien - deren Materialeigenschaften und Befestigungsstrategien. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/cadcam/story/moderne-cadcam-kompositmaterialien--deren-materialeigenschaften-und-befestigungsstrategien-__3833.html; 2016. zuletzt überprüft am 24.09.2019.
23. Maziero Volpato C. A., D'Altoé Garbelotto L. G., Fredel M. C., Bondioli F. Application of zirconia in dentistry: biologic, mechanical and optical considerations. <https://www.intechopen.com/books/advances-in-ceramics-electric-and-magnetic-ceramics-bioceramics-ceramics-and-environment/application-of-zirconia-in-dentistry-biological-mechanical-and-optical-considerations>; 2011. zuletzt überprüft am 24.09.2019
24. Bortz J. Statistik : für Human- und Sozialwissenschaftler. 6. Auflage. Berlin Heidelberg: Springer Verlag 2005. Kapitel 10: 361-386
25. Bouma B. E., Yun S. H., Vakoc B. J., Suter M. J., Tearney G. J. Fourier-domain optical coherence tomography: recent advances toward clinical utility. *Curr Opin Biotechnol*; 20: 111-118; 2009.
26. Braz A. K., Kyotoku B. B., Braz R., Gomes A. S. Evaluation of crack propagation in dental composites by optical coherence tomography. *Dent Mater*; 25: 74-79; 2009.
27. Bühler C. M.; Ngaotheppitak, P.; Fried, D. Imaging of occlusal dental caries (decay) with near-IR light at 1310-nm. *Optics Express*; 13: 573-582; 2005.
28. Caglar I., Ates S. M., Yesil Duymus Z. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*; 10: 132-137; 2018.
29. Charlton D. G., Roberts H. W., Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence Int*; 39: 573-579; 2008.

30. Chen H. Y., Hickel R., Setcos J. C., Kunzelmann K. H. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*; 82: 468-475; 1999.
31. Chen Y., Otis L., Zhu Q. Polarization memory effect in optical coherence tomography and dental imaging application. *J Biomed Opt*; 16: 2011.
32. Choi S., Yoon H. I., Park E. J. Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *The journal of advanced prosthodontics*; 9: 423-431; 2017.
33. Choma M. A.; Ellerbee, A.; Izatt, J. A. Ultrasensitive Phase-Resolved Imaging of Cellular Morphology and Dynamics. In: Drexler WF, J. (Hrsg.). Optical Coherence Tomography. *Springer Verlag* 2008; Kapitel 25:757-785.
34. Choma M., Sarunic M., Yang C., Izatt J. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography. *Opt Express*; 11: 2183-2189; 2003.
35. Church T. D., Jessup J. P., Guillory V. L., Vandewalle K. S. Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials. *General dentistry*; 65: 48-52; 2017.
36. Coldea A., Swain M. V., Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*; 29: 419-426; 2013.
37. Colston B. W. Jr.; Sathyam, U. S.; DaSilva, L. B.; Everett, M. J.; Stroeve, P.; Otis, L. L. Dental OCT. *Optics Express*; 3: 230-238; 1998.
38. Conrad Heather J., Seong Wook-Jin, Pesun Igor J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*; 98: 389-404; 2007.
39. Craig. R. G., Powers, J. M., Wataha, J. C. Zahnärztliche Keramiken. Zahnärztliche Werkstoffe - Eigenschaften und Verarbeitung. Amsterdam: *Urban & Fischer in Elsevier* 2006.
40. Culjat M. O., Singh R. S., Brown E. R., Neurgaonkar R. R., Yoon D. C., White S. N. Ultrasound crack detection in a simulated human tooth. *Dento maxillo facial radiology*; 34: 80-85; 2005.
41. 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.
42. Davis A. M.; Boppart, S. A.; Rothenberg, F.; Izatt, J. A. OCT Applications in Developmental Biology. In: Drexler W., Fujimoto J. G. (Hrsg.) Optical Coherence Tomography. *Springer, Berlin, Heidelberg* 2008. Kapitel 30:919-956.
43. de Kok P., Kleverlaan C. J., de Jager N., Kuijs R., Feilzer A. J. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*; 114: 59-66; 2015.
44. de Melo L. S. A., de Araujo, R. E., Freitas, A. Z., Zezell, D., Vieira, N. D. Jr., Girkin, J., Hall, A., Carvalho, M. T., Gomes, A. S. L. Evaluation of enamel dental restoration interface by optical coherence tomography. *Journal of Biomedical Optics*; 10: 1-5; 2005.

45. de Oliveira B. P., Camara A. C., Duarte D. A., Gomes A. S. L., Heck R. J., Antonino A. C. D., Aguiar C. M. Detection of Apical Root Cracks Using Spectral Domain and Swept-source Optical Coherence Tomography. *J Endod*; 43: 1148-1151; 2017.
46. de Souza G., Hennig D., Aggarwal A., Tam L. E. The use of MDP-based materials for bonding to zirconia. *J Prosthet Dent*; 112: 895-902; 2014.
47. Della Bona A., Mecholsky J. J., Jr., Anusavice K. J. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater*; 20: 956-962; 2004.
48. Denry I., Kelly J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*; 24: 299-307; 2008.
49. Denry I. L. Recent Advances in Ceramics for Dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*; 7: 134-143; 1996.
50. Dental 3M ESPE. Lava Plus Strength That Exceeds. 2015.
51. Dhima M., Carr A. B., Salinas T. J., Lohse C., Berglund L., Nan K. A. Evaluation of fracture resistance in aqueous environment under dynamic loading of lithium disilicate restorative systems for posterior applications. Part 2. *J Prosthodont*; 23: 353-357; 2014.
52. Dirxen C., Blunck U., Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*; 7: 118-122; 2013.
53. 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.
54. Egbert Jonathon S., Johnson Andrew C., Tantbirojn Daranee, Versluis Antheunis. Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Science International*; 12: 53-58; 2015.
55. Elsaka S. E. Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *J Prosthodont*; 28: e279-e284; 2019.
56. ESPE 3M. Lava - Präzisionslösungen: Leitfaden für die klinische Handhabung von Lava Zirknoxid - für klinische Experten von klinischen Experten. 2013.
57. Etman M. K. Confocal examination of subsurface cracking in ceramic materials. *J Prosthodont*; 18: 550-559; 2009.
58. Fages M., Corn S., Slangen P., Raynal J., Jenny P., Turzo K., Cuisinier F., Durand J. C. Glass Ceramic CAD/CAM crowns and severely altered posterior teeth: a three levels study. *J Mater Sci Mater Med*; 28: 145; 2017.
59. Faria A. C. L., de Oliveira A. A., Alves Gomes E., Silveira Rodrigues R. C., Faria Ribeiro R. Wear resistance of a pressable low-fusing ceramic opposed by dental alloys. *J Mech Behav Biomed Mater*; 32: 46-51; 2014.
60. Fasbinder Dennis J., Dennison Joseph B., Heys Donald, Neiva Gisele. A Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *The Journal of the American Dental Association*; 141: 10S-14S; 2010.
61. Fasbinder Dennis J., Dennison Joseph B., Heys Donald R., Lampe Kathrin. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *The Journal of the American Dental Association*; 136: 1714-1723; 2005.

62. Feldchtein F. I., Gelikonov, G. V., Gelikonov, V. M., Iksanov, R. R., Kuranov, R. V., Sergeev, A. M., Gladkova, N. D., Ourutina, M. N., Warren, J. A. Jr., Reitze, D. H. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity. *Optical Society of America*; 3: 239-250; 1998.
63. Fercher A. F. Optical coherence tomography - development, principles, applications. *Z Med Phys*; 20: 251-276; 2010.
64. Ferracane J. L. Introduction. In: Ferracane JL (Hrsg.). *Materials in Dentistry - Principles and Applications*. Philadelphia: *Lippincott Williams & Wilkins* 2001; Kapitel 1:1-8.
65. Ferracane J. L. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*; 27: 29-38; 2011.
66. Frankenberger R., Hartmann, V. E., Krech, M., Krämer, N., Reich, S., Braun, A., Roggendorf, M. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry*; 18: 9-20; 2015.
67. Fujimoto J. G. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging. *Nat Biotechnol*; 21: 1361-1367; 2003.
68. 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.
69. Fujita R., Komada W., Nozaki K., Miura H. Measurement of the remaining dentin thickness using optical coherence tomography for crown preparation. *Dental Materials Journal*; 33: 355-362; 2014.
70. Gängler P. Zahnschmelz. In: Gängler P., Hoffmann T., Willershausen B., Schwenzer N., Ehrenfeld M., (Hrsg.). *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. 3. Auflage. Stuttgart: *Georg Thieme Verlag* 2010. Kapitel 2.7:34-39
71. Gautam C., Joyner J., Gautam A., Rao J., Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans*; 45: 19194-19215; 2016.
72. Gebhardt A., Todd, J.-C. Wissenschaftliche Dokumentation IPS e.max ZirCAD. Ivoclar Vivadent AG; 2017. S.1-43.
73. Russell G. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*; 137: 14S-21S; 2006.
74. Goujat A., Abouelleil H., Colon P., Jeannin C., Pradelle N., Seux D., Grosogeat B. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent*; 119: 384-389; 2018.
75. Greitens U. Wie transluzent hätten Sie es denn gerne? *Quintessenz Zahntech*; 42, 1128-1138, 2016.
76. Gülker E., Hansen, J. Tribologie - Reibung, Verschleiß, Schmierung. *Publ Wiss Film, Sekt Techn Wiss/Naturw*; 9: 1986.
77. Gunal B., Ulusoy M. M. Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. *J Esthet Restor Dent*; 30: 434-441; 2018.

78. Hamdoon Z., Jerjes W., Upile T., McKenzie G., Jay A., Hopper C. Optical coherence tomography in the assessment of suspicious oral lesions: an immediate ex vivo study. *Photodiagnosis Photodyn Ther*; 10: 17-27; 2013.
79. Han S. H., Sadr A., Tagami J., Park S. H. Non-destructive evaluation of an internal adaptation of resin composite restoration with swept-source optical coherence tomography and micro-CT. *Dent Mater*; 32: e1-7; 2016.
80. Hariri I., Sadr A., Shimada Y., Tagami J., Sumi Y. Effects of structural orientation of enamel and dentine on light attenuation and local refractive index: an optical coherence tomography study. *J Dent*; 40: 387-396; 2012.
81. He L. H., Purton D., Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *J Mater Sci Mater Med*; 22: 1639-1643; 2011.
82. 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.
83. Hellwig E., Klimek, J., Attin, T. Ätiologie, Histologie und Epidemiologie der Karies und anderer Zahnhartsubstanzdefekte. In: Hellwig EK, J.; Attin, T. (Hrsg.). Einführung in die Zahnerhaltungskunde. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2013; Kapitel 2:15-78.
84. 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.
85. Hou R., Le T., Murgu S. D., Chen Z., Brenner M. Recent advances in optical coherence tomography for the diagnoses of lung disorders. *Expert Rev Respir Med*; 5: 711-724; 2011.
86. Hsieh Y. S., Ho Y. C., Lee S. Y., Chuang C. C., Tsai J. C., Lin K. F., Sun C. W. Dental optical coherence tomography. *Sensors (Basel)*; 13: 8928-8949; 2013.
87. Huang D., Swanson, E. A., Lin, C. P., Schumann, J. S., Stinson, W. G., Chang, W., Hee, M. R., Flotte, T., Gregory, K., Puliafito, C. A., Fujimoto, J. G. Optical Coherence Tomography. *Science*; 254: 1178-1181; 1991.
88. Huang M., Rahbar N., Wang R., Thompson V., Rekow D., Soboyejo W. O. Bioinspired design of dental multilayers. *Materials Science and Engineering: A*; 464: 315-320; 2007.
89. Iino Y., Ebihara A., Yoshioka T., Kawamura J., Watanabe S., Hanada T., Nakano K., Sumi Y., Suda H. Detection of a second mesiobuccal canal in maxillary molars by swept-source optical coherence tomography. *J Endod*; 40: 1865-1868; 2014.
90. Imai K., Shimada Y., Sadr A., Sumi Y., Tagami J. Noninvasive cross-sectional visualization of enamel cracks by optical coherence tomography in vitro. *J Endod*; 38: 1269-1274; 2012.
91. 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.

92. Izatt J. A.; Choma, M. A. Theory of Optical Coherence Tomography. In: Drexler W., Fujimoto J. G. (Hrsg.) Optical Coherence Tomography. Springer, Berlin, Heidelberg 2008.; Kapitel 2:44-72.
93. Jansen J. U., Lümekemann, N., Stawarczyk, B. Bringt uns das Angebot an Zirkonoxid noch um? https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/cadcam/story/bringt-uns-das-angebot-an-zirkonoxid-noch-um__5612.html; 2017. Zuletzt überprüft am 24.09.2019.
94. 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.
95. Kakizaki S., Aoki A., Tsubokawa M., Lin T., Mizutani K., Koshy G., Sadr A., Oda S., Sumi Y., Izumi Y. Observation and determination of periodontal tissue profile using optical coherence tomography. *J Periodontal Res*; 53: 188-199; 2018.
96. 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.
97. Kelly J. R. Perspectives on strength. *Dent Mater*; 11: 103-110; 1995.
98. Kelly J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 81: 652-661; 1999.
99. Kern M. Biomechanische Merkmale im Fokus Hybrid- und Verbundwerkstoffe mit schmelzähnlichen Eigenschaften. *ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt*; 124: 394-401; 2015.
100. Kikuchi K., Akiba, N., Sadr, A., Sumi, Y., Tagami, J., Minakuchi, S. Evaluation of the marginal fit at implant-abutment interface by optical coherence tomography. *Journal of Biomedical Optics*; 19: 2014.
101. Kilo M., Durschang, B. Effektive Zahnbehandlung dank neuer Glaskeramik. https://www.isc.fraunhofer.de/content/dam/isc/de/documents/Publikationen/Effektive_Zahnbehandlung_dank_neuer_Glaskeramiken.pdf 2013. Zuletzt überprüft am 24.09.2019
102. Kim J. M., Kang S. R., Yi W. J. Automatic detection of tooth cracks in optical coherence tomography images. *J Periodontal Implant Sci*; 47: 41-50; 2017.
103. Kocer C. Using the Hertzian fracture system to measure crack growth data: A review. *International Journal of Fracture*; 121: 111-132; 2003.
104. Koprowski R., Macho, M., Wozniak, K., Wróbel, Z. Automatic method of analysis of OCT images in the assessment of the tooth enamel surface after orthodontic treatment with fixed braces. *BioMedical Engineering OnLine*; 13: 48; 2014.
105. Kraft M., Glanz H., von Gerlach S., Wisweh H., Lubatschowski H., Arens C. Clinical value of optical coherence tomography in laryngology. *Head Neck*; 30: 1628-1635; 2008.
106. Kurtoglu C., Uysal H., Mamedov A. Influence of layer thickness on stress distribution in ceramic-cement-dentin multilayer systems. *Dent Mater J*; 27: 626-632; 2008.
107. Lauvahutanon S., Takahashi H., Shiozawa M., Iwasaki N., Asakawa Y., Oki M., Finger W. J., Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*; 33: 705-710; 2014.

108. Lawn B., Wilshaw, R. Indentation fracture: principles and applications. *J Mater Sci*; 10: 1049-1081; 1975.
109. Lawson N. C., Bansal R., Burgess J. O. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*; 32: e275-e283; 2016.
110. Leao Filho J. C., Braz A. K., de Souza T. R., de Araujo R. E., Pithon M. M., Tanaka O. M. Optical coherence tomography for debonding evaluation: an in-vitro qualitative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 143: 61-68; 2013.
111. Lee J. J., Kwon J. Y., Chai H., Lucas P. W., Thompson V. P., Lawn B. R. Fracture modes in human teeth. *J Dent Res*; 88: 224-228; 2009.
112. Lee R. C., Kang H., Darling C. L., Fried D. Automated assessment of the remineralization of artificial enamel lesions with polarization-sensitive optical coherence tomography. *Biomed Opt Express*; 5: 2950-2962; 2014.
113. Lee S. H., Lee J. J., Chung H. J., Park J. T., Kim H. J. Dental optical coherence tomography: new potential diagnostic system for cracked-tooth syndrome. *Surg Radiol Anat*; 38: 49-54; 2016.
114. Leitgeb R., Hitzenberger, C. K., Fercher, A. F. Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography. *Optics Express*; 11: 889-894; 2003.
115. Lenton P., Rudney J., Chen R., Fok A., Aparicio C., Jones R. S. Imaging in vivo secondary caries and ex vivo dental biofilms using cross-polarization optical coherence tomography. *Dent Mater*; 28: 792-800; 2012.
116. Li R. W., Chow T. W., Matinlinna J. P. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*; 58: 208-216; 2014.
117. Liebermann A., Freitas Rafael C., Colle Kauling A. E., Edelhoff D., Ueda K., Seiffert A., Maziero Volpato C. A., Guth J. F. Transmittance of visible and blue light through zirconia. *Dent Mater J*; 37: 812-817; 2018.
118. Lin C. L., Kuo W. C., Yu J. J., Huang S. F. Examination of ceramic restorative material interfacial debonding using acoustic emission and optical coherence tomography. *Dent Mater*; 29: 382-388; 2013.
119. Luthardt R. G., Kordaß, B., Moldovan, O. Kronen und Brücken: CAD/CAM-Verfahren. In: Marxkors R (Hrsg.). Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 5. Auflage. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2010; Kapitel 5:109-124.
120. Machoy M., Seeliger J., Szyszka-Sommerfeld L., Koprowski R., Gedrange T., Wozniak K. The Use of Optical Coherence Tomography in Dental Diagnostics: A State-of-the-Art Review. *J Healthc Eng*; 2017: 7560645; 2017.
121. Magne P., Douglas W. H. Rationalization of esthetic restorative dentistry based on biomimetics. *Journal of esthetic dentistry*; 11: 5-15; 1999.
122. 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.
123. Mainjot A. K., Dupont N. M., Oudkerk J. C., Dewael T. Y., Sadoun M. J. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res*; 95: 487-495; 2016.

124. Makhija S. K., Lawson N. C., Gilbert G. H., Litaker M. S., McClelland J. A., Louis D. R., Gordan V. V., Pihlstrom D. J., Meyerowitz C., Mungia R., McCracken M. S., National Dental Pbrn Collaborative Group. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent*; 55: 40-47; 2016.
125. McCabe J. F., Walls, A. W. G. Science of Dental Materials. In: McCabe. J. F., Walls A. W. G. (Hrsg.). Applied Dental Materials. 9. Auflage. Hoboken: *Wiley-Blackwell* 2008; Kapitel 1:1-3.
126. McLaren E. A., Lawson N., Choi J., Kang J., Trujillo C. New High-Translucent Cubic-Phase-Containing Zirconia: Clinical and Laboratory Considerations and the Effect of Air Abrasion on Strength. *Compend Contin Educ Dent*; 38: e13-e16; 2017.
127. McLean J. W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*; 85: 61-66; 2001.
128. Mecholsky J. J., Jr. Fractography: determining the sites of fracture initiation. *Dent Mater*; 11: 113-116; 1995.
129. Meiburger K. M., Chen Z., Sinz C., Hoover E., Minneman M., Ensher J., Kittler H., Leitgeb R. A., Drexler W., Liu M. Automatic Skin Lesion Area Determination of Basal Cell Carcinoma using OCT Angiography and a Skeletonization Approach: Preliminary Results. *J Biophotonics*: e201900131; 2019.
130. Minamino T., Mine A., Matsumoto M., Sugawa Y., Kabetani T., Higashi M., Kawaguchi A., Ohmi M., Awazu K., Yatani H. Nondestructive observation of teeth post core-space using optical coherence tomography: comparison with microcomputed tomography and live images. *Journal of Biomedical Optics*; 20: 107001; 2015.
131. Miragaya L. M., Guimaraes R. B., Souza Roae, Santos Botelho G. D., Antunes Guimaraes J. G., da Silva E. M. Effect of intra-oral aging on t-->m phase transformation, microstructure, and mechanical properties of Y-TZP dental ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*; 72: 14-21; 2017.
132. Miyazaki T., Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*; 56 Suppl 1: 97-106; 2011.
133. Miyazaki T., Nakamura T., Matsumura H., Ban S., Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*; 57: 236-261; 2013.
134. Monteiro G. Q., Montes M. A., Gomes A. S., Mota C. C., Campello S. L., Freitas A. Z. Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography. *Dent Mater*; 27: e213-223; 2011.
135. Mörmann 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.
136. Mörmann Werner H. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*; 137: 7S-13S; 2006.
137. 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.

138. Nakamura T., Imanishi A., Kashima H., Ohyama T., Ishigaki S. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *Int J Prosthodont*; 14: 401-405; 2001.
139. Nazari A., Sadr A., Saghiri M. A., Campillo-Funollet M., Hamba H., Shimada Y., Tagami J., Sumi Y. Non-destructive characterization of voids in six flowable composites using swept-source optical coherence tomography. *Dent Mater*; 29: 278-286; 2013.
140. Nguyen J. F., Migonney V., Ruse N. D., Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*; 28: 529-534; 2012.
141. 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.
142. Oguro R., Nakajima M., Seki N., Sadr A., Tagami J., Sumi Y. The role of enamel thickness and refractive index on human tooth colour. *J Dent*; 51: 36-44; 2016.
143. Otis Linda L., Everett Matthew J., Sathyam Ujwal S., Colston Bill W. Optical Coherence Tomography: A New Imaging. *The Journal of the American Dental Association*; 131: 511-514; 2000.
144. Ozawa N., Sumi Y., Chong C., Kurabayashi T. Evaluation of oral vascular anomalies using optical coherence tomography. *Br J Oral Maxillofac Surg*; 47: 622-626; 2009.
145. Park K. J., Schneider H., Haak R. Assessment of defects at tooth/self-adhering flowable composite interface using swept-source optical coherence tomography (SS-OCT). *Dent Mater*; 31: 534-541; 2015.
146. Park K. J., Schneider H., Ziebolz D., Krause F., Haak R. Optical coherence tomography to evaluate variance in the extent of carious lesions in depth. *Lasers Med Sci*; 33: 1573-1579; 2018.
147. Podoleanu A. G. Optical coherence tomography. *J Microsc*; 247: 209-219; 2012.
148. 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.
149. pritidenta. priti multidisc ZrO2. 2018.
150. Quinn G. D., Giuseppetti A. A., Hoffman K. H. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. *Dent Mater*; 30: e99-e111; 2014.
151. Quinn J. B., Quinn G. D. Material properties and fractography of an indirect dental resin composite. *Dent Mater*; 26: 589-599; 2010.
152. Rohr Nadja, Fischer Carolin, Fischer Jens. Werkstoffkunde – nein danke! *Zahnmedizin up2date*; 9: 357-377; 2015.
153. 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.
154. Ruse N. D., Sadoun M. J. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*; 93: 1232-1234; 2014.

155. Sanda M., Shiota M., Imakita C., Sakuyama A., Kasugai S., Sumi Y. The effectiveness of optical coherence tomography for evaluating peri-implant tissue: A pilot study. *Imaging Sci Dent*; 46: 173-178; 2016.
156. 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; 2018.
157. 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.
158. Schneider H., Park K. J., Rueger C., Ziebolz D., Krause F., Haak R. Imaging resin infiltration into non-cavitated carious lesions by optical coherence tomography. *J Dent*; 60: 94-98; 2017.
159. Schumacher G.-H.; Schmidt, H.; Richter, W. Morphologie der Zähne und des menschlichen Gebisses. Anatomie und Biochemie der Zähne. Stuttgart: *Gustav Fischer Verlag*; Kapitel 4: 326-444; 1972.
160. Segarra M. S., Shimada Y., Sadr A., Sumi Y., Tagami J. Three-Dimensional Analysis of Enamel Crack Behavior Using Optical Coherence Tomography. *J Dent Res*; 96: 308-314; 2017.
161. Shah M. B., Ferracane J. L., Kruzic J. J. Mechanistic aspects of fatigue crack growth behavior in resin based dental restorative composites. *Dent Mater*; 25: 909-916; 2009.
162. 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.
163. Shimada Y., Sadr A., Burrow M. F., Tagami J., Ozawa N., Sumi Y. Validation of swept-source optical coherence tomography (SS-OCT) for the diagnosis of occlusal caries. *J Dent*; 38: 655-665; 2010.
164. Shimada Y., Sadr A., Sumi Y., Tagami J. Application of Optical Coherence Tomography (OCT) for Diagnosis of Caries, Cracks, and Defects of Restorations. *Curr Oral Health Rep*; 2: 73-80; 2015.
165. Sirona Dentsply. Celtra Duo Zirkonoxidverstärktes Lithiumsilikat - Macht den Unterschied. 2018.
166. Sirona Dentsply. FactFile. 2018.
167. 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.
168. Sulaiman T. A., Abdulmajeed A. A., Donovan T. E., Ritter A. V., Lassila L. V., Vallittu P. K., Narhi T. O. Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. *J Prosthet Dent*; 114: 103-108; 2015.
169. Swanson E. A., Huang D., Hee M. R., Fujimoto J. G., Lin C. P., Puliavito C. A. High-speed optical coherence domain reflectometry. *Optics letters*; 17: 151-153; 1992.

170. Taha D., Spintzyk S., Sabet A., Wahsh M., Salah T. Assessment of marginal adaptation and fracture resistance of endocrown restorations utilizing different machinable blocks subjected to thermomechanical aging. *J Esthet Restor Dent*; 30: 319-328; 2018.
171. Tapie L., Lebon N., Mawussi B., Fron Chabouis H., Duret F., Attal J. P. Understanding dental CAD/CAM for restorations--the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent*; 18: 21-44; 2015.
172. Tsitrou E. A., Helvatjoglu-Antoniades M., van Noort R. A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent*; 38: 16-22; 2010.
173. Turk A. G., Sabuncu M., Unal S., Onal B., Ulusoy M. Comparison of the marginal adaptation of direct and indirect composite inlay restorations with optical coherence tomography. *J Appl Oral Sci*; 24: 383-390; 2016.
174. Turp V., Turkoglu P., Sen D. Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements. *J Esthet Restor Dent*; 30: 360-368; 2018.
175. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*; 28: 3-12; 2012.
176. Vanoorbeek S., Vandamme K., Lijnen I., Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *Int J Prosthodont*; 23: 223-230; 2010.
177. 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.
178. Wojtkowski M., Srinivasan V., Ko T., Fujimoto J., Kowalczyk A., Duker J. Ultrahigh-resolution, high-speed, Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation. *Opt Express*; 12: 2404-2422; 2004.
179. Yusri Y., Kamran L. New technique for the interpretation of ISO 14649 and 6983 based on open CNC technology. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*; 29: 136-148; 2016.
180. Zahnfabrik VITA. Vita Enamic - Verarbeitungsanleitung. 2014.
181. Zahnfabrik Vita. Vita Enamic - Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation. 2016.
182. Zhang Y., Lawn B. R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*; 97: 140-147; 2018.
183. Zhang Y., Mai Z., Barani A., Bush M., Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater*; 32: 442-449; 2016.
184. Zhang Y., Sailer I., Lawn B. R. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*; 41: 1135-1147; 2013.
185. Zhang Y., Bhowmick S., Lawn B. R. Competing Fracture Modes in Brittle Materials Subject to Concentrated Cyclic Loading in Liquid Environments: Monoliths. *Journal of Materials Research*; 20: 2021-2029; 2011.

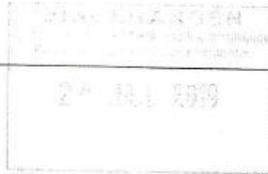
186. Zhao L., Jian Y. T., Wang X. D., Zhao K. Bond strength of primer/cement systems to zirconia subjected to artificial aging. *J Prosthet Dent*; 116: 790-796; 2016.
187. Zirkonzahn. PRETTAU ANTERIOR. 2017.

11 Anhang

JUSTUS-LIEBIG



UNIVERSITÄT
GIESSEN



FACHBEREICH 11



MEDIZIN

Ethik-Kommission, Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie) D-35385 Gießen

Prof. Dr. B. Wöstmann
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Schlangenzahl 14
35392 Gießen

**ETHIK-KOMMISSION
am Fachbereich Medizin
Vorsitz: Prof. Dr. H. Tillmanns**

Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie)
D-35385 Gießen
Tel.: (0641)99-42470
ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.de

Gießen, 11. Dezember 2018
Dr. Kr./

AZ.: 143/09

Titel: *Verwendung extrahierter Zähne für Forschungszwecke.*

Ihr Schreiben vom 22.11.2018

Projekt: "Untersuchungen zur Kontaktbeschädigung von monolithischen Seitenzahnkronen mittels optischer Kohärenztomographie"

Sehr geehrter Herr Professor Wöstmann, *Lieber Herr Wöstmann*

für die in Ihrem Schreiben genannte Situation existiert ein positives Votum der Ethik-Kommission. Es bestehen keine Einwände der Ethik-Kommission gegen das von Ihnen beschriebene Vorgehen (Dissertationsprojekt Zahnärztin Marianne Skroch).

Mit freundlichen Grüßen

[Handwritten signature]
Prof. Dr. H. Tillmanns
Vorsitzender

JUSTUS-LIEBIG

UNIVERSITÄT
GIESSEN

FACHBEREICH 11



MEDIZIN

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

Frau
Prof. Dr. Ganß
Zahnklinik
Schlangenzahl 14
35385 GiessenETHIK-KOMMISSION
am Fachbereich Medizin
Vorsitz: Prof. Dr. K.L. SchmidtGaffkystr. 11c
D-35385 Giessen
Tel.: (0641)99-42470 / 47660
ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.deGiessen, 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. Blütters-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. Rißé (Rechtsmedizin).

Tabelle 11.1: Brechungsindizes und Pixelwerte

Material	Brechungsindex
Mikroskopierplättchen	n = 1,48
Lava Plus	n = 2,11
Priti Multidisc ZrO ₂ Extra translucent	n = 1,91
Prettau Anterior	n = 1,85
Celtra Duo	n = 1,55
Vita Enamic	n = 1,51
Brilliant Crios	n = 1,51
Pixelwert in Y-Achsen-Richtung	5,7 μm
Pixelwert in X-Achsen-Richtung	18 μm

12 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 Justus-Liebig-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.“

Ort, Datum

Unterschrift

13 Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann für die Bereitstellung von Thema und Arbeitsplatz sowie seine Unterstützung bei der Durchführung dieser Studie. Ferner danke ich Frau Dr. Maximiliane Schlenz, die mir zu jedem Zeitpunkt mit Rat und Tat beiseite stand, für ihre intensive Betreuung.

Herrn Prof. Dr. Peter Rehmann möchte ich für sein Vertrauen danken und dafür, dass er immer als Ansprechpartner bereitstand.

Mein aufrichtiger Dank gilt dem Leiter der Abteilung für Forschung und Entwicklung der Firma Oculus in Wetzlar, Herrn Andreas Steinmüller, für die Bereitstellung des OCT-Geräts und die freundliche Zusammenarbeit. Gleiches gilt für Herrn Sebastian Marschall, der mir eine großartige Hilfe war und mich maßgeblich bei der Entwicklung des Versuchsaufbaus unterstützt hat.

Ich danke Herrn Dipl.-Ing. Michael Köhl, der mir mit dem Aufbau, der Überwachung und den Sensoren der Kausimulatoren geholfen hat. Herrn Dr. Johannes Herrmann danke ich für seine statistische Beratung.

Feinmechaniker Herr Torsten Müller gilt mein bester Dank für die Unterstützung bei der Installation der Heizeinrichtungen am Kausimulator. Ich danke Herrn Dr. Alexander Schmidt für Denkanstöße und manch konstruktives Wort.

Ferner gilt mein Dank Frau Antje Hübner für die werkstoffkundliche Unterstützung im Labor und auch Frau Katica Vujica möchte ich für ihre großartige Unterstützung danken.

Außerdem danke ich meinen Kollegen, vor allem Herrn Kay Frenzel, Frau Dr. Ghezal Karakus, Frau Stephanie Biscopig, Frau Victoria Schubert, Frau Leona Klußmann und Herrn Jonas Vogler.

Von ganzem Herzen danke ich meiner Familie und meinen Freunden dafür, dass sie mich jederzeit liebevoll ermutigt und unterstützt haben! Besonders danke ich Frau Lena Hoppenstaedt für das Lektorieren, Herrn Felicián Kozolka und Frau Linda Skroch für das englische Korrekturlesen und Frau Almut Skroch für die Beratung bei der Anfertigung meiner Abbildungen.

14 Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen Version der Arbeit entfernt.