

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

**Passung von CAD/CAM-Rohlingen mit konfektionierter
Verbindungsgeometrie aus Lithiumdisilikat-, Zirkonoxid-, Hybridkeramik
und PMMA auf Titanklebebasen vor und nach
Oberflächenkonditionierung
- Eine In-vitro-Untersuchung -**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Vivienne Demeter
aus Augsburg
2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: PD Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth

Mitberichterstatter: PD Dr. Dr. Florian Probst

Prof. Dr. Mechthild Stöckelhuber

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. dent. Ephraim Nold, M.Sc.

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 12.02.2019

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Literaturübersicht.....	3
2.1	CAD/CAM-Technologie in der Zahnheilkunde.....	3
2.1.1	Entwicklung.....	3
2.1.2	Vorteile.....	5
2.1.3	Funktionsprinzip.....	6
2.1.3.1	Datenerfassung und Weiterverarbeitung.....	7
2.1.3.2	CAD – Prozess.....	9
2.1.3.3	CAM – Prozess und automatisierte Fertigung.....	11
2.2	Ausgewählte Werkstoffe für die CAD/CAM-Technik.....	12
2.2.1	Hochleistungspolymere.....	13
2.2.1.1	PMMA - basierte Kunststoffe.....	14
2.2.1.2	Hybridkeramiken.....	15
2.2.2	Keramiken.....	16
2.2.2.1	Lithiumdisilikatkeramiken.....	18
2.2.2.2	Zirkonoxidkeramiken.....	20
2.2.3	Titan.....	23
2.3	Festsitzende Einzelzahnrestaurationen auf Implantaten.....	24
2.3.1	Erfolg des implantatgetragenen Einzelzahnersatzes.....	24
2.3.2	Grundlagen der Implantatsysteme.....	26
2.3.2.1	Aufbau.....	26
2.3.2.2	Anforderungen.....	26
2.3.3	Implantat-Abutment-Interface.....	27
2.3.4	Implantatgetragene Suprakonstruktionen.....	29
2.3.4.1	Anforderungen.....	30

2.3.4.2	Materialien.....	31
2.3.4.3	Hybrid-Abutment und Hybridabutmentkrone	32
2.3.4.4	CAD/CAM-gestützte Herstellung	33
2.3.4.5	Zahntechnische Herausforderungen der Fertigstellung der Hybridabutmentkronen.....	35
2.3.4.6	Befestigungsmodus.....	36
2.3.5	Das CAMLOG® - Implantatsystem.....	38
3	Ziel der Arbeit.....	40
4	Material und Methode.....	41
4.1	Versuchsaufbau	41
4.2	Materialien der CAD/CAM-Rohlinge	42
4.3	Bestimmung der Rotationsfreiheit.....	43
4.3.1	Herstellung der Prüfkörper	44
4.3.1.1	Einbetten der Implantate.....	44
4.3.1.2	Vorbereitung der CAD/CAM-Rohlinge für die Messungen	46
4.3.1.2.1	Kristallisation und Sinterung der Gruppen 1 und 2.....	46
4.3.1.2.2	Herstellung der Vorrichtung für die Rotationsmessungen	47
4.3.2	Verwendete Messapparatur / Versuchsaufbau	51
4.3.3	Festlegung des Drehmoments für die Messungen.....	53
4.3.4	Der Messvorgang	54
4.3.4.1	Vor Konditionierung (R_0).....	56
4.3.4.2	Nach Konditionierung der Titanbasen (R_1).....	56
4.3.4.3	Nach Konditionierung der Rohlinge (R_2).....	57
4.3.4.4	Nach adhäsiver Verklebung der Referenzgruppe VITA ENAMIC®.....	58
4.4	Betrachtung mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM).....	58
4.4.1	Herstellung der Prüfkörper.....	58
4.4.2	Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop (REM)	62

4.5	Statistische Auswertung	62
5	Ergebnisse	64
5.1	Maximale Rotationsfreiheit der CAD/CAM-Rohlinge auf den Titanbasen	64
5.2	Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.....	69
5.3	Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop (REM).....	70
6	Diskussion.....	75
6.1	Diskussion der Methodik.....	76
6.1.1	In-vitro-Untersuchungen	76
6.1.2	Herstellung der Prüfkörper	76
6.1.3	Festlegen der Größe des Drehmoments	77
6.1.4	Analysemethoden	78
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	79
6.2.1	Bestimmung der maximalen Rotationsfreiheit.....	79
7	Schlussfolgerungen	92
8	Zusammenfassung.....	94
9	Literaturverzeichnis	96
10	Anhang.....	111
10.1	Abbildungsverzeichnis	111
10.2	Tabellenverzeichnis	113
11	Danksagung.....	114
12	Eidesstattliche Versicherung.....	115

1 Einleitung

Die Versorgung von teilbezahnten oder zahnlosen Kiefern mit implantatgetragendem Zahnersatz stellt seit über drei Jahrzehnten eine bedeutende Therapieform in der Zahnheilkunde dar [3-5]. Dies spiegelt nicht zuletzt die immer häufigere Wahl von implantatgetragendem Zahnersatz wider. So wurden im Rahmen der Fünften Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS V) aus dem Jahre 2016 zehnmal mehr Patienten mit inserierten Implantaten erfasst als noch im Jahr 1997 (DMS III) [6].

Neben herausnehmbaren, implantatprothetischen Versorgungsmöglichkeiten im stark reduzierten Restgebiss und im zahnlosen Kiefer, hat sich auch die Kombination von Implantaten mit festsitzenden Suprakonstruktionen in teilbezahnten Kiefern bewährt [3, 4]. Laut der DMS V wird die Einzelzahnücke im Front- und Seitenzahnbereich immer häufiger als geeignete Indikation für implantatgetragene Kronen gesehen [6].

Eine weitere Veränderung haben alle Bereiche der Zahnheilkunde durch die Einführung der digitalen Fertigung von Zahnersatz erfahren [7]. So hat sich die Herstellung von dentalen Restaurationen mit der CAD/CAM-Technologie (CAD = computer-aided design, CAM = computer-aided manufacturing) in den letzten Jahren zu einem Standardverfahren in der restaurativen Zahnmedizin etabliert [8].

Eine Umfrage des Verbandes der Deutschen Dentalindustrie (VDDI) zeigte, dass 95 % der deutschen Laboratorien Zugang zu CAD/CAM-Verfahren haben und die Zahntechniker zur Fertigung des Zahnersatzes teilweise oder vollständig auf diese zurückgreifen [7]. Durch den Einsatz digitaler Technologien wurden Arbeitsschritte im Labor und am Patienten optimiert und neue homogene Restaurationsmaterialien mit besseren Werkstoffeigenschaften, wie zum Beispiel Hochleistungskeramiken und kunststoffbasierte Werkstoffe, entwickelt [8-13].

Da gerade in der festsitzenden Implantatprothetik ein hohes Maß an mechanischer Stabilität und Genauigkeit gefordert wird, bewährt sich die CAD/CAM-Technik mit ihren zahlreichen Vorteilen auch in diesem Bereich seit einigen Jahren [7]. Die Fertigung implantatgetragener Einzelzahnrestaurationen ist mittlerweile in einem durchgehend digitalen und modellfreien Arbeitsablauf realisierbar. Die Einführung von CAM-verarbeitbaren Rohlingen vereinfacht deutlich die Herstellung von monolithischem Einzelzahnersatz auf Implantaten [5]. Dabei ist insbesondere die Innovation von Rohlingen mit industriell eingearbeiteten Schraubenkanälen und einer sogenannten Verbindungsgeometrie zu nennen. Das Design der Verbindungsgeo-

metrie des Materialrohlings ist kongruent zum Rotationsschutz einer konfektionierten Titan-
klebebasis.

Ein wichtiger Faktor für den prothetischen Erfolg einer implantatgetragenen Suprakonstruktion und für die Langlebigkeit der gesamten Versorgung ist eine präzise Passung der einzelnen Systemkomponenten [14, 15]. Da die Passgenauigkeit einer Krone auf dem Abutment Auswirkungen auf deren Rotationsverhalten hat, ist ein möglichst geringer Rotationsspielraum erforderlich. Dies ist gerade im Hinblick auf das modellfreie, rein digitale Arbeiten mittels Intraoralscans und den damit einhergehenden fehlenden Kontrollmöglichkeiten der Okklusions- und Approximalkontakte auf einem Gipsmodell anzustreben.

Wie bereits in einer Studie von *Teufelhart* et al. zur Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefertigten Hybridkronen auf Titanbasen gefordert [16], wird in der vorliegenden Dissertation der Einfluss der Konditionierung auf die Passung von vollkeramischen und Polymer-basierten CAD/CAM-Rohlingen mit konfektionierten Anschlussgeometrien auf Titanklebebasen untersucht.

2 Literaturübersicht

2.1 CAD/CAM-Technologie in der Zahnheilkunde

Im Laufe der letzten Jahre wurde die Zahnheilkunde, neben vielen anderen technischen Bereichen, durch die Möglichkeiten der computergestützten Fertigung dentaler Restaurationen und der Automatisierung von Produktionsschritten grundlegend verändert. Die CAD/CAM-Technologie schuf eine neue Ära in der Dentalbranche und auch zukünftig werden verstärkt konventionelle durch digitale Techniken ersetzt werden [8, 17-19]. So stellen CAD/CAM-verarbeitbare Materialien derzeit den Bereich der Werkstoffkunde dar, der am stärksten wächst und erforscht wird [18].

Bei einer Umfrage im Vereinigten Königreich von 2016 gab die Mehrheit der befragten Zahnärzte an, noch keine CAD/CAM-Techniken in ihre Arbeitsabläufe zu integrieren. Der Großteil war jedoch an deren Nutzung interessiert und der Meinung, dass diese Technologie zukünftig eine bedeutende Rolle in der Zahnheilkunde einnehmen wird [20].

Der Begriff „CAD“ steht für „computer-aided design“ und bedeutet „computergestützte Konstruktion“, „CAM“ ist die Abkürzung für „computer-aided manufacturing“ und wird als „computergestützte Fertigung“ übersetzt [21]. Bei diesen Verfahren wird am Computerbildschirm ein digitales Modell der gewünschten Restauration konstruiert und anschließend in einem additiven oder subtraktiven Verfahren gefertigt. Die genaue Herstellungsmethode ist streng genommen dem Begriff „CAD/CAM“ nicht zu entnehmen, da dieser sowohl für subtraktive Fräs- und Schleiftechnologien als auch für additive Fertigungsverfahren steht. Inzwischen hat sich allerdings die Unterscheidung zwischen CAD/CAM-Verfahren auf der einen und Rapid Prototyping-Verfahren auf der anderen Seite im Alltag etabliert [8, 22], auch wenn die Nomenklatur genau genommen falsch ist.

2.1.1 Entwicklung

Seit ihrer Einführung in den 1970er-Jahren unterliegt die dentale CAD/CAM-Technologie einer ständigen Weiterentwicklung und erzielte in den 1980er-Jahren ihre größten Fortschritte. Die Meilensteine für die heutigen CAD/CAM-Systeme in der Zahnheilkunde wurden maßgeblich von drei Vorreitern in diesem Gebiet gelegt: Dr. Duret, Prof. Dr. Mörmann und Dr. Andersson [23, 24].

Als „Vater“ der dentalen CAD/CAM-Technologie gilt der französische Zahnarzt F. Duret, der ab Anfang der 70er-Jahre mit theoretischen Überlegungen und praktischen Experimenten die computergestützte Fertigung von Zahnersatz erforschte. Ihm gelang als Erster die Produktion einer Krone im digitalen Workflow, der eine optische, intraorale Abformung des Zahnstumpfes, die virtuelle Konstruktion und das Fräsen der Restauration aus einem Block mittels einer numerisch gesteuerten Maschine beinhaltet. Seine Idee basierte auf der Überlegung, den Aufwand und somit auch die Kosten bei der konventionellen Herstellung von Zahnersatz zu senken und potenzielle Fehlerquellen zu beseitigen [23-28]. Später folgte durch ihn die Entwicklung des Sopa®-Systems, welches weltweiten Einfluss auf den weiteren Fortschritt der CAD/CAM-Technologie hatte, dessen Gebrauch jedoch aufgrund einiger Mängel nicht weit verbreitet war [23, 28].

Auch andere Forscher wie Heitlinger und Rodder führten ab 1979 Experimente im digitalen Bereich durch und entwickelten das sogenannte „DentiCAD-System“, das sich ebenfalls nicht auf dem Markt etablieren konnte [21, 24, 26].

1980 begann der zweite Pionier der CAD/CAM-Technologie, Prof. Dr. Werner H. Mörmann, zusammen mit Dr.-Ing. Marco Brandestini mit der Entwicklung des ersten kommerziellen CAD/CAM-Systems, das 1986 durch die Firma Siemens Dental mit dem Produktnamen CEREC® auf den Markt gebracht wurde. CEREC® ist die Abkürzung für „computer-assisted CERamic REConstruction“ und kombinierte erstmals Scanner und Fräseinheit in einem kompakten Gerät [9, 26, 29]. Es handelte sich um eine neue Methode zur computergestützten Herstellung von keramischen Inlays direkt am Patientenstuhl und innerhalb einer Sitzung [23, 28, 30]. Mit der Einführung des heute weltweit verbreiteten CEREC® wurde „CAD/CAM“ in der Dentalbranche schnell ein weltweit bekannter Begriff [23, 28].

Der dritte Zahnarzt, der wesentliche Pionierarbeit leistete, war Dr. Matts Andersson aus Schweden. Andersson entwickelte das Procera®-System, welches 1989 durch die Firma Nobel Biocare auf dem Markt eingeführt wurde. Es ermöglichte die reproduzierbare Fertigung von Kronen und etablierte sich später zum ersten weltweit vernetzten Produktionszentrum für vollkeramische Gerüstwerkstoffe [23, 26, 28, 31].

Im gleichen Jahr wurde das Precident-System der Firma DCS zur Nassbearbeitung von Metallen und dichtgesintertem Zirkonoxid eingeführt. Eine weitere Innovation war das Cicero-Verfahren, das im Jahr 1993 in den Niederlanden zur vollständigen computergestützten Fertigung geschichteter keramischer Kronen und Brücken geeignet war [21, 26].

Mit dem 1995 durch die Firma DeguDent eingeführten Cercon Smart Ceramics-System bzw. DCM-Verfahren wurde ein weiterer bedeutender Meilenstein in der Entwicklung der CAD/CAM-Systeme gelegt. Neu war hierbei, den Werkstoff Zirkonoxid im vorgesinterten Zustand zu fräsen und anschließend beim Sintern um einen definierten Wert zu schrumpfen [21].

In den weiteren Jahren folgte bis heute die Vorstellung einer Vielzahl an CAD/CAM-Systemen durch verschiedene Dentalhersteller, wie zum Beispiel „Bego“, „Kavo“, „3M Espe“, „Wieland“ und „Degussa“ [21, 26]. Während zu Beginn der Entwicklung der CAD/CAM-Systeme der Schwerpunkt noch auf der Bearbeitung von Titan lag, werden seit einigen Jahren überwiegend vollkeramische Restaurationen computergestützt gefertigt [32].

2.1.2 Vorteile

Im Vergleich zu konventionellen Techniken bringt die computergestützte Herstellung prothetischer Versorgungen zahlreiche Vorteile mit sich [8, 9, 21, 33]. Die standardisierte Verfahrenskette der CAD/CAM-Technologie hat eine deutliche Steigerung der Qualität zahnärztlicher Restaurationen zur Folge und ermöglicht eine Fertigung des Zahnersatzes rund um die Uhr unter den gleichen Bedingungen. Durch die industrielle, nahezu fehlerfreie und unter kontrollierten Bedingungen ablaufende Vorfertigung der Materialrohlinge werden eine konstante, homogene Gefügestruktur und optimierte mechanische Eigenschaften, wie Festigkeit und Verschleiß gewährleistet [1]. Durch den Ersatz vieler handwerklich-manueller Arbeitsschritte durch teil- oder vollautomatisierte Produktionsschritte können individuelle Fehlerquellen größtenteils vermieden werden [8, 9, 28, 34]. Die resultierende Zeitersparnis, die Reduktion des Arbeitsaufwands und die Steigerung der Effizienz ermöglichen eine kostengünstige Herstellung des Zahnersatzes zugunsten des Patienten.

Die CAD/CAM-Technologie erlaubt außerdem die Verwendung von hochfesten Oxidkeramiken, wie Aluminiumoxid und Zirkonoxid, die optimierte mechanische Eigenschaften und eine hohe Biokompatibilität aufweisen. Da diese innovativen Werkstoffe mit zahntechnischen Standardverfahren der Guss- und Presstechnik bisher nicht oder nur mit erheblichen Einbußen der Qualität verarbeitet werden konnten, hat deren Einführung maßgeblich zur rasanten Entwicklung der dentalen CAD/CAM-Technologie beigetragen. Der Indikationsbereich dieser Hochleistungskeramiken wurde ständig erweitert und ermöglichte somit den Wandel zu metallfreien Restaurationen. Neben Einzelkronen sind Oxidkeramiken auch für Brücken, Abutments und Primärkronen bei der Doppelkronentechnik geeignet [8, 35, 36]. Auch war es

durch die Einführung der Oxidkeramiken in die Zahnheilkunde erstmals möglich, mehrgliedrige, vollkeramische Brücken für den Seitenzahnbereich herzustellen [37].

Die digitale Speicherung komplexer Datensätze gewährleistet eine Standardisierung und eine ständige Reproduzierbarkeit der Prozesskette sowie eine unkomplizierte, schnelle Neuanfertigung der Restaurationen im Falle eines Verlustes oder Defekts. Außerdem entfällt die platzinnehmende Lagerung von Gipsmodellen durch die Archivierung der Daten auf einem Computer [8, 9, 11, 21, 33].

Ein weiterer Vorteil der CAD/CAM-Technologie ist die Möglichkeit, sie nicht nur innerhalb von dentalen Laboratorien zu nutzen, sondern auch als sogenanntes Chairside-Verfahren direkt an der zahnärztlichen Behandlungseinheit anwenden zu können [8].

Das Chairside-Verfahren erlaubt es, die Patienten ohne Provisorien in einer Sitzung mit einem Zahnersatz zu versorgen [9, 29, 33]. Dabei wird nach der intraoralen, digitalen Abformung die Restauration direkt am Behandlungsstuhl konstruiert und gefertigt.

In der Implantatprothetik ermöglicht die Abformung mittels Intraoralscanner ein modellfreies Arbeiten und ein Eingliedern der Restauration in der ersten Sitzung nach der Implantation (z.B. „Münchener Implantatkonzept“) [36]. Dieses Konzept wird unter 2.3.4.4 näher erläutert.

2.1.3 Funktionsprinzip

Der dentale CAD/CAM-Prozess wird als digitaler Workflow bezeichnet und besteht aus drei aufeinanderfolgenden Kernpunkten: Der Digitalisierung, der Datenverarbeitung (CAD) und der automatisierten Fertigung des Werkstückes auf CNC-gesteuerten Maschinen (CAM) [19-21, 38].

Die Digitalisierung erfolgt extra- oder intraoral mit Hilfe eines Aufnahmeegerätes bzw. Scanners, der die zu erfassende dreidimensionale Struktur in einen digitalen, verarbeitbaren Datensatz umwandelt [8, 38]. Die zweite Komponente stellt eine Bearbeitungssoftware dar, mit deren Hilfe ein virtueller Zahnersatz, auf Basis der digitalen Abformung am Computerbildschirm geplant und konstruiert wird [25, 38]. Das Ergebnis des CAD-Bereichs ist ein Datensatz des herzustellenden Produkts [21].

Dem schließt sich als dritte Komponente eine computergesteuerte Fräs- oder Schleifmaschine an, welche anhand des erstellten Datensatzes die gewünschte Restauration aus einem Materialrohling oder einer Ronde herstellt [8, 25, 38-40]. Im Anschluss an die CAM-Fertigung können noch weitere manuelle Arbeitsschritte, wie eine Individualisierung, Verblendung oder

Endpolitur der Restauration durch den Zahntechniker erforderlich sein [25, 28]. Aber auch weitere maschinelle Schritte, wie beispielsweise die Versorgung eines Zirkonoxidgerüsts mit einer ebenfalls im digitalen Workflow hergestellten Verblendung können folgen [17].

In Abhängigkeit vom Standort der Komponenten des CAD/CAM-Systems unterscheidet man in der Zahnheilkunde drei Fertigungskonzepte: Das Chairside-Verfahren direkt am zahnärztlichen Behandlungsstuhl ohne Einbindung eines zahntechnischen Labors, die Labside-Fertigung im Dentallabor und die zentrale Herstellung in einem Fertigungszentrum [8, 21, 26, 38].

2.1.3.1 Datenerfassung und Weiterverarbeitung

Die Grundvoraussetzungen jedes CAD/CAM-Systems sind die Datenerfassung mit Hilfe eines Digitalisierungsgeräts und die Weiterverarbeitung dieser Daten mit entsprechenden Softwarealgorithmen. Die Datenerfassung kann nach der Scanner-Technologie in mechanische/taktile und in lichtoptische Verfahren unterteilt werden [8, 26, 38, 41]. Zudem wird die direkte Digitalisierung von Zahnstümpfen, scanbaren Abutments oder Scankörpern im Patientenmund mittels Intraoralscannern von der extraoralen, indirekten Digitalisierung von Gipsmodellen oder konventionellen Abformungen unterschieden [25, 26, 38, 41, 42].

Das mechanische Digitalisierungsverfahren erfolgt mit einem Scanner, der ausschließlich extraoral zur Anwendung kommt und die dreidimensionale Struktur des Meistermodells zeilenweise mithilfe eines speziellen Tastinstruments taktil erfasst [8]. Es handelt sich dabei um eine 3D-Koordinatenmessmaschine, mit der die Erfassung des dreidimensionalen Objekts entweder durch manuelles oder automatisch gesteuertes Abtasten mit einem Messsensor erfolgt [21]. Diese Methode ist durch eine hohe Scangenaugigkeit gekennzeichnet, welche mitunter von der Form und Größe des Tasters, dem Anpressdruck und der Digitalisierungsgeschwindigkeit abhängig ist [26, 43]. Lange Messzeiten, eine eingeschränkte Wiederholbarkeit aufgrund des Oberflächenverschleißes, der komplizierte Aufbau und die damit verbundenen hohen Kosten dieser Methode stellen jedoch erhebliche Nachteile im Vergleich zu optischen Verfahren dar [8, 26].

Optische 3D-Scanner können in Abhängigkeit vom Aufnahmeprinzip intraoral oder extraoral angewendet werden und funktionieren berührungslos mit Licht [8, 26]. Bei den optischen Verfahren wird das Messprinzip der koaxialen Antastung von der Triangulation unterschieden, wobei Ersteres durch einen deutlich größeren Erfassungswinkel gekennzeichnet ist [21].

Optische Verfahren bringen im Vergleich zu taktilen Verfahren kürzere Digitalisierungszeiten, aber auch eine höhere Messungenauigkeit mit sich [44].

Die koaxiale Antastung wird in zwei wesentliche Prinzipien unterteilt: Das konfokale Laserstrahlprinzip und die konoskopische Holografie [21].

Bei der konfokalen Aufnahmetechnik werden parallele Lichtstrahlen ausgesendet und von der zu scannenden Oberfläche im gleichen Strahlengang zurückgeworfen [21, 45, 46]. Der lichtempfindliche Sensor detektiert die zurücklaufenden Strahlen und bildet verschiedene Tiefenschärfeebenen ab. Die Messung der Oberfläche erfolgt von Schicht zu Schicht. Mit Hilfe der Raumkoordinaten der gemessenen Punkte erfolgt die Berechnung eines dreidimensionalen Bildes.

Die Grundlage der konoskopischen Holografie bildet das Zerlegen eines Lichtstrahls in zwei Strahlen mit anschließender Überlagerung der Lichtwellen. Durch die Interferenz der Wellen wird die Entfernung zum Objektpunkt gemessen beziehungsweise die Z-Werte der Raumkoordinaten bestimmt [21].

Sowohl Laserscanner als auch Streifenlichtscanner bedienen sich zur Erfassung der dreidimensionalen Strukturen dem Messprinzip der Triangulation und benutzen als Projektionsquelle Laserlicht beziehungsweise Lichtquellen aus dem Farbspektrum des sichtbaren Lichts, wie zum Beispiel Weißlicht [21]. Man unterscheidet beim Triangulationsprinzip nach der Geometrie der projizierten Struktur zwischen einer punktartigen (Laserpunkt im Lichtpunktverfahren), linienförmigen (Laserlinie im Lichtschnittverfahren, zum Beispiel Laserscanner) und flächenförmigen Projektion (Streifenmuster oder Farbmuster bei der Streifenlichtprojektion, zum Beispiel Streifenlichtscanner) [21, 47].

Beim Laserscanverfahren sowie bei der Streifenlichtprojektion sind Projektor und Detektor in einem definierten Winkel zueinander ausgerichtet [8, 26, 39]. Eine Lichtquelle projiziert Weißlicht in Form von strukturierten Streifen bzw. ein Laserprojektor Laserlinien- oder -punkte auf das zu scannende Objekt, anschließend erfolgt die Detektion der projizierten Daten mittels lichtempfindlicher CCD-Sensoren (CCD: charged-coupled device). Die Berechnung eines dreidimensionalen Datensatzes erfolgt, basierend auf dem Triangulationsprinzip, anhand des von den Detektoren erfassten zweidimensionalen Bildes und des oben genannten Winkels.

Intraoralscanner können nach ihrem Aufnahmeprinzip in die bereits erläuterte Triangulationstechnik und parallele konfokale Mikroskopie sowie in das Active Wavefront Sampling klassifiziert werden [5].

Bei der Technik des Active Wavefront Samplings wird zur räumlichen Erfassung des Objekts ein Kamerakopf über die zu scannende Oberfläche bewegt. Der jeweils erfasste Oberflächenpunkt wird zu unterschiedlichen Zeitpunkten auf unterschiedlichen Sensorpositionen abgebildet. Durch diese räumliche und zeitliche Verschiebung des gleichen Punktes ist eine Berechnung der Dreidimensionalität des Objekts möglich [45, 48].

Die intraorale optische Abformung bietet zahlreiche Vorteile wie beispielsweise ein standardisiertes und reproduzierbares Vorgehen und eine direkte Qualitätskontrolle mit der Möglichkeit der sofortigen Korrektur. Zudem kann die Behandlungsdauer durch Entfallen des Ausblockens von Unterschnitten, der Löffelauswahl und der Abformdesinfektion reduziert werden [42]. Der standardisierte Ablauf gewährleistet somit einen verbesserten Patientenkomfort sowie eine höhere Effizienz und Qualität der Ergebnisse im Vergleich zum konventionellen Vorgehen [21].

In einer In-vitro-Studie von *Gueth* et al. erreicht die intraorale Erfassung mit dem Lava™ C.O.S. Scanner für Quadrantenscans Ergebnisse mit höherer Genauigkeit (17/-13 µm) als die Digitalisierung einer konventionellen Polyetherabformung (23/-22 µm) oder die indirekte Erfassung eines Gipsmodells (36/-35 µm) [49].

Die digitale Darstellung der erfassten Daten erfolgt in Form einer Punktwolke. Entscheidende Kriterien für die Qualität des Datensatzes stellen Abstand und Anordnung der Punkte dar, wobei die Anzahl der Punkte unerheblich ist. Das geläufigste Format zur Speicherung der Daten stellt das ASCII-Format (American Standard Code for Information Interchange) dar, das eine Liste der Punktkoordinaten enthält. Nach der Datenerfassung folgt, meistens in einem automatischen Schritt in der Software, deren Verarbeitung zur Säuberung und zum Herausfiltern von Punktabweichungen innerhalb der Punktwolken [26, 38].

Die Erfassung von größeren oder komplex aufgebauten Objekten muss oft aus verschiedenen Richtungen in mehreren Einzelmessungen erfolgen. Diese werden basierend auf einem mathematischen Verfahren im sogenannten „Matching“ (engl.: to match: übereinstimmen) zu einer Gesamtmessung zusammengefügt [50]. Dieser Schritt wird ebenfalls automatisch durch die Software ausgeführt und zieht immer einen zusätzlichen Fehler nach sich [51].

2.1.3.2 CAD – Prozess

Nach der Datenerfassung- und Verarbeitung erfolgen in der CAD-Software zwei Schritte: Das Post-Processing (Nachbearbeitung) und die Konstruktion des späteren Zahnersatzes [38].

Die Nachbearbeitung umfasst die Flächenrückführung des Reverse Engineerings, das heißt die Umwandlung der durch den Scan erzeugten Punktwolke in Volumen- oder Flächenmodelle. Diese Überführung in ein geeignetes Dateiformat kann durch Triangulation oder durch Anwendung von auf sogenannten NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines) basierenden Flächen erfolgen, indem ein digitales geometrisches Modell mit der Punktwolke verbunden wird [26, 38]. Bei der Triangulation werden hierfür die Punkte der Punktwolke zu Dreiecken verbunden, wobei das resultierende Netz Informationen über die dreidimensionale Oberfläche des digitalisierten Objekts enthält [21, 26].

Ein Dateiformat, welches Dreiecke zur Beschreibung von Oberflächen nutzt und die offene Schnittstelle vieler CAD-Systeme darstellt, ist das STL-Format („Standard Tessellation Language“) [21]. Es ist das derzeit am häufigsten von offenen Systemen genutzte Format für den Datentransfer oder -export in ein Fräszentrum beziehungsweise in ein Fertigungsprogramm [25, 26, 38].

STL-Dateien können sowohl im ASCII-Code als auch im deutlich kompakteren binären STL-Format gespeichert werden [21]. Das .stl-Format ist im Gegensatz zu geschlossenen bzw. proprietären Dateiformaten, wie zum Beispiel das .dcm- (3Shape Dental Systems), .cdt- oder .lab-Format (Sirona), ein offenes Format und somit von keinem Anbieter abhängig und universell einsetzbar [21, 38]. Eine zunehmend wichtigere Möglichkeit des digitalen Arbeitsablaufs ist, neben den Oberflächendaten der klinischen Situation aus dem Scanvorgang, auch andere Datenformate in der CAD-Software zu verarbeiten, die zum Beispiel mit einer radiologischen Bildgebung (DVT, CT) oder einem 3D-Gesichtsscan gewonnen wurden [21, 52].

Das Resultat des Post-Processing ist somit ein virtuelles STL-Meistermodell eines Objekts, gekennzeichnet durch kontinuierlich miteinander verbundene Dreiecksfacetten, auf dem im nachfolgenden Konstruktionsschritt die CAD-Restauration erstellt wird [38].

Der Arbeitsablauf einer dentalen CAD-Software reicht von weitgehend automatisch, ohne erhebliche Mitarbeit des Anwenders ablaufenden Konstruktionen von Einzelkronen, bis hin zu komplexeren oder individuell gestalteten Geometrien, wie beispielsweise Implantatsuprakonstruktionen oder implantatgestützte Stege [26]. Zur Rekonstruktion eines Zahnes bedient man sich der Datensätze aus der Zahndatenbank, welche durch Translation, Rotation und Skalierung angepasst werden und durch bestimmte Werkzeuge, wie dem „virtuellen Wachsmesser“, feinmodelliert werden [21, 39]. Alternativ können auch die Ausgangssituation, der provisorische Zahnersatz oder eine Modellation der geplanten Restauration aus Wachs digitalisiert werden und für die Rekonstruktion herangezogen werden [39].

Nach der Konstruktion der Restauration erfolgt in der CAD-Software als abschließender Schritt des gesamten digitalen Arbeitsablaufs das Verschmelzen verschiedener Konstruktionselemente in einen Datensatz und anschließend die Ausgabe der Konstruktionsdaten an die CAM-Software [21, 26].

2.1.3.3 CAM – Prozess und automatisierte Fertigung

Zu den Hauptaufgaben einer dentalen CAM-Software gehören die Positionierung der CAD-Konstruktion im virtuellen Rohling (Nesting), die Berechnung der Fräsbahnen und zuletzt die Überführung der Werkzeugbewegungen in eine maschinenspezifische NC-Datei (Numerical Control) im Postprozessorlauf [21, 38, 40]. Auch die Wahl einer für die Art des Materials und des Objekts geeigneten Frässtrategie anhand einer Bearbeitungsvorlage ist ein Arbeitsschritt des CAM-Prozesses.

Die wichtigsten Strategien zur Erzeugung komplexer Freiformflächen der Restauration sind das schnelle und gröbere Schruppen, die Restmaterialbearbeitung, das präzisere Schlichten, die Konnektorbearbeitung und die Spezialbearbeitung [21, 40].

Dem CAM-Prozess schließt sich die automatisierte Fertigung mit CNC-Einheiten (CNC: Computer Numerical Control) an, die einer rechnergestützten, zahlenverarbeitenden Steuerung unterliegen [21].

Die Maschinen des subtraktiven Verfahrens werden nach ihrer Fräsachsenanzahl und nach zunehmender Komplexität der NC-Programmierung in 3-,4-,5-achsige Einheiten unterteilt [8, 26]. Bei der subtraktiven Fertigung erfolgt ein Materialabtrag durch Fräsen, Schleifen, Drehen oder Funkenerosion.

Zerspanen (trennend), auch Spanen (formgebend) genannt, ist der Begriff für alle mechanischen Bearbeitungsverfahren, bei denen ein gewünschtes Werkstück durch Materialabtrag in Form von Spänen mit Hilfe einer keilförmigen Werkzeugschneide erzeugt wird. Man unterscheidet nach der Art der Schneide das Fräsen und Schleifen [21].

Beim Fräsen wird ein Material spanabhebend mittels mehrzahnigen Werkzeugen, die eine geometrisch exakt bestimmte Schneide aufweisen, bearbeitet. Für die Formgebung ist eine Vorschubbewegung notwendig, die entweder durch Bewegung des Maschinentisches oder des Fräasers um das Werkstück erfolgt. Bei den Fräsverfahren unterscheidet man nach DIN 8589 Teil 3 das Planfräsen, Rundfräsen, Schraubfräsen, Walzfräsen, Profilverfräsen und Formfräsen. Zu den Werkstoffen, die gefräst werden können, zählen Kunststoffe, Metalle und einige

Oxidkeramiken, wie zum Beispiel Zirkonoxidkeramik im Weißzustand. Vorteile des Fräsens sind ein großer Materialabtrag und eine hohe Schnittgeschwindigkeit.

Das Bearbeitungsverfahren Schleifen stellt ein Trennen dar, das mit vielschneidigen, rotierenden Schneidwerkzeugen erfolgt. Dabei ist die Schneide unbestimmt geformt und die Anzahl, Lage sowie Form der Schneiden wechseln.

Das Material wird durch die geometrisch undefinierten Schleifkörner abgetragen. Die Spanwinkel sind oft negativ und betragen bis zu -90° . Die Schleifkörper setzen sich aus einem Schleif- und Bindemittel zusammen. Schleifmittel können in natürliche und unnatürliche Kornwerkstoffe unterteilt werden.

Zu den natürlichen zählen beispielsweise Quarz, Granat, Naturkorund und Naturdiamant. Künstliche Kornwerkstoffe sind zum Beispiel Edelfkorund, Siliciumcarbid, Diamant, Bornitrid und Borcarbid. Das Schleifen ist gut für die Bearbeitung harter sowie spröder Werkstoffe geeignet und zeichnet sich durch eine hohe Formgenauigkeit aus. Daher eignet sich das Schleifen besonders zur Bearbeitung von Silikatkeramiken, Oxidkeramiken und Verbundwerkstoffen, wie Hybridkeramiken und Verbundkeramiken [2, 53].

Zur automatisierten Fertigung zählen neben subtraktiven Verfahren auch digitale additive Verfahren. Additive Verfahren werden auch als Rapid Prototyping, generative Fertigung oder Additive Manufacturing bezeichnet [21]. Für den Dentalbereich relevante Verfahren sind hierbei das selektive Lasersinter-Verfahren, der indirekte und direkte 3D-Druck, das Extrusionsverfahren (FDM- oder FFF-Verfahren) und die Stereolithografie, wozu auch das Maskenbelichtungsverfahren (DLP-Verfahren) zählt [21, 54].

2.2 Ausgewählte Werkstoffe für die CAD/CAM-Technik

Heute steht mit Vollkeramiken, Hybridkeramiken, Metalllegierungen und Hochleistungspolymeren ein breites Spektrum an Werkstoffen für die digitale Fertigung von zahnärztlichen Restaurationen zur Verfügung [1, 21]. Sie können nach Art der Fertigung in zwei Gruppen eingeteilt werden. In eine für das additive Vorgehen, die Polymere, Kunstharze, Metalle und Keramiken umfasst, und in eine Gruppe für das subtraktive Verfahren, bestehend aus Vollkeramiken, Polymeren und Metallen.

Einige Fertigungseinheiten sind für die Bearbeitung unterschiedlichster Materialien geeignet, andere sind nur auf eine Werkstoffgruppe spezialisiert, beispielsweise auf die Herstellung von Zirkonoxid-Gerüsten [8, 21].

Die subtraktive Fertigung von metallischen Werkstoffen konzentriert sich aus wirtschaftlichen Gründen vorwiegend auf Titan, Titanlegierungen und weitere edelmetallfreie Legierungen, wie Kobalt-Chrom-Legierungen und Kobalt-Chrom-Sintermetall [1, 8, 55]. Edelmetallhaltige Legierungen sind aufgrund des hohen Substanzabtrags und der damit verbundenen hohen Kosten für die CAD/CAM-Fertigung in zahntechnischen Laboratorien ungeeignet [8]. Jedoch besteht die Möglichkeit, Restaurationen aus Edelmetall-Rohlingen in externen Fräszentren herstellen zu lassen [21], zum Beispiel bei der Firma CADSPEED GmbH [56] oder C.Hafner (ceha Gold) [57]. Eine weitere Option stellt ein additives Vorgehen zur Herstellung von metallischem Zahnersatz mit dem Lasersinter-Verfahren dar [21].

Da für die Untersuchungen der vorliegenden Studie zwei verschiedene Vollkeramiken, eine Hybridkeramik, ein PMMA-basierter Kunststoff sowie Titan als Abutmentmaterial verwendet wurden, soll auf diese Werkstoffe im Folgenden detaillierter eingegangen werden.

2.2.1 Hochleistungspolymere

Nach der CAD 4 Practice Konsensuskonferenz „Hochleistungspolymere“ werden dentale Hochleistungspolymere als ein „zahnfarbener Werkstoff mit einem Anteil aus organischen Makromolekülen, der unter druck- und temperaturoptimierten, industriellen Bedingungen auspolymerisiert ist, subtraktiv mittels CAD/CAM-Technologie bearbeitet wird und für den klinischen Einsatz geeignet ist“, definiert [58].

Mit der Möglichkeit Kunststoffe computergestützt für Kronen- und Brückengerüste und für Lost-Wax-Gerüste zu bearbeiten, begann eine neue Ära in der dentalen CAD/CAM-Fertigung [10, 21]. CAD/CAM-verarbeitbare Kunststoffe werden in der festsitzenden Prothetik derzeit vor allem in Form von Langzeitprovisorien eingesetzt. Durch die sich langsam etablierende Digitalisierung im Bereich der herausnehmbaren Prothetik gewinnt diese Materialklasse mittlerweile auch als Werkstoff für gefräste Totalprothesen [21, 59] und transparente oder zahnfarbene Schienen zunehmend an Bedeutung [60]. Durch die unter industriellen Bedingungen bei idealem Druck und Temperatur ablaufende Polymerisation und Fertigung weisen die Kunststoffe eine hohe Materialhomogenität, gute physikalische Eigenschaften und nahezu keine Polymerisationsschrumpfung auf [10, 21, 58, 61].

Die Hochleistungspolymere können nach der Konsensuskonferenz aus dem Jahr 2012 in fünf Gruppen gegliedert werden: PMMA-basierte Kunststoffe, Composite, hochgefüllte Composite, kunststoffinfiltrierte Keramiken und Polyetherketone (PEEK) [58]. Abb. 1 zeigt durch das

Hinzufügen der Gruppe der Polycarbonate eine individualisierte Einteilung der Hochleistungspolymere.

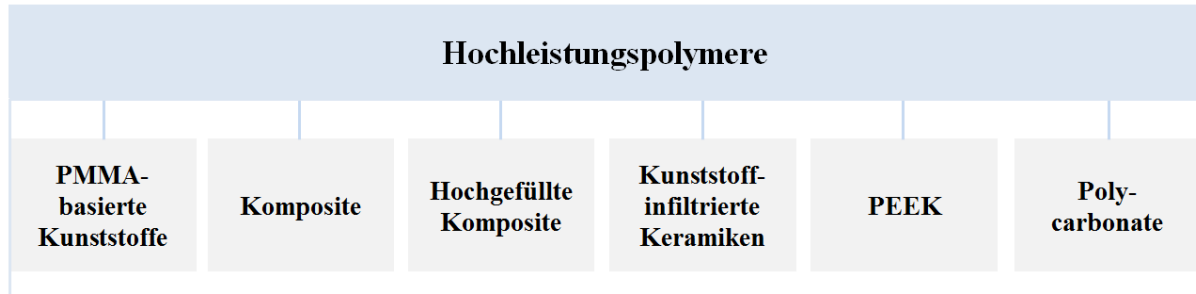


Abb. 1: Einteilung der Hochleistungspolymere

Im Folgenden sollen ausschließlich PMMA-basierte Kunststoffe und kunststoffinfiltrierte Keramiken näher erläutert werden.

2.2.1.1 PMMA - basierte Kunststoffe

Die industrielle, standardisierte Vorfertigung liefert durch radikalische Polymerisation von Methylmethacrylaten auspolymerisierte Rohlinge oder Blöcke bestehend aus, auf Polymethylmethacrylat basierendem, Kunststoff [10, 21]. Diese weisen durch eine gute Lichtleitung und Farbbeständigkeit ein hohes ästhetisches Potenzial auf [10]. Ein Nachteil dieser ungefüllten Komposite ist das sehr niedrige Elastizitätsmodul von 2,7 bis 3,2 GPa, sodass auch schon verhältnismäßig kleine Belastungen plastische Verformungen der Restauration nach sich ziehen [10].

PMMA-basierte Kunststoffe können während der Vorbehandlungsphase in Form von festsitzenden Langzeitprovisorien zur ästhetischen, funktionellen und phonetischen Evaluierung umfangreicher Versorgung, beispielsweise neu definierter Bisslagen oder implantatprothetischer Versorgung, herangezogen werden [13, 60-62]. Eine Überführung in die definitive Restauration, deren Vorhersagbarkeit durch die Testphase verbessert wurde, ist im Anschluss jederzeit möglich [10, 62].

Beispiele für diese Klasse der Kunststoffe stellen das in dieser Studie verwendete Telio CAD (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) [63], sowie VITA CAD-Temp (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) dar.

Für einen verlässlichen adhäsiven Verbund eines PMMA-Werkstoffs zum vorbehandelten Zahn oder Abutment ist eine Vorbehandlung notwendig [64, 65].

Eine Möglichkeit der Vorbehandlung der Werkstoffoberfläche ist das Korundstrahlen mit Aluminiumoxidpartikeln mit einer Größe von 50 µm bei einem Druck von 1-2 bar [66]. Dabei wird die Oberfläche vergrößert und eine mikromechanische Retention ermöglicht. Zudem bewirkt das Korundstrahlen eine Reinigung der Oberfläche und Reste der organischen Matrix werden eliminiert, was zu einer erhöhten Benetzbarkeit der Oberfläche führt.

Das Material Telio CAD Abutment Solutions soll allerdings laut Herstellerangaben nicht sandgestrahlt werden, sondern ausschließlich durch Auftragen und Polymerisation eines Haftvermittlers (SR Connect, Ivoclar Vivadent AG) vorbehandelt werden [67].

2.2.1.2 Hybridkeramiken

Hybridkeramiken gehören zur Gruppe der Verbundwerkstoffe und werden auch als kunststoffinfiltrierte Keramiken bezeichnet. Die erste, seit 2012 auf dem Markt erhältliche, Hybridkeramik in der Dentalbranche ist das Produkt VITA ENAMIC® der Firma VITA Zahnfabrik GmbH (Bad Säckingen) [2]. Die Herstellung der Restaurationen erfolgt durch computergestütztes, subtraktives Bearbeiten eines Blocks und gegebenenfalls einer Individualisierung mittels Malfarben, gefolgt von einer manuellen Hochglanzpolitur [2, 53].

Kunststoffinfiltrierte Keramiken zeichnen sich durch ein Keramik- und Polymernetzwerk, eine sogenannte duale Netzwerkstruktur, aus und verbinden somit die positiven Seiten eines keramischen Werkstoffs mit der elastischen Qualität der Kunststoffe [2, 21, 68, 69]. Den anorganischen Hauptanteil bildet mit 86 Gewichtsprozent ein offenporiges, strukturgesintertes Gerüst aus Aluminiumoxid-angereicherter Feinstruktur-Feldspatkeramik. Die Poren der keramischen Matrix wurden werkseitig mit 14 Gewichtsprozent organischem UDMA-TEGDMA-Polymer infiltriert und gehen einen adhäsiven Verbund miteinander ein [2, 21, 53, 70].

Der Keramikanteil bringt positive lichteoptische und ästhetische Eigenschaften mit sich [21, 69], während der Kunststoffanteil für ein mit Dentin vergleichbaren Elastizitätsmodul von 30 GPa verantwortlich ist [53, 69]. Ein weiterer Vorteil dieses Werkstoffs mit seiner dualen Netzwerkstruktur ist das Unterbinden des Fortschreitens eines entstehenden Risses und somit eine Verringerung des Risikos von Chipping. Durch die enorme Ähnlichkeit zum Dentin eines natürlichen Zahnes ist es mit Hybridkeramiken, anders als mit den bisherigen Keramiken,

möglich, einen naturgemäßerem Zahnersatz zu schaffen [68]. Eine Biegefestigkeit von 150 bis 160 MPa wirkt hohen Kaukräften dämpfend entgegen und Frakturen können somit vermieden werden [2, 53]. Diese Eigenschaft scheint sich insbesondere bei implantatgetragenen Versorgungsmitteln mit fehlender Dämpfung durch Sharpeysche-Fasern positiv auszuwirken [1].

Indikationen des Produkts VITA ENAMIC® sind universell alle Einzelzahnrestorationen wie Inlays, Onlays, Veneers und vollanatomische Kronen. VITA ENAMIC® Implant Solutions eignen sich im Front- und Seitenzahnbereich als definitive, zahnfarbene Mesostrukturen und für implantatgetragene Abutmentkronen mit integrierter Schnittstelle zu einer Titanklebebasis [21, 71].

Eine Mindestrandstärke von 0,3 mm, eine okklusale von 1 mm und eine proximale Schichtstärke von 0,8 mm gewährleisten ein minimalinvasives Vorgehen [69].

Nach *Mörmann* et al. wird durch das schmelzähnliche Abrasionsverhalten auf der restaurierten Okklusalfäche und, im Vergleich zur Keramik, geringeres Attritionsverhalten am Antagonisten ein zahnhartsubstanzschonenderes Vorgehen ermöglicht [72].

Klinische Langzeitstudien zur Prüfung des langfristigen Erfolgs dieses innovativen Werkstoffs stehen noch aus [2].

Hybridkeramiken werden analog zu Glaskeramiken vor der Befestigung auf einem Zahn oder Abutment zunächst mit 5 %-iger Flußsäure geätzt und anschließend silanisiert. Die Dauer der Applikation der Flußsäure beträgt bei dem Produkt VITA ENAMIC®, wie auch bei Feldspatkeramiken, 60 Sekunden [53].

2.2.2 Keramiken

Der Begriff „Keramik“ stammt von dem griechischen Wort „ceramos“, das mit „gebrannter Erde“ übersetzt werden kann [73]. Vollkeramik ist definiert als ein zahnfarbener, nichtmetallischer und anorganischer Werkstoff, der in Wasser schwer löslich ist und zu mindestens 30 % aus kristalliner Struktur aufgebaut ist [2, 74]. Der Werkstoff Keramik besteht größtenteils aus Feldspat, Quarz und Kaolin, wobei im Gegensatz zu Porzellan der Anteil an Feldspat höher und der an Kaolin geringer bis gar nicht vorhanden ist [12]. Der natürliche Feldspat weist eine Mischung aus Kalifeldspat mit einem Anteil von 60-80 % und Natronfeldspat mit einem Anteil von 20-40 % auf. Die Zahnfarbe erhalten die Dental-Keramiken durch den Zusatz von farbigen Metalloxiden [74].

Dentalkeramiken zeichnen sich durch eine hohe Biokompatibilität, eine geringe Plaqueanlagerung und sehr gute ästhetische Eigenschaften aus [21, 75, 76].

Bevorzugte keramische Materialien sind derzeit Feldspat-, Glas-, Spinell-, Aluminiumoxid- und Zirkonoxidkeramiken [77].

Vollkeramiken können nach werkstoffkundlichen Aspekten in zwei übergeordnete Gruppen eingeteilt werden [2, 21]. Zum einen gibt es die mehrphasigen Silikatkeramiken, die einen hohen Anteil an Glasmatrix aufweisen und relativ niedrige Sintertemperaturen benötigen. Zum anderen sind die einphasigen Oxidkeramiken mit geringem oder keinem Glasanteil und einem rein kristallinen Gerüst zu nennen. Bei Letzteren, auch Hochleistungskeramiken genannt, unterscheidet man Aluminiumoxidkeramiken von Zirkonoxidkeramiken, die von allen Keramiken die höchste Biegefestigkeit und höchste Bruchzähigkeit aufweisen [78]. Die Einteilung der Vollkeramiken nach ihrer chemischen Zusammensetzung ist Abb. 2 zu entnehmen.

Die, in der vorliegenden Arbeit den Hochleistungspolymeren zugeordneten, Hybridkeramiken werden von einigen Autoren auch als eine Untergruppe der Vollkeramiken gezählt [2]. Im weiteren Verlauf der Arbeit werden jeweils ein Vertreter der Silikatkeramiken und einer der Oxidkeramiken näher erläutert, da diese auch in der vorliegenden Studie als Prüfkörper verwendet wurden.

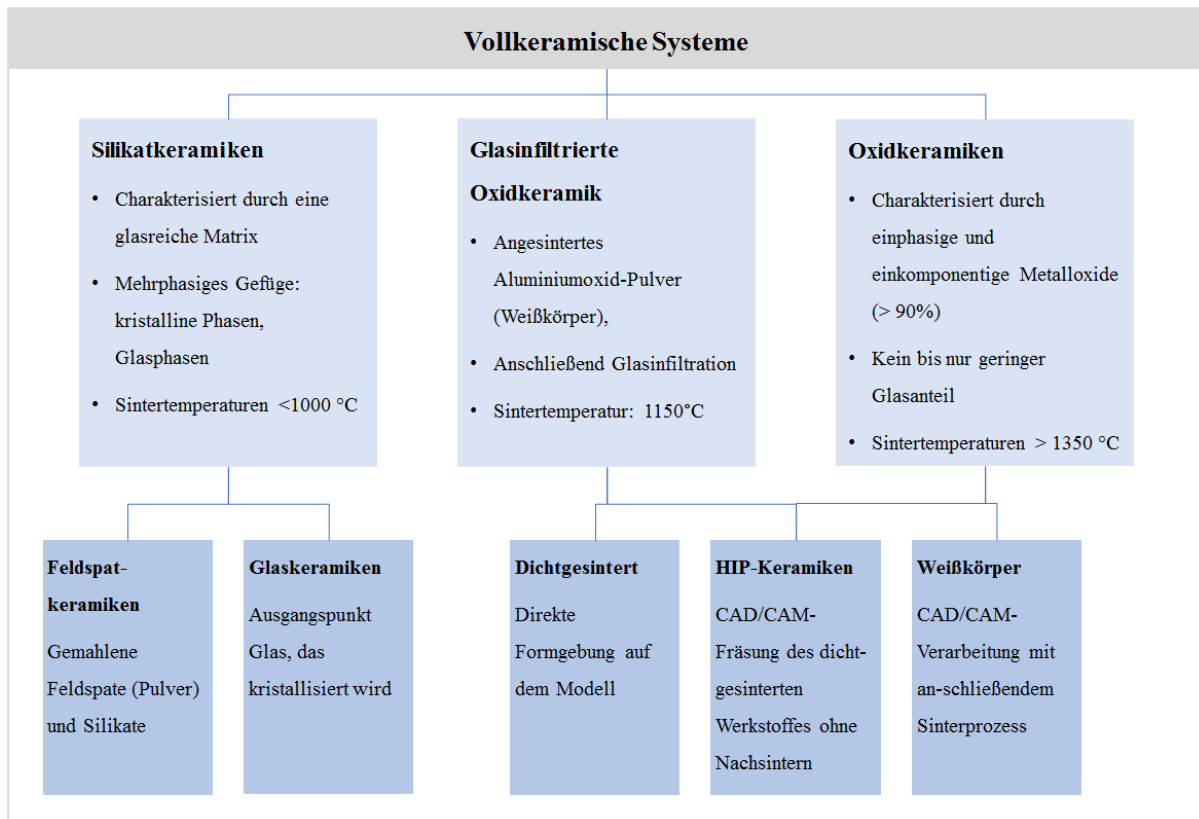


Abb. 2: Einteilung der Vollkeramiken nach ihrer chemischen Zusammensetzung (nach [1, 2])

2.2.2.1 Lithiumdisilikatkeramiken

Die Klasse der Lithiumdisilikatkeramiken sind der Hauptgruppe der Silikatkeramiken beziehungsweise den Glaskeramiken zuzuordnen [21]. Sie zeichnen sich durch einen hohen Anteil nadelförmiger Kristalle aus Lithiumoxid (Li_2O) von bis zu 70 Volumenprozent aus, die in ein amorphes, transparentes Alumino-Silikat-Glas eingelagert sind [73]. Die Lithiumoxidkristalle führen zu einer im Vergleich zu Feldspatkeramiken hohen Biegefestigkeit mit Werten zwischen 350 und 400 MPa [2, 73, 79-81], die sowohl eine adhäsive als auch eine konventionelle Befestigung der Restaurationen zulässt [2, 73, 82, 83]. Der niedrige Brechungsindex der Lithiumdisilikat-Kristalle gewährleistet eine hohe Transparenz und ermöglicht die Herstellung monolithischer Versorgungen aus diesem Material [21, 73].

Der Indikationsbereich dieses Werkstoffs reicht von Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers, Kronengerüsten, monolithischen Kronen im Front- und Seitenzahnbereich, dreigliedrigen Brücken einschließlich des zweiten Prämolars, bis hin zu implantatgetragenen prothetischen Versorgungen [2, 82]. In Kombination mit Titanbasen ist die Herstellung von Hybrid-Abutments und Hybrid-Abutmentkronen möglich [2].

Die Markteinführung dieser Keramik erfolgte Ende der 1990er-Jahre als „Empress II“ durch die Firma Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) [84, 85] und ist heute als IPS e.max® CAD für die CAD/CAM-Bearbeitung und als IPS e.max® Press für die konventionelle Press-technik erhältlich [21, 86].

IPS e.max® CAD wird in der teilkristallinen Phase als sogenanntes Lithium-Metasilikat subtraktiv bearbeitet. In diesem Zustand weist das Material eine Festigkeit von 130-150 MPa auf [87]. Ein Kristallisationsbrand wandelt das blaue Lithium-Metasilikat in das Lithium-Disilikat um [2, 21, 87]. Während des Kristallisationsprozesses im Brennofen wird die Gefügestruktur der Keramik bei einer Temperatur von 840-850 °C umgewandelt und das Material erreicht seine endgültige Biegefestigkeit von etwa 360 MPa. Dabei vergrößern sich die Lithium-Disilikat-Kristalle um ein Vielfaches und das Werkstück verdichtet sich um circa 0,2 %.

Die Schrumpfung wird bei der subtraktiven Bearbeitung bedacht und die Restauration daher um 0,2 % größer geschliffen [2].

IPS e.max® CAD wird indikationsabhängig für vollanatomische Restaurationen (monolithic solutions), zur Gerüstverblendung (veneering solutions) und für die implantatgetragene Hybrid-Versorgung von Einzelzähnen (abutment solutions) angeboten [82].

Die durchschnittliche Überlebensrate aus je sechs klinischen Studien für IPS e.max® CAD liegt nach drei Jahren bei 97,9 % und für IPS e.max® Press nach einem Zeitraum von 5,6 Jahren bei 97,5 % [86].

Die adhäsive Befestigung einer anorganischen, keramischen Restauration auf einem Zahn oder Abutment mit einem organischen Befestigungskomposit setzt eine Vorbehandlung der Lithiumdisilikatkeramik für einen zuverlässigen Klebeverbund voraus [88-91]. Zur Erhöhung der Oberflächenrauigkeit und zum Ausgleich oder Entfernen von Oberflächendefekten muss die Klebefläche mit Flußsäure (5 %-ig bei IPS e.max® CAD) geätzt werden. Während einer Applikationsdauer von 20 Sekunden wird die Alumino-Silikat-Glasphase teilweise herausgelöst, wodurch Mikroretentionen geschaffen werden.

Die poröse und vergrößerte Oberfläche dient der besseren Penetration des Befestigungskomposits [92, 93]. Zudem werden durch sie Hydroxylgruppen auf der Keramikoberfläche freigelegt, die für einen zuverlässigen und dauerhaften chemischen Haftverbund zum Befestigungskomposit nach Auftragen eines Silanhaftvermittlers verantwortlich sind [94, 95]. Silane sind amphiphile Moleküle und in der Lage, organische mit anorganischen Materialien zu verbinden [95]. Sie können über ihre hydrolysierbare Alkoxygruppe mit den anorganischen OH-

Gruppen reagieren, enthalten aber auch nicht hydrolysierbare Methacrylatgruppen, die mit dem organischen Anteil des Befestigungskomposits reagieren [95, 96].

Bei der in dieser Studie verwendeten Lithiumdisilikatkeramik handelt es sich um IPS e.max® CAD mit vorgefertigter Anschlussgeometrie.

2.2.2.2 Zirkonoxidkeramiken

Die Experten der CAD 4 Practice Gruppe haben auf der Konsensus-Konferenz im Jahr 2010 für diese oxidische Hochleistungskeramik „Zirkoniumdioxid“ (ZrO_2) beziehungsweise vereinheitlicht „Zirkonoxid“ als Bezeichnung festgelegt [97].

In den 1990er-Jahren hielt der Werkstoff aufgrund seiner besonderen physikalischen und chemischen Eigenschaften Einzug in die Zahnheilkunde und wurde als „keramischer Stahl“ bezeichnet [98]. Seit mittlerweile über 15 Jahren wird Zirkonoxid für die Herstellung von Gerüsten, vollanatomischen Zahnersatz, Wurzelstiften, individuellen Implantat-Abutments, Implantaten und von kieferorthopädischen Brackets verarbeitet [77].

Insbesondere für Brückengerüste im Seitenzahnbereich hat sich Zirkonoxid in zahlreichen Studien bewährt [99-103]. In einer Studie von *Sailer et al.* lag die Erfolgsrate von drei- bis fünfgliedrigen Brückengerüsten aus Zirkonoxid im Seitenzahnbereich nach fünf Jahren bei 97,8 %, die Überlebensrate betrug jedoch aufgrund anderer Komplikationen nur 73,9 % [100]. Weitere Studien zur Überlebensrate von dreigliedrigen verblendeten Zirkonoxid-Brücken im Seitenzahnbereich zeigten nach fünf Jahren Überlebensraten von 90-97 % [103-106]. Im Frontzahnbereich betrug diese nach bis zu sechs Jahren 89-100 % [103, 105-107].

Die Überlebensrate von verblendeten Zirkonoxid-Einzelkronen lag im Frontzahnbereich zwischen 88-99 % [105, 108, 109] und im Seitenzahnbereich zwischen 79-99 % [105, 110].

Zirkonoxidkeramiken werden derzeit in folgende drei Generationen eingeteilt [78]:

- Tetragonal teilstabilisiertes beziehungsweise konventionelles Zirkonoxid (1. Generation)
- Zirkonoxid mit reduzierter Anzahl, Größe und Umplatzierung der Aluminiumoxidkörner (2. Generation)
- Vollstabilisiertes Zirkonoxid mit kubisch-tetragonalem Mischgefüge und erhöhter Transluzenz (3. Generation)

Zirkoniumdioxid, ein Oxid des Metalls Zirkonium (Zr), wird in einem zeit- und kostenintensiven Verfahren produziert und liegt zunächst in weißer Pulverform vor [78]. Reines Zirkonoxid kommt temperaturabhängig in drei verschiedenen Phasen vor (Abb. 3) [21, 78, 111,

112]. Von Raumtemperatur bis 1.173 °C in der monoklinen, bis 2.370 °C in der tetragonalen und von 2.370 °C bis zum Schmelzpunkt bei 2.690 °C in der kubischen Phase. Während des Abkühlens kommt es beim Übergang von der tetragonalen zur monoklinen Phase bei Temperaturen unter 1.173 °C zur sogenannten martensitischen Umwandlung mit einer Volumenzunahme um 4-5 %, die hohe Spannungen und Mikrorisse nach sich zieht. Die Beigabe von Oxiden, meistens Yttriumoxid (Y_2O_3), die in das Kristallgitter des Zirkonoxids eingebaut werden, verhindert diesen Phasenwechsel durch Stabilisierung ihrer tetragonalen Modifikation bei Raumtemperatur.

Mit 3 mol-% Yttriumoxid metastabilisiertes tetragonales Zirkonoxid hat die höchste Stabilität und ist die am meisten verwendete Oxidkeramik [113]. Durch die Stabilisierung wird eine hohe Widerstandsfähigkeit gegen Rissausbreitungen erreicht, indem die durch einen Riss entstehende Spannung die Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase zur Folge hat. Das größere Volumen der monoklinen Kristalle bewirkt eine Druckspannung, die schließlich das weitere Risswachstum aktiv unterbindet. [12, 78, 114]. Dieser für das Zirkonoxid charakteristische Mechanismus wird als Umwandlungs- oder Transformationsverstärkung bezeichnet [21, 78].

In der dritten Generation der Zirkonoxide mit erhöhtem Yttrium-Anteil wird neben der metastabilen tetragonalen Phase auch ein kubischer Anteil gebildet und somit ein vollstabilisiertes Zirkonoxid erzeugt [78]. Kubische Kristalle führen zwar zu einer höheren Lichtstreuung an den Korngrenzen, aber zu einer geringeren Festigkeit.

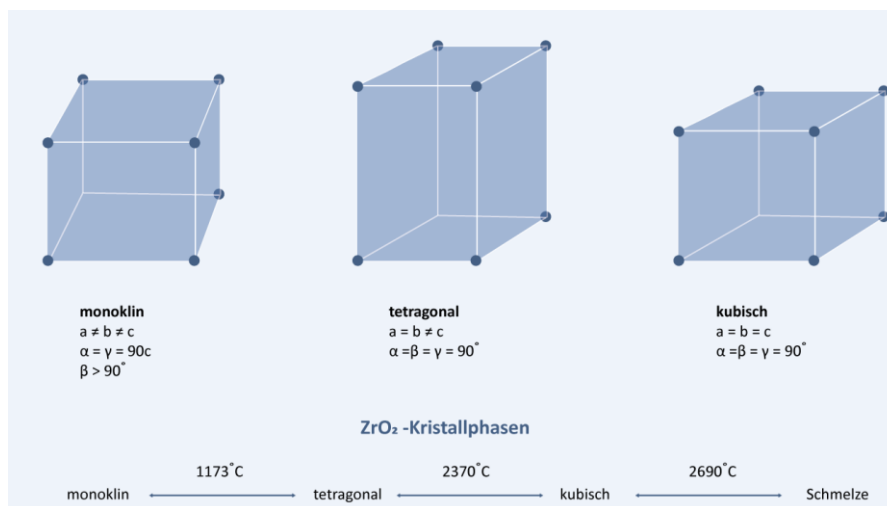


Abb. 3: Die drei Phasen des Zirkonoxids

Die CAD/CAM-Bearbeitung der ZrO_2 -Rohlinge erfolgt im subtraktiven Verfahren entweder im vorgesinterten, weichen Weißzustand mittels Hartmetallfräsern oder im bereits gesinterten,

gehipten Zustand (HIP = hot isostatic pressed) mittels diamantierten Schleifkörpern [78]. Der gefräste Weißling wird zwar bei hohen Temperaturen vorgesintert, es ist jedoch ein weiterer Sinterprozess nach der nassen oder trockenen Bearbeitung erforderlich. Bei diesem schrumpft das Material um 20-30 % und erreicht seine endgültige Härte und Festigkeit [21, 78]. Die Sinterschrumpfung wird durch eine Überdimensionierung des Werkstückes während der Bearbeitung ausgeglichen. Die Parameter für den Sinterprozess sind vom jeweiligen Hersteller abhängig.

Das gehipte Zirkonoxid konnte sich trotz seiner sehr hohen Festigkeit nicht auf dem Markt etablieren, da die Bearbeitungsdauer und der Verschleiß der Schleifkörper zu hoch sind [78]. Die CAD/CAM-gestützte Weiterverarbeitung des Zirkonoxids im Weißzustand ist leichter, jedoch sind die notwendige Anschaffung von speziellen Sinteröfen und die geringere Festigkeit dieses Zirkonoxids als Nachteile zu werten [115].

Neben seinen positiven physikalischen Eigenschaften ist ein wesentlicher Vorteil der Zirkonoxidkeramik die hervorragende biologische Verträglichkeit, die durch den hohen Oxidationsgrad und die geringe Löslichkeit bedingt ist [77, 113, 114, 116].

Eine chemische Konditionierung der Zirkonoxidkeramik mit Fluorwasserstoffsäure ist aufgrund der fehlenden Glasphase nicht möglich. Desweiteren ist eine chemische Haftung über die Applikation eines Silans ebenfalls untauglich, da der dafür notwendige Silikatanteil fehlt [117]. Die Klebefläche wird vor der adhäsiven Befestigung auf einem Zahn oder Abutment durch Korundstrahlen mit Aluminiumoxidpulver (Al_2O_3) mechanisch vorbehandelt. Das Abstrahlen bedingt eine Reinigung, Aktivierung und Aufrauung der Oberfläche und ist eine unerlässliche Maßnahme für einen dauerhaften adhäsiven Verbund der Zirkonoxidkeramik, auch wenn dabei Oberflächendefekte hervorgerufen werden und dadurch die Festigkeit beeinträchtigt werden kann [118]. Dabei sollten die Korngröße $50\ \mu\text{m}$ und der Druck 1,0-2,5 bar betragen. Das Sandstrahlen führt zu einer Rauigkeit der Oberfläche der Zirkonoxidkeramik, deren Stärke vom Winkel und Abstand des Sandstrahlgeräts zur Klebefläche abhängt [119].

Nach Abstrahlen der Oberfläche ist für einen zuverlässigen Haftverbund zum Zirkonoxid die Anwendung von phosporilyerten Methacrylaten, wie zum Beispiel das Monomer 10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat (MDP), unerlässlich [78]. Dieses kann entweder ein direkter Bestandteil eines Befestigungskomposits oder in Silan-Primern (z.B. Monobond Plus, Ivoclar Vivadent AG) sowie Universaladhäsiven (Scotchbond Universal, 3M ESPE) enthalten sein.

Die Befestigungskomposite unterscheidet man nach der Art der enthaltenen Säuregruppe. Zum einen gibt es welche, die MDP als Monomer aufweisen, zum anderen stehen selbstadhäsive Befestigungskomposite mit multifunktionellen Methacrylaten, wie Phosphorsäureester, Carbonsäure- oder Aminosäure-Derivate zur Verfügung.

Falls konventionelle Befestigungskomposite auf Basis von Bis-GMA, TEGDMA oder UDMA zum Einsatz kommen, sollten diese zusammen mit einem Primer mit MDP oder einem Adhäsiv mit sauren Monomeren angewendet werden, um eine ausreichende Verbundfestigkeit zu erreichen.

MDP-Monomere und funktionelle Säuregruppen der Methacrylate haben die Fähigkeit in direkten Kontakt mit dem Zirkonoxid zu treten und somit einen suffizienten Verbund zur Restauration zu gewährleisten. Dabei geht die endständige Phosphatestergruppe des bifunktionellen MDP-Monomers eine chemische Bindung mit den Hydroxylgruppen des Zirkonoxids ein und die endständige Methacrylatgruppe bindet an den organischen Bestandteil des Befestigungskomposits.

In der vorliegenden Studie wurde inCoris ZI meso (Dentsply Sirona) eine Zirkonoxid-Sinterkeramik mit präfabriziertem Schraubenkanal und Verdrehsicherung sowie einem Y_2O_3 -Anteil von $> 4,5 - \leq 6 \%$ verwendet [120]. Laut Herstellerangaben wird zur adhäsiven Befestigung der Mesostruktur auf der Titanbasis, nach Abstrahlen der beiden Klebeflächen, die Applikation des dualhärtenden Kunststoffzements PANAVIA™ F 2.0 (Kuraray Dental, New York, USA) empfohlen [120].

2.2.3 Titan

Titan gehört zur Werkstoffgruppe der Metalle und wird nach der ASTM International (American Society of Testing and Materials International) in Abhängigkeit von seiner Reinheit in vier verschiedene Grade unterteilt [55]. Für Implantate wird in der Zahnheilkunde vorwiegend reines Titan Grad 4 verwendet, bei der Herstellung von Abutments wird jedoch auch häufig auf Titanlegierungen zurückgegriffen. Die Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung Ti-6Al-4V ist im Vergleich zu Reintitan einfacher zu reproduzieren [121] und durch bessere mechanische Eigenschaften [122], wie eine höhere Härte [123] und Ermüdungsresistenz gekennzeichnet [123, 124].

Allgemein weist Titan eine sehr gute Biokompatibilität, ein sehr geringes allergenes Potenzial, eine exzellente Korrosionsresistenz und eine hohe mechanische Festigkeit auf [123, 125,

126]. Seine Fähigkeit leicht Oxide zu bilden, ist sehr wichtig für die Förderung der Osseointegration von Implantaten [127].

Neben seiner Verwendung als Werkstoff für Implantate und CAD/CAM-gefertigte individuelle Abutments, ist Titan in der Zahnheilkunde auch zur Herstellung von Gerüsten für prothetischen Zahnersatz und in der Endodontologie zusammen mit Nickel als Bestandteil rotierender Instrumente indiziert [55, 128]. Während bei zweiteiligen Abutments nur die konfektionierte Klebebasis aus Titan besteht und der Aufbau aus Zirkoniumdioxid, werden einteilige Titanaabutments in einem Stück im CAD/CAM-Verfahren gefräst [128].

2.3 Festsitzende Einzelzahnrestaurationen auf Implantaten

Die enossale Implantologie in der Zahnheilkunde ist eine von der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten (DGZMK) wissenschaftlich anerkannte und seit über drei Jahrzehnten angewandte Therapieform [129]. Die Versorgung einer Einzelzahnücke mit Implantaten wurde zu einer Standardversorgung in ästhetisch relevanten Bereichen und geht mit vielen Vorteilen, aber auch Herausforderungen einher [130]. Für implantatgetragene Einzelkronen kann heute der komplette digitale Workflow angewendet und modellfrei gearbeitet werden [7]. Die moderne Implantologie ermöglicht durch eine dreidimensionale Planung und Navigation mittels digitaler Verfahren ein hohes Maß an Vorhersagbarkeit, Reproduzierbarkeit und, ausgehend von der späteren prothetischen Versorgung, ein exaktes Backward Planning. Die Gewährleistung dieser Ziele ist gerade bei einem elektiven Eingriff, wie einer Implantation, von großer Bedeutung [52]. Durch die genannten Fortschritte in der Planung der Position der Implantate sowie des späteren Zahnersatzes wurde der Indikationsbereich von einfachen Implantationen auf kompliziertere Situationen, wie beispielsweise enge Schalltücken, erweitert [131, 132].

2.3.1 Erfolg des implantatgetragenen Einzelzahnersatzes

Nach dem internationalen Kongress der „Oral Implantologists Consensus Conference for Implant Success“ in Pisa im Jahr 2007, werden zur Beschreibung eines Therapieergebnisses die Bezeichnungen Überlebensrate (engl.: survival), Erfolgsrate (engl.: success) und Versagensrate (engl.: failure) herangezogen [133]. Ob ein Implantat in situ verblieben ist oder entfernt wurde, wird durch die Überlebensrate definiert. Die Erfolgsrate steht für den Erfolg einer Therapie in Bezug auf bestimmte festgelegte Kriterien, beispielsweise Knochenrückgang, stabile Weichgewebsverhältnisse oder Festigkeit des Implantats im Knochen.

Generell ist die Langzeitüberlebensrate für dentale Implantate sehr gut, es kann jedoch in seltenen Fällen zu einem Versagen der Implantate kommen [134]. Als häufigster Grund ist dabei die ungenügende Osseointegration zu nennen, die mit einer Wahrscheinlichkeit von 1-2 % in den ersten postoperativen Monaten auftreten kann. Sekundäre Ursache für ein Versagen des Implantats ist meistens eine Periimplantitis, welche auf Implantatebene mit einer Häufigkeit von 9-16 % auftritt [135-137].

In der S1-Leitlinie der DGZMK für „festsitzenden Zahnersatz für zahnbegrenzte Lücken“ aus dem Jahre 2012 wird eine Studie von *Blanes et al.* mit einer Implantatanzahl von 192 und einer kumulativen Überlebensrate von 97,9 % über einen Zeitraum von 10 Jahren beschrieben [138, 139]. Weitere Studien konnten dieses Ergebnis bestätigen:

So untersuchten *Mangano et al.* in einer prospektiven multizentrischen Studie von 2003 bis 2007 insgesamt 307 Implantate mit einer Überlebensrate von 98,4 % und einer Erfolgsrate der Suprakonstruktionen von 97,07 % [140]. Die Erfolgskriterien schlossen einen Abutmentverlust, eine Eiterung und Beweglichkeit, sowie Sondierungstiefen von mehr als 5 mm und eine Distanz zwischen Implantatschulter und erstem Knochen-Implantat-Kontakt von mehr als 1,5 mm nach 12 Monaten und über 0,2 mm für jedes weitere Jahr aus.

Eine systematische Übersichtsarbeit von *den Hartog et al.* mit 19 Studien über die Überlebensrate von Einzelzahnimplantaten in der ästhetischen Zone in Abhängigkeit vom Implantationszeitpunkt ergab ein Ergebnis von 95,5 % nach einem Jahr [141]. *Lang et al.* führten 2012 eine systematische Übersichtsarbeit mit 46 prospektiven Studien im Zeitraum von 1991 bis 2010 zur Überlebens- und Erfolgsrate von Implantaten durch, die in frische Extraktionsalveolen inseriert wurden. Aus den Ergebnissen folgerten sie eine Zweijahresüberlebensrate von 98,4 % [142].

Jung et. al. ermittelten aus 26 prospektiven und retrospektiven klinischen Studien mit insgesamt 1.558 Implantaten über einen Zeitraum von 1996 bis 2006 eine Überlebensrate von 96,8 % nach fünf Jahren und eine Erfolgsrate der 534 Einzelkronen von 94,5 % [4].

Eine prospektive Studie von *Wennstrom et al.* ergab eine 97,7 %-ige 5-Jahres-Überlebensrate von 45 Implantaten bei insgesamt 40 Patienten [143].

Konventionelle Brücken weisen eine mit implantatgetragenen Einzelzahnersatz vergleichbare Überlebensrate auf [141, 143, 144]. Dies wird auch durch eine Metaanalyse über die Komplikationen bei festsitzendem implantatgestütztem Zahnersatz von *Pjetursson et al.* bestätigt: nach einem Zeitraum von 10 Jahren weisen zahngetragene Brücken eine Überlebensrate von

89,2 % und implantatgetragene Suprakonstruktionen von 89,4 % auf. Diese Studie ergab zudem, dass implantatgestützte Einzelkronen eine 5-Jahres-Überlebensrate von 94,5 % und eine Zehnjahresüberlebensrate von 89,4 % aufweisen. Die Hauptkomplikationen bei den Einzelkronen auf Implantaten waren mit 12,7 % eine Lockerung der Abutmentschraube, gefolgt von Weichgewebsschäden mit 9,7 % und ästhetischen Komplikationen mit 8,7 % [3].

2.3.2 Grundlagen der Implantatsysteme

Heute sind etwa 1300 verschiedene Implantatsysteme auf dem dentalen Markt erhältlich, die sich in ihrer Form, Dimension, Masse, Oberflächenmaterial, Gewindedesign, Implantat-Abutment-Verbindung, chemischen Zusammensetzung der Oberfläche und Benetzbarkeit voneinander unterscheiden [145]. In der vorliegenden Arbeit wird unter Punkt 2.3.5 das CAMLOG®-Implantatsystem näher erläutert.

2.3.2.1 Aufbau

Der Großteil der handelsüblichen Implantatsysteme ist, gemäß der Implantatinserterion in zwei Schritten nach dem Brånemark-Protokoll [146], aus zwei Komponenten, dem Implantatkörper und dem Abutment, aufgebaut. Der Implantatkörper wird in den Kieferknochen eingesetzt und übernimmt die Funktion der Wurzel des fehlenden Zahnes. Das Abutment fungiert als Mesostruktur zwischen dem endossalen Implantat und der prothetischen Versorgung, beispielsweise einer Krone, Brückenanker oder eines Verbindungselementes für herausnehmbaren Zahnersatz. Eine Halteschraube verbindet das Implantat fest mit dem Abutment [15, 147, 148]. Zweiteilige Implantatsysteme haben den Vorteil, dass eine geschlossene, subgingivale Einheilung des Implantats erfolgen kann und anschließend eine große Vielfalt an Abutments zur Verfügung steht [5].

Neben der weniger verbreiteten Zirkonoxidkeramik stellen Titan und Titanlegierungen die derzeit gebräuchlichsten Werkstoffe für dentale Implantate dar [15, 148, 149]. Titanlegierungen weisen eine höhere mechanische Festigkeit als kaltverformtes Reintitan vom Grad 4 auf und sind daher vorwiegend für kleine Elemente wie Schrauben oder Abutments geeignet [148].

2.3.2.2 Anforderungen

Ein zentrales Kriterium für eine erfolgreiche Implantation ist die sogenannte Osseointegration des Implantats, die an der Grenze zwischen Knochen und Implantatkörper entstehen soll und

wesentlich von der Oberflächenchemie und Oberflächenmorphologie des Implantats abhängig ist [148]. Der Begriff ist auf die Forschungsgruppe um den Biologen Brånemark zurückzuführen, die die Entstehung einer direkten Verbindung zwischen der Titanoberfläche eines inserierten endossalen Implantats mit dem umliegenden Knochen erkannte. Seit dieser Erkenntnis hat sich Titan in der Implantologie etabliert und ist heute der am häufigsten verwendete Werkstoff für Implantate und Abutments [146].

Heutzutage stellt jedoch weniger die Sicherstellung einer erfolgreichen Osseointegration, sondern das Erreichen einer möglichst optimalen Ästhetik des implantatgetragenen Zahnersatzes eine große Herausforderung dar [150-152]. Das ursprüngliche Aufgabenspektrum eines Implantat-Abutments, lediglich als verbindendes Element zwischen Implantatkörper und prothetischer Versorgung zu fungieren, wurde in den letzten Jahren um einige Punkte erweitert [153]. Dazu zählt beispielsweise die Ausformung eines optimalen Emergenzprofils im Bereich des periimplantären Weichgewebes.

Außerdem stellt der unerwünschte Durchscheineffekt von Titan an der Gingiva oder der zahnfarbenen Restauration ein Problem dar, kann jedoch mit Hilfe von zahnfarbenen Abutments aus Keramik verhindert werden [5, 154]. Neben optimalen anatomischen Verhältnissen ist die korrekte Positionierung des Implantats in allen drei Dimensionen unerlässlich für den ästhetischen Langzeiterfolg einer Implantatprothetik [155].

Zudem sollten die eingesetzten Werkstoffe eine ausreichend hohe Gewebeverträglichkeit aufweisen, da sowohl das Abutment als auch das Implantat langfristig im menschlichen Körper verbleiben. Biokompatible Werkstoffe sind dadurch gekennzeichnet, dass sie das umliegende Gewebe und den Gesamtorganismus nicht durch toxische, mutagene, pyrogene oder allergische Wirkungen schädigen [156]. Eine wichtige Voraussetzung dafür ist, dass sich die Materialien chemisch inert verhalten [148]. Titan und Zirkonoxidkeramiken verfügen über eine exzellente Biokompatibilität [116, 126, 157].

Darüber hinaus ist eine hohe mechanische Stabilität ein wichtiger Faktor für den Langzeiterfolg der implantatgetragenen Suprakonstruktionen [153]. Diesen Anforderungen werden insbesondere Metallabutments beziehungsweise Abutments mit einer metallischen Zwischenstruktur gerecht. Verschiedene Studien konnten dies bestätigen [153, 158].

2.3.3 Implantat-Abutment-Interface

Trotz der heute vereinfachten Versorgung von Einzelzahnimplantaten mittels CAD/CAM-gefertigter Abutments und vorgefertigter Lochrohlinge, hat die präzise Passung aller System-

komponenten von zweiteiligen Implantaten eine große Bedeutung für die Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung und damit für den Langzeiterfolg der prothetischen Versorgung [153]. Dieser Zusammenhang konnte bereits in zahlreichen Studien belegt werden [15, 153, 159-161].

Die Fügefläche zwischen einem Implantat und dem Abutment, die Implantat-Abutment-Verbindung beziehungsweise das Implantat-Abutment-Interface, verkörpert eine Kontinuitätsunterbrechung zwischen beiden Komponenten hinsichtlich der Geometrie, der Mechanik sowie der Art des Materials und ist derzeit in vielen verschiedenen Designs erhältlich [5].

Von *Zipprich* et al. wurden folgende Anforderungen an Implantat-Abutment-Verbindungen gestellt: eine hohe Festigkeit gegenüber extraaxialen Kräften, eine geringe Materialermüdung, eine optimale Passgenauigkeit, eine komplikationslose intraorale Abutmentmontage und eine ausbleibende Lockerung [162]. *Nelson* et al. fordern neben der reproduzierbaren Abutmentposition in allen drei Raumebenen eine ausreichende mechanische Stabilität gegen zyklische axiale und extraaxiale Kaukräfte [163].

Bei den Verbindungen unterscheidet man Stoßverbindungen mit Spielpassung (Anschlagverbindungen) von Konusverbindungen mit Selbsthemmung. Die Selbsthemmung entsteht durch die Haftreibung zwischen den Komponenten und verhindert Bewegungen oder ein einfaches Lösen der Verbindung [162].

Zudem kann eine Unterteilung in externe (äußere) und interne (innere) Verbindungsarten erfolgen [5]. Während bei Außenverbindungen, auch Flach-zu-flach-Verbindungen genannt, ein Rotationsschutz unumgänglich ist, gibt es Innenverbindungen mit oder seltener ohne Rotationssicherung [5]. Die handelsüblichen Implantatsysteme verfügen jedoch alle über ein antirotatorisches Element (Positionierungsindex) [163]. Der Index ermöglicht zum einen die exakte Übertragung der Rotationsposition des Abutments zwischen Gipsmodell und intraoraler Situation, zum anderen erfüllt er die Funktion der Rotationssicherung in der Implantat-Abutment-Verbindung. Gängige Geometrien des antirotatorischen Elements sind verschiedene polygonale (hexagonale, quadratische, oktagonale) Formen, Nut-Nocken-Verbindungen und Polygonprofile [162, 164, 165].

Der Positionierungsindex bedingt immer eine Spielpassung des Interfaces beziehungsweise eine gewisse Rotationsfreiheit des Abutments [163]. Das Ausmaß der Rotation ist kalkulierbar und neben der Herstellungstoleranz von der Geometrie und der Größe des Index abhängig. Jedes Implantatsystem weist somit eine unterschiedlich hohe Rotation des Komplexes auf [164, 165].

Semper et al. stellte fest, dass die Rotationsfreiheit die Passung der prothetischen Versorgungen auf den Abutments beeinträchtigt und zu Randspalten unterschiedlicher Dimensionen führen kann [161].

Mehrere Studien belegen, dass Implantatsysteme mit Innenverbindungen im Vergleich zu externen Verbindungen eine höhere mechanische Stabilität aufweisen. Daher treten bei diesen geringere Mikrobewegungen und Deformationen zwischen Implantat, Abutment und Abutmentschraube auf [166, 167].

Der Aufbau zweiteiliger Implantatsysteme bringt zwangsläufig die Entstehung von Spalträumen, sogenannten Mikrospalten (engl.: microgaps), zwischen Implantat und Abutment mit sich, die zudem durch die Kaukräfte vergrößert werden können [162, 168]. Die Mikrospalten, die sowohl bei Stoß- als auch bei Konusverbindungen auftreten, ermöglichen am Interface das Eindringen von Mikroorganismen und ihren Zerfallsprodukten (engl.: microleakage) [163, 169-171] und werden mit periimplantären Entzündungen mit nachfolgendem Knochenrückgang in Verbindung gebracht [172-174]. *Nelson* et al. beschreiben, dass derzeit keines der erhältlichen zweiteiligen Implantatsysteme eine Dichtigkeit vor Bakterien bietet [163].

Bei mangelhafter Passung und großer Rotationsfreiheit zwischen Implantat und Abutment wird als häufigste Komplikation die Lockerung der Abutmentschraube und nachfolgend der gesamten Suprakonstruktion aufgeführt [4, 175, 176].

Während die Folgen von Rotationen und Passungenauigkeiten von Abutments auf Implantaten bereits in zahlreichen Studien untersucht wurden [161, 164, 165, 176-178], gibt es derzeit nur wenige Untersuchungen, die sich mit der Schnittstelle zwischen einem Abutment und der prothetischen Versorgung beschäftigen.

2.3.4 Implantatgetragene Suprakonstruktionen

Implantatgetragene Suprakonstruktionen setzen sich aus einem Abutment und der prothetischen Versorgung zusammen. Abutments bilden den sensiblen Übergang von einem osseointegrierten Implantat, über das periimplantäre Weichgewebe, zur prothetischen Versorgung [179].

Implantatgetragene Suprakonstruktionen werden nach ihrer Abnehmbarkeit in herausnehmbare und festsitzende Versorgungen unterteilt [5]. Herausnehmbare Restaurationen sind sowohl im reduzierten Lückengebiss als auch im zahnlosen Kiefer indiziert und werden in der Regel über Kugelköpfe, Locatoren, Doppelkronen oder Stege am Implantat verankert. Festsitzende implantatgetragene Versorgungen können nach ihrer Größe in Einzelkronen sowie in Brücken

und Verbundbrücken eingeteilt werden. Entsprechend des Befestigungsmodus ist eine Unterteilung in verschraubte und zementierte Restaurationen möglich.

Abutments können nach ihrer Herstellungsart in konventionelle press- und gießbare, in vorgefertigte und in CAD/CAM-gefertigte Abutments unterteilt werden. Implantathersteller bieten vorgefertigte Abutments in verschiedenen Größen, Formen und Angulationen an. Diese sind in einer individualisierbaren oder nicht-individualisierbaren Variante erhältlich [179].

Individuelle Abutments bieten im Gegensatz zu Standardabutments den Vorteil, dass die Präparationsgrenze und folglich die Zementfuge so gelegt werden kann, dass ein sicheres Entfernen der Zementreste gewährleistet ist [180-183]. Ebenso können ungünstige Angulationen des Implantats durch individuelle Anpassungen des Abutments ausgeglichen werden [2].

Bei den Herstellungsprinzipien der zahnfarbenen, prothetischen Versorgung auf dem Abutment können ebenfalls konventionelle und digitale Verfahren unterschieden werden. Zur konventionellen Fertigung zählt die Keramikschicht-, Guss- und Presstechnik [5]. Die CAD/CAM-gestützte Fertigung wird unter Punkt 2.3.4.4 näher betrachtet.

2.3.4.1 Anforderungen

Neben dem bereits erläuterten Anforderungsprofil der Komponenten eines Implantatsystems, wie Osseointegration, Ästhetik und Biokompatibilität, werden speziell an die prothetische Versorgung noch weitere Anforderungen gestellt.

Von großer Bedeutung für den Erfolg einer prothetischen Restauration ist eine korrekte Einstellung der Okklusionsbeziehungen. Eine mangelhafte Gestaltung der Okklusionskontakte kann Funktionsstörungen im stomatognathen System nach sich ziehen [184]. Zudem ist die Wiederherstellung optimaler approximaler Kontaktbeziehungen eine zentrale Voraussetzung für den Erfolg von implantatgetragendem Zahnersatz.

Laut *Tokmakidis et al.* treten bei implantatgetragendem Einzelzahnersatz neunfach höhere Kaufkräfte im Vergleich zu natürlichen Zähnen auf [185]. Ursache dieser Beobachtungen ist das nicht mehr vorhandene parodontale Ligament (PDL) bei osseointegrierten Implantaten und somit die ausbleibende Erfassung sowie sensorische Regulierung von okklusalen Belastungen über parodontale Mechanorezeptoren [186-189]. Während natürliche Zähne über das Desmodont im Zahnfach verankert sind und die Propriozeption über schützende parodontale Mechanorezeptoren erfolgt, wird sie bei Implantaten als sogenannte Osseoperzeption (knöcherne Wahrnehmung) beschrieben [185]. Bei statischer Belastung wirkt die Kraft auf die

Implantate selbst sowie auf den umliegenden Knochen ein. Eine dynamische Kaubelastung führt zu einer Deflexion des umliegenden Knochens, vor allem des krestalen Bereichs [190]. Folgen der erhöhten Kaukräfte können eine Überbelastung der Implantate und ein frühzeitiger Verschleiß der verwendeten Werkstoffe sein [185]. Aus diesem Grund scheint es bei umfangreichen implantatprothetischen Versorgungsmöglichkeiten äußerst wichtig zu sein, möglichst viele natürliche Pfeiler, die über eine hohe taktile Sensibilität verfügen, zu erhalten [185]. Vor allem bei rein implantatgetragenen und somit starr gestaltetem Zahnersatz kann es zu einem unkontrollierten Kraftanstieg kommen, der häufig eine Ermüdung des Materials, wie Chipping oder starke Abrasionen nach sich zieht.

Bei laborseitig verklebten Hybridkronen zieht eine minimale Rotationsfreiheit der Krone auf dem Abutment eine im Bereich der Spielpassung willkürliche Befestigung nach sich [191]. Mögliche Folgen könnten, wie auch bei großen Rotationsfreiheiten am Implantat-Abutment-Interface, eine Malokklusion und Probleme bei der approximalen Passung sein. Kleinere Passungengenauigkeiten sind unter Umständen durch Einschleifmaßnahmen korrigierbar, die bei keramischen Werkstoffen im Anschluss eine gründliche Politur oder idealerweise einen erneuten Glanzbrand erfordern [2]. Aus diesen Gründen stellt ein Höchstmaß an Passgenauigkeit eine unerlässliche Anforderung für implantatgetragene Suprakonstruktionen dar [161, 163].

2.3.4.2 Materialien

Abutments können aus Titan oder Keramiken gefertigt werden [5, 149, 153, 179]. Beide Werkstoffe haben den Vorteil, dass sie leicht mit der CAD/CAM-Technik zu verarbeiten sind [153] und sich äußerst biokompatibel zeigen. Um Abutments aus diesen Werkstoffen bildet sich zirkulär eine stabile Mukosa, die aus Saumepithel und Bindegewebe besteht und den Sulkus um das Implantat vor einem Eindringen von Bakterien schützt [192]. Bei Keramikabutments ist positiv zu bewerten, dass sie, im Gegensatz zu Abutments aus Titan, zu einer geringeren Anheftung von Plaque führen [193, 194]. In einer Stellungnahme der DGZMK und DGPro von 2007 wird empfohlen, für vollkeramische Abutments ausschließlich Zirkonoxidkeramik zu verwenden [195]. Während sich Titan-Abutments durch eine positive mechanische Festigkeit sowie gute klinische Langzeitergebnisse auszeichnen [196], wird jedoch die Verwendung keramischer Abutments, vor allem in der ästhetisch relevanten Zone bei dünner

Gingiva immer beliebter [153, 197]. Zudem verfärbt sich das Weichgewebe um das Implantat bei Keramikabutments weniger stark als bei Abutments aus Titan [150].

In einer Studie von *Eckfeldt* et al. aus dem Jahre 2011 zeigen individuell gefertigte Zirkonoxid-Abutments für implantatgetragenen Einzelzahnersatz nach bis zu 5 Jahren gute technische und biologische Ergebnisse [198].

Zirkonoxidabutments haben entweder einen einteiligen, monolithischen oder zweiteiligen Aufbau mit einer metallischen Mesostruktur und werden dann als sogenannte Hybrid-Abutments bezeichnet [153]. Für Hybrid-Abutments verwendet man sowohl Zirkonoxid als auch Lithiumdisilikatkeramik. Beide konnten sowohl in in-vivo als auch in in-vitro-Untersuchungen sehr gute Ergebnisse zeigen [199, 200]. Auf Hybrid-Abutments und Hybridabutmentkronen wird im nachfolgenden Abschnitt 2.3.4.3 detailliert eingegangen.

Sowohl eine Studie von *Stimmelmayer* et al. als auch eine weitere von *Klotz* et al. zeigen, dass die Implantatschultern von Titanimplantaten eine höhere Abnutzung bei einteiligen Zirkonoxidabutments als bei Titanabutments aufweisen [201, 202]. In einer weiteren Untersuchung konnten *Stimmelmayer* et al. nachweisen, dass einteilige Zirkonoxidabutments eine signifikant geringere mechanische Festigkeit im Vergleich zu vollkeramischen Abutments mit einer metallischen Zwischenstruktur oder reinen Titanabutments besitzen [153].

Für die Herstellung der prothetischen Versorgungen auf den Abutments können Edelmetalle, Nichteimetalle, Keramiken, Kunststoffe oder Hybridkeramiken verwendet werden [5]. Eine Kombination aus einem Metall und einer Keramik oder einem Kunststoff scheint ebenso möglich [7].

2.3.4.3 Hybrid-Abutment und Hybridabutmentkrone

Zur Versorgung von Einzelzahnücken mit implantatgetragenen Suprakonstruktionen kann seit wenigen Jahren auf Hybrid-Restaurationen, wie Hybrid-Abutment-Kronen oder Hybrid-Abutments, zurückgegriffen werden.

Hybridabutmentkronen, kürzer auch als Hybrid- oder Abutmentkrone bezeichnet, sind Suprakonstruktionen, bei denen die Implantatkrone und das Abutment eine Einheit bilden. Diese Einheit wird mit einer konfektionierten Titanbasis verklebt und danach auf dem Implantat verschraubt [5, 21, 82, 203-205]. Der Schraubenkanal wird abschließend mit Komposit verschlossen. Voraussetzung für Abutmentkronen ist eine geeignete Implantatachse. Der große Vorteil dieser Art von Suprakonstruktionen ist, dass sie vollständig im digitalen Workflow gefertigt werden können und die Möglichkeit besteht, modellfrei zu arbeiten [7]. In der vor-

liegenden Studie werden die Versuche zur Rotationsfreiheit mit dieser Art von Suprakonstruktionen durchgeführt.

Davon abzugrenzen sind Hybrid-Abutments, bei denen das individuell geschliffene Abutment mit der Titanklebebasis extraoral verklebt und intraoral mit dem Implantat verschraubt wird. Danach wird eine monolithische Keramikkrone [82], die ebenfalls im CAD/CAM-Verfahren gefertigt werden kann [179], auf das verschraubte Abutment zementiert.

Vorteile der monolithisch gefertigten Hybrid-Abutment-Kronen gegenüber den Hybrid-Abutments sind die Zeitersparnis [204], das Entfallen der Gefahr des Chippings [203] und der einfache Zugang zur Schraube bei möglichen technischen Komplikationen [2]. Bei Hybrid-Abutments ist eine anatomisch individuelle Anpassung des Emergenzprofils und der Formgebung an die jeweilige intraorale Situation möglich [2]. Neben der optimalen Ästhetik stellen die geringen Herstellungskosten einen weiteren Vorteil dar [206].

2.3.4.4 CAD/CAM-gestützte Herstellung

Wie bereits erläutert gibt es zahlreiche Variationen implantatgetragener Einzelzahnrestaurationen, die standardisierte oder individuelle Lösungen umfassen und mit konventionellen oder digitalen Herstellungsmethoden gefertigt werden [203]. Im Laufe des letzten Jahrzehnts entwickelte sich die Anwendung der CAD/CAM-Technologie auch in der Implantatprothetik zu einem Standardverfahren [205] und löst konventionelle Techniken, wie beispielsweise die Presstechnik, zunehmend ab [5].

Mit der CAD/CAM-Technik präfabrizierte Abutments sind den herkömmlich hergestellten Abutments bezüglich Passgenauigkeit und Ästhetik im Bereich des Emergenzprofils überlegen [207]. Zudem ist heute die Herstellung eines Abutments für Einzelimplantate durch die Möglichkeiten der CAD/CAM-Technik deutlich einfacher geworden [208, 209].

Die CAD/CAM-Fertigung von Suprakonstruktionen mit einer Schnittstelle zu einer konfektionierten Titanbasis kann auf verschiedenen Wegen erfolgen:

Zum einen können die Suprakonstruktionen inklusive einer zum Rotationsschutz der Titanklebebasis passenden Verbindungsgeometrie in einer CAD-Software gängiger CAD/CAM-Systeme konstruiert werden. Mit den jeweiligen Implantatsystemen kann entweder die Herstellung zweiteiliger Abutments mit individuellem Aufbau aus Zirkonoxid oder die Konstruktion und Fertigung von Abutmentkronen erfolgen [210].

Zum anderen gibt es seit der Einführung von Rohlingen mit bereits industriell eingearbeiteten Verbindungsgeometrien im Schraubenkanal, eine noch einfachere Möglichkeit, mit Hilfe der CAD/CAM-Technologie implantatgetragenen Einzelzahnersatz zu fertigen. Die Verbindungsgeometrie der CAD/CAM-Rohlinge der späteren Krone beziehungsweise der individuell gestalteten Mesostruktur ist mit konfektionierten Titanabutments verschiedener Implantathersteller kombinierbar. Die Titanklebebasen weisen einen dazu passenden Rotationsschutz in Form einer Nocke auf. Die individuell konstruierten und gefrästen beziehungsweise geschliffenen Kronen oder Abutments werden extraoral mit der Titanklebebasis verklebt und anschließend intraoral im Implantat verschraubt. Während die Außengeometrie der Restauration individuell gestaltet wird, handelt es sich bei der Innenfläche um eine werkseitig-konfektionierte Verbindungsgeometrie [5].

Als die Firma Ivoclar Vivadent AG das Produkt IPS e.max® CAD Abutment Solutions im Jahr 2013 auf dem Markt einführte, war es erstmals möglich, monolithische Implantatkronen aus Lithiumdisilikatkeramik, basierend auf der CAD/CAM-Technik, zu fertigen [5, 82].

Verschiedene andere Hersteller bieten ebenfalls CAD/CAM-Rohlinge mit industriell vorgefertigten Abutment-Anschlussgeometrien an und ermöglichen die Fertigung von Hybrid-Versorgungen unterschiedlicher Materialien im digitalen Verfahren. Beispielsweise ist die Hybridkeramik VITA ENAMIC® IS (VITA Zahnfabrik GmbH) zur Herstellung von einteiligen Abutmentkronen und definitiven Mesostrukturen geeignet [211]. Im Zusammenhang mit Hybridkeramiken wird eine kaukraftdämpfende Wirkung diskutiert, die gerade bei der fehlenden Eigenbeweglichkeit und verminderten Taktilität von Implantaten von Nutzen sein kann [211, 212]. Ebenfalls geeignet sind PMMA-Rohlinge (Telio CAD) der Firma Ivoclar Vivadent [63] sowie die Zirkonoxidkeramik-Blöcke inCoris ZI meso für individuell geschliffene Mesostrukturen (Sirona Dental Systems GmbH) [120].

So wird durch den Einsatz von CAD/CAM- gefertigten, individuellen Abutments und Hybrid-Abutmentkronen die Herstellung von Suprakonstruktionen für Einzelimplantate deutlich vereinfacht [208]. Nach *Joda et al.* können modellfrei, im digitalen Verfahren hergestellte monolithische Implantatkronen aus Lithiumdisilikat mit weniger Zeitaufwand hergestellt werden als Suprastrukturen aus Zirkonoxid, die CAD/CAM-gestützt gefertigt und auf Modellen manuell verblendet wurden [204].

Die CAD/CAM-Technologie spielt auch bei dem Münchener Implantatkonzept (MIC) eine zentrale Rolle [36, 205]. Dieses Konzept beinhaltet die modellfreie Herstellung einer vollanatomischen Implantateinzelkrone mit konfektioniertem Abutment in insgesamt zwei Sitzungen.

Nach Insertion des Implantats erfolgt direkt das intraorale Scannen der Implantatposition und nach der Einheilungsphase wird bereits die definitive Krone zementiert oder verschraubt. Positiv zu bewerten ist hier neben den Vorteilen der computergestützten Prozesse, dass die Weichgewebsheilung direkt am definitiven Zahnersatz stattfindet und ein Wechsel von Abutments oder Einheilkappen entfällt (digitales „one-abutment/one-time“-Prinzip).

Joda et al. beschreiben in einer Studie von 2017 für insgesamt 42 monolithische Abutmentkronen aus Lithiumdisilikatkeramik eine Überlebensrate von 100 % nach zwei Jahren, die modellfrei in einem komplett digitalen Prozess und in insgesamt zwei Sitzungen angefertigt wurden [213].

2.3.4.5 Zahntechnische Herausforderungen der Fertigstellung der Hybridabutmentkronen

Die zahntechnische Herstellung von implantatgetragenen Hybridabutmentkronen kann heute relativ einfach mit Hilfe der CAD/CAM-Technologie in einem rein digitalen Arbeitsablauf stattfinden [208, 213]. Schwierigkeiten entstehen jedoch, wenn modellfrei gearbeitet wird und die Krone auf dem Abutment eine bestimmte Rotationsfreiheit aufweist. Der Zahntechniker hat ohne ein physisches Modell keinen Anhaltspunkt in welcher Position die Krone auf der Titanklebebasis verklebt werden soll. Wie bereits vorangehend beschrieben, resultiert dann aus der Rotationsfreiheit eine, im Rahmen des Freiheitsgrades, willkürliche laborseitige Befestigung der Krone auf der Titanklebebasis [191]. Wenn kein Modell zur Kontrolle der Passung zur Verfügung steht, können klinisch negative Konsequenzen unter anderem hinsichtlich der approximalen Kontaktbeziehungen entstehen. Während kleinere Passungenauigkeiten noch durch Einschleifmaßnahmen am Patienten kompensierbar sind, ist bei größeren Korrekturen oder gar fehlenden Approximalkontakten unter Umständen ein erneuter Glanzbrand notwendig. Dieser kann jedoch nach einer definitiven Befestigung der Krone auf der Titanbasis nicht mehr oder nur schwer wiederholt werden.

Abb. 4 soll exemplarisch veranschaulichen inwiefern die Rotationsfreiheit einer Hybridabutmentkrone auf einer Titanklebebasis den approximalen Kontakt zum Nachbarzahn beeinflussen kann. Die nachfolgenden Überlegungen beziehen sich auf das Beispiel eines ersetzten, ersten unteren Molaren dessen Kronendurchmesser in mesio-distaler Richtung durchschnittlich 11,3 mm beträgt [214]. Die Krone soll hier eine maximale Rotationsfreiheit von $R_2=1^\circ$ aufweisen. Es wird angenommen dass der Abstand zwischen Schraubenkanal und Approxi-

malkontakt (Ankathete) 5 mm beträgt. Anhand der Cosinusfunktion kann die Hypotenuse berechnet werden:

$$\cos(1^\circ) = \frac{5 \text{ mm}}{x} \rightarrow x = 5,000761 \text{ (Hypotenuse)}$$

Die Differenz zwischen der Hypotenuse (5,000761 mm) und der Ankathete (5 mm) entspricht dem Wert um den der Approximalkontakt der Krone maximal korrigiert werden muss, falls die Krone laborseitig um 1° rotiert auf der Titanbasis verklebt wurde. Im beschriebenen Fall müssten $\sim 0,761 \mu\text{m}$ des Approximalkontaktes entfernt werden, damit die Krone eingesetzt werden kann.

Diese Überlegungen stellen deutlich die Herausforderungen dar, welche bei der zahntechnischen Herstellung von Hybridabutmentkronen im aufkommenden modellfreien Arbeitsablauf entstehen.

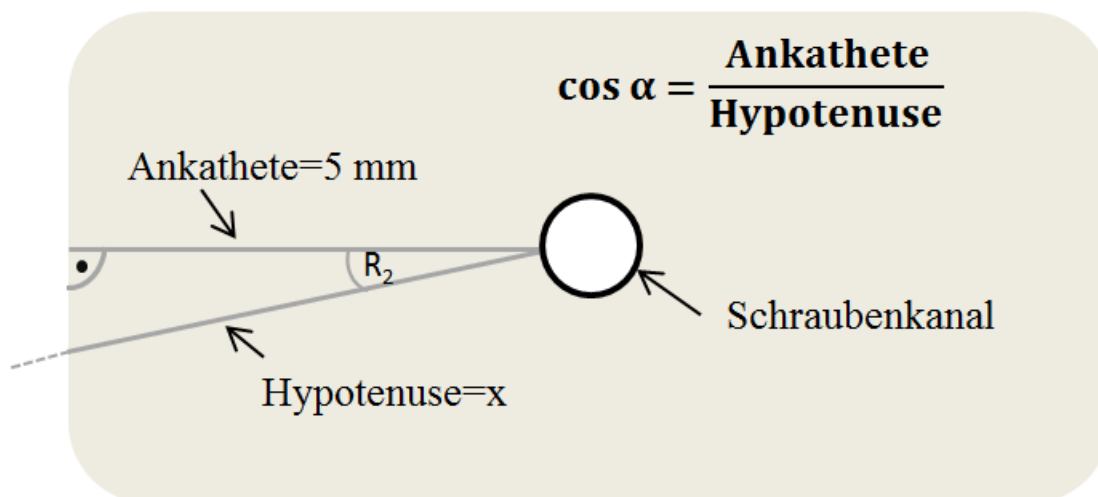


Abb. 4: Schematische Darstellung einer Hybridabutmentkrone mit Schraubkanal (okklusale Ansicht)

2.3.4.6 Befestigungsmodus

Bei festsitzendem Einzelzahnersatz auf Implantaten wird nach dem Zeitpunkt der Befestigung auf dem Abutment die orale Zementierung von der oralen Verschraubung unterschieden. Beide Verfahren weisen gewisse Vor- und Nachteile auf, die bei der Wahl der Befestigungsart gegenüber gestellt werden müssen.

Beim verschraubten Befestigungsmodus wird die Krone auf das Abutment bereits im Labor zementiert und anschließend die gesamte Einheit mit einem definierten Drehmoment in das inserierte Implantat verschraubt [215]. Positiv hierbei ist, dass durch die laborseitige Verklebung Zementüberschüsse gründlich entfernt werden können und die Klebefuge hochglanzpoliert werden kann. Verschraubte Restaurationen bringen zudem den Vorteil mit sich, dass durch den jederzeit zugänglichen, in der Regel mit Komposit verschlossenen Schraubenkanal im Falle einer Komplikation eine Reparatur oder Erneuerung leichter durchführbar ist [216]. Zudem kann durch Verschraubung der Krone eine optimale Ausformung des periimplantären Weichgewebes erzielt werden [215], besonders im Frontzahnbereich [217]. Ein Nachteil ist jedoch die Notwendigkeit einer achsengerechten Implantatposition, damit der Zugang zum Schraubenkanal aus ästhetischen Gründen im Seitenzahnbereich okklusal und im Frontzahnbereich oral liegt [215, 218].

Bei im Patientenmund zementierten Suprakonstruktionen wird das Abutment mit einem definierten Drehmoment in das Implantat verschraubt und die Krone anschließend auf dieses zementiert. Der zementierte Befestigungsmodus hat den Vorteil, dass, im Vergleich zur Verschraubung, weniger technische Probleme auftreten [5]. Ein erheblicher Nachteil zementierter Versorgungen ist jedoch die Schwierigkeit des sorgfältigen Versäuberns der Zementreste am Kronenrand [5, 215], deren Menge mit zunehmender Tiefe des Kronenrandes steigt [180]. Zementüberschüsse im Sulkus fördern Entzündungen im periimplantären Bereich [219, 220], die einen Attachmentverlust und nachfolgend einen Verlust des Implantats nach sich ziehen können [220]. Befindet sich die Zementfuge 2 mm oder tiefer unterhalb der Gingiva, ist eine vollständige Entfernung von Zementresten nicht gewährleistet [199]. Zudem ist negativ zu bewerten, dass im Falle einer Komplikation eine zementierte Restauration nur sehr schwer oder gar nicht abgenommen werden kann [221].

Laut einem systematischen Review von *Sailer et al.* haben beide Arten der Befestigung unterschiedliche Auswirkungen auf das klinische Resultat. Während zementierte Suprakonstruktionen weniger mit technischen aber öfter mit biologischen Komplikationen, wie beispielsweise Implantatverlust oder Knochenverlust über 2 mm, verbunden sind, können verschraubte Versorgungen häufiger technische Probleme, wie Schraubenfrakturen oder Schraubenlockerungen, und eine höhere Verlustrate der Restauration nach sich ziehen [216]. *Cacaci et al.* stellten dahingegen in einer klinischen Studie über einen Zeitraum von 36 Monaten fest, dass die Befestigungsmethode von Implantateinzelkronen aus Zirkonoxid keinen Einfluss auf technische Komplikationen hat [199]. Nach *Wittneben et al.* besteht zwar kein statistisch signifikanter

Unterschied bei der Überlebens- und Misserfolgsrate von zementierten und verschraubten Implantatsuprakonstruktionen, jedoch zeigten verschraubte Versorgungen insgesamt weniger technische und biologische Komplikationen [222].

2.3.5 Das CAMLOG® - Implantatsystem

Das Unternehmen CAMLOG Biotechnologies AG (Basel, Schweiz) hat vor knapp 20 Jahren, nach einer dreijährigen klinischen Testphase mit 1764 inserierten Implantaten, das CAMLOG®-Implantatsystem auf dem Markt gebracht [223], welches im Laufe der nachfolgenden Jahre ständig weiterentwickelt wurde [224] und heute zu den international führenden Implantatsystemen gehört [225].

Aktuell auf dem Markt erhältlich sind Titan-Schraubenimplantate der CONELOG® SCREW LINE und des CAMLOG®-Systems mit der SCREW-LINE und der ROOT-LINE 2 [226, 227]. Die Implantate der CAMLOG®-ROOT-LINE 2 sind durch eine konischere, wurzelförmigere Außenform im Vergleich zur SCREW-LINE gekennzeichnet und daher besonders bei apikal limitiertem Knochenangebot und bei einer Konvergenz der Nachbarwurzeln indiziert [227]. Bei beiden SCREW-LINE Implantaten ist die Außengeometrie mit einem konischen Gewinde und zylindrischem Hals identisch, sie unterscheiden sich jedoch in der Form der Verbindung zwischen Implantat und Abutment. Während CAMLOG® sich durch eine parallelwandige Verbindung auszeichnet, besteht diese bei den im Jahr 2011 eingeführten CONELOG®-Implantaten aus einem selbsteinrastenden 7,5°-Innenkonus [226, 227]. Die Übereinstimmung der Außengeometrien bringt den Vorteil mit sich, dass für beide SCREW-LINIEN dasselbe Chirurgie-Set zur Insertion der Implantate verwendet werden kann [226].

Sowohl die CAMLOG® ROOT-LINE als auch die SCREW-LINE verfügen über die von CAMLOG® patentierte Tube-in-Tube™ Implantat-Abutment Verbindung, die eine Rotationssicherung gewährleistet und sich durch eine Nut-Nocken-Geometrie auszeichnet. Weitere Vorteile sind das einfache Einsetzen und die erleichterte Positionsfindung des Abutments, sowie eine gute Kraftverteilung und somit eine hohe Stabilität [224, 225, 227]. Das Abutment weist drei symmetrisch verteilte rechteckige und parallelwandige Nocken auf, zu denen die drei Nuten im Implantatkörper kongruent sind [225, 227]. *Steinebrunner* et al. konnten in verschiedenen Untersuchungen feststellen, dass die Tube-in-Tube™ Verbindung hohe Dichtigkeitswerte und eine hohe Ermüdungsbelastbarkeit aufweist [147, 228]. *Semper* et al. kamen 2009 bei einer Studie zum Vergleich der Rotationsfreiheit von drei verschiedenen Positions-

index-Geometrien zu dem Ergebnis, dass die Nut-Nocken-Verbindung des CAMLOG®-Implantatsystems mit im Mittel $1,4^\circ$ die beste Rotationspassung sicherstellt [165].

Eine rasche und sichere Osseointegration dieser drei Implantattypen wird durch die sandgestrahlte und säuregeätzte Oberfläche gewährleistet, die durch unterschiedliche Studien mit Zellkulturen, Tieren und Menschen belegt wurde [225]. Sie reicht entweder bis 1,4 mm (Promote®) oder bis 0,4 mm (Promote® plus) unterhalb des glatten maschinieren Implantathaltes, wobei bei der ROOT-LINIE immer die zweite Variante vorliegt [225, 227]. Eine Studie von Schwarz et al. zum Einfluss der Ausdehnung der maschinieren Oberflächen von CAMLOG®-Implantaten in Hundekiefern konnte bei der 0,4 mm langen Oberfläche eine verbesserte marginale Anlagerung des Knochens nachweisen [229].

Der Erfolg des CAMLOG®-Implantatsystems wurde durch verschiedene Studien über unterschiedlich lange Zeiträume bestätigt [225]. Franchini et al. konnten 2011 in einer retrospektiven Studie mit insgesamt 201 Implantaten der SCREW- und ROOT-LINIE eine Überlebensrate von 99,5 % nach einem Zeitraum von bis zu sechs Jahren nachweisen [230]. Ein weiteres Beispiel ist eine Untersuchung von Nelson et al. mit einer Fünfjahresüberlebensrate von 99,4 % bei 463 CAMLOG®-Implantaten [231].

Die CAD/CAM-gefertigte Klebebasis aus Titan für individuell hergestellte Meso- und Suprastrukturen besitzt zudem eine rechteckige Nocke zur Rotationssicherung der prothetischen Suprakonstruktion (Abb. 5) [232].



Abb. 5: CAMLOG® Titanbasis CAD/ CAM

3 Ziel der Arbeit

Die CAD/CAM-Technologie bewährt sich mittlerweile nicht nur in der herkömmlichen fest-sitzenden Prothetik, sondern bringt auch im Bereich der Implantatprothetik deutliche Vorteile mit sich und bietet dem Behandler wie auch den Patienten viele verschiedene Optionen. Die seit wenigen Jahren erhältlichen Hybrid-Versorgungen, bestehend aus einer CAD/CAM-gefertigten Krone verklebt mit einer Titanbasis, vereinfachen deutlich die Herstellung von implantatgetragenen Einzelzahnersatz. Die fertigungsbedingte Präzision der einzelnen Komponenten spielt hierbei eine große Rolle für die Passgenauigkeit der implantatgetragenen Suprakonstruktionen und deren zahntechnische Herstellung.

Das Ziel dieser Studie ist die Untersuchung der Passung hinsichtlich des Rotationsverhaltens von CAD/CAM-Rohlingen mit industriell vorgefertigter Verbindungsgeometrie auf konfektionierten Titanklebebasen vor und nach Konditionierung der beiden Kleboberflächen.

Zu diesem Zweck sollen

- 1) die maximale Rotationsfreiheit von CAD/CAM-Rohlingen auf Titanklebebasen
 - a. vor Konditionierung der Oberflächen
 - b. nach Konditionierung der Titanklebebasis
 - c. nach Konditionierung der Anschlussgeometrie des Rohlingsermittelt werden und
- 2) die Auswirkungen der Konditionierung im Rasterelektronenmikroskop visualisiert werden.

Die untersuchten Nullhypothesen dieser Studie sind:

1. Die CAD/CAM-Rohlinge weisen vor Konditionierung auf den Titanabutments keine messbaren Rotationsfreiheiten auf
2. Das Rotationsverhalten der CAD/CAM-Rohlinge auf konfektionierten Titanabutments verändert sich nach Konditionierung der Titanklebebasen nicht
3. Das Rotationsverhalten der CAD/CAM-Rohlinge auf konfektionierten Titanabutments verändert sich nach Konditionierung der Rohlinge nicht

4 Material und Methode

4.1 Versuchsaufbau

Eine schematische Übersicht des Versuchsablaufes bietet Abb. 6.

Für die Bestimmung der Rotationsfreiheiten kamen insgesamt vier unterschiedliche Untersuchungsgruppen mit jeweils 12 CAD/CAM-Rohlingen zum Einsatz. Jedem Prüfkörper wurde eine Titanklebebasis (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM, Durchmesser 4,3mm, Art.-Nr. K2244.4348; CAMLOG Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) zugeordnet. Nach der Prüfkörperherstellung wurde die Rotationsfreiheit der CAD/CAM-Rohlinge auf den Titanklebebasen vor Konditionierung der beiden Klebeflächen mit Hilfe einer Messapparatur gemessen. Nach Konditionierung der Klebefläche der Titanklebebasen erfolgte der zweite, und nach Konditionierung der Klebefläche der CAD/CAM-Rohlinge, der dritte Messvorgang. Jeder Messvorgang wurde zehnmal durchgeführt und der Mittelwert gebildet.

Um die Auswirkungen der Konditionierung auf die einzelnen Werkstoffe zu visualisieren, wurden die Oberflächen der, in Scheiben getrennten, Materialrohlinge mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops untersucht.

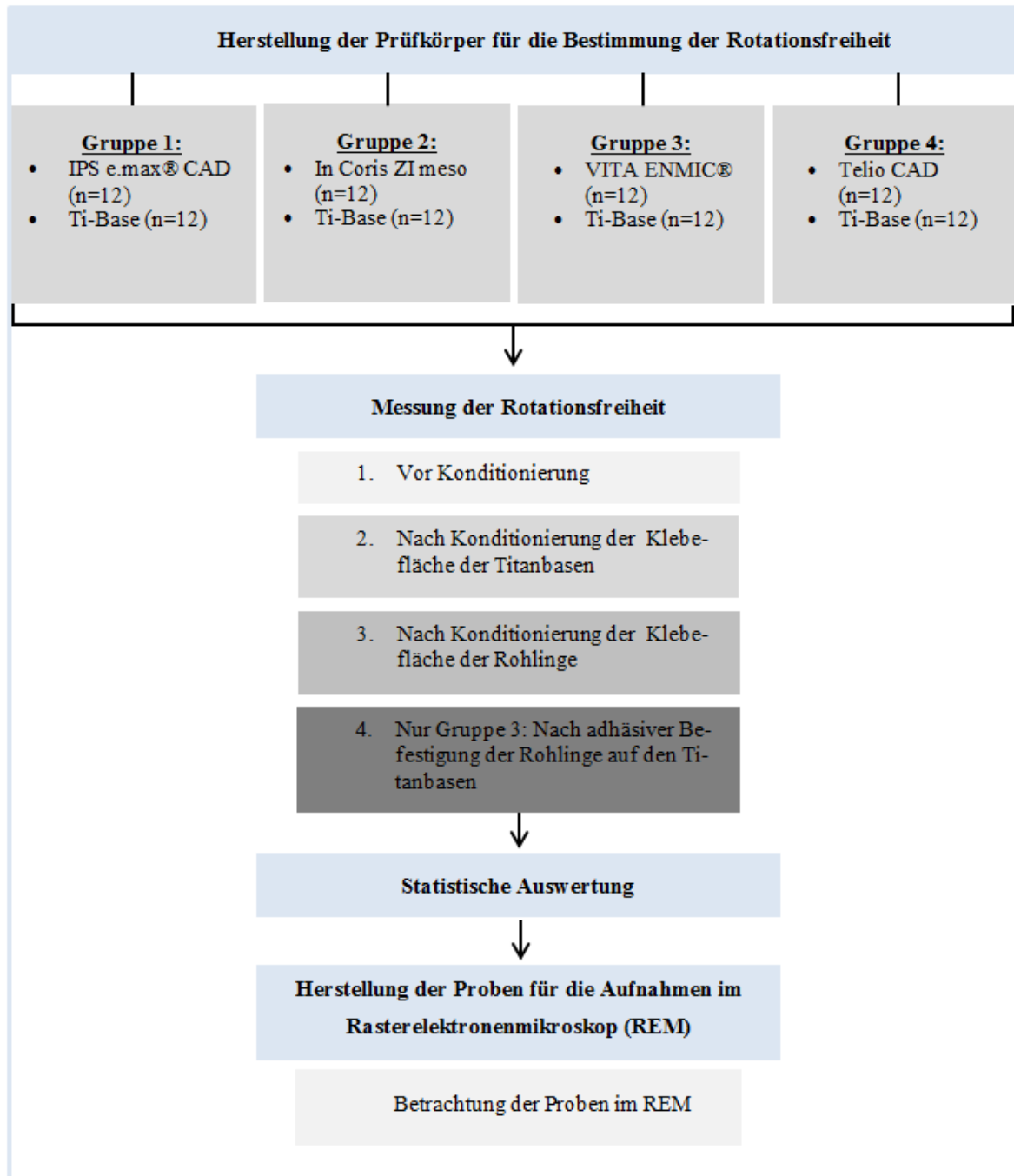


Abb. 6: Schematische Darstellung der Gruppeneinteilung und des Versuchsablaufs

4.2 Materialien der CAD/CAM-Rohlinge

Tab. 1 gibt einen Überblick über die in dieser Studie verwendeten Werkstoffe der Rohlinge. Abb. 7 zeigt die eingesetzten CAD/CAM-Rohlinge mit industriell vorgefertigten Schraubkanälen. Die werkseitig vorgefertigte Anschlussgeometrie ist in Abb. 11 deutlich zu erkennen.

Produktname	Material	Zusammensetzung	Hersteller
IPS e.max® CAD (Abutment Solutions) (Gruppe 1)	Lithiumdisilikatkeramik	SiO ₂ 57.0 – 80.0 %, Li ₂ O 11.0 – 19.0%, K ₂ O 0.0 – 13.0 %, P ₂ O ₅ 0.0 – 11.0 %, ZrO ₂ 0.0 – 8.0%, ZnO 0.0 – 8.0%, Al ₂ O ₃ 0.0 – 5.0%, MgO 0.0 – 5.0%, Färbende Oxide 0.0 – 8.0%	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
inCoris ZI meso (Gruppe 2)	Zirkonoxidkeramik	ZrO ₂ +HfO ₂ + Y ₂ O ₃ > 99,0%, Al ₂ O ₃ < 0,5% Andere Oxide < 0,5%	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
VITA ENAMIC® (Gruppe 3)	Hybridkeramik	SiO ₂ 58–63%, Al ₂ O ₃ 20-23%, Na ₂ O 6-11%, K ₂ O 4-6%, B ₂ O ₃ 0,5-2%, CaO <1, TiO ₂ <1	VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Säckingen, Deutschland
Telio CAD (Gruppe 4)	PMMA-basierter Kunststoff	Polymethylmethacrylat 99.5 % Pigmente < 1.0 %	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Tab. 1: Übersicht der in dieser Studie eingesetzten Materialrohlinge mit Produktname, Material, Zusammensetzung und Hersteller

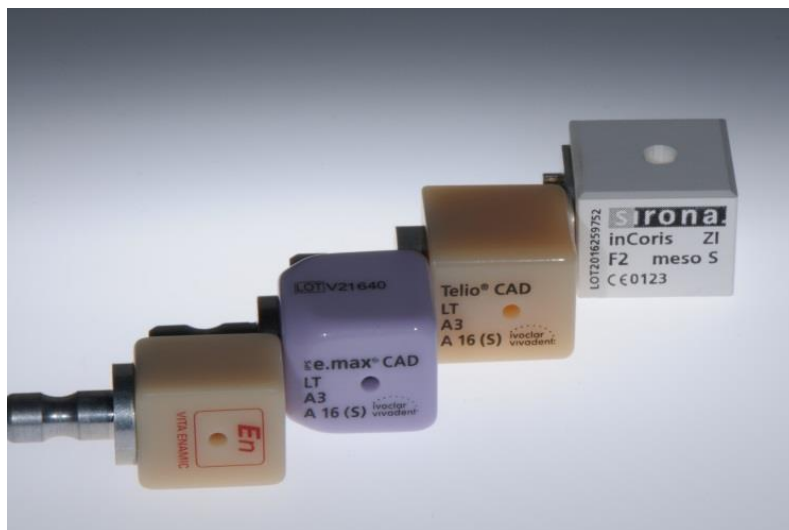


Abb. 7: CAD/CAM-Rohlinge mit Schraubenkanal und Halterung

4.3 Bestimmung der Rotationsfreiheit

Jeder Gruppe mit jeweils 12 CAD/CAM-Rohlingen und 12 Titanklebebasen (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM, Durchmesser 4,3mm, Art.-Nr. K2244.4348; CAMLOG Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) wurde nach dem Zufallsprinzip ein Laborimplantat (CAMLOG® Laborimplantat für CAMLOG® Abutments, Durchmesser 4,3 mm, Art.-Nr. K3010.4300;

CAMLOG Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) zugeordnet. Die Titanbasen weisen eine prothetische Höhe von 5,0 mm und eine seitliche Nocke als Rotationssicherung für die Krone auf.

4.3.1 Herstellung der Prüfkörper

4.3.1.1 Einbetten der Implantate

Zur Fixierung der Titanklebebasen während des Versuchsablaufs wurden die Laborimplantate mit Hilfe einer Silikonform (Abb. 8) nach der ISO-Norm 14801 in Polymethylmethacrylat (PalaXPress®; Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) eingebettet. Dieses Prinzip der Prüfkörperherstellung wurde bereits in vorangegangenen Studien angewandt [153] und hat sich bewährt.

Zunächst wurde durch Auffüllen einer Silikonform mit Polymethylmethacrylat ein Kunststoffquader mit den Innenkantenlängen 25 mm x 13 mm x 18 mm produziert (Abb. 9). Die beschriebenen Kantenlängen wurden aufgrund ihrer Kompatibilität zur Messvorrichtung bereits in vorangegangenen Studien zur Rotationsmessung herangezogen. In den Quader, wurde nach abgeschlossener Polymerisation ein Loch, zur mittigen Positionierung eines Laborimplantats, im Überschuss gefräst. Durch den Einsatz eines Parallelometers wurde das Laborimplantat so ausgerichtet, dass seine Längsachse parallel zu den Seitenflächen des Quaders verlief und die Verlängerung einer der drei Nuten der CAMLOG® Tube-in-Tube™ Verbindung senkrecht zu einer der Längskanten des Quaders stand. Zur Sicherung der Position und Festlegung der Einbetthöhe wurde das Laborimplantat anschließend mit Klebewachs (Supradent Klebewachs; Oppermann-Schwedler, Bonn, Deutschland) und einem Modellierkunststoff (Pattern Resin LS; GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Belgien) stabilisiert. Die Einbetthöhe lag 1,5 mm unterhalb des Oberrandes der Implantatschulter und simulierte so ein vollständig osseointegriertes Implantat.

Um diesen Kunststoffquader mit dem provisorisch befestigten Laborimplantat zu duplizieren und das Laborimplantat definitiv zu fixieren, wurde ein Abformpfosten (CAMLOG® Abformpfosten, offener Löffel, Durchmesser: 4,3mm, Art.-Nr. K2121.4300; CAMLOG Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) auf das Laborimplantat geschraubt. Zur besseren Retention und Lagestabilität wurden an den Abformpfosten Retentionen aus Modellierkunststoff (Pattern Resin LS; GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Belgien) angebracht.

Anschließend wurde der Kunststoffblock mit fixiertem Laborimplantat und eingeschraubtem Abformpfosten mittig in einer hohlen Zylinderform platziert und mittels additionsvernetzen-

dem Dubliersilikon (Adisil® blau 9:1; Siladent Dr. Böhme und Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) eine Negativform erzeugt.

Nach der Aushärtung des Silikons und dem Lösen der Halteschraube des Abformpistons, konnte der Kunststoffblock mit inseriertem Laborimplantat abgenommen werden (Abb. 9), während der Abformpiston in der Silikonform verblieb. Nun wurden weitere Laborimplantate an dem im Silikon gelagerten Abformpiston befestigt und die Form mit Polymethylmethacrylat aufgefüllt. Durch die apikale Retention der Laborimplantate konnte eine lagestabile, rotationssichere Position im Kunststoffblock sichergestellt werden.

Insgesamt wurden mit dieser Methode vier Prüfmodelle hergestellt, die eine einheitliche Orientierung der Titanbasis sowie des Rohlings bedingen und zufällig auf die vier Untersuchungsgruppen verteilt wurden (Abb. 10).

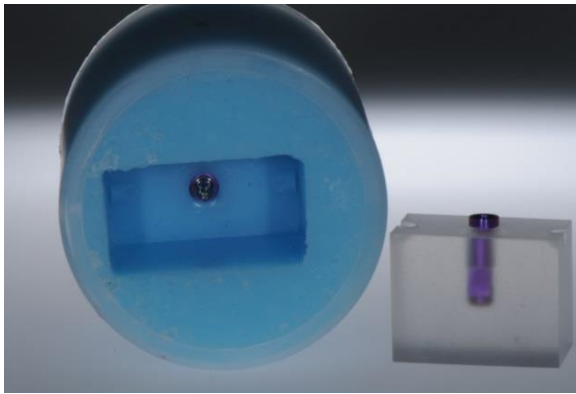


Abb. 8: Silikonform zur Herstellung des Implantatprüfmodells



Abb. 9: Kunststoffquader mit eingebettetem Implantat



Abb. 10: Kunststoffblock mit eingebettetem Implantat und aufgeschraubter Titanklebebasis

4.3.1.2 Vorbereitung der CAD/CAM-Rohlinge für die Messungen

4.3.1.2.1 Kristallisation und Sinterung der Gruppen 1 und 2

Nach Herstellerangaben war bei Gruppe 1 (inCoris ZI meso) ein Sintern der im Weißlingszustand vorliegenden Zirkonoxidkeramik und bei Gruppe 2 (IPS e.max® CAD) eine Kristallisation des Metasilikats der Lithiumdisilikatkeramik erforderlich. Um dies durchführen zu können, mussten die CAD/CAM-Rohlinge, welche mit entsprechenden Aluminium-Halterungen geliefert wurden, von selbiger separiert werden. Dafür wurde der Klebspalt zwischen Block und Halterung punktuell mit einer Alkohollampe (Alcohol Torch, Dental MFG. CO. INC., Syosset, New York) erwärmt und die Halterung dann manuell entfernt. Anschließend wurden Kleberreste mit Hilfe eines nassen, grobkörnigen Schleifpapiers entfernt, um eine saubere und glatte Oberfläche zu erhalten. Vor der weiteren Behandlung wurden die Werkstücke 15 Minuten lang bei 70 °C unter einer Infrarotlampe getrocknet.

Dieser vorbereitende Prozess war für die Gruppen 3 (VITA ENAMIC®) und 4 (Telio CAD) nicht notwendig, da sie keiner weiteren Wärmebehandlung unterzogen wurden.

Die Metasilikat-Rohlinge (Abb. 11) der Gruppe 1 wurden durch den Kristallisationsbrand im Brennofen (Programat EP 5000; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) in das festere Lithium-Disilikat überführt. Hierbei verloren die Rohlinge circa 0,2 % ihres Volumens. Die Brennparameter für die Kristallisation sind der Tab. 2 zu entnehmen [233].

Die vorgesinterten Weißlinge der Gruppe 2 wurden in einem speziellen Sinterofen (Thermo Star; Thermo Star GmbH, Aachen, Deutschland), in einem Kugelbett liegend, bei 1510 °C gesintert. Während des Sinterprozesses verkleinerte sich der Block um circa 20 % und erhielt hierbei seine endgültige Form und Härte. Die für den Sinterprozess notwendigen Brennparameter sind der Tab. 3 zu entnehmen [120].

Sowohl beim Kristallisationsbrand der Gruppe 1 als auch beim Sintervorgang der Gruppe 2 wurden, aufgrund der größeren Masse im Vergleich zu herausgefrästen Kronen, gleichzeitig nur maximal zwei Rohlinge in den jeweiligen Ofen gesetzt, um eine gleichmäßige Wärmedurchdringung der Keramik zu gewährleisten.



Abb. 11: IPS e.max® CAD-Rohling in der Lithium-Metasilikat-Phase mit vorgefertigter Verbindungsgeometrie

Bereitschafts-temperatur	Schließzeit	Heizrate	Brenn-temperatur	Haltezeit	Heizrate
403 °C	6:00 min	90 °C/min	820 °C	0:10 min	30 °C/min
Brenn-temperatur	Haltezeit	Vakuum 1	Vakuum 2	Langzeit-abkühlung	Kühlrate
840 °C	7:00 min	550/820 °C	820 /840 °C	700 °C	0 °C/min

Tab. 2: Brennparameter für Kristallisation/Glanz HT/LT der IPS e.max® CAD-Rohlinge [233]

Heizrate [°C/min]	Haltetemperatur [°C]	Haltezeit [min]
25	800	0
15	1530	120
30	200	0

Tab. 3: Brennparameter des Sintervorgangs [120]

4.3.1.2.2 Herstellung der Vorrichtung für die Rotationsmessungen

Um die Blöcke für die Rotationsmessungen mit einem definierten Drehmoment auslenken zu können und sie dabei zentral im Rotationszentrum zu belasten, war die Herstellung einer entsprechenden Vorrichtung aus einer in Polymethylmethacrylat eingebetteten Madenschraube mit einem Durchmesser von 0,9 mm notwendig (Abb. 12-14). Diese Vorrichtung wurde für

alle 48 Rohlinge hergestellt und anschließend auf deren Oberseite adhäsiv befestigt (Abb. 14). Die Madenschraube war zur Verankerung eines Sechskantschraubendrehers (Universal-Schraubendreher Set, Schraubendreher 6 kurz Inbus 0,9; Bredent GmbH & Co.KG, Senden, Deutschland) geeignet. Auf dem Schraubendreher wurde eine dazu passende Drehmomentratsche (CAMLOG Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) angebracht, an welcher mit Modellierkunststoff (Pattern Resin LS; GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Belgien) eine Verankerungsmöglichkeit für eine Federwaage geformt wurde (Abb. 19). Durch das Ausschalten des Drehmomentbegrenzers fungierte die Drehmomentratsche lediglich als Hebelarm und zur Verankerung des Federkraftmessers.

Für die Herstellung der Vorrichtung wurden zunächst an der Oberfläche der Madenschraube Vertiefungen mit einer kreuzverzahnten Fräse erzeugt, um eine ausreichende Retention und Lagesicherung der Schraube im Kunststoff sicherzustellen. Anschließend wurde das gesamte Außengewinde mit Aluminiumoxidpulver (50 µm) bei 2,0 bar gestrahlt.

Im Folgenden wurde die zuvor abgedampfte Madenschraube mit nach unten ausgerichtetem Kopf mittels fließfähigem Komposit (Tetric EvoFlow, A2; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) bündig auf einer Glasplatte befestigt. Ein gekürzter 2 ml Spritzenkörper diente als Formgebung und wurde mit Wachs (Boxing Wachs; Kerr Dental, Rastatt) ebenfalls bündig auf der Glasplatte fixiert (Abb. 12). Der mit Vaseline isolierte Spritzenkörper wurde danach mit Polymethylmethacrylat aufgefüllt und für 20 Minuten bei 45 °C im Drucktopf polymerisiert.

Unebenheiten an der Unterseite des Kunststoffblocks wurden anschließend am Trimmer (Trimmer HSS88, Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Deutschland) und mit Hilfe von Schleifpapier geglättet.

Die Vorbehandlung zur adhäsiven Verklebung mit dem CAD/CAM-Rohling sah die Erzeugung eines Retentionsmusters auf der Unterseite des Kunststoffblocks durch das Setzen von Vertiefungen mit einer kreuzverzahnten Fräse und anschließendem Abstrahlen der gesamten Fläche mit Aluminiumoxidpulver (50 µm) bei 2,0 bar vor. Danach wurde die Fläche mit einem Dampfstrahler gesäubert, mit Druckluft getrocknet und ein Universal-Primer (Monobond Plus; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) aufgetragen. Der nach Herstellerangaben konditionierte CAD/CAM-Rohling (Tab. 4) konnte mittels eines adhäsiven Befestigungssystems (Multilink® Automix; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) mit dem vorbehandelten Kunststoffblock verklebt werden (Abb. 14).

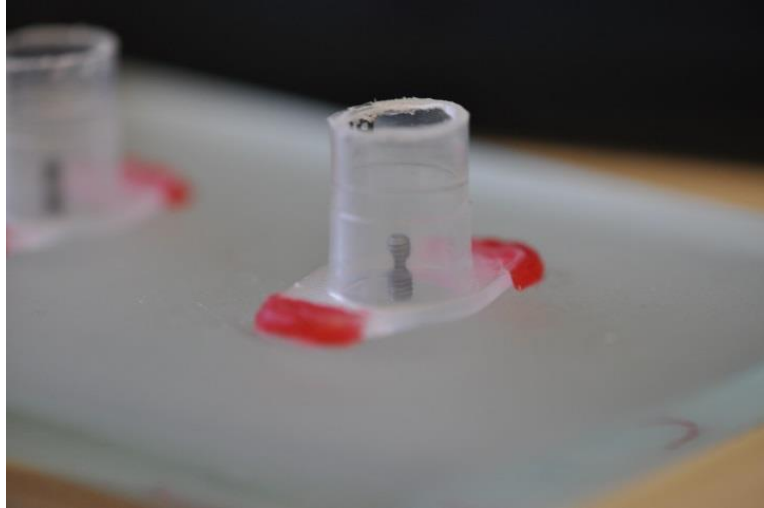


Abb. 12: Madenschraube und Spritzenkörper auf einer Glasplatte befestigt



Abb. 13: In PMMA eingebettete Madenschraube mit aufgesetztem Schraubendreher



Abb. 14: Rohling mit adhäsiv befestigten Kunststoffblock

	IPS e.max® CAD (Gruppe 1)	InCoris ZI meso (Gruppe 2)	VITA ENAMIC® (Gruppe 3)	Telio CAD (Gruppe 4)
Konditionierung der Klebefläche zum Kunststoffblock	<p>Ätzen mit Flusssäure (IPS® Ceramic Ätzgel) für 20 Sek., gründliches Abspülen mit Wasser, Trocknen mit wasser-/ölfreier Luft</p> <p>Einwirken von Monobond® Plus für 60 Sek., Überschüsse mit wasser-/ölfreier Luft trocken</p>	<p>Strahlen mit Al₂O₃ (50µm) bei 2,0 bar</p>	<p>Ätzen mit Flusssäure (Vita Ceramics Etch) für 60 Sek., gründliches Abspülen mit Wasser, Trocknen mit wasser-/ölfreier Luft</p> <p>Einwirken von Monobond® Plus für 60 Sek., Überschüsse mit wasser-/ölfreier Luft trocken</p>	<p>Einwirken von SR Connect für 30 Sek. und Polymerisation für 40 Sek.</p>
Komposit zur Verklebung mit dem Kunststoffblock	<p>Multilink® Automix (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)</p>			

Tab. 4: Vorbehandlung der Klebefläche zum Kunststoffblock entsprechend den Herstellerangaben [53, 63, 82, 120]

Die Probenkörper mit der Vorrichtung zur Verankerung einer Federwaage konnten nun zur Bestimmung der Rotationsfreiheit herangezogen werden. Um die Drehbewegung messen zu können, wurde eine horizontale Kraft mit zuvor festgelegtem Drehmoment ausgeübt. Dies wurde durch das Arbeiten mit einer Federwaage realisiert (Abb. 15 und Abb. 16)

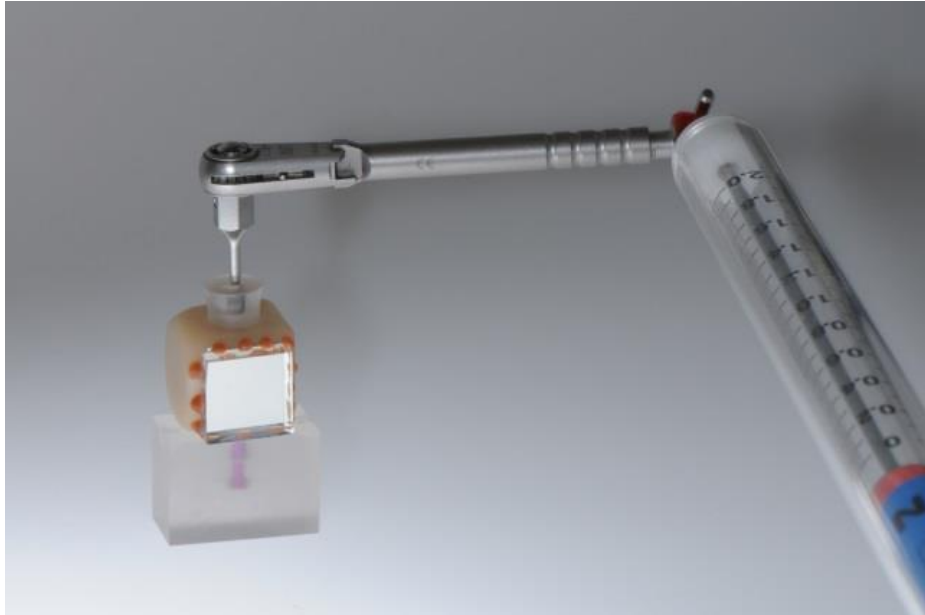


Abb. 15: Prüfkörper mit Schraubendreher, Drehmomentschlüssel und Federwaage



Abb. 16: Federwaage

4.3.2 Verwendete Messapparatur / Versuchsaufbau

Bei der vorliegenden Studie wurde auf den von *Teufelhart* et al. [16] entwickelten Versuchsaufbau zur Bestimmung der Rotationsfreiheit von Hybridkronen auf Titanklebebasen zurückgegriffen. Die speziell dafür entwickelte Messapparatur wurde für die vorliegende Studie zur Verfügung gestellt (Abb. 18). Das Prinzip der T-förmig gebauten Messapparatur ist schematisch in Abb. 17 dargestellt.

Der Kunststoffblock mit eingebettetem Implantat, eingeschraubter Titanklebebasis und aufgesetztem Rohling wurde in einer Haltevorrichtung aus Superhartgips am Ende eines Holzbrettes mittig fixiert (Block mit Spiegel, Abb. 17). Die somit feste Position des Blocks sicherte einen konstanten Abstand von 118,5 cm zwischen der Messskala und einem auf der Vorderseite des Rohlings befestigten Spiegel.

Die Funktionsweise der Apparatur basiert auf dem Strahlengang eines fest angebrachten Laserpointers, der über einen, am Messobjekt fixierten, Spiegel auf die Messskala reflektiert. Die maximale Rotation des Messobjekts nach links beziehungsweise rechts bestimmte die Position des reflektierten Laserstrahls auf der Messskala.

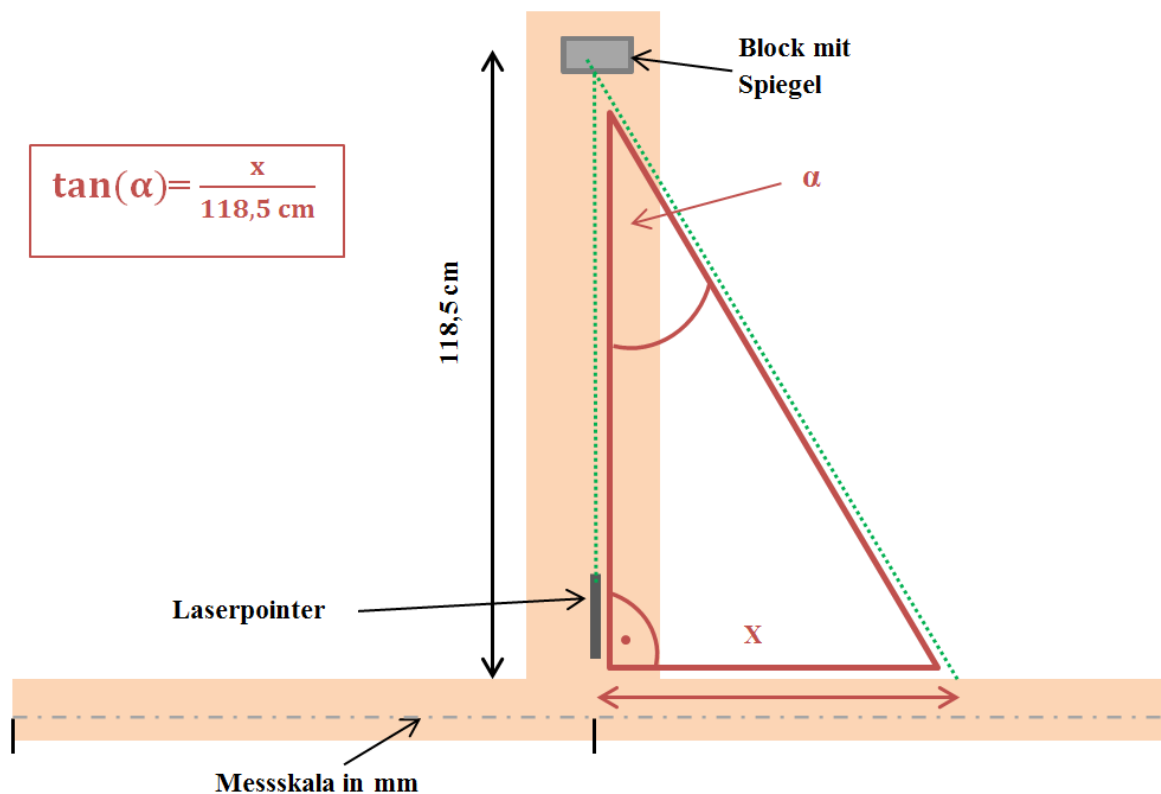


Abb. 17: Aufbau und Funktionsprinzip der Messapparatur nach Teufelhart et. al

Durch die Differenz zwischen Messpunkt und Nullpunkt der Messskala (Gegenkathete), dem definierten Abstand zwischen Nullpunkt der Messskala und Spiegel beziehungsweise Messobjekt (Ankathete) und dem rechten Winkel zwischen Messskala und Ankathete, konnte die Höhe der Rotation trigonometrisch berechnet werden. Die Ermittlung der Rotationsfreiheit in [°] zu einer Seite erfolgte mit der Tangensfunktion $\tan(\alpha) \frac{x}{118,5 \text{ cm}}$, wobei x der auf der

Messskala abzulesende Wert nach Rotation zu einer Seite und 118,5 cm der Abstand zwischen Spiegel beziehungsweise Messobjekt und Messskala (Ankathete) war. Die Addition der Rotationswerte aus der Auslenkung nach links und rechts ergab die Gesamtrotation R des jeweiligen Rohlings.

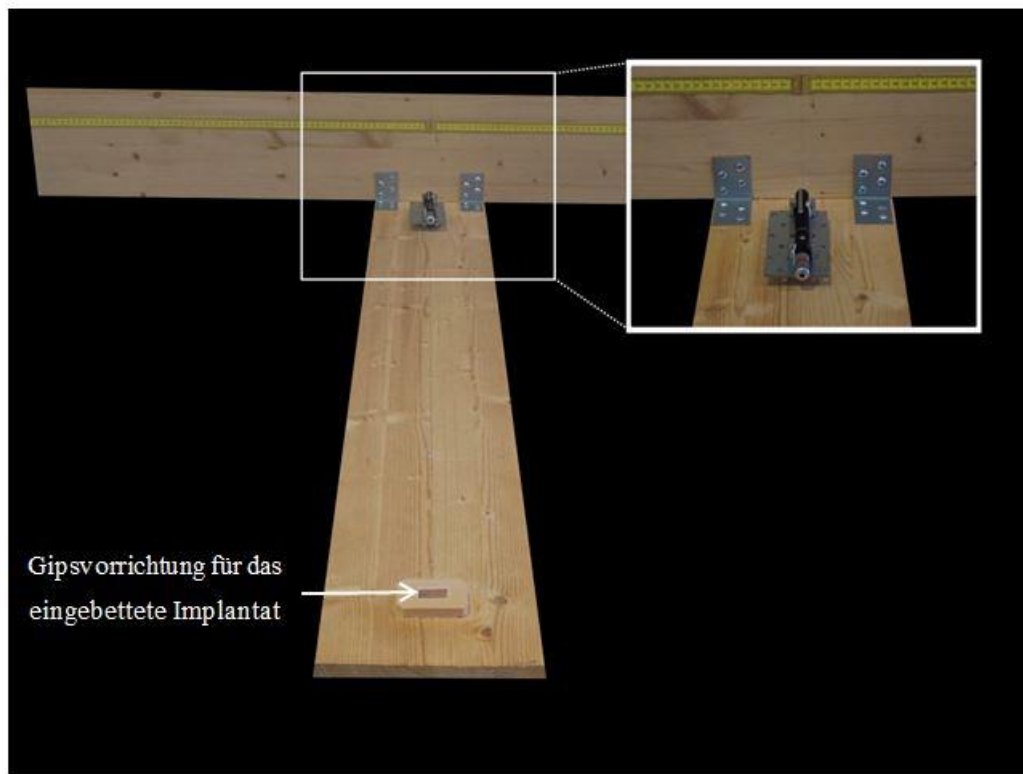


Abb. 18: Messapparatur zur Bestimmung der Rotationsfreiheit

4.3.3 Festlegung des Drehmoments für die Messungen

Vor der Durchführung der definitiven Messungen der Rotationsfreiheit war es notwendig, einen Wert für das Drehmoment M zur Auslenkung der Rohlinge festzulegen. Das Drehmoment M ergibt sich durch Multiplikation des Betrages der Kraft F [N] mit dem Betrag der Länge L des Hebelarms [m] und hat die SI-Einheit Newtonmeter [Nm].

Zunächst wurden Vorversuche mit einem Drehmoment von $M=10$ Ncm an jeweils einem Probenkörper jeder Gruppe durchgeführt. Die dabei ausgeübte Kraft F stellte sich als zu hoch heraus, da es vor allem bei Gruppe 3 (VITA ENAMIC®) zu einer deutlichen Zunahme der Rotationswerte zwischen Messung 1 und 10 kam (Tab. 5). Die Zunahme könnte durch zu hohe Krafteinwirkung auf die Verbindungsgeometrie bedingt gewesen sein. Diese Annahme

wurde durch anschließend durchgeführte lichtmikroskopische Untersuchungen bestätigt. Hierbei waren bei 20-facher Vergrößerung einzelne Verschleißspuren zu sehen.

Messung mit 10 Ncm	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Rotation [°]	35,3	36,4	37,7	39,7	40,7	42,2	43,9	45,1	47,2	50,0

Tab. 5: Messungen mit 10 Ncm bei Gruppe 3 (VITA ENAMIC®)

Messung mit 10 Ncm	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Rotation [°]	>61,9	>61,9	>61,9	>61,9	>61,9	>61,9	>61,9	>61,9	>61,9	>61,9

Tab. 6: Messungen mit 10 Ncm bei Gruppe 4 (Telio CAD)

Bei Gruppe 4 (Telio CAD) lagen die Rotationsfreiheiten bei einem Drehmoment von $M=10$ Ncm deutlich außerhalb des messbaren Bereichs, wobei der maximale messbare Winkel $61,9^\circ$ betrug (Tab. 6). Hier war der Mess-Block nach wiederholter Messung auf der Titanbasis um 360° rotierbar. Die ausgeübte Kraft wurde demnach schrittweise reduziert bis, bei einem Drehmoment von $M=1,5$ Ncm, reproduzierbare Ergebnisse über zehn Messungen bei allen vier Gruppen möglich waren. Messungen ohne Federwaage, durch manuelle Auslenkung des Blocks, und Messungen mit Federwaage bei $M=1,5$ Ncm, die durch verschiedene Anwender ausgeübt wurden, bestätigten diese Ergebnisse.

Dementsprechend wurden die definitiven Messungen mit $M=1,5$ Ncm an den Probenkörpern durchgeführt. Hierbei ist anzumerken, dass die Rohlinge der Vorversuche mit den durch die zu hohe Kraftausübung beschädigten Verbindungsgeometrien für die endgültigen Versuche mit $M=1,5$ Ncm durch neue, ungebrauchte Rohlinge ersetzt wurden.

4.3.4 Der Messvorgang

Zur Bestimmung der Rotationsfreiheit wurden die zu messenden Rohlinge durch horizontale Kraftausübung mit einem definierten Drehmoment ausgelenkt. Um ein konstantes Drehmoment von $M=1,5$ Ncm ($=0,015$ Nm) zu erreichen, wurde an der Federwaage mit einer Kraft von $F=0,2$ Newton gezogen. Die Länge des Hebelarms (Drehmomentratsche) betrug $L=0,075$ m (Abb. 19).

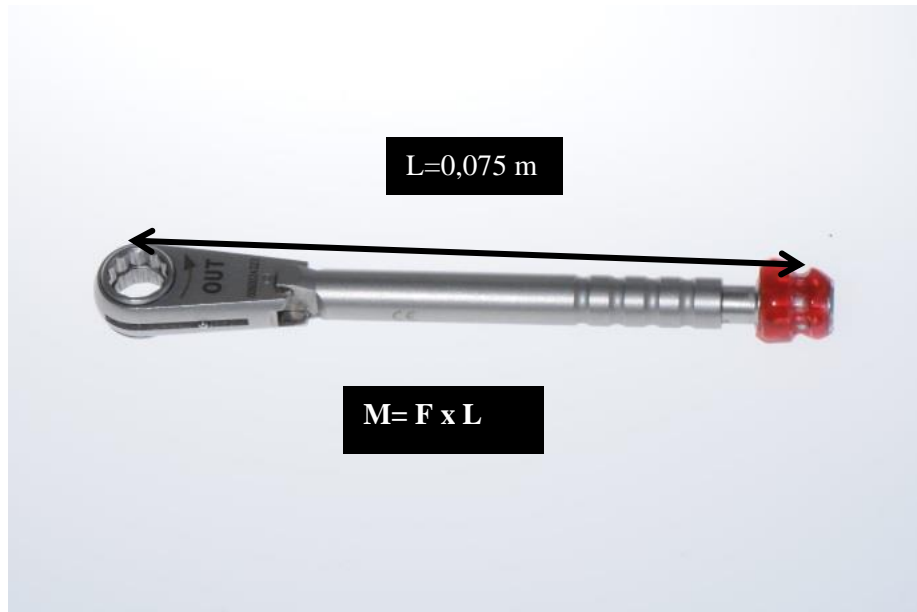


Abb. 19: Drehmomentschlüssel mit Verankerung für die Federwaage

Die im Kunststoffblock eingebetteten Implantate jeder Gruppe wurden jeweils am Anfang der Messungen in die Haltevorrichtung der Messapparatur gesetzt und mit Klebewachs (Supradent-Wachs; Oppermann-Schwedler, Bonn) fixiert, um ergebnisverfälschende Positionsänderungen auszuschließen.

Die Titanklebebasen wurden vor jedem Messvorgang über eine Abutmentschraube (CAMLOG® Abutmentschraube; CAMLOG Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) mit Hilfe eines Inbus-Schraubendrehers (CAMLOG Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) mit aufgesetzter Drehmomentratsche (Drehmomentratsche mit stufenloser Drehmomenteinstellung bis max. 30 Ncm; CAMLOG Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) mit der vom Hersteller angegebenen Anzugskraft von 20 Ncm auf dem Laborimplantat fixiert. Die Empfehlung des Herstellers, die Abutmentschraube nach fünf Minuten mit demselben Drehmoment erneut anzuziehen und für jede Titanbasis eine neue, unbenutzte Schraube zu verwenden, wurde stets befolgt [232].

Bevor die Messungen durchgeführt werden konnten, war eine Ausrichtung und Befestigung des Spiegels auf der Vorderseite des Prüfkörpers notwendig. Bei der Ausrichtung war auf die Reflektion des Laserstrahls auf Höhe der Messskala und damit auf genaue Parallelität zu selbiger zu achten. Um auch an dieser Stelle eine Ergebnisverfälschung durch Lageänderung des Spiegels zu verhindern, wurde dieser rundum mit Klebewachs (Supradent-Wachs; Oppermann-Schwedler, Bonn) fixiert.

Pro Prüfkörper wurde der Messvorgang jeweils zehn Mal vor Konditionierung, nach Konditionierung der Titanklebebasen und nach Konditionierung der Rohlinge durchgeführt. Die Auslenkung erfolgte dabei jeweils nach links und rechts durch horizontalen Zug an der Federwaage bis exakt 0,2 Newton auf der Messskala erreicht waren. Dabei wurde strengstens darauf geachtet, dass stets ein rechter Winkel zwischen Federwaage und Drehmomentratsche bestand.

Nach Bestimmung der maximalen Auslenkungen nach links und rechts, wurden mit Hilfe des Kalkulationsprogramms Excel® 2010 (Microsoft® Corporation, Redmond, Washington, USA) die jeweiligen Rotationswinkel berechnet. Die Summe des Rotationswinkels nach links und nach rechts ergab die Gesamtrotation eines Prüfkörpers. Die Einteilung der Messskala in Millimeter und ihre Länge von 142 cm ermöglichten die Ermittlung der Rotationsfreiheit mit einer Genauigkeit von $0,048^\circ$ bis zu einem maximalen Rotationswinkel von $61,9^\circ$.

4.3.4.1 Vor Konditionierung (R_0)

Zunächst erfolgte bei allen 48 Prüfkörpern die Bestimmung der initialen Rotationsfreiheit (R_0) im unkonditionierten Zustand. Vor Beginn der Messungen wurden alle Komponenten mit Hilfe eines Dampfstrahlers gründlich gereinigt, um eine Ergebnisverfälschung durch Kontaminationen auszuschließen.

4.3.4.2 Nach Konditionierung der Titanbasen (R_1)

Im zweiten Schritt wurden alle 48 Titanklebebasen nach Herstellerangaben für ein adhäsives Verkleben mit der Suprakonstruktion vorbereitet. Dies beinhaltete das gleichmäßige Abstrahlen der Titanklebebasen mit $50\ \mu\text{m}$ Aluminiumoxidpulver (Al_2O_3) bei maximal 2,0 bar bis die Oberflächen matt erschienen. Während des Abstrahlvorgangs wurden die Titanklebebasen zum Schutz der Schraubenkanäle und der Implantat-Abutment-Verbindungen mittels einer Klebehilfe (CAMLOG Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) manuell auf ein Laborimplantat aufgeschraubt, wodurch auch die Handhabung erleichtert wurde. Um eine staub- und fettfreie Oberfläche zu erhalten, wurden die Titanklebebasen danach dampfgestrahlt.

Anschließend wurde ein Universal-Primer (Monobond Plus; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) aufgetragen und nach 60 Sekunden Einwirkzeit mit Druckluft abgeblasen. Nach Vorbereitung aller Titanklebebasen erfolgte die Messung der Rotationsfreiheit R_1 analog zu R_0 .

4.3.4.3 Nach Konditionierung der Rohlinge (R₂)

Die Messung nach Konditionierung der Rohlinge sah die Vorbereitung aller 48 Rohlinge für die adhäsive Verklebung mit der Titanbasis nach Herstellerangaben vor (Tab. 7). Anschließend erfolgte die Bestimmung der Rotationsfreiheit R₂ der konditionierten Rohlinge auf den abgestrahlten und silanisierten Titanklebebasen gemäß dem unter 4.3.4 beschriebenen Vorgehen.

	IPS e.max® CAD (Gruppe 1)	InCoris ZI meso (Gruppe 2)	VITA ENAMIC® (Gruppe 3)	Telio CAD (Gruppe 4)
Reinigung der Klebefläche	Dampfstrahlen, Trocknen mit wasser-/ölfreier Luft	Dampfstrahlen, Trocknen mit wasser-/ölfreier Luft	Dampfstrahlen, Trocknen mit wasser-/ölfreier Luft	Dampfstrahlen, Trocknen mit wasser-/ölfreier Luft
Ätzung der Klebefläche	Ätzen mit Flusssäure (IPS® Ceramic Ätzgel) für 20 Sek., gründliches Abspülen mit Wasser, Trocknen mit wasser-/ölfreier Luft		Ätzen mit Flusssäure (Vita Ceramics Etch) für 60 Sek., gründliches Abspülen mit Wasser, Trocknen mit wasser-/ölfreier Luft	
Abstrahlen der Klebefläche		Abstrahlen mit Al ₂ O ₃ (50µm) bei 2,0 bar		
Haftvorbereitung				Einwirken von SR Connect für 30 Sek. und Polymerisation für 40 Sek.
Silanisieren	Einwirken von Monobond® Plus für 60 Sek., Überschüsse mit wasser-/ölfreier Luft trocken		Einwirken von Monobond® Plus für 60 Sek., Überschüsse mit wasser-/ölfreier Luft trocken	
Reinigung der Oberfläche		Dampfstrahlen		

Tab. 7: Konditionierung der Klebefläche der Rohlinge zur Ti-Base entsprechend den Herstellerangaben [53, 63, 82, 120]

4.3.4.4 Nach adhäsiver Verklebung der Referenzgruppe VITA ENAMIC®

Um ergebnisverfälschende Bewegungen zwischen Implantat und Titanbasis oder durch andere Komponenten des Versuchsaufbaus auszuschließen, wurden 12 Rohlinge des Materials VITA ENAMIC® und die zugehörigen Titanklebebasen mit einem selbsthärtenden Befestigungskomposit (Multilink® Hybrid Abutment; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) verklebt. Anschließend wurde die Rotationsfreiheit analog zum in Kapitel 4.3.4 beschriebenen Verfahren bestimmt.

4.4 Betrachtung mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM)

Um die Auswirkungen der Konditionierung der Materialoberflächen der CAD/CAM-Rohlinge zu visualisieren, wurden diese mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops (Zeiss® Supra® 55 VP, Carl Zeiss® AG, Oberkochen) untersucht. Diese Vorgehensweise ermöglichte es, durch die Visualisierung und Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit, Rückschlüsse auf die Veränderung des Rotationsverhaltens ziehen zu können. Insbesondere die Einwirkung mechanischer Kräfte auf die konditionierten Oberflächen, wie sie durch das Aufsetzen der späteren Krone auf die Titanklebebasis auftreten, sollten Erkenntnisse bezüglich des veränderten Rotationsverhaltens zulassen.

4.4.1 Herstellung der Prüfkörper

Zur Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit der Prüfkörper wurden bei den Prüfgruppen 1-3 vier Proben (A-D) mit dem Rasterelektronenmikroskop (Zeiss SUPRA 55, Fa. Carl Zeiss, Oberkochen) betrachtet und abgebildet. Von Gruppe 4 wurden insgesamt drei Proben (A-C) unter dem REM begutachtet.

Dazu wurden mit einer Präzisionstrennmaschine (Secotom-50, Struers GmbH, Willich) von den industriell hergestellten Rohlingen jeder Prüfgruppe vier beziehungsweise drei circa 2 mm dicke, rechteckige Scheiben abgetrennt. Anschließend wurden die Oberflächen der Proben unterschiedlich vorbehandelt:

A: Keine Konditionierung der Oberfläche

B: Konditionierung des Werkstoffes entsprechend den Herstellerangaben

C: Konditionierung des Werkstoffes entsprechend den Herstellerangaben und mechanische Einwirkung durch einen Titankörper

D: Konditionierung des Werkstoffes mit erhöhter Einwirkzeit (entgegen der Herstellerangaben)

Um die Folgen der mechanischen Einwirkung der Titanklebebasis auf die konditionierte Klebefläche des Rohlings während des Aufsetzens ermitteln zu können, wurde die Berührung zwischen dem Rotationsschutz der Titanklebebasis und der Anschlussgeometrie in den Proben C mit Hilfe einer dafür konstruierten Vorrichtung bei einer Krafteinwirkung von 0,2 N simuliert (Abb. 20).

Für die Herstellung der Vorrichtung wurde auf hartelastische, transparente Folien (Duran, Tiefziehfolie 3,0 mm, Scheu Dental GmbH) mit einer Stärke von 3 mm zurückgegriffen. In einen rechteckig getrimmten Ausschnitt der Folie wurde ein rundes Loch gefräst. Der Durchmesser des Lochs wurde genau so groß gewählt, dass die Titanklebebasis mit Spielpassung versenkt wurde.

Zur Gewährleistung eines ausreichenden Abstandes zwischen der Titanklebebasis und der Tischplatte wurden vier weitere quadratische Platten mit einer Stärke von 6 mm an der Unterseite der 3 mm dicken Folie mittels Sekundenkleber befestigt. Auf einen weiteren Ausschnitt einer ebenfalls 3 mm dicken Folie wurde das zu untersuchende Scheibchen mit Klebewachs (Supradent Klebewachs; Oppermann-Schwedler, Bonn, Deutschland) fixiert.

Da eine Krafteinwirkung von 0,2 Newton einer Masse von circa 20 Gramm entspricht, wurde ein Zylinder, der zusammen mit der Titanklebebasis genau dieses Gewicht ergibt, auf der Titanbasis mit Klebewachs befestigt. Somit wurde mit der Vorrichtung eine konstante, mechanische Krafteinwirkung simuliert, während die Platte mit dem darauf fixierten Probenkörper unterhalb der Titanklebebasis frei bewegt werden konnte.

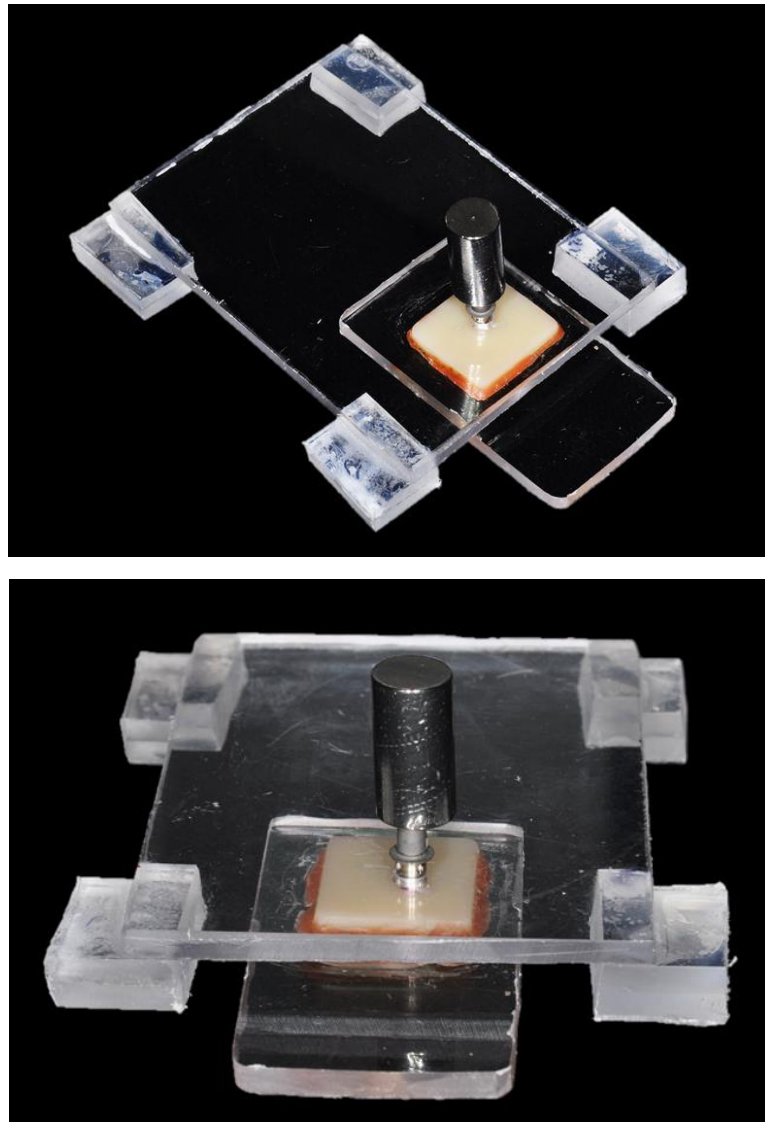


Abb. 20: Vorrichtung zur Simulation der mechanischen Einwirkung der Titanklebebasis auf die konditionierte Klebefläche

Gruppe 1 (IPS e.max® CAD)

Probe A: Keine Konditionierung der Lithiumdisilikatkeramik.

Probe B: Ätzung mit 5%-iger Flusssäure für 20 Sekunden (IPS® Ceramic Ätzgel, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Dies entspricht der Konditionierung nach der vom Hersteller angegebenen Empfehlung für die Vorbehandlung dieser Keramik.

Probe C: Ätzung mit 5%-iger Flusssäure für 20 Sekunden (IPS® Ceramic Ätzgel, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) und mechanische Einwirkung eines Titankörpers.

Probe D: Ätzung mit 5%-iger Flusssäure für 60 Sekunden (IPS® Ceramic Ätzgel, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

Gruppe 2 (inCoris ZI meso)

Probe A: Keine Konditionierung der Zirkonoxidkeramik.

Probe B: Korundstrahlen mit Aluminiumoxidpulver (Al_2O_3) mit einer Korngröße von $50\ \mu\text{m}$ bei einem Druck von 2,0 bar.

Probe C: Korundstrahlen mit Aluminiumoxidpulver (Al_2O_3) mit einer Korngröße von $50\ \mu\text{m}$ bei einem Druck von 2,0 bar und mechanische Einwirkung eines Titankörpers.

Probe D: Korundstrahlen mit Aluminiumoxidpulver (Al_2O_3) mit einer Korngröße von $50\ \mu\text{m}$ bei einem Druck von 2,0 bar mit erhöhter Dauer.

Herstellerseitig werden für inCoris ZI meso keine Empfehlungen zur Strahldauer der Klebefläche gegeben. Daher wurde in dieser Studie die Strahldauer so definiert, dass die Oberfläche einmal gleichmäßig abgestrahlt wurde bis alle Bereiche matt erschienen. Bei einer erhöhten Strahldauer wurde die Oberfläche nach Behandlung aller Bereiche ein weiteres Mal abgestrahlt.

Gruppe 3 (VITA ENAMIC®)

Probe A: Keine Konditionierung der Hybridkeramik.

Probe B: Ätzung mit 5%-iger Flusssäure für 60 Sekunden (VITA Ceramics Etch, VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Säckingen). Dies entspricht der Konditionierung nach der vom Hersteller angegebenen Empfehlung für die Vorbehandlung dieser Hybridkeramik.

Probe C: Ätzung mit 5%-iger Flusssäure für 60 Sekunden (VITA Ceramics Etch, VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Säckingen) und mechanische Einwirkung eines Titankörpers.

Probe D: Ätzung mit 5%-iger Flusssäure für 120 Sekunden (VITA Ceramics Etch, VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Säckingen).

Gruppe 4 (Telio CAD)

Probe A: Keine Konditionierung.

Probe B: Dünnes Auftragen von SR Connect für 30 Sekunden und Polymerisation für 40 Sekunden.

Probe C: Dünnes Auftragen von SR Connect für 30 Sekunden und Polymerisation für 40 Sekunden und mechanische Einwirkung eines Titankörpers.

Eine Vorbehandlung einer Probe mit erhöhter Einwirkzeit wurde bei Telio CAD nicht durchgeführt, da davon ausgegangen wurde, dass ein zu erwartendes Aufquellen des Werkstoffes nicht durch eine Betrachtung im REM visualisiert werden kann.

Nach der Reinigung der Plättchen mit Ethanol sowie in einem Ultraschallbad und Trocknen für 24 Stunden, wurden die Proben jeweils auf einem Träger fixiert (REM-Träger, Balzers Union, FL-Balzers). Um die nötige Elektronenleitfähigkeit herzustellen, erfolgte in der Sputteranlage (Sputter Coater SC7620, Quorum Technologies, Lewes, Vereinigtes Königreich) ein Bedampfen der Proben mit einer 26 nm dicken Gold-Palladium-Schicht (Abb. 21).



Abb. 21: Probe nach Sputterung mit Gold-Palladium

4.4.2 Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop (REM)

Die Proben wurden mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops (Zeiss® Supra® 55 VP, Carl Zeiss® AG, Oberkochen) betrachtet und die Aufnahmen digital gespeichert.

Alle REM-Aufnahmen wurden bei 2000-facher Vergrößerung und einer Hochspannung von EHT=10.00 kV aufgenommen.

4.5 Statistische Auswertung

Die Ergebnisse der Bestimmung der Rotationsfreiheit wurden mit dem Kalkulationsprogramm Excel® 2010 (Microsoft® Corporation, Redmond, Washington, USA) und dem Statistikprogramm SPSS® 23 für Windows® (International Business Machines Corporation, Armonk, New York, USA) ausgewertet. Die vier Gruppen wurden hinsichtlich der Änderung der Rotationsfreiheit nach Konditionierung der Verbindungsgeometrie und der Klebefläche

der Titanbasen miteinander verglichen. Zunächst erfolgte die Darstellung der Daten aus der Messung der Rotationsfreiheit in tabellarischer Form.

Aus den Ergebnissen der einzelnen Messungen wurden die deskriptiven Statistiken (Mittelwerte und Standardabweichungen) der einzelnen Versuchsgruppen jeweils für die Rotationsfreiheiten R_0 (initial), R_1 (nach Konditionierung der Titanbasis) und R_2 (nach Konditionierung der Rohlinge) berechnet.

Darüber hinaus kamen Boxplot-Diagramme zur besseren Veranschaulichung der Verteilung der Ergebnisse zum Einsatz. In einem Box-Whisker-Plot können der Median, die zwei Quartile und die beiden Extremwerte übersichtlich in einem Diagramm dargestellt werden. Das Rechteck in der Mitte wird durch das 25%- und das 75%-Quantil begrenzt und der durchgehende Strich gibt den Median wieder. Das 10%- und das 90%-Quantil werden anhand der Whiskers außerhalb der Box abgebildet. Extreme Werte außerhalb dieses Bereichs werden separat als „o“ dargestellt [234].

Für parametrische T-Tests unabhängiger Stichproben wird das Vorliegen einer Normalverteilung vorausgesetzt. Diese wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test erfasst und es konnte bei den Ergebnissen aller vier Materialgruppen jeweils bei R_0 , R_1 und R_2 eine Normalverteilung festgestellt werden.

Zur Varianzanalyse wurde mit den parametrischen Tests einfaktorielle ANOVA und anschließend Scheffé Post-Hoc-Test gearbeitet, um signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 , R_2 zu ermitteln. Bei allen oben genannten Tests wurden Ergebnisse mit p-Werten unter 5 % ($p < 0,05$) als signifikant gewertet.

5 Ergebnisse

5.1 Maximale Rotationsfreiheit der CAD/CAM-Rohlinge auf den Titanbasen

Tab. 8 zeigt die deskriptive Statistik zu den mittleren Rotationsfreiheiten der einzelnen Materialgruppen auf. Abb. 22-26 bilden die Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppen 1-4 in Box-Whisker-Plots ab.

Die Stichprobenanzahl $N=12$ bezieht sich auf die Anzahl der Probenkörper pro Gruppe. Die Rotationsfreiheit jeder Probe wurde zehnmal gemessen und daraus der Mittelwert gebildet. Aus den resultierenden zwölf Werten ($N=12$) wurde der in Tab. 8 beschriebene Mittelwert über die Rotationsfreiheit pro Gruppe in der entsprechenden Messperiode errechnet.

Betrachtet man Gruppe 1 (IPS e.max® CAD) beträgt die mittlere Rotationsfreiheit initial (R_0) $6,15^\circ$, nach Konditionierung der Titanbasen (R_1) $6,29^\circ$ und nach Konditionierung der Blöcke (R_2) $6,75^\circ$. Somit weist Gruppe 1 insgesamt die geringste maximale Rotationsfreiheit auf.

Gruppe 2 (inCoris ZI meso) zeigt Mittelwerte von $R_0=6,88^\circ$, $R_1=6,98^\circ$ und $R_2=7,65^\circ$. Gruppe 3 (VITA ENAMIC®) weist mit einer mittleren initialen Rotation von $R_0=14,01^\circ$, $R_1=14,54^\circ$ und $R_2=16,08^\circ$ den insgesamt höchsten rotatorischen Versatz auf.

Die maximale Rotationsfreiheit der Gruppe 4 (Telio CAD) beträgt initial im Mittel $12,96^\circ$, nach Konditionierung der Titanbasen $14,07^\circ$ und nach Konditionierung der Rohlinge $12,03^\circ$.

Beim Vergleich der Ergebnisse mittels Scheffé-Prozedur konnten innerhalb der Gruppen 1 (IPS e.max® CAD), 2 (inCoris ZI meso) und 3 (VITA ENAMIC®) signifikante Unterschiede zwischen der Rotationsfreiheit R_0 und R_2 festgestellt werden. Bei Gruppe 1 und 3 imponiert die Rotationsänderung mit $p=0,000$ hochsignifikant und bei Gruppe 2 mit $p=0,012$ sehr signifikant. Gruppe 4 (Telio CAD) zeigte mit $p=0,133$ zwar eine Tendenz, jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen R_0 und R_2 .

Bei Gruppe 3 (VITA ENAMIC®) ist ein bei einer Probe ein extremer Wert mit einer Rotationsfreiheit R_2 von über 18° zu identifizieren (Abb. 25).

Ein Rotationsunterschied zwischen R_0 und R_1 oberhalb des Signifikanzniveaus wurde für die Gruppen 1 ($p=0,601$), 2 ($p=0,928$), und 3 ($p=0,523$) ermittelt, wobei Gruppe 4 mit $p=0,060$ eine Tendenz erkennen lässt.

Betrachtet man die Rotationswerte R_1 und R_2 ist ein signifikanter Unterschied bei Gruppe 2 ($p=0,030$), sehr signifikante Unterschiede bei Gruppe 1 ($p=0,007$) und 3 ($p=0,009$) und ein hochsignifikanter Unterschied bei Gruppe 4 mit $p=0,000$ zu erkennen.

Material		N	Mittelwert Rotation [°]	SD Rotation [°]
Gruppe 1: IPS e.max® CAD	R ₀	12	6,1495	,30259
	R ₁	12	6,2873	,26956
	R ₂	12	6,7481	,40800
Gruppe 2: inCoris ZI meso	R ₀	12	6,8838	,56074
	R ₁	12	6,9773	,59087
	R ₂	12	7,6493	,61608
Gruppe 3: VITA ENAMIC®	R ₀	12	14,0057	1,10847
	R ₁	12	14,5417	1,13556
	R ₂	12	16,0801	1,17867
Gruppe 4: Telio CAD	R ₀	12	12,9616	,83136
	R ₁	12	14,0730	,83949
	R ₂	12	12,0332	1,48865
Insgesamt	R ₀	48	10,0002	3,62567
	R ₁	48	10,4698	3,96160
	R ₂	48	10,6277	3,89541

Tab. 8: Deskriptive Statistik zu den mittleren Rotationsfreiheiten der Untersuchungsgruppen

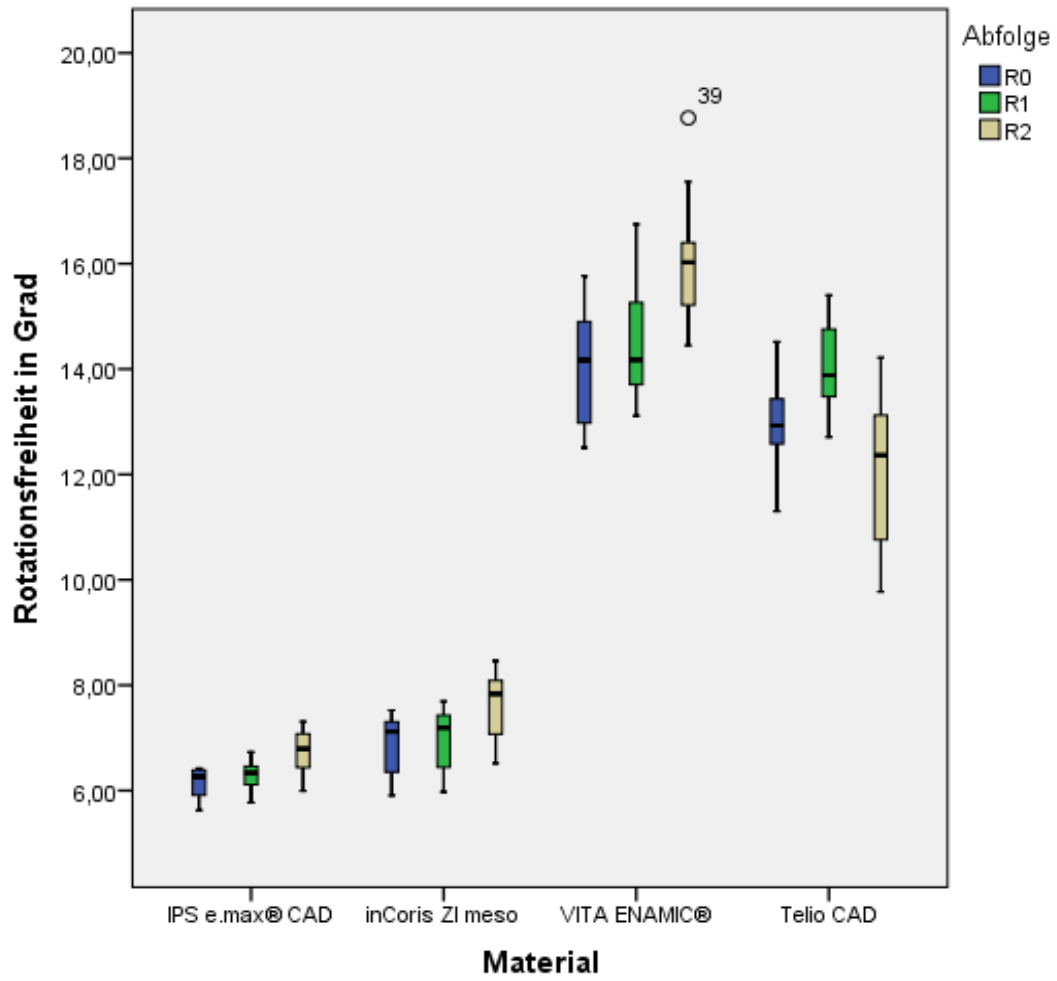


Abb. 22: Darstellung der Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppen 1-4 im Box-Whisker-Plot

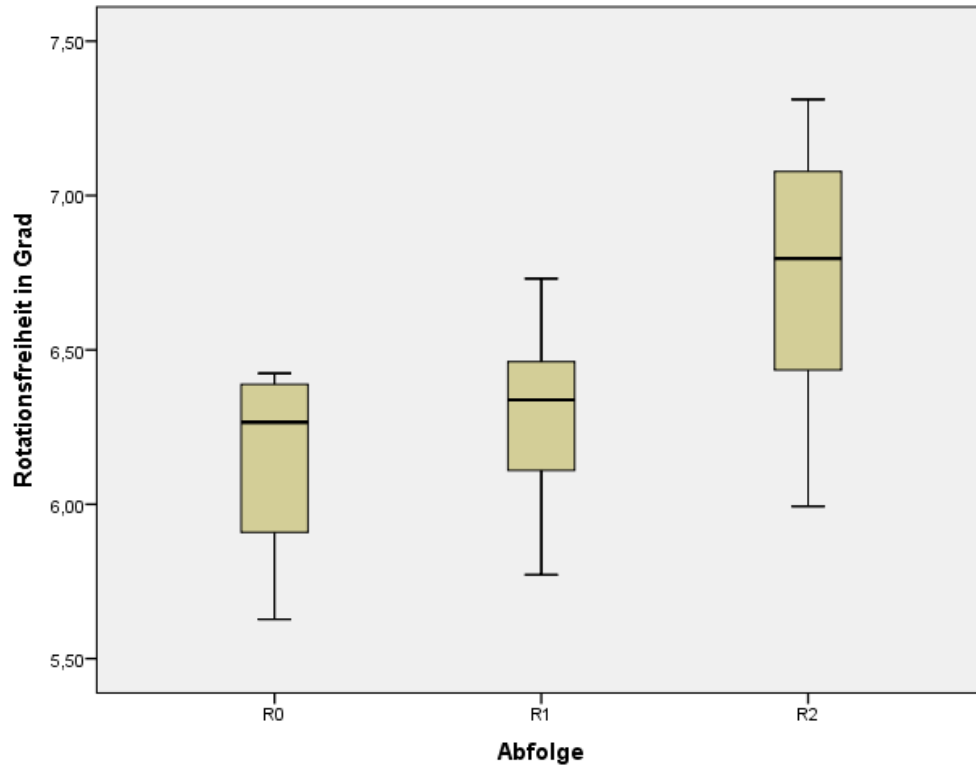


Abb. 23: Darstellung der Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppe 1 (IPS e.max® CAD)

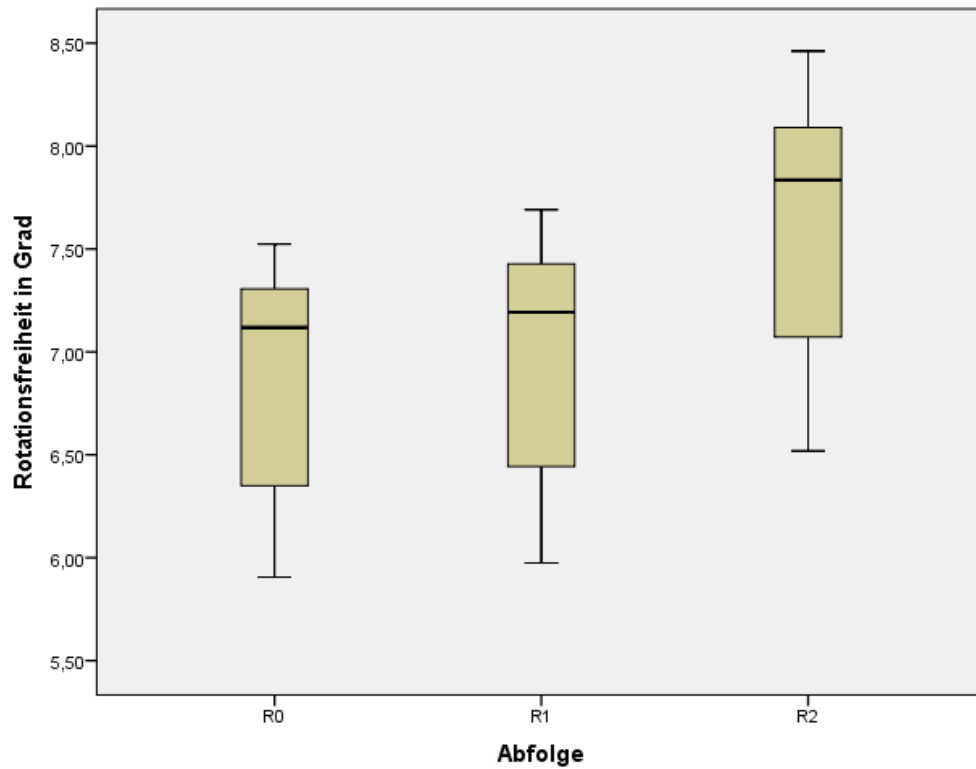


Abb. 24: Darstellung der Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppe 2 (inCoris ZI meso)

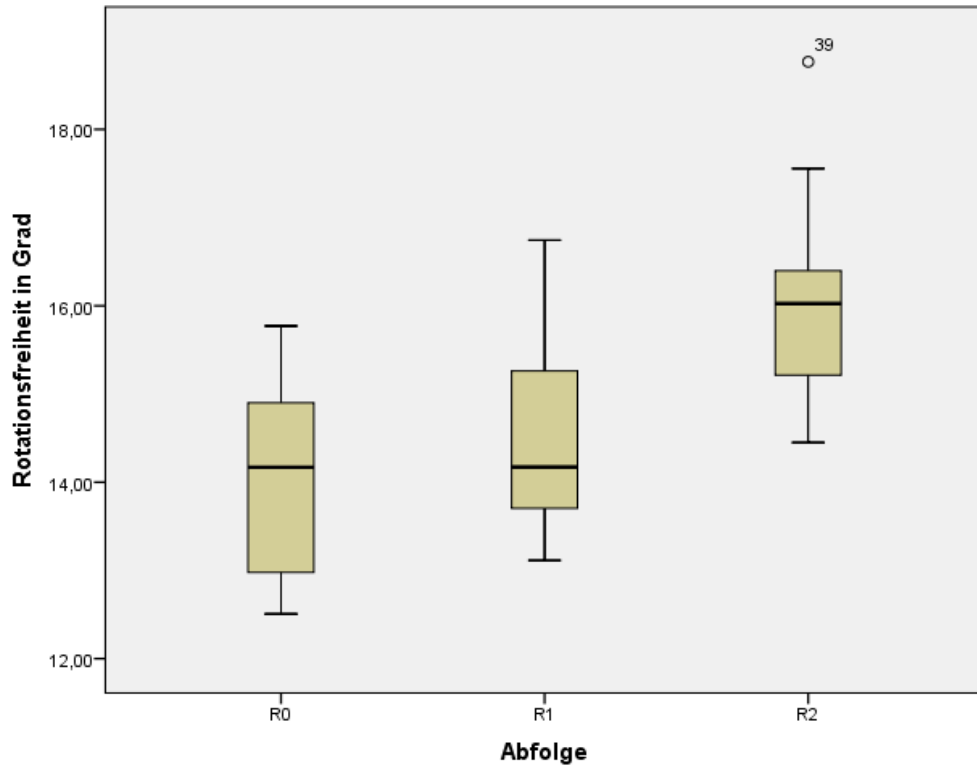


Abb. 25: Darstellung der Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppe 3 (VITA ENAMIC®)

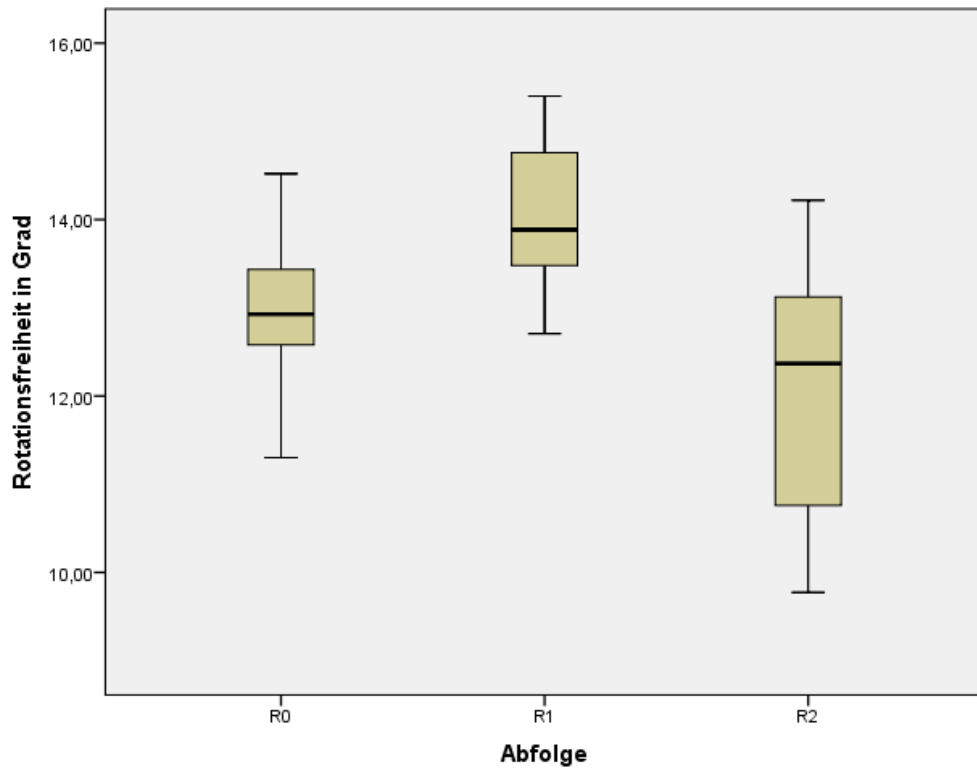


Abb. 26: Darstellung der Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppe 4 (Telio CAD):

5.2 Reproduzierbarkeit der Ergebnisse

Der Mittelwert der Rotationsfreiheit von jeder einzelnen Probe wurde aus zehn Einzelmessungen errechnet. Zur Veranschaulichung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse dieses Versuchs werden nachfolgend in Tab. 9-12 die Rotationswinkel der einzelnen Messungen am Beispiel einer zufällig ausgewählten Probe für jedes Material aufgezeigt. Bei Betrachtung der Ergebnisse wird deutlich, dass nur eine geringe Streuung zwischen den einzelnen Messwerten besteht. Daraus lässt sich schließen, dass es sich um eine verlässliche Messmethode handelt.

Messung mit 1,5 Ncm	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
R ₂ [°]	6,70	6,75	6,70	6,70	6,55	6,75	6,65	6,65	6,65	6,56

Tab. 9: Werte der zehn Einzelmessungen bei IPS e.max® CAD

Messung mit 1,5 Ncm	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
R ₂ [°]	8,33	8,23	8,28	8,18	8,23	8,28	8,18	8,28	8,23	8,23

Tab. 10: Werte der zehn Einzelmessungen bei inCoris ZI meso

Messung mit 1,5 Ncm	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
R ₂ [°]	15,98	16,02	15,93	16,02	16,11	16,16	16,26	16,26	16,10	16,07

Tab. 11: Werte der zehn Einzelmessungen bei VITA ENAMIC®

Messung mit 1,5 Ncm	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
R ₂ [°]	13,00	12,95	12,85	13,05	13,00	12,85	12,81	13,05	13,00	12,95

Tab. 12: Werte der zehn Einzelmessungen bei Telio CAD

5.3 Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop (REM)

Alle REM-Aufnahmen wurden bei 2000-facher Vergrößerung und bei einer Hochspannung von EHT=10.00 kV aufgenommen.

Gruppe 1 (IPS e.max® CAD)

Abb. 27 zeigt die geschnittene, unkonditionierte Oberfläche der Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max® CAD.

In Abb. 28 ist die Oberfläche einer Probe nach Ätzung mit 5%-iger Flußsäure (HF) für 20 Sekunden zu sehen. Man erkennt eine unregelmäßige Oberfläche, die zahlreiche Mikroporositäten, Rillen und Streifen aufweist. Es ist das charakteristische Erscheinungsbild eines retentiven Ätzmusters abgebildet.

Abb. 29 zeigt die Folgen der mechanischen Einwirkung des Titankörpers auf die geätzte Keramikoberfläche. Hier ist teilweise kein Ätzmuster mehr erkennbar, sondern eine glatte Oberfläche entsprechend der Schleifspuren, die durch das Gleiten des Titankörpers auf der Keramik entstanden ist.

In Abb. 30 sieht man die Oberfläche der Keramik nach Ätzung mit 5%-iger Flußsäure für 60 Sekunden. Die Mikrostruktur der Oberfläche hat sich durch die verlängerte Ätzdauer deutlich verändert. Im Vergleich zu Abb. 28 erscheint die Oberfläche poröser. Sie weist tiefere und breitere Risse sowie Gruben auf. Das retentive Ätzmuster scheint hier insgesamt stärker ausgeprägt zu sein.

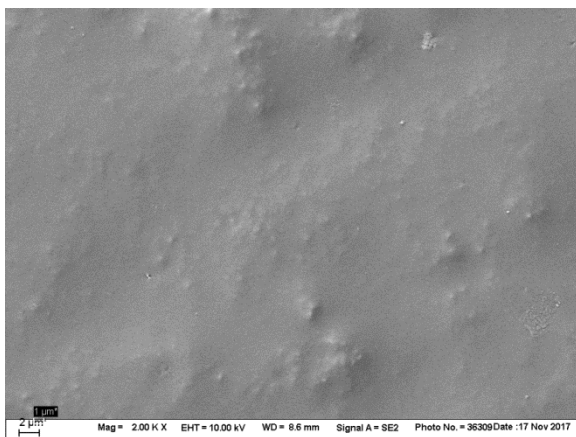


Abb. 27: REM-Aufnahme von IPS e.max® CAD, unkonditionierter Zustand

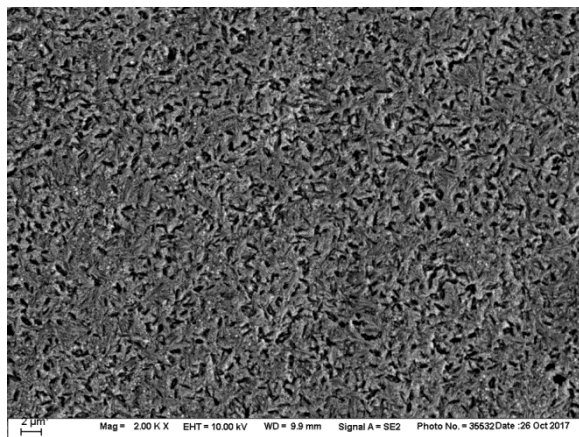


Abb. 28: REM-Aufnahme von IPS e.max® CAD, geätzt mit HF (5%) für 20 Sek.

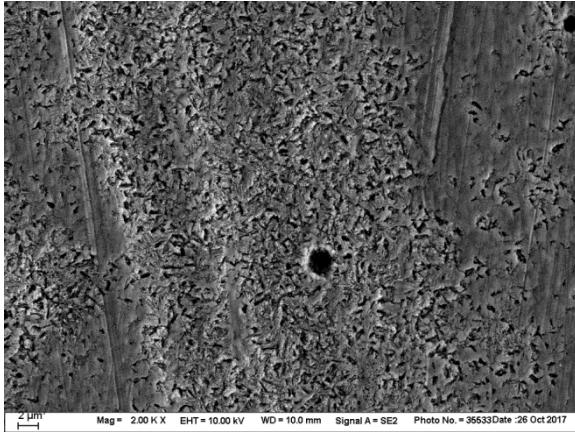


Abb. 29: REM-Aufnahme von IPS e.max CAD, geätzt mit HF (5%) für 20 Sek. und Titaneinwirkung

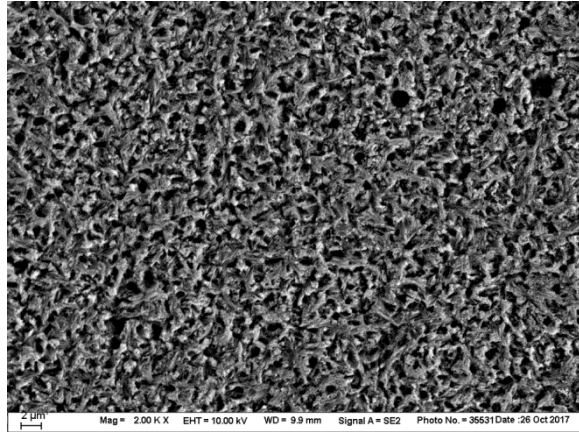


Abb. 30: REM-Aufnahme von IPS e.max CAD, geätzt mit HF (5%) für 60 Sek.

Gruppe 2 (inCoris ZI meso)

In Abb. 31 ist der geschnittene, unconditionierte Zustand der Zirkonoxidkeramik abgebildet. Abb. 32 zeigt die entsprechend den Herstellerangaben mit Aluminiumoxidpartikeln korundgestrahlte Oberfläche der Zirkonoxidkeramik. Vergleicht man diese Aufnahme mit der Oberfläche nach zusätzlicher mechanischer Einwirkung des Titankörpers (Abb. 33) sind keine Folgen der Einwirkung der Titanbasis zu erkennen. In Abb. 34 ist die Oberfläche nach Korundstrahlung mit erhöhter Strahldauer zu sehen. Die Oberflächenmorphologie sieht hier im Vergleich zu Abb. 32 deutlich verändert aus. Das für Zirkonoxid charakteristische, rein kristalline Gerüst ist hier nicht mehr zu erkennen.

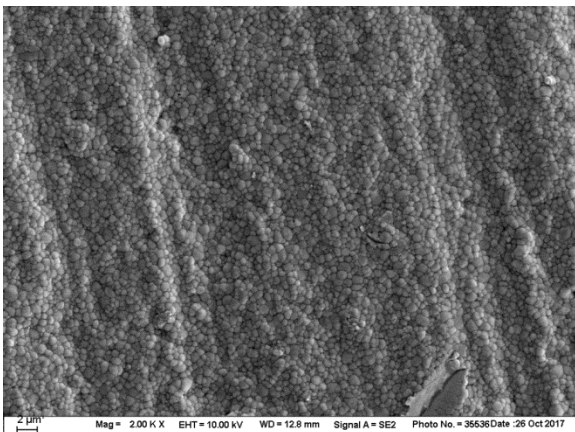


Abb. 31: REM-Aufnahme von inCoris ZI meso, unconditionierter Zustand

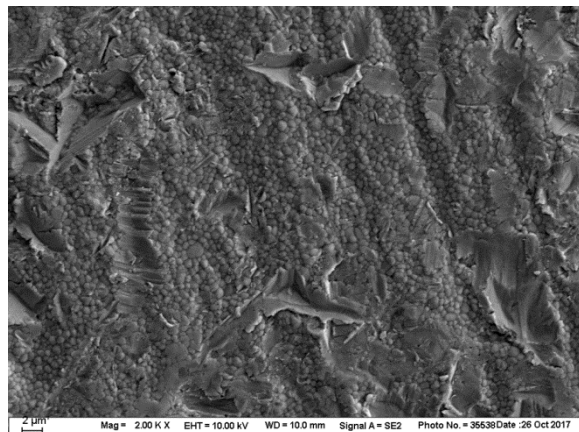


Abb. 32: REM-Aufnahme von inCoris ZI meso, korundgestrahlt mit Al_2O_3 (50µm) bei 2,0 bar

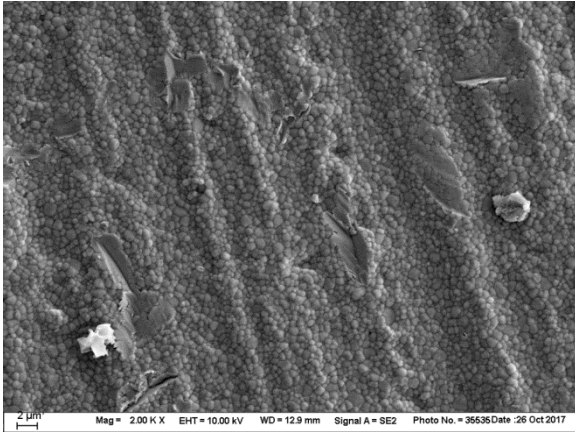


Abb. 33: REM-Aufnahme von inCoris ZI meso, korundgestrahlt mit Al_2O_3 ($50\mu\text{m}$) bei 2,0 bar und Titaneinwirkung

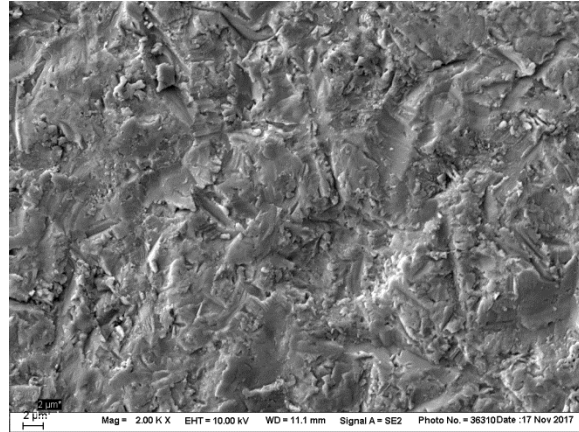


Abb. 34: REM-Aufnahme von inCoris ZI meso, korundgestrahlt mit Al_2O_3 ($50\mu\text{m}$) bei 2,0 bar mit erhöhter Strahldauer

Gruppe 3 (VITA ENAMIC®)

In Abb. 35 ist die unkonditionierte, geschnittene Oberfläche der Hybridkeramik VITA ENAMIC® zu sehen. Abb. 36 zeigt das charakteristische Ätzmuster der Hybridkeramik nach Vorbehandlung der Oberfläche mit 5%-iger Flußsäure für 60 Sekunden. Es ist deutlich zu sehen, dass es sich hier um eine hochretentive Struktur mit tiefem Ätzmuster handelt.

In Abb. 37 ist die, entsprechend den Herstellerangaben, für 60 Sekunden geätzte Oberfläche, die anschließend unter mechanischer Einwirkung des Titankörpers stand, zu sehen. Es ist kein Unterschied zur geätzten Oberfläche ohne Einwirkung des Titankörpers (Abb. 36) zu identifizieren.

Abb. 38 zeigt die Oberflächentopographie nach einer Applikationsdauer der Flußsäure von 120 Sekunden. Das Ätzmuster scheint hier etwas stärker ausgeprägt zu sein als nach einer Flußsäureätzung mit 60 Sekunden.

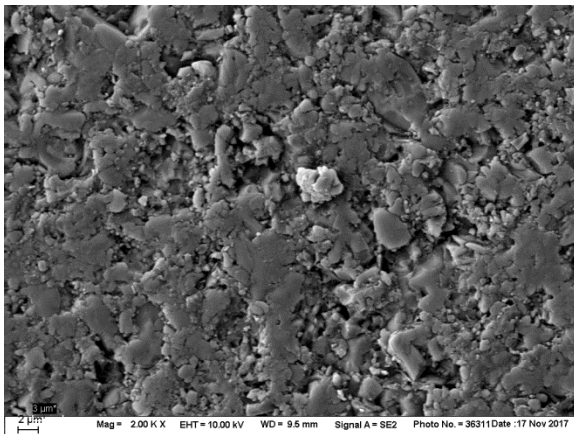


Abb. 35: REM-Aufnahme von VITA ENAMIC®, unkonditionierter Zustand

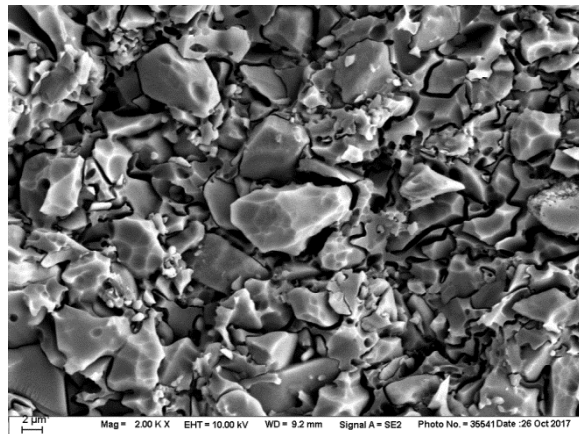


Abb. 36: REM-Aufnahme von VITA Enamic®, geätzt mit 5%-iger Flußsäure (HF) für 60 Sek.

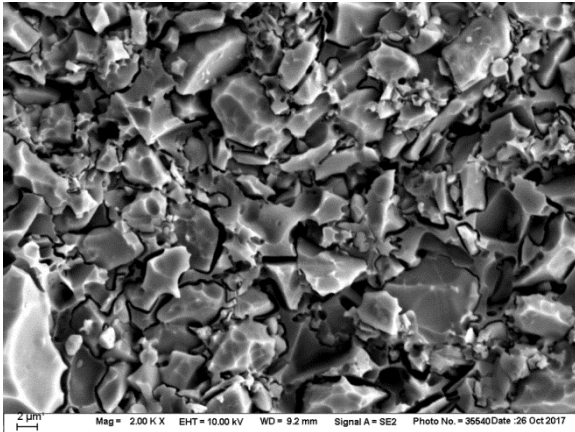


Abb. 37: REM-Aufnahme von VITA Enamic®, geätzt mit 5%-iger Fluorwasserstoffsäure (HF) für 60 Sek. und Titaneinwirkung

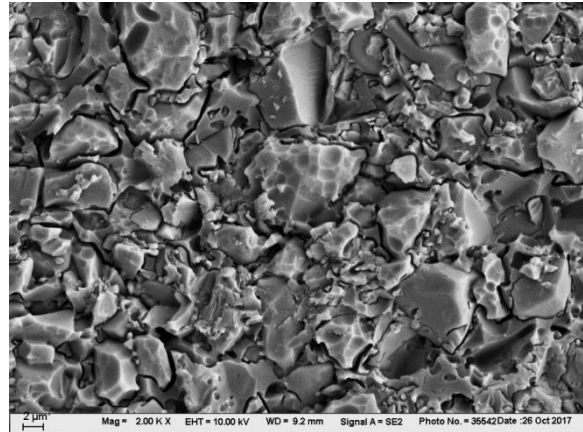


Abb. 38: REM-Aufnahme von VITA Enamic®, geätzt mit 5%-iger Fluorwasserstoffsäure (HF) für 120 Sek.

Gruppe 4 (Telio CAD)

Abb. 39 bildet die REM-Aufnahme einer geschnittenen, unkonditionierten Oberfläche des PMMA-basierten Kunststoffes Telio CAD ab.

In Abb. 40 ist die mit einem Haftvermittler behandelte Oberfläche von Telio CAD zu sehen. Die Oberfläche des hochvernetzten PMMA-Blocks erscheint sehr homogen und es ist keine Struktur zu erkennen. Vereinzelt findet man unregelmäßige Oberflächenstrukturen, die Luft einschließen in der Haftvermittlerschicht oder Verschmutzungen entsprechen könnten.

Abb. 41 zeigt Strukturen, die auf die mechanische Einwirkung des Titankörpers auf die, mit einer polymerisierten Haftvermittlerschicht, konditionierte Oberfläche zurückzuführen sind.

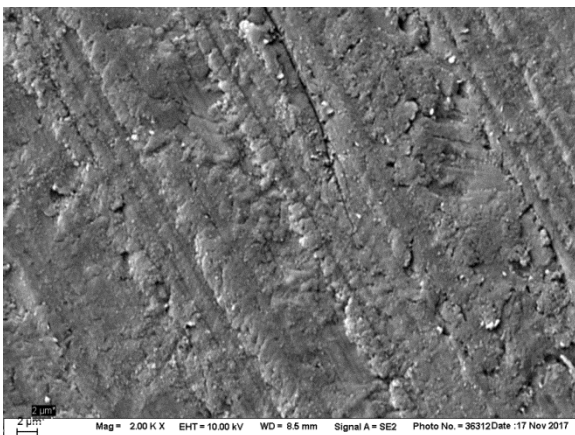


Abb. 39: REM-Aufnahme von Telio CAD, unkonditionierter Zustand

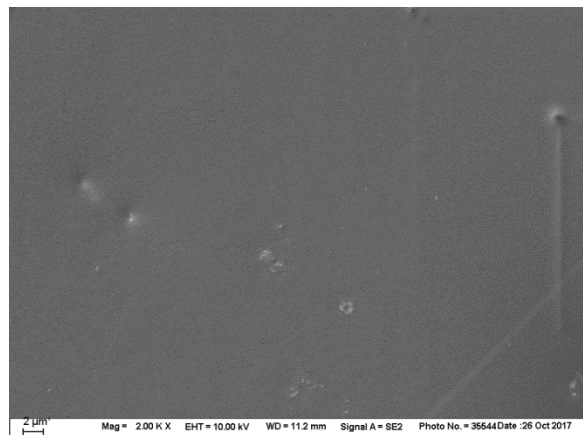


Abb. 40: REM-Aufnahme von Telio CAD, vorbehandelt mit SR Connect

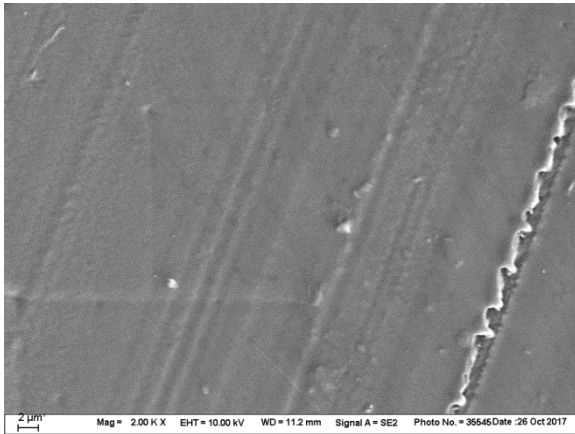


Abb. 41: REM-Aufnahme von Telio CAD,
vorbehandelt mit SR Connect und Titaneinwirkung

6 Diskussion

Materialwissenschaftliche Untersuchungen über die Passgenauigkeit der CAM-verarbeitbaren Materialrohlinge in der Implantatprothetik sind von essentieller Bedeutung im Hinblick auf die zunehmende Digitalisierung der Arbeitsabläufe und das Aufkommen des modellfreien Arbeitens im zahntechnischen Labor. Mit vorliegender Studie sollte festgestellt werden, welchen Einfluss eine materialgerechte Vorbehandlung der Klebeflächen auf die Passung von CAD/CAM-Rohlingen mit konfektionierter Verbindungsgeometrie zu Titanklebebasen hat.

Die Ergebnisse der Versuche werden nachfolgend anhand der aufgestellten Nullhypothesen diskutiert. Es werden Vergleiche zu Ergebnissen anderer Untersuchungen gezogen und Erkenntnisse über die klinische Relevanz der Ergebnisse gegeben. Nachfolgend sollen praktische Konsequenzen für eine möglicherweise notwendige Optimierung der Arbeitsabläufe und der herstellerseitigen Fertigungspräzision aufgezeigt werden.

In der Studie wurde nachgewiesen, dass grundsätzlich alle getesteten Rohlinge einen gewissen Freiheitsgrad auf den konfektionierten Titanabutments aufweisen und sich das Rotationsverhalten durch Konditionierung der Klebeflächen bei den getesteten Materialien unterschiedlich verändert. Eine gewisse initiale Spielpassung, vor Konditionierung, war zu erwarten, da sie eine Voraussetzung für ein reibungsloses Aufeinandersetzen der beiden Komponenten ist.

Während bei den Versuchsgruppen 1-3 (IPS e.max® CAD, inCoris ZI meso, VITA ENAMIC®) die Rotation nach Konditionierung beider Klebeflächen signifikant zunahm, wurde sie bei Gruppe 4 (Telio CAD) zunächst durch Konditionierung der Titanklebebasen größer, im zweiten Schritt durch die Konditionierung der Telio CAD-Fläche jedoch signifikant kleiner. Aufgrund der ermittelten Ergebnisse müssen die getesteten Nullhypothesen

1. Die CAD/CAM-Rohlinge weisen vor Konditionierung auf den Titanabutments keine messbaren Rotationsfreiheiten auf
2. Das Rotationsverhalten der CAD/CAM-Rohlinge auf konfektionierten Titanabutments verändert sich nach Konditionierung der Titanklebebasen nicht
3. Das Rotationsverhalten der CAD/CAM-Rohlinge auf konfektionierten Titanabutments verändert sich nach Konditionierung der Rohlinge nicht

abgelehnt werden.

6.1 Diskussion der Methodik

6.1.1 In-vitro-Untersuchungen

Neue Werkstoffe müssen intensiven labortechnischen und materialwissenschaftlichen Untersuchungen unterzogen werden, bevor deren Einsatz am Menschen erlaubt wird. In In-vitro-Untersuchungen werden sie außerhalb des lebenden Organismus in einer künstlichen Umgebung unter experimentellen Bedingungen geprüft. Die reale, im Organismus vorherrschende Situation wird dabei so exakt wie möglich nachgeahmt, um so mögliche Risiken für die Gesundheit der Patienten weitgehend zu vermeiden. Im Vergleich zu In-vivo-Untersuchungen sind bei In-vitro-Untersuchungen die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, die standardisierten Versuchsbedingungen und die Ersparnis von Zeit und Kosten positiv zu bewerten [235]. Trotzdem sollte beachtet werden, dass es sich bei In-vitro-Studien lediglich um eine Simulation einer realen Situation handelt und auf klinische Studien nicht vollständig verzichtet werden kann. Im vorliegenden Fall steht jedoch die labortechnische Herstellung der Hybridkronen auf Titanklebebasen im Fokus, wodurch sich eine in-vitro-Untersuchung anbietet beziehungsweise die Ergebnisse auf die tägliche Praxis übertragen werden können.

6.1.2 Herstellung der Prüfkörper

Bei der Herstellung der Prüfkörper kamen CAMLOG® Laborimplantate mit den dazugehörigen CAMLOG® Titanbasen CAD/CAM zum Einsatz. Die Titanbasen verfügen zur implantatseitigen Verdrehsicherung über eine charakteristische Nut-Nocken-Geometrie, der sogenannten Tube-in-Tube™ Implantat-Abutment-Verbindung [232]. *Semper et al.* zeigten in mehreren Studien, dass diese Geometrie über eine hohe Rotationssicherheit und Präzision verfügt [164, 165, 236]. Bei den CAD/CAM-Rohlingen fiel die Wahl auf IPS e.max® CAD, inCoris ZI meso, VITA ENAMIC® und Telio CAD, die jeweils mit einer zur Titanklebebasis kongruenten Verbindungsgeometrie erhältlich sind. Alle genannten Materialien wurden direkt vom Hersteller geliefert und die Herstellerempfehlungen zur materialgerechten Vorbehandlung strikt beachtet.

Die Implantate aus reinem Titan Grad 4 wurden, wie in zahlreichen anderen Studien [237-245], durch Laborimplantate aus einer Titanlegierung ersetzt. Die Verwendung von Laboranaloge ist in der vorliegenden Arbeit durchaus gerechtfertigt, da der Fokus auf der Schnittstelle zwischen Abutment und prothetischer Restauration lag und das Implantat selbst sowie das Implantat-Abutment-Interface nicht Bestandteil der Untersuchung war. Dennoch wurde eine

Rotation des Abutments auf dem Laborimplantat ausgeschlossen, indem die Rohlinge der Referenzgruppe (VITA ENAMIC®) auf den Klebebasen zementiert wurden und anschließend die Rotationsfreiheit erneut gemessen wurde. Bei allen Rohlingen dieser Gruppe betrug die Rotation $R_{\text{ref}}=0^\circ$. Damit war sichergestellt, dass die Schnittstelle zwischen Laborimplantat und Abutment positionsstabil ist und keine zusätzliche Drehbewegung verursacht.

Analog zu dem Vorgehen in einer Studie von *Stimmelmayr* et al. wurden die Laborimplantate in einen auf Polymethylmethacrylat basierten Kunststoff (PalaXPress®) eingebettet [153]. Dessen Elastizitätsmodul liegt mit 3,1-3,3 GPa [246] deutlich unter dem des natürlichen Unterkieferknochens mit 10,8 GPa [247]. Das elastische Deformationsverhalten des Kunststoffblocks wird jedoch als vernachlässigbar für die hier durchgeführten Messungen mit 1,5 Ncm Krafteinwirkung betrachtet. Allerdings gelingt es mit einer Einbetthöhe des Kunststoffes bis 1,5 mm unterhalb des Oberrandes der Implantatschulter die klinische Situation eines osseointegrierten Implantats realitätsnah zu simulieren.

Um Bewegungen der Titanklebebasis auszuschließen, wurde diese mit einer Abutmentschraube und dem dazugehörigen Inbus-Schraubendreher sowie einer aufgesetzten Drehmomentratsche mit der vom Hersteller angegebenen Anzugskraft von 20 Ncm fixiert. Die Schrauben wurden jeweils nach fünf Minuten erneut festgezogen [232], um dem sogenannten settling effect entgegenzuwirken. Somit wurde eine maximale Vorspannung zwischen Schraubenkopf- und Windung erzielt sowie ein Verlust an Vorspannung weitgehend verhindert [248, 249].

Auf das Fräsen von Kronen aus den Rohlingen wurde verzichtet, um eine Parallelität der Spiegelfläche zur Messskala zu gewährleisten. Ferner ist davon auszugehen, dass das äußere Kronendesign keine Auswirkung auf die Passgenauigkeit der Innengeometrie des Rohlings hat. Für diese Studie waren ausschließlich die Verbindungsgeometrie im Schraubenkanal des Rohlings und die Klebebasis mit Rotationsschutz relevant.

6.1.3 Festlegen der Größe des Drehmoments

Vor Durchführung der definitiven Messungen zur Rotationsfreiheit war es notwendig, eine geeignete Krafteinwirkung für das Drehmoment M zur Auslenkung der Rohlinge festzulegen. Ziel der hierfür durchgeführten Testmessungen war, auszuschließen, dass weder ein eventuell zu hohes Drehmoment durch Materialermüdung noch ein zu niedriges Drehmoment durch Reibungswiderstände die Ergebnisse verfälscht.

Vorversuche mit einem Drehmoment von $M=10$ Ncm ergaben, dass die ausgeübte Kraft F deutlich zu hoch war. Dies äußerte sich in einer starken Zunahme der Rotationswerte innerhalb einer Messreihe am selben Objekt. Lichtmikroskopische Untersuchungen legen den Schluss nahe, dass dies auf einen Verschleiß der Verbindungsgeometrie zurückzuführen ist. Folglich wurde die ausgeübte Kraft schrittweise reduziert bis mit einem Drehmoment von $M=1,5$ Ncm reproduzierbare Ergebnisse bei allen vier Versuchsgruppen gemessen wurden. Zur Bestätigung dieses Betrages wurden anschließend Testmessungen ohne Federwaage durch manuelle Auslenkung des Blocks bis zum merklichen Anschlag vorgenommen und die Messwinkel miteinander verglichen. Um einen Einfluss des Anwenders auszuschließen, wurden die Testmessungen mit $1,5$ Ncm zudem durch verschiedene Personen mit zahnärztlicher Qualifikation ausgeübt. Auch dabei wurden mit einem Drehmoment von $1,5$ Ncm reproduzierbare Ergebnisse gewonnen und somit erneut bestätigt, dass $M=1,5$ Ncm ein geeignetes Drehmoment zur Durchführung der Versuchsreihe ist.

Schließlich wurden alle endgültigen Messungen der Rotationsfreiheit mit einem Drehmoment von $1,5$ Ncm durchgeführt.

6.1.4 Analysemethoden

In dieser Studie wurde eine speziell für diese Art der Untersuchung gebaute Apparatur zur Bestimmung der Rotationsfreiheit von CAD/CAM-gefertigten Suprakonstruktionen auf Abutments verwendet. Damit wurden die Rohlinge durch horizontalen Zug an einer Federwaage mit einem Drehmoment von $1,5$ Ncm nach links und rechts ausgelenkt. Die entsprechenden Winkelgrade wurden auf einer Millimeterskala mit einer Messgenauigkeit von $0,048^\circ$ und einem maximal möglichen Rotationswinkel von $61,9^\circ$ abgelesen.

REM-Aufnahmen in 2000-facher Vergrößerung wurden zur Veranschaulichung des Einflusses der Konditionierung und der mechanischen Einwirkung eines Titankörpers auf die Mikromorphologie der Werkstoffoberflächen aufgenommen.

Die REM-Analyse diente bereits in verschiedenen Studien der Betrachtung von Werkstoffoberflächen. Insbesondere durch die Vorbehandlung verursachte mikrostrukturelle Veränderungen, vor allem durch Flusssäurebehandlung, können damit visualisiert werden [93, 250, 251]. Da ein deutlicher Zusammenhang zwischen den Materialeigenschaften und der Mikrostruktur von Keramiken besteht, ist eine Betrachtung im Rasterelektronenmikroskop aufschlussreich für die Bewertung dieses Werkstoffes [93].

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Bestimmung der maximalen Rotationsfreiheit

Ziel dieser In-vitro-Studie war, die Rotationsfreiheit konfektionierter Anschlussgeometrien von CAD/CAM-Rohlingen auf Titanbasen und deren mögliche Veränderung durch Konditionierung zu untersuchen. Daraus sollten Schlussfolgerungen für praktische Arbeitsabläufe am Patienten und im Labor gezogen werden.

Die maximale Rotationsfreiheit der Rohlinge auf den Titanbasen wurde als Bewegungsfreiheit der Rohlinge bei einer Drehung um ihre Längsachse mit einem zuvor festgelegten Drehmoment definiert. Die Rotationsfreiheit entsteht durch die Spielpassung zwischen der Verbindungsgeometrie der späteren Krone und der Rotationssicherungsnocke der Titanbasis. Limitiert wird sie durch den linken und rechten Anschlagpunkt der Verbindungsgeometrie.

Zur Gewährleistung einer möglichst realitätsnahen Simulation des praktischen Ablaufs im zahntechnischen Labor, wurden die Rotationsfreiheiten sowohl vor als auch nach Konditionierung der Klebeflächen des Rohlings sowie der Titanbasis bestimmt und anschließend die Ergebnisse miteinander verglichen. Zu Beginn erfolgte die Messung der Rotationsfreiheit ohne Konditionierung (R_0), anschließend nach Vorbehandlung der Titanklebebasis (R_1) und im letzten Schritt nach Vorbehandlung der Klebefläche des Rohlings (R_2). Das Vorgehen in drei Schritten ermöglichte exakt zu analysieren, ob der Konditionierungsvorgang die Rotationsfreiheit beeinflusst und welcher Schritt der Vorbehandlung dafür maßgeblich verantwortlich ist.

Die Passgenauigkeit an der Verbindung zwischen Implantat und Abutment wurde bisher in zahlreichen In-vitro-Studien ausführlich untersucht [175, 176, 178, 236, 244, 252]. Dabei wurde unter anderem der Einfluss des Abutmentmaterials auf Rotationsfreiheit und Spalträume [253], der Einfluss der Rotation des Abutments auf den Randschluss prothetischer Suprakonstruktionen [161] und die Positionsstabilität von Abutments verschiedener Implantatsysteme mit konischer Implantat-Abutment-Verbindung analysiert [254].

Dahingegen wurde die Passgenauigkeit an der Schnittstelle von Implantatkronen auf Abutments bisher nur unzureichend erforscht. In einer Untersuchung von *Teufelhart et al.* wird die Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Hybridkronen auf Titanklebebasen, deren Anschlussgeometrien auf Basis unterschiedlicher Verfahren hergestellt wurden, miteinander verglichen. Während die verschiedenen Herstellungswege der Anschlussgeometrien im Fokus der Studie

von *Teufelhart* et al. standen, wurde der Einfluss der Konditionierung auf das Rotationspiel nicht untersucht [16].

Vergleichbare Ergebnisse zu der Studie von *Teufelhart* et al. finden sich in der Gruppe 1 bei der Messung der Rotationsfreiheit R_0 im unkonditionierten Zustand. Hier wird für ein vergleichbares Material (IPS e.max® CAD) mit industriell gefertigter Anschlussgeometrie eine mittlere Rotationsfreiheit von $4,26^\circ$ ermittelt. Die in dieser Studie gemessenen Werte von $R_0=6,15^\circ$, weichen nur wenig von den oben genannten Werten ab. Dies ist eventuell auf leichte Variationen zwischen den verschiedenen Chargen der IPS e.max® CAD-Rohlinge, die durch die Fertigungstoleranzen bedingt sind, zurückzuführen.

Nach Vergleich der Ausgangsrotationen der Gruppe 1 (IPS e.max® CAD) mit den Ergebnissen des Materials von *Teufelhart* et al. erweist sich die in diesen Studien angewandte Testmethode als verlässlich.

Die Datenlage zur Passgenauigkeit von Restaurationen auf Abutments bezüglich ihres Rotationsverhaltens ist mangelhaft. Daher konnte kein weiterer Vergleich zwischen den in dieser Studie erzielten Ergebnissen zu ähnlichen Ergebnissen anderer Untersuchungen gezogen werden.

Bei Betrachtung der initialen Rotationsfreiheiten R_0 fällt auf, dass die Vollkeramiken IPS e.max® CAD (Gruppe 1) und inCoris ZI meso (Gruppe 2) insgesamt eine deutlich geringere Rotationsfreiheit ($R_0=6,15^\circ$ bzw. $R_0=6,88^\circ$) im Vergleich zur Hybridkeramik VITA ENAMIC® ($R_0=14,01^\circ$) und dem Hochleistungspolymer Telio CAD ($R_0=12,96^\circ$) aufweisen.

Die Ursache hierfür kann auf die thermische Behandlung der Keramiken zwischen werkseitiger Fertigung der Anschlussgeometrie und Fertigstellung der Krone zurückgeführt werden.

Erst nach subtraktiver Bearbeitung werden keramische Restaurationen einem Kristallisationsbrand beziehungsweise Sinterungsprozess ausgesetzt und schrumpfen dabei auf ihre endgültigen Dimensionen.

Bei IPS e.max® CAD erfolgt die industrielle Fertigung der Anschlussgeometrie in der teilkristallinen Phase, auch Blauzustand genannt, da das Material in diesem Zustand noch nicht seine Endfestigkeit von 360 MPa aufweist und leichter zu bearbeiten ist. Erst während des Kristallisationsbrandes, der nach Konstruktion der Restauration und subtraktiver Bearbeitung anwenderseitig anfällt, wandelt sich das Lithium-Metasilikat in das Lithium-Disilikat um. Dabei verändert sich die Gefügestruktur, die Lithium-Disilikat-Kristalle wachsen und das Material verdichtet sich, woraus eine Schrumpfung des Werkstückes um 0,2 % resultiert [82].

Bei der Zirkonoxidkeramik inCoris ZI meso wird die Anschlussgeometrie im vorgesinterten, weichen Weißlingszustand ebenfalls in größeren Dimensionen, unter Berücksichtigung des nachfolgenden Sinterschwunds von circa 20 %, gefräst [21, 78]. Eine Überdimensionierung des gefrästen Werkstückes gleicht die spätere Schrumpfung durch den Sintervorgang aus. Der exakte Faktor der Schrumpfung ist chargenabhängig und dem Barcode auf dem Rohling zu entnehmen [255]. Erst durch den Sinterprozess erhält die Oxidkeramik ihre endgültigen Maße und ihre hohe Biege- und Bruchfestigkeit [78].

Um ein Höchstmaß an Passgenauigkeit zur Titanbasis zu erreichen, muss die Negativform der Anschlussgeometrie im Schraubenkanal der rechteckigen Rotationssicherungsnocke entsprechen. Bei industriellen CNC-Fertigungsverfahren werden die Werkstücke mit rotierenden Werkzeugen unterschiedlicher Größen und Formen bearbeitet. Wenn der Durchmesser des Instruments größer ist als der Bereich, der entfernt werden soll, werden ein unnötiger Materialabtrag und damit eine Abrundung der gewünschten Geometrie unumgänglich. Für diese Abrundung von Kanten ist bei der subtraktiven Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten eine in der CAD-Software angelegte Korrekturfunktion verantwortlich. Diese Funktion wird als Fräserradiuskorrektur bezeichnet und hat die Aufgabe einen unnötigen Materialabtrag möglichst gering zu halten [256].

Ein Abrunden der scharfkantigen Geometrie im Schraubenkanal führt zu einem größeren Spielraum zum rechteckigen Verdrehenschutz der Titanklebebasis und somit zu Passgenauigkeiten zwischen Rohling und Titanbasis. Wenn jedoch das Werkstück im Verhältnis zum Werkzeug größer dimensioniert ist, kommen die durch die Fräserradiuskorrektur induzierten Abrundungen weniger zum Tragen. Dies könnte bei IPS e.max® CAD und inCoris ZI meso der Fall sein, da sie während der Vorfertigung der Anschlussgeometrie um 0,2 % beziehungsweise 20 % größer sind. Die größeren Dimensionen könnten bei der Fertigung der Anschlussgeometrie beim Einsatz von Schleifern mit identischen Durchmessern eine höhere Schleifpräzision ermöglichen. So wird das Rotationsspiel zur Nocke der Titanbasis möglichst minimal gehalten und ein hohes Maß an Passgenauigkeit gewährleistet. Bei den Werkstoffen VITA ENAMIC® und Telio CAD bedingt dahingegen die kleinere Größe der Rohlinge im Verhältnis zum Schleifkörper eine stärkere Abrundung der kantigen Form und somit eine geringere Passgenauigkeit.

Neben der beschriebenen Dimensionsänderung der Materialien IPS e.max® CAD und inCoris ZI meso durch thermische Einflüsse kann die Ursache für die hohen initialen Rotationswerte

der Materialien VITA ENAMIC® und Telio CAD auch in der Zusammensetzung der beiden Werkstoffe liegen. Bei der kunststoffinfiltrierten Hybridkeramik und dem PMMA-basierten Kunststoff könnten sich während der werkseitigen Fertigung der Anschlussgeometrie organische Kunststoffpartikel aus dem Material herauslösen und sich auf der Oberfläche der bearbeitenden Werkzeuge absetzen. Folglich besteht die Möglichkeit, dass die Leistung und die Fräspräzision der Instrumente verhältnismäßig schnell vermindert sind. Bei den Vollkeramiken IPS e.max® CAD und inCoris ZI meso ist eine Ablagerung von Bestandteilen der Keramiken auf den diamantierten Schleifkörperoberflächen unwahrscheinlich und eine Abnutzung der Schleifinstrumente nach einem sehr viel längerem Intervall zu erwarten. Somit muss, bei gleicher Einstellung der Fertigungstoleranzen, ein weitaus häufigerer Schleifkörperwechsel bei den kunststoffbasierten Materialien erfolgen.

Betrachtet man die Ergebnisse der Rotationsmessungen innerhalb einer Gruppe vor und nach vollständiger Konditionierung (R_0 zu R_2), so ist eine deutliche Veränderung zu erkennen. Während die Rotation bei dem untersuchten Material inCoris ZI meso (Gruppe 2) sehr signifikant ($p=0,012$), und bei IPS e.max® CAD (Gruppe 1) sowie VITA ENAMIC® hoch signifikant ($p=0,000$) zunimmt, nimmt diese bei Telio CAD (Gruppe 4) mit $p=0,133$ ab.

Zudem fällt bei der Analyse der Ergebnisse auf, dass die Rotation R_1 nach Konditionierung der Titanklebebasis durch Strahlen der Titanoberfläche mit Aluminiumoxidpulver zwar um $0,14^\circ$ (Gruppe 1, IPS e.max® CAD), $0,1^\circ$ (Gruppe 2, inCoris ZI meso), $0,53^\circ$ (Gruppe 3, VITA ENAMIC®) und $1,11^\circ$ (Gruppe 4, Telio CAD) zunimmt, die Zunahme jedoch unterhalb des Signifikanzniveaus von $p=0,05$ bleibt.

Die Ergebnisse legen nahe, dass der erste Schritt der Konditionierung, das Strahlen der Titanoberfläche mit Aluminiumoxidpulver, die Rotationsfreiheit nur in einem geringen Ausmaß beeinträchtigt.

Durch die Konditionierung der Klebeflächen der CAD/CAM-Rohlinge ist für jedes der getesteten Materialien eine signifikante Rotationsänderung (R_1 zu R_2) messbar. Die gemessenen Unterschiede sind vermutlich auf eine Oberflächenveränderung der Materialien durch die Konditionierung zurückzuführen. Aufgrund der materialspezifischen Mikrostrukturen sind diese gesondert zu diskutieren.

Bei der Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max® CAD (Gruppe1) ist eine Ätzung der Klebefläche ein essenzieller Schritt für das Erreichen einer ausreichenden Haftfestigkeit zwischen der Restauration und der korundgestrahlten Titanbasis [257]. Durch die Flusssäure wird eine poröse Oberfläche geschaffen in die der Befestigungskunststoff leichter penetrieren kann [92, 258]. Das Gefüge der Lithiumdisilikatkeramik besteht aus einer amorphen, transparenten Feldspat-Glasmatrix in die Lithiumdisilikatkristalle eingelagert sind [87]. Während der Ätzung mit Flusssäure für 20 Sekunden wird ein Teil der Glasphase schneller weggelöst als die umgebenden Kristalle und es entstehen Mikroporen und Risse [89, 257]. Die Keramikoberfläche erhält ihr charakteristisches mikroretentives Muster und die Lithium-Disilikat-Kristalle werden sichtbar [87]. Damit hat das Volumen des Lithiumdisilikats zwar nicht entscheidend abgenommen, aber es liegen die nun nicht mehr von der Glasphase geschützten Kristalle an der Oberfläche frei (Abb. 28)

Kommt es nun zu mechanischen Einwirkungen durch die Titanbasis, können die fragilen, freistehenden Kristalle der geätzten Oberfläche zerstört werden und ein Teil der Kristallstruktur abbrechen (Abb. 29).

Übertragen auf den Messvorgang im Versuch bedeutet dies, dass schon beim ersten Anschlag der Anschlussgeometrie an den Rotationsschutz der Titanbasis die Kristallstruktur der geätzten Oberfläche punktuell beschädigt wird. Folglich resultiert eine geringe, aber ausschlaggebende Erweiterung des Volumens der Anschlussgeometrie. Das macht sich in einer signifikanten Zunahme der Rotationsfreiheit von $R_1=6,29^\circ$ auf $R_2=6,75^\circ$ nach Konditionierung der Verbindungsgeometrie bemerkbar. Die REM-Aufnahmen Abb. 28 und Abb. 29 bestätigten dies.

Es ist daher anzunehmen, dass bei der Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max® CAD die signifikante Zunahme der mittleren Rotationsfreiheit von $R_1=6,29^\circ$ auf $R_2=6,75^\circ$ durch mikrostrukturelle Veränderungen der Klebefläche der Anschlussgeometrie, ausgelöst durch den Ätzvorgang, zustande gekommen ist. Diese Vermutung wurde durch einen Vergleich der REM-Aufnahmen der Oberfläche der Keramik im unkonditionierten Zustand, nach Ätzung mit Flusssäure für 20 Sekunden und nach Ätzung mit Flusssäure für 20 Sekunden mit anschließender mechanischer Einwirkung eines Titankörpers bestätigt (Abb. 27-29).

Dieser Annahme folgend wird deutlich, wie techniksensitiv die Konditionierung von Lithiumdisilikat im Bereich der CAD/CAM-gestützten, modellfreien Herstellung von Implantat-suprakonstruktionen ist beziehungsweise wie sich ein zu langer Ätzvorgang der Lithiumdisilikatkeramik auf das Rotationsverhalten auswirken könnte.

So zeigt die geätzte Oberfläche von IPS e.max® CAD nach Erhöhung der Applikationsdauer der Fluorwasserstoffsäure auf 60 Sekunden deutliche strukturelle Veränderungen im Vergleich zur Oberfläche nach Vorbehandlung entsprechend der Herstellerangaben. In Abb. 29 ist das retentive Ätzmuster massiver ausgeprägt und die Poren erscheinen tiefer, vor allem aber weiter zu sein als in Abb. 28. Bei längerer Einwirkdauer wird ein größerer Anteil der Glasmatrix um die Kristalle weggelöst und die Kristallstruktur stärker freigelegt. Ähnliches beschreiben *Ramakrishnaiah* et al. und bestätigen, dass eine erhöhte Ätzdauer zu einer Zunahme der Weite der Poren führt. Der signifikante Verlust der Glasphase schwächt die Keramik und beeinträchtigt außerdem nachfolgend ihre Haftfestigkeit [257, 259].

Überträgt man die aufgeführten Überlegungen auf den praktischen Arbeitsablauf bedeutet dies, dass sich ein Abweichen von den Herstellerempfehlungen bei der Konditionierung der Klebefläche deutlich auf die Mikrostruktur der Oberfläche auswirkt und dies erhebliche Nachteile bezüglich des rotatorischen Verhaltens der Kronen nach sich ziehen kann. Die zurückbleibende Kristallstruktur ist durch das stärkere Auflösen der Glasmatrix noch zerbrechlicher als nach einer Ätzzeit von 20 Sekunden. Demnach wäre die Volumenabnahme der Anschlussgeometrie größer und die Erhöhung der Rotationsfreiheit zur Titanbasis noch stärker.

Um diese negativen Effekte zu vermeiden, ist es dringend erforderlich, dass sich der Anwender strikt an die Herstellerangaben zur Vorbehandlung der Klebefläche einer Lithiumdisilikatkeramik hält und unnötige Rotationen der Restauration auf der Titanbasis vor dem Verkleben vermieden werden.

In Abb. 42 werden die oben genannten Vermutungen, ergänzend zu den REM-Aufnahmen (Abb. 27-30), vereinfacht schematisch dargestellt.

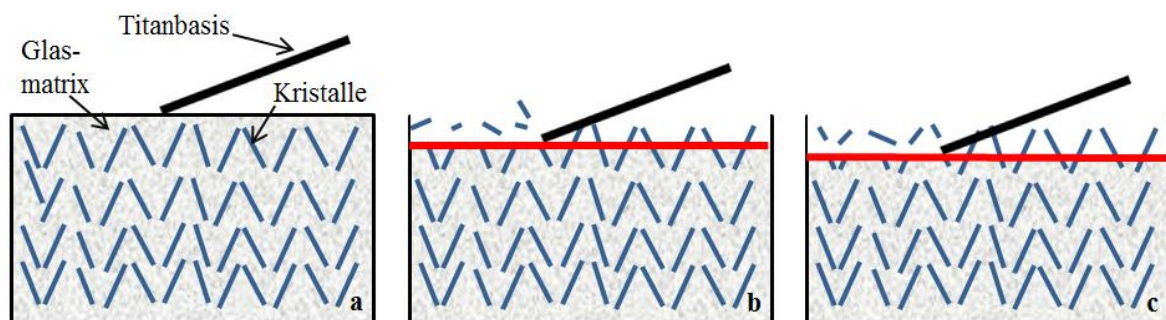


Abb. 42: IPS e.max® CAD - Schematische Darstellung der verschiedenen Zustände der Oberflächen bei mechanischer Titaneinwirkung:
a) unconditionierter Zustand, b) geätzt mit HF für 20 Sek., c) geätzt mit HF für 60 Sek.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass IPS e.max® CAD zwar insgesamt die höchste Passgenauigkeit unter den getesteten Materialien aufweist, aber extrem sensibel auf eine verlängerte Ätzdauer und auf mechanische Einwirkungen der Titanbasis vor der adhäsiven Befestigung reagiert.

Eine chemische Konditionierung der Zirkonoxidkeramik inCoris ZI meso (Gruppe 2) mit Fluorwasserstoffsäure ist aufgrund des Fehlens einer ätzbaren Glasphase nicht möglich [117]. Daher wird eine Vergrößerung und Aufrauung der Oberfläche zur Schaffung einer mikromechanischen Haftung durch mechanische Behandlung mittels eines Abstrahlgeräts hergestellt [78]. Das Strahlen mit Aluminiumoxidpulver erzeugt Unregelmäßigkeiten und flache Vertiefungen an der Oberfläche des Zirkonoxids [260, 261]. Laut Hersteller wird für inCoris ZI meso ein Strahldruck von maximal 2,0 bar und ein Aluminiumoxidpulver mit einer Korngröße von 50 µm empfohlen [120]. Es wird vom Hersteller keine minimale oder maximale Strahldauer angegeben. Laut *Stawarczyk et al.* wird ein Strahlabstand zwischen der Düse und der Zirkonoxidoberfläche von 10 mm empfohlen. Dieser Abstand wurde bei der Vorbehandlung der Prüfkörper eingehalten [78]. Nach einer Studie von *Zeighami et al.* hat eine Erhöhung der Distanz beim Sandstrahlens eine signifikante Verringerung der Rauigkeit der Oberfläche zur Folge, die sich negativ auf die Haftfestigkeit der Zirkonoxidkeramik auswirken könnte [119].

Die signifikante Zunahme der mittleren Rotationsfreiheit von $R_1=6,98^\circ$ auf $R_2=7,65^\circ$ bei der Zirkonoxidkeramik inCoris ZI meso (Gruppe 2) ist folglich auf einen Verlust an Volumen durch das Abstrahlen der Klebefläche mit Aluminiumoxidpulver zurückzuführen.

Dies wiederum legt nahe, dass eine erhöhte Strahldauer zu merklichen Passungenauigkeiten bezüglich des Rotationsverhaltens führt und die Oberfläche verändert (Abb. 34).

Das gleichmäßige Abstrahlen der gesamten Klebefläche im zylindrischen Schraubenkanal des Zirkonoxidrohrlings stellte aufgrund der Größe der Strahldüse im Verhältnis zum Durchmesser des Schraubenkanals eine Schwierigkeit dar. Um effektiv und gleichmäßig korundzustrahlen, ist ein Winkel von 90° zwischen der Strahldüse und der zu konditionierenden Oberfläche notwendig. Dies ist jedoch nicht umsetzbar, da die Dimension der Strahldüse zu groß für den Schraubenkanal ist und sie während des Abstrahlens schräg in einem Winkel von circa 45° gehalten wird. Eine Optimierung des Strahlvorgangs bei schwer zugänglichen Flächen, wie Schraubenkanäle, könnte durch eine Modifizierung der Geometrie der Strahldüse erreicht werden. Dabei könnten die Öffnungen für den Austritt des Strahlguts, statt am Ende des Düsenkopfs, seitlich liegen. Somit würden die Partikel gleichzeitig in alle Richtungen austreten

und ein gleichmäßiges Abstrahlen aller Flächen in einem Strahlwinkel von 90° wäre gewährleistet.

Beim Vergleich der REM-Aufnahmen vor und nach mechanischer Einwirkung eines Titankörpers (Abb. 32 und Abb. 33) wird auch ersichtlich, dass keine Veränderung der Oberflächenmorphologie hervorgerufen wurde. Es ist anzunehmen, dass die Zunahme der Rotationsfreiheit alleine auf einen Abtrag der Oberfläche durch das Abstrahlen mit Aluminiumoxidpulver zurückzuführen ist und das Auslenken des Rohlings während des Messvorgangs keine Auswirkungen hatte.

Es kann demzufolge geschlussfolgert werden, dass sich die Passgenauigkeit beim Material inCoris ZI meso durch das Abstrahlen im Zuge der Konditionierung verschlechtert, es jedoch unempfindlich gegenüber mechanischen Einwirkungen beim Aufsetzen auf das Titanabutment ist.

In Abb. 43 werden die oben genannten Vermutungen, ergänzend zu den REM-Aufnahmen (Abb. 31-34), vereinfacht schematisch dargestellt.

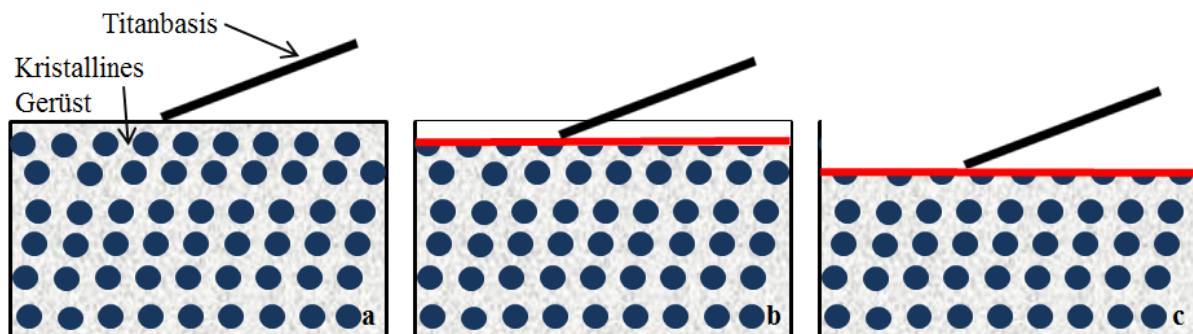


Abb. 43: inCoris ZI meso - Schematische Darstellung der verschiedenen Zustände der Oberfläche bei mechanischer Titaneinwirkung:
a) unbedingter Zustand, b) korundgestrahlt mit Al_2O_3 ($50\mu\text{m}$) bei 2,0 bar, c) korundgestrahlt mit Al_2O_3 ($50\mu\text{m}$) bei 2,0 bar mit erhöhter Strahldauer

Die Hybridkeramik VITA ENAMIC® stellt sowohl vor Konditionierung mit $R_0=14,01^\circ$ als auch nach Konditionierung mit $R_1=14,54^\circ$ und $R_2=16,08^\circ$ die insgesamt rotationsstärkste Versuchsgruppe dar.

VITA ENAMIC® besteht zu 86 Gewichtsprozent aus einem porösen Silikatkeramikgerüst, das zu 14 Gewichtsprozent mit einem organischen Polymernetzwerk aus Methacrylatpolymer infiltriert wurde. Dabei repräsentieren 58-63 Gewichtsprozent des gitterähnlichen Kera-

miknetzwerks Siliziumdioxide (SiO_2) und 20-23 Gewichtsprozent Aluminiumoxide (Al_2O_3). Die Hybridkeramik ist aufgrund ihres hohen Keramikanteils analog zur Feldspatkeramik mit 5%-iger Flusssäure für eine Dauer von 60 Sekunden zu konditionieren [53]. Die Flusssäure hat, wie bereits im vorhergehenden Abschnitt bei IPS e.max® CAD beschrieben, die Aufgabe eine gewisse Rauheit der Oberfläche für eine hohe mikromechanische Retention zu erzeugen [262]. Hierbei wird die Glasphase des Keramikanteils herausgelöst, während das vom Silikatkeramikgerüst umschlossene Methacrylatpolymernetzwerk unverändert bleibt.

Durch das Herauslösen der Glasphase, das mit einem initialen Größenverlust einhergeht, treten wie in Abb. 36 zu sehen, die organischen Polymeranteile an die Oberfläche. Gerade im Vergleich zu dem unkonditionierten Zustand der Oberfläche in Abb. 35 wird dies sehr deutlich sichtbar.

So ist die gemessene sehr signifikante ($p=0,009$) Zunahme der Rotationsfreiheit von R_1 auf R_2 durch Veränderungen der Mikrostruktur der Oberfläche beziehungsweise durch Auflösen der oberflächlich gelegenen Glasphase nach Konditionierung der Klebefläche des Rohlings erklärbar.

Das hochretentive Ätzmuster nach Vorbehandlung mit Flusssäure für 60 Sekunden in Abb. 36 zeichnet sich durch ein stabil wirkendes, großflächig auftretendes Polymernetzwerk aus. Diese Vermutung bestätigt sich bei Betrachtung der Abb. 37. Hier sind nach mechanischer Einwirkung des Titankörpers keine Veränderungen auf der Oberfläche auszumachen. Die Oberflächentopographie erscheint vergleichbar mit der ohne Einwirkung durch den Titankörper in Abb. 36.

Daher wird geschlossen, dass die Zunahme der Rotationsfreiheit von R_1 auf R_2 durch das Auflösen der oberflächlichen Keramikschicht und dem damit einhergehenden Volumenverlust des Negativteils der Anschlussgeometrie zustande gekommen ist. Die mechanische Einwirkung durch die Titanbasis während des Messvorganges hat jedoch, anders als bei IPS e.max® CAD, keinen weiteren Einfluss auf die Änderung der Rotationsfreiheit.

Durch eine Erhöhung der Ätzdauer auf 120 Sekunden ist das Ätzmuster im Vergleich zur Vorbehandlung nach Herstellerangaben von tieferen Kratern zwischen den Polymeranteilen geprägt (Abb. 38). Trotz der nun tiefer erscheinenden Furchen ändert sich augenscheinlich das Gesamtvolumen zwischen der geätzten und der überätzten Oberfläche nicht.

Daraus lässt sich schließen, dass die oberflächliche Keramikschiicht bereits nach 60 Sekunden aufgelöst ist und eine Verlängerung der Einwirkdauer auf 2 Minuten keine weiteren, im REM sichtbaren, Veränderungen des Ätzmusters hervorruft.

Die Ergebnisse der Rotationsversuche zeigen, dass die Hybridkeramik VITA ENAMIC® das Material unter allen untersuchten Werkstoffen mit der geringsten Passgenauigkeit der Anschlussgeometrie war. Dies ist im Gegensatz zu den Materialien, welche nach Fertigung durch thermische Einwirkung einer gewissen Schrumpfung unterliegen, wohl dem ungünstigeren Fräser/Fräsobjekt-Verhältnis geschuldet. Hier könnte unter Zuhilfenahme kleinerer Fräswerkzeuge werkseitig sicher eine bessere Passung geschaffen werden. Zudem kann davon ausgegangen werden, dass VITA ENAMIC®, im Verhältnis zu den anderen getesteten Werkstoffen, durch die Einlagerung von säurestabilen Polymeren und ätzbaren Keramikanteilen nicht sehr fehleranfällig bei der Konditionierung mit Flusssäure ist. Verlängerte Ätzzeiten haben vermutlich keine Auswirkungen auf das Rotationsverhalten der Implantatsuprakonstruktionen aus dem Material VITA ENAMIC®.

In Abb. 44 werden die oben genannten Vermutungen, ergänzend zu den REM-Aufnahmen (Abb. 35-38), vereinfacht schematisch dargestellt.

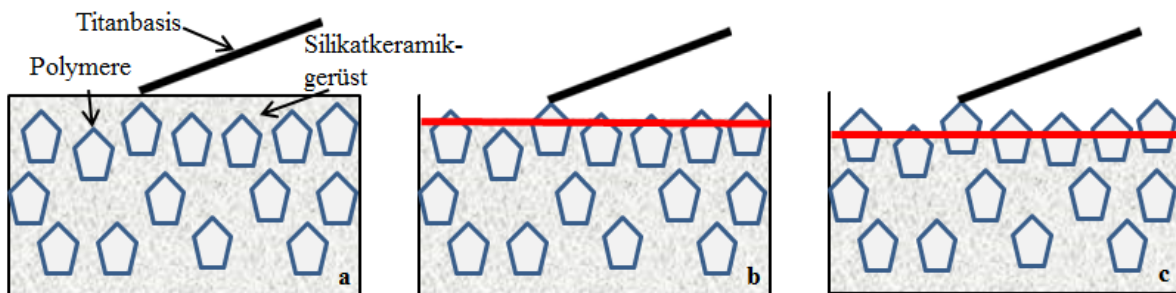


Abb. 44: VITA ENAMIC® - Schematische Darstellung der verschiedenen Zustände der Oberfläche bei mechanischer Titaneinwirkung:
a) unconditionierter Zustand, b) geätzt mit HF für 60 Sek., c) geätzt mit HF für 120 Sek.

Das Hochleistungspolymer Telio CAD ist das einzige der untersuchten Materialien, das eine Abnahme der Rotationsfreiheit nach Konditionierung der Klebefläche des Rohlings mit dem Haftvermittler SR Connect aufweist. Die Rotationswinkel nehmen dabei von $R_1=14,07^\circ$ auf $R_2=12,03^\circ$ hoch signifikant ab. Somit liegt die endgültige Rotation R_2 sogar unter der Ausgangsrotation mit $R_0=12,96^\circ$.

Im Gegensatz zu den bisher beschriebenen Materialien ist das Polymethylmethacrylat zur Konditionierung der Klebefläche laut Herstellerangaben weder durch die Applikation einer Säure zu ätzen noch mit Aluminiumoxidpartikeln zu strahlen. Somit scheiden diese Faktoren als Ursache für die Veränderung der Oberflächenbeschaffenheit aus. Die gemessenen Ergebnisse spiegeln durch die Abnahme der Rotationsfreiheit eine Verengung der Anschlussgeometrie wider, die durch die dünnflächige Applikation und anschließende Polymerisation des Haftvermittlers verursacht wird.

In den REM-Aufnahmen Abb. 39-41 sieht man keinerlei Strukturen, sondern nur das homogene Polymethylmethacrylat, das 99,5 Gewichtsprozent des Hochleistungspolymers ausmacht [63], sowie die polymerisierte Haftvermittlerschicht. Der industrielle, standardisierte Herstellungsprozess führt zu einer sehr hohen Materialhomogenität der vorpolymerisierten Rohlinge, die frei von Verschmutzungen und Lufteinschlüssen sind [62].

Die REM-Aufnahme der Telio CAD-Oberfläche zeigt nach mechanischer Einwirkung eines Titankörpers zwar vereinzelt Spuren auf der konditionierten Oberfläche (Abb. 41), diese wirken jedoch weit weniger flächig als beispielsweise beim untersuchten Material IPS e.max® CAD. Es kann daher angenommen werden, dass die mechanische Einwirkung die Minderung der Rotation durch den Auftrag von SR Connect nur in sehr geringem Maße dämpft und somit einen geringen Einfluss auf das rotatorische Verhalten der Rohlinge ausübt.

Angesichts der Tatsache, dass der Haftvermittler SR Connect eine sehr hohe Techniksensitivität aufweist und ein zu langes Einwirken des Haftvermittlers zum Aufquellen des Kunststoffes führen kann [63], erscheint die anfangs relativ hohe Rotationsfreiheit (R_0) der Rohlinge nachvollziehbar.

Dennoch muss vor dem Hintergrund des, im Rahmen von $12,03^\circ$ (R_2), willkürlichen Verklebens der Suprakonstruktion und in Anbetracht der daraus entstehenden potentiellen Fehler, eine strikte Einhaltung der Konditionierungsempfehlungen gefordert werden. Zudem sollte eine Anpassung der Schleifparameter bei der werkseitigen Herstellung der Anschlussgeometrien beziehungsweise der Einsatz von kleineren Schleifkörpern erfolgen.

Ferner kann auf der Grundlage der geschilderten Ergebnisse postuliert werden, dass das Einprobieren der Krone auf der Klebebasis zur Lagefindung vor der Verklebung und die damit einhergehende mechanische Belastung einen sehr geringen Einfluss auf die Passgenauigkeit der Telio CAD Restauration hat.

In Abb. 45 werden die vorgenannten Vermutungen, ergänzend zu den REM-Aufnahmen (Abb. 39-41), vereinfacht schematisch dargestellt.

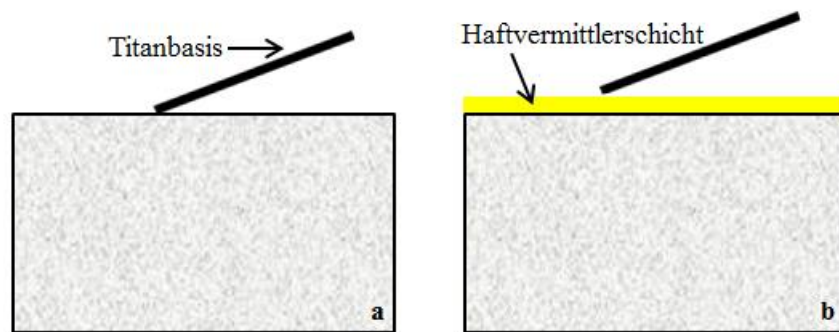


Abb. 45: Telio CAD - Schematische Darstellung der verschiedenen Zustände der Oberfläche bei mechanischer Titaneinwirkung:
a) unconditionierter Zustand, b) konditioniert mit einem Haftvermittler

Abschließend lässt sich für alle untersuchten Materialien zusammenfassen, dass Passungenauigkeiten bezüglich der Rotationsfreiheit negative Auswirkungen bei der labortechnischen Herstellung und für die klinische Langzeitprognose des Zahnersatzes zur Folge haben können. Eine rein modellfreie Herstellung implantatgetragenen Zahnersatzes kann, aufgrund der fehlenden Kontrollmöglichkeit auf einem physischen Modell, mit Korrekturen der Okklusions- und Approximalkontakte am Patienten verbunden sein. Dahingegen kann bei einem konventionellen Arbeitsablauf mit Herstellung von Modellen laborseitig vor Verkleben der beiden Komponenten leichter überprüft werden, ob es sich um die richtige Position der Krone auf dem Abutment handelt.

Falls für die Anpassungen der Restauration am Patientenstuhl über 1 mm² der Keramikoberfläche abgetragen werden muss, wird ein erneuter Glanzbrand empfohlen. Sobald eine Krone auf der Titanbasis adhäsiv befestigt ist, kann ein Glanzbrand allerdings nur noch bedingt wiederholt werden. Daher wird meistens nur noch eine gründliche Politur der bearbeiteten Fläche vorgenommen. Zwar kann man durch ein leichtes Erwärmen der Klebefuge versuchen die beiden Komponenten voneinander zu trennen und erneut in der richtigen Position zu verkleben. Jedoch ist anzunehmen, dass die Passgenauigkeit nach Entfernen der Kleberreste unter Umständen noch geringer ist, da es dabei zu einer Erweiterung des Rotationsschutzes kommen kann.

Die klinischen Konsequenzen können mit Hilfe der Überlegungen aus Kapitel 2.3.4.5 und Abb. 46 anhand der ermittelten, mittleren Rotationswinkel jedes Materials diskutiert werden. In Tab. 13 werden die mittleren Rotationswinkel R_2 und die anhand der Cosinusfunktion berechneten Werte für die Differenz von Hypotenuse und Ankathete aufgezeigt. Die Differenz steht für den Wert, der vom Approximalkontakt abgetragen werden muss, wenn die Krone maximal rotiert in eine Richtung verklebt wurde.

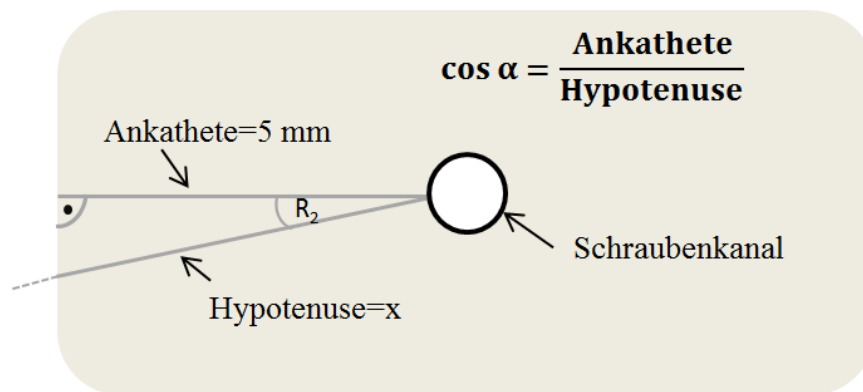


Abb. 46: Schematische Darstellung einer Hybridabutmentkrone mit Schraubkanal (okklusale Ansicht)

	IPS e.max® CAD	inCoris ZI meso	VITA ENAMIC®	Telio CAD
R_2	6,75°	7,65°	16,08°	12,03°
Hypotenuse- Ankathete	35 µm	45 µm	204 µm	112 µm

Tab. 13: Rotationswinkel R_2 und Werte für den approximalen Materialabtrag

Aufgrund der potentiellen negativen Auswirkungen auf die Langzeitprognose des Zahnersatzes ist zum jetzigen Zeitpunkt eine rein modellfreie Herstellung von Hybridabutmentkronen noch nicht zu empfehlen.

7 Schlussfolgerungen

Unter Berücksichtigung der beschriebenen Limitationen dieser Untersuchung können die folgenden Schlussfolgerungen gezogen werden:

1. Bei allen Versuchsgruppen wurden bereits im unkonditionierten Zustand Rotationsfreiheiten (R_0) von im Mittel $6,15^\circ$ (Gruppe 1, IPS e.max® CAD), $6,88^\circ$ (Gruppe 2, inCoris ZI meso), $14,01^\circ$ (Gruppe 3, VITA ENAMIC®) und $12,96^\circ$ (Gruppe 4, Telio CAD) ermittelt. Die Größe der Rotationsfreiheit ist hierbei materialabhängig und der Fertigungsgenauigkeit des Herstellers geschuldet.
2. Das Abstrahlen der Titanklebebasen im ersten Schritt der Konditionierung führte bei allen Gruppen zu einer messbaren, aber nicht signifikanten Erhöhung der mittleren Rotationsfreiheit R_1 .
3. Während Gruppe 1 (IPS e.max® CAD) mit $R_2=6,75^\circ$, Gruppe 2 (inCoris ZI meso) mit $R_2=7,65^\circ$ und Gruppe 3 (VITA ENAMIC®) mit $R_2=16,08^\circ$ eine weitere Zunahme der Rotationsfreiheiten durch die Vorbehandlung der blockseitigen Anschlussgeometrien aufweisen, ist bei Gruppe 4 (Telio CAD) nach konditionierungsbedingtem Auftragen des Haftvermittlers eine Abnahme des rotatorischen Versatzes auf im Mittel $R_2=12,03^\circ$ festzustellen.
4. Die höchste Passgenauigkeit wurde, nach Vergleich aller Versuchsgruppen, sowohl vor als auch nach der Vorbehandlung, für Gruppe 1 (IPS e.max® CAD) nachgewiesen. Jedoch ist die Lithiumdisilikatkeramik techniksensibel. Um eine zusätzliche Beeinträchtigung der Passgenauigkeit zu vermeiden, ist daher eine strikte Einhaltung der Herstellerangaben bei der Vorbehandlung der Klebefläche dringend zu empfehlen und ein sehr vorsichtig taktiles Vorgehen beim Aufsetzen der Suprakonstruktion auf die Klebebasis unabdingbar.
5. VITA ENAMIC® weist mit $14,01^\circ$ die höchste initiale Rotationsfreiheit unter den getesteten Materialien auf. Eine höhere Passgenauigkeit lässt sich vermutlich durch Optimierung der Frässtrategie sowie der Fertigungsparameter erreichen. Zudem dürften durch häufigeren Schleifkörperwechsel bei der industriellen Fertigung der Anschlussgeometrie kleineren Fertigungstoleranzen erzielt werden. Hybridkeramiken sind jedoch hinsichtlich ihrer Konditionierung und Vorbereitung zur Befestigung auf der Titanbasis nur wenig techniksensibel.

6. Hohe Rotationsfreiheiten könnten durch laborseitiges willkürliches Verkleben im Rahmen der Freiheitsgrade beim modellfreien Arbeiten, Korrekturen der Okklusions- und Approximalkontakte direkt am Patientenstuhl nach sich ziehen und damit die klinische Langzeitprognose des Zahnersatzes beeinträchtigen.

In weiterführenden klinischen Untersuchungen zu dieser Thematik ist die tatsächliche, klinische Auswirkung bezüglich des Einschleifaufwandes der Approximal- und Okklusionskontakte von Hybridkronen im Patientenmund zu untersuchen. Zwei überlagerte Scans der Implantatkrone vor und nach dem Einschleifen am Patienten könnten aufzeigen, wie sich die Rotationsfreiheit beim modellfreien Arbeiten im klinischen Alltag auswirkt. Als Referenz könnte eine weitere Versuchsgruppe dienen deren Passung extraoral auf einem Modell kontrolliert wird.

In einer systematischen Übersichtsarbeit von *Conejo et al.* zeigen Laborstudien zu CAD/CAM-gefertigten, monolithischen Implantatkronen auf Titanbasen vielversprechende Ergebnisse auf, es werden jedoch ebenfalls klinische Studien zu dieser Thematik gefordert [263].

8 Zusammenfassung

Gerade im Hinblick auf modellfreies Arbeiten im zukunftsweisenden digitalen Workflow, sind Passungenauigkeiten bezüglich des rotatorischen Verhaltens von Suprakonstruktionen auf Klebebasen möglichst gering zu halten, um Korrekturen der Approximal- und Okklusionskontakte zu umgehen.

Das Ziel dieser Studie war es, die Veränderung der Passgenauigkeit durch Konditionierung der Verbindung zwischen CAD/CAM-Rohlingen mit industriell vorgefertigter Verbindungsgeometrie und konfektionierten Titanklebebasen zu untersuchen. Dazu wurden die Rotationsfreiheiten der Rohlinge vor und nach materialspezifischer Konditionierung der beiden Klebeoberflächen ermittelt und miteinander verglichen. Für die Untersuchung kamen eine Lithiumdisilikatkeramik, eine Zirkonoxidkeramik, eine Hybridkeramik und ein PMMA-basiertes Hochleistungspolymer zum Einsatz.

Das Rotationsspiel der Rohlinge der insgesamt vier Versuchsgruppen mit jeweils N=12 Prüfkörpern und N=12 Titanklebebasen wurde mit Hilfe einer speziell angefertigten Messapparatur ermittelt. Mit einem definierten Drehmoment von 1,5 Ncm wurden sie von einer Grenzposition bis zum Erreichen der entgegengesetzten Grenzposition horizontal ausgelenkt und die Winkel berechnet. Die Messungen wurden für jeden Rohling insgesamt zehn Mal ausgeführt und aus den Ergebnissen der Mittelwert pro Prüfkörper berechnet.

Zusätzlich wurden von jeder Gruppe jeweils 2 mm dicke, rechteckige Proben mit unterschiedlicher Konditionierung hergestellt und im Rasterelektronenmikroskop bei 2000-facher Vergrößerung betrachtet. Das Ziel dabei war, die gemessenen Ergebnisse zu erklären und den Einfluss, den die Berührung der Titanbasis während der Einprobe auf die konditionierte Anschlussgeometrie des jeweiligen Werkstoffs hat, zu ermitteln. Zudem sollte untersucht werden, wie sich eine verlängerte Ätz- oder Strahldauer auf die Oberflächenbeschaffenheit der Klebeflächen auswirkt.

Bei allen vier Versuchsgruppen wirkte sich das Sandstrahlen der Titanklebebasen im ersten Schritt der Vorbehandlung nicht signifikant, jedoch messbar auf die Rotationsfreiheiten aus.

Während die Hybridkeramik VITA ENAMIC® mit im Mittel $R_0=14,01^\circ$ vor und $R_2=16,08^\circ$ nach der Vorbehandlung insgesamt die rotationsstärkste Versuchsgruppe darstellte, konnte für IPS e.max® CAD der geringste mittlere Freiheitsgrad von $R_0=6,15^\circ$ beziehungsweise $R_2=6,75^\circ$ gemessen werden. Jedoch ist IPS e.max® CAD im Vergleich zu VITA ENAMIC® deutlich sensibler bezüglich der Konditionierung und erfordert zwingend eine strikte Beach-

tung der Herstellerempfehlungen. Gruppe 2 (inCoris ZI meso) weist initial und nach dem Sandstrahlen eine mit Gruppe 1 (IPS e.max® CAD) vergleichbare mittlere Rotationsfreiheit mit $R_0=6,88^\circ$ und $R_1=6,98^\circ$ auf. Der zweithöchste Versatz ergab sich für das sehr techniksensible PMMA-basierte Hochleistungspolymer Telio CAD mit im Mittel $R_2=12,03^\circ$ nach Konditionierung, wobei die Rotationsfreiheit nach dem zweiten Konditionierungsschritt im Vergleich zur initialen Messung mit im Mittel $R_0=12,96^\circ$ um $0,93^\circ$ abgenommen hat. Die Abnahme wurde durch den Auftrag des Haftvermittlers SR Connect verursacht.

Bei allen untersuchten Materialien ist eine Erhöhung der Passgenauigkeit durch Optimierung der Fertigungspräzision wünschenswert. Insbesondere die Hybridkeramik VITA ENAMIC® und der PMMA-basierte Kunststoff Telio CAD fallen durch hohe Ausgangsrotationswerte auf.

Bezüglich der anwenderseitigen Konditionierung, scheint die Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max® CAD besonders sensibel zu sein.

Die Vorbehandlung der Klebeflächen führt bei allen Materialien zu einer Änderung der Rotationsfreiheit. Dabei ist die Ursache für die Änderung des Rotationsspielraumes bei jedem Werkstoff unterschiedlich.

9 Literaturverzeichnis

1. Pospiech P: Materialien für die CAD/CAM-Technik: Die Qual der Wahl. *ZMK* 2014, 30(5):250-256.
2. Kern M, Kohal R, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, Kunzelmann K: Vollkeramik auf einen Blick. In: *Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen*. Edited by Keramik A, vol. 6. Ettlingen; 2015.
3. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M: Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical oral implants research* 2007, 18 Suppl 3:97-113.
4. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP: A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clinical oral implants research* 2008, 19(2):119-130.
5. Wolfart S: Implantatprothetik-Ein patientenorientiertes Konzept, vol. 1. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2014.
6. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV)- Kurzfassung (IDZ) Institut der Deutschen Zahnärzte. In.; 2016.
7. Beuer F, et al.: Update zu CAD/CAM-gefertigten Suprakonstruktionen. *Implantologie* 2017, 25(1):35-40.
8. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D: Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal* 2008, 204(9):505-511.
9. Davidowitz G, Kotick PG: The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental clinics of North America* 2011, 55(3):559-570.
10. Beuer F, et al.: Kunststoffbasierte CAD/CAM-Materialien - die nächste Generation zahncfarbener Werkstoffe? *Quintessenz* 2015, 66(10):1159-1166.
11. Schweiger J, et al.: Auswechselbare Verblendungen durch makroretentive Verbundkronen und -brücken - Ein neuer Ansatz in der Implantatversorgung. *Quintessenz* 2014, 65(10):1229-1238.
12. Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2008.
13. Beuer F, Schweiger J, Stimmelmayer M, Edelhoff D: CAD/CAM bearbeitete Hochleistungspolymere als Langzeitprovisorien in der Implantologie. *Implantologie* 2010, 2010(18(4)):397-404.
14. Paspaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO: Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of dental research* 2012, 91(3):242-248.
15. Binon PP: Implants and components: entering the new millennium. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2000, 15(1):76-94.
16. Teufelhart M: Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Hybridkronen auf Titanklebebasen. Ludwig-Maximilians-Universität München; 2018.
17. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D: High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2009, 25(1):121-128.
18. Ruse ND, Sadoun MJ: Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research* 2014, 93(12):1232-1234.

19. van Noort R: The future of dental devices is digital. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2012, 28(1):3-12.
20. Tran D, Nesbit M, Petridis H: Survey of UK dentists regarding the use of CAD/CAM technology. *British dental journal* 2016, 221(10):639-644.
21. Schweiger J, Kieschnick A: CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde, 1. edn. Fuchstal: Teamwork Media; 2017.
22. Schweiger J: Rapid Prototyping - Neue Fertigungswege in Zahntechnik und Zahnmedizin. *Digital Dental News* 2008, 2:36-41.
23. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y: A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal* 2009, 28(1):44-56.
24. Duret F, Blouin JL, Duret B: CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988, 117(6):715-720.
25. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H: Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry* 2004, 7(1):25-45.
26. Baltzer A, Tinschert J: Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde: Deutscher Ärzteverlag; 2007.
27. Duret F, Preston JD: CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry* 1991, 1(2):150-154.
28. Miyazaki T, Hotta Y: CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal* 2011, 56 Suppl 1:97-106.
29. Mörmann WH: The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006, 137 Suppl:7s-13s.
30. Mörmann WH: Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessenz Int* 1989, 20(5):329-339.
31. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B: Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of prosthetic dentistry* 1996, 76(2):187-193.
32. Kern M: Innovative Werkstoffe und CAD/CAM-Verarbeitung.
33. Arnetzl G, Kern M: Dental wird digital. *wissen kompakt* 2012, 6(1):7-15.
34. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T: Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research* 2013, 57(4):236-261.
35. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP: Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research* 2014, 58(4):208-216.
36. Beuer F, et al.: Das Münchener Implantatkonzept (MIC): Eine praxisreife Kombination von Intraoralscanner und digitaler Fertigung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2014, 69(6):336-342.
37. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1999, 54(9):545-550.
38. Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal JP: Understanding dental CAD/CAM for restorations - the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *International journal of computerized dentistry* 2015, 18(1):21-44.
39. Luthardt R, et al.: WISSENSCHAFT - Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil 1: Systeme ohne zusätzliche Sinterung des keramischen Grundmaterials. *ZWR Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2001, 110(12):797-802.
40. Luthardt R, et al.: WISSENSCHAFT - Aktuelle CAD/CAM Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil 2: Systeme mit zusätzlicher Sinterung des

- keramischen Grundmaterials. *ZWR Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2001, 110(12):797-802.
41. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG: Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of dentistry* 2007, 35(12):903-908.
 42. Galhano GA, Pellizzer EP, Mazaro JV: Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *The Journal of craniofacial surgery* 2012, 23(6):e575-579.
 43. Hohmann A, Hielscher W: Lehrbuch der Zahntechnik - Band 3: Werkstofftechnik, vol. 5. Berlin: Quintessenz-Verlags-GmbH; 2012.
 44. Klein H, Weck M: Entwicklung eines Systems zur Digitalisierung von Zahnpräparationen. In: *Zukunftsweisende Anwendungen integrierter Sensorsysteme*. edn. Düsseldorf: VDI-Verlag; 2000.
 45. Reich S, Vollborn T, Mehl A, Zimmermann M: Intraoral optical impression systems--an overview. *International journal of computerized dentistry* 2013, 16(2):143-162.
 46. Reich S, Vollborn T, Wolfart S: Die optische intraorale Abformung—vier Systeme im Überblick. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2012, 67(3):177.
 47. Lee R-T, Shiou F-J: Multi-beam laser probe for measuring position and orientation of freeform surface. *Measurement* 2011, 44(1):1-10.
 48. Kachalia PR, Geissberger MJ: Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *Journal of the California Dental Association* 2010, 38(5):323-330.
 49. Gueth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D: Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical oral investigations* 2013, 17(4):1201-1208.
 50. Mehl A, Gloger W, Hickel R: Erzeugung von CAD-Datensätzen für Inlays und Kronen mit funktionellen Kauflächen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1997, 52:520-524.
 51. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG: Matching point clouds: limits and possibilities. *International journal of computerized dentistry* 2002, 5(2-3):155-164.
 52. Gueth JF, Schubert O, Nold E, Trimpl J, Schweiger J: 3D-Planung und Navigation in der Implantologie, Eine Team-Disziplin. *teamwork media* 2017(2):136-145.
 53. VITA Zahnfabrik GmbH: VITA ENAMIC Technisch-wissenschaftliche Dokumentation. In. Bad Säckingen: VITA Zahnfabrik GmbH; 2016.
 54. Schweiger J, Kieschnick A, Gueth JF: Der Multimaterial-3D-Druck in der dentalen Anwendung. *Dental Digital* 2017(02):40-47.
 55. Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Faverani LP, Queiroz TP, Assuncao WG: Titanium in dentistry: historical development, state of the art and future perspectives. *Journal of Indian Prosthodontic Society* 2013, 13(2):71-77.
 56. Zurück zu Gold per CAD/CAM [<https://www.cad-speed.de/>]
 57. Edelmetallfräsen-die wirtschaftliche Lösung für jedes Labor [<https://www.c-hafner.de/de/leistungen-und-produkte/edelmetall-dentaltechnologie/fraesen-in-edelmetall/>]
 58. Beuer F, Stawarczyk B, Schweiger J, Guth JF, Tholey M, Kirsten A: Konsensuskonferenz Hochleistungspolymere. *Dental Dialogue* 2012, 13(Spec Issue):1-8.
 59. Schweiger J, Guth JF, Edelhoff D, Stumbaum J: Die virtuelle Wachseinprobe. *Quintessence Zahntechnik* 2016, 42(9):1164-1179.
 60. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Trimpl J, Stimmelmayer M, Guth JF: CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of newly defined occlusal dimensions. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)* 2017, 48(3):181-191.

61. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth JF: CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)* 2012, 43(6):457-467.
62. Gueth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D: Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]* 2012, 24(5):310-318.
63. Ivoclar Vivadent AG: Telio CAD Wissenschaftliche Dokumentation. In. Schaan, Liechtenstein: Ivoclar Vivadent GmbH; 2010.
64. Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Ozcan M, Hammerle C: Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry* 2012, 107(2):94-101.
65. Soares CJ, Giannini M, Oliveira MT, Paulillo LA, Martins LR: Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *Journal of applied oral science : revista FOB* 2004, 12(1):45-50.
66. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW: A review of adhesion science. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2010, 26(2):e11-16.
67. Ivoclar Vivadent AG: Telio CAD A16 - Gebrauchsinformation. In. Schaan, Liechtenstein: Ivoclar Vivadent GmbH; 2014.
68. Richter J: Hybridkeramik-Möglichkeiten einer neuen Werkstoffklasse. *Die Zahnarzt Woche* 2013.
69. Devigus A, Kern M: Hybridkeramik - Fraktur-Resistenz durch Elastizität? *cosmetic dentistry* 2013(1):21-23.
70. He L-H, Purton D, Swain M: A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2011, 22(7):1639-1643.
71. VITA Zahnfabrik: VITA IMPLANT SOLUTIONS, Verarbeitungsanleitung. In. Bad Säckingen: VITA Zahnfabrik; 2017.
72. Mörmann W: Ein neuer Keramik-Polymer-Hybridwerkstoff für CAD/CAM. *Zahntech Mag* 2013, 17(3):130-131.
73. McLaren EA, Cao PT: Ceramics in dentistry - part I: classes of materials. *Inside dentistry* 2009, 5(9):94-103.
74. Strub JR, et al.: Curriculum Prothetik Band II. In. *Volume 4*, edn. Vol.4 2011, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2011.
75. Pospiech P, Tinschert J, Raygrodski A: Keramik - Vollkeramik, Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. In. Seefeld: 3M Espe; 2004.
76. Ho GW, Matinlinna JP: Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. *Silicon* 2011, 3(3):109-115.
77. Ozkurt Z, Kazazoglu E: Clinical success of zirconia in dental applications. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 2010, 19(1):64-68.
78. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümekemann N: Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen - von verblendet bis monolithisch. *Quintessenz Zahntechnik* 2016, 42(6):740-765.

79. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V: A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of biomedical materials research* 2000, 53(4):297-303.
80. Albakry M, Guazzato M, Swain MV: Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003, 89(4):374-380.
81. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP: Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *The Journal of prosthetic dentistry* 2001, 86(5):495-510.
82. Ivoclar Vivadent AG: IPS e.max CAD Abutment Solutions Gebrauchsinformation. In: Schaan, Liechtenstein; 2015.
83. Hajt6 DVDJ: Vollkeramik: Navigation f6ur Materialien und Indikationen.
84. Pospiech P, al. E: Clinical evaluation of posterior crowns and bridges of Empress II: Preliminary results after one year. *Journal of dental research* 1999, 307(78).
85. Sorensen JA, al. E: Empress II All Ceramic Bridge Clinical Trial: Status. *Journal of dental research* 1999, 78(218).
86. Ivoclar Vivadent AG: IPS e.max Scientific Report. In: Schaan, Liechtenstein; 2013.
87. Ivoclar Vivadent AG: IPS e.max® CAD, Wissenschaftliche Dokumentation. In: Schaan, Liechtenstein: Ivoclar Vivadent GmbH; 2011.
88. Erdemir U, Sancakli HS, Sancakli E, Eren MM, Ozel S, Yucel T, Yildiz E: Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced CAD/CAM ceramic material. *The journal of advanced prosthodontics* 2014, 6(6):434-443.
89. Addison O, Marquis PM, Fleming GJ: The impact of hydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative material. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2007, 23(4):461-468.
90. Klosa K, Wolfart S, Lehmann F, Wenz HJ, Kern M: The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *The journal of adhesive dentistry* 2009, 11(2):127-135.
91. Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A: Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 2008, 17(5):415-419.
92. Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF: Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Brazilian dental journal* 2011, 22(1):45-50.
93. Della Bona A, Anusavice KJ: Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *The International journal of prosthodontics* 2002, 15(2):159-167.
94. Ozcan M, Volpato CA: Surface Conditioning Protocol for the Adhesion of Resin-based Materials to Glassy Matrix Ceramics: How to Condition and Why? *The journal of adhesive dentistry* 2015, 17(3):292-293.
95. Lung CY, Matinlinna JP: Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2012, 28(5):467-477.
96. Matinlinna JP, Vallittu PK: Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *The journal of contemporary dental practice* 2007, 8(2):1-8.
97. Beuer F, Stawarczyk B, Tholey M: Zirkonoxid-Konsens. *Dental Dialogue* 2011, 12:90-98.
98. Garvie RC, al. E: Ceramic Steel. *Nature* 1975, 258(5537):703-704.

99. Edelhoff D, Beuer F, Weber V, Johnen C: HIP zirconia fixed partial dentures - Clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)* 2008, 39(6):459-471.
100. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH: Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *The International journal of prosthodontics* 2007, 20(4):383-388.
101. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA: Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clinical oral investigations* 2009, 13(4):445-451.
102. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H: Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *The International journal of prosthodontics* 2008, 21(3):217-222.
103. Molin MK, Karlsson SL: Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *The International journal of prosthodontics* 2008, 21(3):223-227.
104. Schmitt J, Goellner M, Lohbauer U, Wichmann M, Reich S: Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective clinical trial. *The International journal of prosthodontics* 2012, 25(6):585-589.
105. Kerschbaum T, Faber F, Noll F, Et al.: Komplikationen von Cercon-Restaurationen in den ersten fünf Jahren. *Dtsche Zahnärztl Z* 2009(64):81-89.
106. Wolleb K, Sailer I, Thoma A, Menghini G, Hammerle CH: Clinical and radiographic evaluation of patients receiving both tooth- and implant-supported prosthodontic treatment after 5 years of function. *The International journal of prosthodontics* 2012, 25(3):252-259.
107. Lops D, Mosca D, Casentini P, Ghisolfi M, Romeo E: Prognosis of zirconia ceramic fixed partial dentures: a 7-year prospective study. *The International journal of prosthodontics* 2012, 25(1):21-23.
108. Monaco C, Caldari M, Scotti R: Clinical evaluation of 1,132 zirconia-based single crowns: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *The International journal of prosthodontics* 2013, 26(5):435-442.
109. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE: A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting. *Journal of dentistry* 2012, 40(6):527-530.
110. Kokubo Y, Sakurai S, Tsumita M, Ogawa T, Fukushima S: Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in Japanese patients: results after 5 years. *Journal of oral rehabilitation* 2009, 36(11):786-791.
111. Denry I, Kelly JR: State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2008, 24(3):299-307.
112. Kelly JR, Denry I: Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2008, 24(3):289-298.
113. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L: An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry* 2007, 35(11):819-826.
114. Piconi C, Maccauro G: Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999, 20(1):1-25.
115. Stawarczyk B, Ozcan M, Trottmann A, Hammerle CH, Roos M: Evaluation of flexural strength of hiped and presintered zirconia using different estimation methods of Weibull statistics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2012, 10:227-234.

116. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U: Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *The International journal of prosthodontics* 2010, 23(4):299-309.
117. Byeon SM, Jang YS, Lee MH, Bae TS: Improvement in the Tensile Bond Strength between 3Y-TZP Ceramic and Enamel by Surface Treatments. *Materials (Basel, Switzerland)* 2016, 9(8).
118. Kern M, Barloi A, Yang B: Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of dental research* 2009, 88(9):817-822.
119. Zeighami S, Gheidari A, Mahgoli H, Rohanian A, Ghodsi S: Effect of Sandblasting Angle and Distance on Biaxial Flexural Strength of Zirconia-based Ceramics. *The journal of contemporary dental practice* 2017, 18(6):443-447.
120. Sirona Dental Systems GmbH: inCoris ZI meso, Zirkonoxid-Keramikblöcke für CEREC und inLab, Verarbeitungsanleitung: Herstellung von Mesostrukturen. In. Bensheim: Sirona Dental Systems GmbH,; 2016.
121. Lautenschlager EP, Monaghan P: Titanium and titanium alloys as dental materials. *International dental journal* 1993, 43(3):245-253.
122. Misch C: *Dental Implant Prosthetics*, vol. 1. St. Louis: Elsevier Mosby; 2005.
123. Niinomi M: Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2008, 1(1):30-42.
124. Zavanelli RA, Pessanha Henriques GE, Ferreira I, De Almeida Rollo JM: Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *The Journal of prosthetic dentistry* 2000, 84(3):274-279.
125. Parr GR, Gardner LK, Toth RW: Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *The Journal of prosthetic dentistry* 1985, 54(3):410-414.
126. Akagawa Y, Abe Y: Titanium: the ultimate solution or an evolutionary step? *The International journal of prosthodontics* 2003, 16 Suppl:28-29; discussion 47-51.
127. Wataha J: Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation* 1996, 23(2):79-90.
128. Gehrke P, Fischer C, Roland B, Fackler O: CAD/CAM in der Implantatprothetik. *Implantologie* 2011, 19(3):275-286.
129. Implantologie in der Zahnheilkunde - Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und DGI
[http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgmkdokument/ALT_Implantologie_in_der_Zahnheilkunde_2005.pdf]
130. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, Kloss F, Gröbe A, Heiland M, Ebker T: Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *BioMed Research International* 2016, 2016:6285620.
131. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S: Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. *Clinical oral implants research* 2005, 16(5):609-614.
132. Horwitz J, Zuabi O, Machtei EE: Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: an in vitro study. *Clinical oral implants research* 2009, 20(10):1156-1162.
133. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA *et al*: Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant dentistry* 2008, 17(1):5-15.

134. Carcuac O, Jansson L: Peri-implantitis in a specialist clinic of periodontology. Clinical features and risk indicators. *Swed Dent J* 2010, 34(2):53-61.
135. Daubert D, Weinstein B, Bordin S, Leroux B, Flemming T: Prevalence and predictive factors for peri-implant disease and implant failure: a cross-sectional analysis. *Journal of periodontology* 2014, 86(3):337-347.
136. Mir-Mari J, et al.: Prevalence of peri-implant diseases. A cross-sectional study based on a private practice environment. *Journal of clinical periodontology* 2012, 39(5):490-494.
137. Swierkot K, et al.: Mucositis, peri-implantitis, implant success, and survival of implants in patients with treated generalized aggressive periodontitis: 3- to 16-year results of a prospective long-term cohort study. *Journal of periodontology* 2012, 83(10):1213-1225.
138. Festsitzender Zahnersatz für zahnbegrenzte Lücken - S1-Leitlinie [http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgmkddocuments/20120913_LL_Festsitzender_Zahnersatz_fuer_zahnbegrenzte_Luecken.pdf]
139. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC: A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clinical oral implants research* 2007, 18(6):699-706.
140. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L: Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2010, 25(2):394-400.
141. den Hartog L, Slater JJ, Vissink A, Meijer HJ, Raghoobar GM: Treatment outcome of immediate, early and conventional single-tooth implants in the aesthetic zone: a systematic review to survival, bone level, soft-tissue, aesthetics and patient satisfaction. *Journal of clinical periodontology* 2008, 35(12):1073-1086.
142. Lang NP, Pun L, Lau KY, Li KY, Wong MC: A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. *Clinical oral implants research* 2012, 23 Suppl 5:39-66.
143. Wennstrom JL, Ekstubbbe A, Grondahl K, Karlsson S, Lindhe J: Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. *Journal of clinical periodontology* 2005, 32(6):567-574.
144. Schropp L, Isidor F: Clinical outcome and patient satisfaction following full-flap elevation for early and delayed placement of single-tooth implants: a 5-year randomized study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2008, 23(4):733-743.
145. Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA: Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clinical oral implants research* 2009, 20 Suppl 4:185-206.
146. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery Supplementum* 1977, 16:1-132.
147. Steinebrunner L, Bößmann K, Kern M: Implantat-Abutment-Verbindungen - Präklinische Testmethoden. *Implantologie* 2005, 13(2):145-160.
148. Strub JR, et al.: Curriculum Prothetik Band III. In. *Volume 4.*, edn. Vol.4 2011, Berlin: Quintessenz Verlag GmbH; 2011.
149. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T: The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clinical oral implants research* 2008, 19(7):635-641.

150. Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin P: In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 2007, 27(3):251-257.
151. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H: Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 2000, 20(1):81-91.
152. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P: Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *The International journal of prosthodontics* 2004, 17(3):285-290.
153. Stimmelmayer M, Heiss P, Erdelt K, Schweiger J, Beuer F: Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. *International journal of computerized dentistry* 2017, 20(1):53-64.
154. Son MK, Jang HS: Gingival recontouring by provisional implant restoration for optimal emergence profile: report of two cases. *Journal of periodontal & implant science* 2011, 41(6):302-308.
155. Buser D, Martin W, Belser UC: Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2004, 19 Suppl:43-61.
156. Park J, Lakes RS: Biomaterials: An Introduction: Springer New York; 2007.
157. Tschernitschek H, Borchers L, Geurtsen W: Nonalloyed titanium as a bioinert metal--a review. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)* 2005, 36(7-8):523-530.
158. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, Alonso JM, Schaller M, Corria RM, Engquist B *et al*: A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1998, 13(2):212-218.
159. Butkevica A, Nathanson D, Pober R, Strating H: Measurements of Repeated Tightening and Loosening Torque of Seven Different Implant/Abutment Connection Designs and Their Modifications: An In Vitro Study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 2016.
160. Khraisat A, Abu-Hammad O, Al-Kayed AM, Dar-Odeh N: Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review. *Clinical implant dentistry and related research* 2004, 6(4):222-229.
161. Semper W, Kraft S, Mehrhof J, Nelson K: Impact of abutment rotation and angulation on marginal fit: theoretical considerations. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2010, 25(4):752-758.
162. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer H-C: Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am implantat-abutment-interface. *Implantologie* 2007, 15(1):31-46.
163. Nelson K, Zabler S, Wiest W, Schmelzeisen R, Semper-Hogg W: Die Implantat-Abutment-Verbindung. *Implantologie* 2013, 21(4):355-363.
164. Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K: Theoretical considerations: implant positional index design. *Journal of dental research* 2009, 88(8):725-730.
165. Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K: Theoretical optimum of implant positional index design. *Journal of dental research* 2009, 88(8):731-735.
166. Balik A, Karatas MO, Keskin H: Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of oral implantology* 2012, 38 Spec No:491-496.

167. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H: Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2012, 28(11):1126-1133.
168. Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K: In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *Journal of synchrotron radiation* 2010, 17(2):289-294.
169. Harder S, Dimaczek B, Acil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M: Molecular leakage at implant-abutment connection--in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clinical oral investigations* 2010, 14(4):427-432.
170. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A: Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clinical oral implants research* 2010, 21(3):328-335.
171. Gross M, Abramovich I, Weiss EI: Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1999, 14(1):94-100.
172. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL: Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *Journal of periodontology* 2000, 71(9):1412-1424.
173. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL: Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *Journal of periodontology* 2001, 72(10):1372-1383.
174. Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ: Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clinical oral implants research* 2008, 19(11):1141-1147.
175. Binon PP, McHugh MJ: The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *The International journal of prosthodontics* 1996, 9(6):511-519.
176. Binon PP: The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *The International journal of prosthodontics* 1996, 9(2):149-160.
177. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, Tortora P, Piattelli A: A 16-year Study of the Microgap Between 272 Human Titanium Implants and Their Abutments. *Journal of Oral Implantology* 2005, 31(6):269-275.
178. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC: Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2007, 22(6):928-938.
179. Schweiger J, Edelhoff D, Beuer F, Stimmelmayer M: Roads to implant abutments. *EDI* 2011, 7(1):64-77.
180. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V: The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clinical oral implants research* 2011, 22(12):1379-1384.
181. Vindasiute E, Puisys A, Maslova N, Linkeviciene L, Peciuliene V, Linkevicius T: Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations. *Clinical implant dentistry and related research* 2015, 17(4):771-778.

182. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P: Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clinical oral implants research* 2013, 24(11):1179-1184.
183. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A: The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clinical oral implants research* 2013, 24(1):71-76.
184. End E: Die physiologische Okklusion des menschlichen Gebisses: Diagnostik & Therapie. München: Neuer Merkur GmbH; 2005.
185. Tokmakidis K, Wessing B, Papoulia K, Spiekerman H: Load distribution and loading concepts on teeth and implants. *Journal of Dental Implantology* 2009, 25(1):44-52.
186. Morneburg T, Pröschel P: Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *The International journal of prosthodontics* 2002, 15(1):20-27.
187. Menicucci G, Preti G: Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical oral implants research* 2002, 13:334-341.
188. Kim Y, Oh T, Misch C, Wang HL: Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical oral implants research* 2005, 16:26-35.
189. Koyano K, Esaki D: Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *Journal of oral rehabilitation* 2015, 42(2):153-161.
190. Watzek G, Mailath-Pokorny G: Zahnärztliche Implantate. Stuttgart: Thieme; 2011.
191. Aktas G, Özcan N, Aydin DH, Şahin E, Akça K: Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014, 111(5):367-372.
192. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J: The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *Journal of clinical periodontology* 1998, 25(9):721-727.
193. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A: Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of periodontology* 2004, 75(2):292-296.
194. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P: Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2002, 17(6):793-798.
195. Kern M, al. E: Wissenschaftliche Stellungnahme, Vollkeramische Restaurationen. 2007.
196. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M: Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical oral implants research* 2008, 19(12):1276-1284.
197. van Brakel R, Noordmans HJ, Frenken J, de Roode R, de Wit GC, Cune MS: The effect of zirconia and titanium implant abutments on light reflection of the supporting soft tissues. *Clinical oral implants research* 2011, 22(10):1172-1178.
198. Ekfeldt A, Furst B, Carlsson GE: Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. *Clinical oral implants research* 2011, 22(11):1308-1314.
199. Cacaci C, Cantner F, Mucke T, Randelzhofer P, Hajto J, Beuer F: Clinical performance of screw-retained and cemented implant-supported zirconia single crowns: 36-month results. *Clinical oral investigations* 2016.
200. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hammerle CH, Sailer I: Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment

- connections: a laboratory study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2012, 27(3):505-512.
201. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F: Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2012, 28(12):1215-1220.
202. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ: Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2011, 26(5):970-975.
203. Vietor K, Schikora F: Abutment und Krone in einem Stück-so geht's. *Dent IMPLANTOL* 2015, 19(7):501-507.
204. Joda T, Bragger U: Time-efficiency analysis of the treatment with monolithic implant crowns in a digital workflow: a randomized controlled trial. *Clinical oral implants research* 2016, 27(11):1401-1406.
205. Beuer F, Groesser J, Schweiger J, Hey J, Guth JF, Stimmelmayer M: The Digital One-Abutment/One-Time Concept. A Clinical Report. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 2015.
206. Fabel G, Beuer F: Establishing a suitable surface roughness for lithium disilicate implant abutments under laboratory conditions: a morphologic SEM and profilometric pilot study. *International journal of computerized dentistry* 2017, 20(3):303-314.
207. Wu T, Liao W, Dai N, Tang C: Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *Journal of biomechanics* 2010, 43(10):1941-1946.
208. Sumi T, Braian M, Shimada A, Shibata N, Takeshita K, Vandeweghe S, Coelho PG, Wennerberg A, Jimbo R: Characteristics of implant-CAD/CAM abutment connections of two different internal connection systems. *Journal of oral rehabilitation* 2012, 39(5):391-398.
209. Blanckenburg H, Wüstefeld F: Customised CAD/CAM abutments and crowns made of zirconium dioxide. *Digital Dental News* 2007:36-43.
210. Happe A: Abutmentdesign - Makro- Mikro- und Nanoaspekte. *Implantologie* 2013, 21(4):367-373.
211. Kurbad A: Final restoration of implants with a hybrid ceramic superstructure. *International journal of computerized dentistry* 2016, 19(3):257-279.
212. Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R: Damping behavior of implant-supported restorations. *Clinical oral implants research* 2013, 24(2):143-148.
213. Joda T, Ferrari M, Bragger U: Monolithic implant-supported lithium disilicate (LS2) crowns in a complete digital workflow: A prospective clinical trial with a 2-year follow-up. *Clinical implant dentistry and related research* 2017, 19(3):505-511.
214. Lehmann K, Hellwig E, Wenz HJ: Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2011.
215. Beuer F, Beuer S, Schaller P, Schweiger J, Stimmelmayer M: Verschrauben oder Zementieren? Eine praktische Entscheidung! *Implantologie* 2015, 23(2):131-137.
216. Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, Schneider D: Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical oral implants research* 2012, 23 Suppl 6:163-201.
217. Al-Harbi SA, Edgin WA: Preservation of soft tissue contours with immediate screw-retained provisional implant crown. *The Journal of prosthetic dentistry* 2007, 98(4):329-332.

218. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY: Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1999, 14(1):137-141.
219. Korsch M, Obst U, Walther W: Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. *Clinical oral implants research* 2014, 25(7):797-802.
220. Wilson Jr TG: The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology* 2009, 80(9):1388-1392.
221. Rathe F, Schlee M: Implantatgetragene Restaurationen–zementieren oder verschrauben? *Quintessenz* 2013, 64(12):1503-1508.
222. Wittneben JG, Millen C, Bragger U: Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2014, 29 Suppl:84-98.
223. Kirsch A, Neuendorff G, Ackermann K, Nagel R: Die Camlog-Verbindung. *Vorraussetzung für ein zuverlässiges implantatprothetisches Behandlungskonzept der ZahnfürZahn-Restauration Die Quintessence* 1999, 50:1-18.
224. CAMLOG Biotechnologies AG: Das Camlog® Implantatsystem - Wissenschaft und Praxis. In. Basel: CAMLOG Biotechnologies,.
225. CAMLOG Biotechnologies AG: CAMLOG und Wissenschaft. In. Basel: CAMLOG Biotechnologies AG, ; 2014.
226. CAMLOG Biotechnologies AG: Produktkatalog International CONELOG® Implantatsystem. In. Basel: CAMLOG Biotechnologies AG; 2017.
227. CAMLOG Biotechnologies AG: Produktkatalog International CAMLOG® Implantatsystem. In. Basel: CAMLOG Biotechnologies AG; 2017.
228. Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M: In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2005, 20(6):875-881.
229. Schwarz F, Hertel M, Bieling K, Becker J: Crestal bone changes at nonsubmerged implants (Camlog) with different machined collar lengths: a histomorphometric pilot study in dogs. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2008, 23(2):335-342.
230. Franchini I, Capelli M, Fumagalli L, Parenti A, Testori T: Multicenter retrospective analysis of 201 consecutively placed camlog dental implants. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 2011, 31(3):255-263.
231. Nelson K, Semper W, Hildebrand D, Ozyuvaci H: A retrospective analysis of sandblasted, acid-etched implants with reduced healing times with an observation period of up to 5 years. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2008, 23(4):726-732.
232. CAMLOG Biotechnologies AG: Titanbasen CAD/CAM für Kronen- und Brückenversorgungen. In. Edited by AG CB. Basel; 2016.
233. Ivoclar Vivadent AG: IPS e.max CAD® Kristallisationsparameter. In: *Ivoclar Vivadent GmbH*. Schaan, Liechtenstein.
234. Lange S, Bender R: Quantile, empirische Verteilungsfunktion und Box Plot. *Deutsche Medizinische Wochenschrift* 2007, 132(e3-e4).
235. Kern M, Strub JR, Lu XY: Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *Journal of oral rehabilitation* 1999, 26(5):372-378.
236. Semper W, Heberer S, Mehrhof J, Schink T, Nelson K: Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment

- complexes: an experimental study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2010, 25(1):86-94.
237. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G: An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2006, 21(4):575-580.
238. Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA, Jr.: Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry* 2009, 101(4):226-230.
239. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY: Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 2009, 18(1):17-22.
240. Sundh A, Sjogren G: A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2008, 24(5):611-617.
241. Lim HP, Yoo JM, Park SW, Yang HS: Fracture load of implant-supported zirconia all-ceramic crowns luted with various cements. *The International journal of prosthodontics* 2010, 23(4):361-363.
242. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G: An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2005, 20(1):108-114.
243. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G: Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2008, 23(2):247-252.
244. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G: Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *The Journal of prosthetic dentistry* 2000, 84(5):548-553.
245. de Morais Alves da Cunha T, de Araujo RP, da Rocha PV, Amoedo RM: Comparison of fit accuracy between Procera(R) custom abutments and three implant systems. *Clinical implant dentistry and related research* 2012, 14(6):890-895.
246. Bensel T, et al.: Werkstoffmechanische Beeinflussung von Prothesenkunststoffen durch Single-Shot-Desinfektion. *Int Poster J Dent Oral Med* 2016, 18:Poster 982.
247. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML: Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *The Journal of prosthetic dentistry* 1995, 74(3):270-278.
248. Kim KS, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, Yim SH: Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. *Clinical oral implants research* 2011, 22(8):834-839.
249. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG: Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *The Journal of oral implantology* 2003, 29(5):242-245.
250. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC: Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003, 89(5):479-488.
251. Onisor I, Rocca GT, Krejci I: Micromorphology of ceramic etching pattern for two CAD-CAM and one conventional feldspathic porcelain and need for post-etching cleaning. *The international journal of esthetic dentistry* 2014, 9(1):54-69.

252. Lang LA, Wang RF, May KB: The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002, 87(1):74-79.
253. Schubert O: Passgenauigkeit und Stabilität von Keramikabutments mit einer metallischen Zwischenstruktur. Ludwig-Maximilians-Universität München; 2011.
254. Semper-Hogg W, Kraft S, Stiller S, Mehrhof J, Nelson K: Analytical and experimental position stability of the abutment in different dental implant systems with a conical implant-abutment connection. *Clinical oral investigations* 2013, 17(3):1017-1023.
255. Beuer F, Schweiger J: Implantatbasierte Frontzahnrestauration. In: *Dental Tribune*. vol. 11; 2011.
256. Hajtó J: Gesichtspunkte zur Präparation von CAD/CAM-gefertigten Restaurationen *ZMK Sonderheft* 2010, 26:14-18.
257. Ramakrishnaiah R, Alkheraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK: The Effect of Hydrofluoric Acid Etching Duration on the Surface Micromorphology, Roughness, and Wettability of Dental Ceramics. *International journal of molecular sciences* 2016, 17(6).
258. Xiaoping L, Dongfeng R, Silikas N: Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e.max Press glass ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2014, 30(12):e330-336.
259. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA: Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *The International journal of prosthodontics* 2002, 15(3):248-253.
260. Yi YA, Ahn JS, Park YJ, Jun SH, Lee IB, Cho BH, Son HH, Seo DG: The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal ceramic and a self-adhesive resin cement. *Operative dentistry* 2015, 40(1):63-71.
261. Mahmoodi N, Hooshmand T, Heidari S, Khoshro K: Effect of sandblasting, silica coating, and laser treatment on the microtensile bond strength of a dental zirconia ceramic to resin cements. *Lasers in medical science* 2016, 31(2):205-211.
262. Conejo J, Blatz MB: Beste Haftverbundfestigkeit erreichen –was gilt es dabei zu beachten? *Dental Visionist* 2016, 02:10-11.
263. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB: Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *European journal of oral implantology* 2017, 10 Suppl 1:139-146.

10 Anhang

10.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Einteilung der Hochleistungspolymere	14
Abb. 2:	Einteilung der Vollkeramiken nach ihrer chemischen Zusammensetzung (nach [1, 2])	18
Abb. 3:	Die drei Phasen des Zirkonoxids	21
Abb. 4:	Schematische Darstellung einer Hybridabutmentkrone mit Schraubenkanal (okklusale Ansicht)	36
Abb. 5:	CAMLOG® Titanbasis CAD/ CAM	39
Abb. 6:	Schematische Darstellung der Gruppeneinteilung und des Versuchsablaufs	42
Abb. 7:	CAD/CAM-Rohlinge mit Schraubenkanal und Halterung	43
Abb. 8:	Silikonform zur Herstellung des Implantatprüfmodells	45
Abb. 9:	Kunststoffquader mit eingebettetem Implantat	45
Abb. 10:	Kunststoffblock mit eingebettetem Implantat und aufgeschraubter Titanklebebasis	45
Abb. 11:	IPS e.max® CAD-Rohling in der Lithium-Metasilikat-Phase mit vorgefertigter Verbindungsgeometrie	47
Abb. 12:	Madenschraube und Spritzenkörper auf einer Glasplatte befestigt	49
Abb. 13:	In PMMA eingebettete Madenschraube mit aufgesetztem Schraubendreher	49
Abb. 14:	Rohling mit adhäsiv befestigten Kunststoffblock	49
Abb. 15:	Prüfkörper mit Schraubendreher, Drehmomentschlüssel und Federwaage	51
Abb. 16:	Federwaage	51
Abb. 17:	Aufbau und Funktionsprinzip der Messapparatur nach Teufelhart et. al	52
Abb. 18:	Messapparatur zur Bestimmung der Rotationsfreiheit	53
Abb. 19:	Drehmomentschlüssel mit Verankerung für die Federwaage	55
Abb. 20:	Vorrichtung zur Simulation der mechanischen Einwirkung der Titanklebebasis auf die konditionierte Klebefläche	60
Abb. 21:	Probe nach Sputterung mit Gold-Palladium	62
Abb. 22:	Darstellung der Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppen 1-4 im Box-Whisker-Plot	66

Abb. 23:	Darstellung der Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppe 1 (IPS e.max® CAD).....	67
Abb. 24:	Darstellung der Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppe 2 (inCoris ZI meso).....	67
Abb. 25:	Darstellung der Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppe 3 (VITA ENAMIC®).....	68
Abb. 26:	Darstellung der Rotationsfreiheiten R_0 , R_1 und R_2 der Gruppe 4 (Telio CAD):	68
Abb. 27:	REM-Aufnahme von IPS e.max® CAD, unkonditionierter Zustand.....	70
Abb. 28:	REM-Aufnahme von IPS e.max® CAD, geätzt mit HF (5%) für 20 Sek.....	70
Abb. 29:	REM-Aufnahme von IPS e.max CAD, geätzt mit HF (5%) für 20 Sek. und Titaneinwirkung	71
Abb. 30:	REM-Aufnahme von IPS e.max CAD, geätzt mit HF (5%) für 60 Sek.....	71
Abb. 31:	REM-Aufnahme von inCoris ZI meso, unkonditionierter Zustand	71
Abb. 32:	REM-Aufnahme von inCoris ZI meso, korundgestrahlt mit Al_2O_3 (50 μ m) bei 2,0 bar	71
Abb. 33:	REM-Aufnahme von inCoris ZI meso, korundgestrahlt mit Al_2O_3 (50 μ m) bei 2,0 bar und Titaneinwirkung	72
Abb. 34:	REM-Aufnahme von inCoris ZI meso, korundgestrahlt mit Al_2O_3 (50 μ m) bei 2,0 bar mit erhöhter Strahldauer	72
Abb. 35:	REM-Aufnahme von VITA ENAMIC®, unkonditionierter Zustand.....	72
Abb. 36:	REM-Aufnahme von VITA Enamic®, geätzt mit 5%-iger Flusssäure (HF) für 60 Sek.....	72
Abb. 37:	REM-Aufnahme von VITA Enamic®, geätzt mit 5%-iger Flusssäure (HF) für 60 Sek. und Titaneinwirkung.....	73
Abb. 38:	REM-Aufnahme von VITA Enamic®, geätzt mit 5%-iger Flusssäure (HF) für 120 Sek.....	73
Abb. 39:	REM-Aufnahme von Telio CAD, unkonditionierter Zustand.....	73
Abb. 40:	REM-Aufnahme von Telio CAD, vorbehandelt mit SR Connect.....	73
Abb. 41:	REM-Aufnahme von Telio CAD,	74
Abb. 42:	IPS e.max® CAD - Schematische Darstellung der verschiedenen Zustände der Oberflächen bei mechanischer Titaneinwirkung:	84

Abb. 43:	inCoris ZI meso - Schematische Darstellung der verschiedenen Zustände der Oberfläche bei mechanischer Titaneinwirkung:	86
Abb. 44:	VITA ENAMIC® - Schematische Darstellung der verschiedenen Zustände der Oberfläche bei mechanischer Titaneinwirkung:	88
Abb. 45:	Telio CAD - Schematische Darstellung der verschiedenen Zustände der Oberfläche bei mechanischer Titaneinwirkung:	90
Abb. 46:	Schematische Darstellung einer Hybridabutmentkrone mit Schraubenkanal (okklusale Ansicht)	91

10.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Übersicht der in dieser Studie eingesetzten Materialrohlinge mit Produktname, Material, Zusammensetzung und Hersteller	43
Tab. 2:	Brennparameter für Kristallisation/Glanz HT/LT der IPS e.max® CAD-Rohlinge [233]	47
Tab. 3:	Brennparameter des Sintervorgangs [120]	47
Tab. 4:	Vorbehandlung der Klebefläche zum Kunststoffblock entsprechend den Herstellerangaben [53, 63, 82, 120]	50
Tab. 5:	Messungen mit 10 Ncm bei Gruppe 3 (VITA ENAMIC®)	54
Tab. 6:	Messungen mit 10 Ncm bei Gruppe 4 (Telio CAD)	54
Tab. 7:	Konditionierung der Klebefläche der Rohlinge zur Ti-Base entsprechend den Herstellerangaben [53, 63, 82, 120]	57
Tab. 8:	Deskriptive Statistik zu den mittleren Rotationsfreiheiten der Untersuchungsgruppen	65
Tab. 9:	Werte der zehn Einzelmessungen bei IPS e.max® CAD	69
Tab. 10:	Werte der zehn Einzelmessungen bei inCoris ZI meso	69
Tab. 11:	Werte der zehn Einzelmessungen bei VITA ENAMIC®	69
Tab. 12:	Werte der zehn Einzelmessungen bei Telio CAD	69
Tab. 13:	Rotationswinkel R_2 und Werte für den approximalen Materialabtrag	91

11 Danksagung

Mein Dank richtet sich zunächst an Herrn Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff für die Bereitstellung der klinischen Forschungsräume und damit die Ermöglichung dieser Studie.

Bei Herrn Dr. med. dent. Ephraim Nold M.Sc. möchte ich mich herzlich für die sehr intensive und engagierte Betreuung bei der Planung und Durchführung der praktischen Untersuchungen sowie der schriftlichen Fertigstellung bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth für die Überlassung des Dissertationsthemas, die freundliche Unterstützung und stets kompetente Beratung während der gesamten Studiendauer.

Herrn Dr. hum. biol. Dipl.-Ing. K. Erdelt und Herrn J. Schweiger gilt ebenso mein Dank für weitere Hilfe und Betreuung.

Bei der CAMLOG Biotechnologies AG bedanke ich mich für die Bereitstellung der Laborimplantate und Titanklebebasen. Weiterhin gilt mein Dank den Unternehmen Ivoclar Vivadent AG, Sirona Dental Systems GmbH und VITA Zahnfabrik GmbH für die freundliche Bereitstellung der Materialien.

Schließlich bedanke ich mich bei meinen Lieben, insbesondere meinem Lebenspartner, meinen Eltern und meiner Großmutter, für die Unterstützung und Motivation während der Promotion.

12 Eidesstattliche Versicherung

Ich, Vivienne Demeter, geboren am 30.06.1991 in Augsburg, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Passung von CAD/CAM-Rohlingen mit konfektionierter Verbindungsgeometrie aus Lithiumdisilikat-, Zirkonoxid-, Hybridkeramik und PMMA auf Titanklebebasen vor und nach Oberflächenkonditionierung

- Eine In-vitro-Untersuchung-

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 12.Februar 2019

Vivienne Demeter