

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

Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Hybridkronen auf Titanklebebasen

Eine In-vitro-Untersuchung

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

vorgelegt von
Miriam Teufelhart
aus Augsburg
2018

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer MME

Mitberichterstatter: PD Dr. Katharina Bücher
Prof. Dr. Dr. Eberhard Fischer-Brandies

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

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

Tag der mündlichen Prüfung: 19.07.2018

Eidesstattliche Versicherung

Teufelhart, Miriam

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema
Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Hybridkronen auf Titanklebebasen - 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.

Hamburg, 20.8.18

Ort, Datum

Miriam Teufelhart

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Dentale CAD/CAM-Technologie	3
2.1.1	Vorteile der CAD/CAM-Fertigung	3
2.1.2	Entwicklung der CAD/CAM-Systeme	4
2.1.3	Funktionsweise	5
2.1.2.1	Digitalisierungsprozess	6
2.1.3.2	CAD-Prozess	7
2.1.3.3	CAM-Prozess	8
2.1.4	Ausgewählte CAM-verarbeitbare Werkstoffe	9
2.1.4.1	Vollkeramiken	10
2.1.4.2	Hybrid- und Verbundkeramiken	13
2.1.5	Ausgewählte CAD/CAM-Systeme	15
2.1.5.1	inLab®-System	15
2.1.5.2	KaVo ARCTICA®-System	17
2.2	Implantatgetragener Einzelzahnersatz	18
2.2.1	Implantatsysteme	19
2.2.1.1	Anforderungen	20
2.2.1.2	Implantat-Abutment-Verbindung	20
2.2.1.3	CAMLOG®-Implantatsystem	21
2.2.2	Suprakonstruktionen	22
2.2.2.1	Anforderungen	24
2.2.2.2	Herstellungsprinzipien	25
2.3	Aktueller Stand der Wissenschaft	28
2.3.1	In-vitro-Untersuchungen über Rotationsbewegungen	29
2.3.2	In-vitro-Untersuchungen über Spalträume	30
3	Zielsetzung der Studie	31

4	Material und Methode	32
4.1	Übersicht	32
4.1.1	Untersuchungsgruppe I (inLab®)	32
4.1.2	Untersuchungsgruppe A (KaVo ARCTICA®)	34
4.1.3	Kontrollgruppe P (Presskeramik)	34
4.1.4	Kontrollgruppe S (Standardverfahren)	34
4.2	Herstellung der Prüfkörper	34
4.2.1	Einbetten der Implantate	35
4.2.2	Fertigung der Hybridkronen	36
4.2.2.1	CAD/CAM-gefertigte Kronen	37
4.2.2.2	Presstechnisch gefertigte Kronen	43
4.3	Durchführung der Untersuchungen	46
4.3.1	Bestimmung der Rotationsfreiheit	46
4.3.1.1	Herstellung der Messapparatur	46
4.3.1.2	Durchführung der Messung	49
4.3.2	Vermessung der Spalträume	50
4.3.2.1	Adhäsive Befestigung der Hybridkronen	50
4.3.2.2	Herstellung der Schliffpräparate	51
4.3.2.3	Definition der Messbereiche	52
4.3.2.4	Lichtmikroskopische Messung	53
4.4	Ausschluss fehlerhafter Versuchsgruppen	57
4.5	Statistische Auswertung	57
5	Ergebnisse	60
5.1	Rotationsfreiheit der Hybridkronen	60
5.2	Größe der Spalträume	63
5.3	Statistische Korrelation der Messdaten	70
5.4	Ausgeschlossene Gruppen	72
6	Diskussion	74
6.1	In-vitro-Untersuchungen	74
6.2	Herstellung der Prüfkörper	74
6.3	Bestimmung der Rotationsfreiheit	76

6.4	Vermessung der Spalträume	84
6.5	Statistische Korrelation der Ergebnisse	88
6.6	Ausschluss fehlerhafter Versuchsgruppen	88
6.7	Schlussfolgerungen	90
7	Zusammenfassung	92
8	Literaturverzeichnis	94
9	Anhang	104
9.1	Abbildungsverzeichnis	104
9.2	Tabellenverzeichnis	106
10	Danksagung	108
11	Selbstständigkeitserklärung	109

1 Einleitung

Seit mehr als drei Jahrzehnten führte bei Patienten mit Zahnverlusten oder Nichtanlagen der Wunsch nach maximaler Lebensqualität bis ins hohe Alter zu einer kontinuierlichen Zunahme dentaler Implantatinsertionen [6-8]. Der Einsatz von Zahnimplantaten konnte sich in Kombination mit herausnehmbaren Prothesen, insbesondere im teilbezahnten Kiefer, aber auch durch Versorgung mit festsitzenden Restaurationen etablieren [9]. Eine spezielle Indikation stellt dabei die Einzelzahnücke im Front- oder Seitenzahnbereich dar, deren Versorgung mit implantatgestützten Kronen im Vergleich zu konventionellen Brücken vor allem parodontalhygienische Vorteile birgt [10].

Durch stetigen Fortschritt und Modifikationen im Bereich der dentalen CAD/CAM-Technologie (CAD = computer-aided design, CAM = computer-aided manufacturing) konnten zahntechnische und -ärztliche Arbeitsabläufe maßgeblich verändert, neue hochfeste Keramiken zur Herstellung indirekten Zahnersatzes gewonnen und verbesserte Werkstoffeigenschaften erzielt werden [11-19].

Die computergestützte Fertigung hielt vor wenigen Jahren überdies Einzug in das Gebiet der festsitzenden Implantatprothetik. Zur Herstellung implantatgetragener vollkeramischer Einzelkronen wurden Rohlinge mit industriell eingearbeiteten Schraubenkanälen, sog. Anschlussgeometrien, eingeführt. Durch alleinige Bearbeitung der Außengeometrie konnten erstmals passgenaue und rotationssichere monolithische Abutmentkronen mittels CAD/CAM-Systemen angefertigt werden [20, 21]. Nicht zuletzt wurde dadurch neuen Therapieoptionen, wie der festsitzenden Sofortversorgung in der Implantationssitzung, der Weg bereitet [21, 22].

Für den prothetischen Erfolg der Suprakonstruktion und damit der Überlebensdauer des gesamten Implantataufbaus spielt die Passgenauigkeit eine entscheidende Rolle [23]. Neben mikrobiologischen Folgeerscheinungen bei zu großen Randspalten, die eine Erkrankung des periimplantären Formenkreises nach sich ziehen können [24, 25], sind bei Auftreten eines großen Rotationsspielraums ungünstige Auswirkungen auf Okklusions- und Approximalkontakte zu erwarten. Dieser Aspekt kommt verstärkt bei modellfreien Abläufen, die sich der intraoralen Scantechnik bedienen [20], zum Tragen.

Ein Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie ist es, die CAD/CAM-basierte Herstellung der Anschlussgeometrie hinsichtlich ihrer Passgenauigkeit zu untersuchen und mit der werkseitigen sowie der konventionellen Fertigung zu vergleichen.

Es kommen dabei zwei verschiedene CAD/CAM-Systeme sowie unterschiedliche keramische Werkstoffe zum Einsatz. Mit den Materialgruppen der Lithiumdisilikatkeramik, der zirkondioxidverstärkten Lithiumsilikatkeramik, der Hybrid- sowie der Verbundkeramik erfolgt die Versuchsdurchführung anhand zahnfarbener Materialien, die sich in ihrer Feinstruktur und folglich auch in ihrer Verarbeitbarkeit unterscheiden.

2 Literaturübersicht

2.1 Dentale CAD/CAM-Technologie

Grundlegende Veränderungen in der Zahnheilkunde, die sich im Laufe des 20. Jahrhunderts vollzogen, erreichten mit steigender Anzahl an innovativen keramischen Werkstoffen auch die Herstellungsprozesse prothetischer Restaurationen. Mit Zunahme der Bedeutung computerunterstützter Systeme in der weltweiten Industrie rückten diese technischen Errungenschaften auch in der Dentalbranche in den Fokus der Forschung. Nicht zuletzt seit der Einführung verschiedener Hochfestigkeitskeramiken sind digitale Fertigungsprozesse aus der heutigen Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenken [26].

Der Begriff „CAD/CAM“ setzt sich aus der Abkürzung für computer-aided design, bezogen auf die digitale Konstruktion, und der Abkürzung für computer-aided manufacturing, den vollautomatischen Fertigungsvorgang beschreibend, zusammen. Seiner wörtlichen Bedeutung zufolge sind dem Begriff neben subtraktiven Fräs- und Schleiftechnologien auch generative Fertigungsverfahren zugehörig. Mittlerweile konnte sich jedoch eine Unterteilung in CAD/CAM-Systeme auf der einen und RP-Systeme (RP: Rapid Prototyping) auf der anderen Seite durchsetzen [11, 12, 26, 27].

2.1.1 Vorteile der CAD/CAM-Fertigung

Gegenüber konventionellen besitzen computergestützte Herstellungsprozesse erhebliche Vorzüge, die wesentlich zur Qualitätssteigerung prothetischer Versorgungen beitragen können. Zum einen resultieren aus der automatisierten Produktion aus industriell gefertigten Materialblanks, die eine homogene Mikrostruktur aufweisen, sehr gute werkstoffkundliche Eigenschaften. Besonders mechanische Charakteristika, wie Abrasivität und Festigkeit, können gegenüber herkömmlichen Techniken verbessert werden. Zum anderen erfolgt die Bearbeitung unter kontrollierten Bedingungen und ohne maßgebliche Spannungen im Material, wodurch eine erhöhte Passgenauigkeit der Restaurationen erzielt werden kann [11-16].

Durch den überwiegenden Verzicht auf manuelle Arbeitsschritte kann außerdem eine Vielzahl an individuellen Fehlerquellen umgangen werden [11, 13]. Weiterhin besteht durch die Sicherung der Konstruktionsparameter eine ständige Reproduzierbarkeit

CAD/CAM-gefertigter Restaurationen sowie eine dauerhafte Dokumentation durch deren digitale Archivierung. Dies ermöglicht im Falle des Versagens eine kostengünstige und aufwandsarme Neuanfertigung des Zahnersatzes [12, 15, 28].

Ein weiterer Vorteil der CAD/CAM-Technologie ist die Verarbeitbarkeit spezieller Hochleistungswerkstoffe. Aufgrund ihrer Materialeigenschaften können diese unter analogen labortechnischen Bedingungen nicht oder ausschließlich unter Qualitätsverlust zur Herstellung von Zahnersatz verarbeitet werden [11, 17-19]. Zu diesen Werkstoffen zählen unter anderem hochfeste polykristalline Oxidkeramiken, wie Zirkonoxidkeramik. Durch deren Einführung in zahntechnische Arbeitsprozesse konnten neue Anwendungsgebiete für Vollkeramiken, wie der Einsatz für Brücken im Molarenbereich, erschlossen werden [17, 18, 29-31].

Die intraorale digitale Erfassung bietet außerdem die Möglichkeit, Präparationen hinsichtlich ihrer Eignung gegenüber der angestrebten prothetischen Versorgung unmittelbar zu beurteilen [32, 33]. Daneben erlaubt die Methode ein einheitliches Vorgehen bei der prothetischen Versorgung einer Präparation oder eines Implantataufbaus. Diese Gegebenheit führt neben gesenkten Produktionskosten durch die maschinelle Bearbeitung zu einer erheblichen Zeitersparnis [19, 34-37].

2.1.2 Entwicklung der CAD/CAM-Systeme

Die Einführung und Weiterentwicklung von CAD/CAM-Systemen in der Zahnheilkunde geht maßgeblich auf drei Zahnmediziner zurück. Zu ihnen gehört Dr. Francois Duret, der 1971 erste Versuche in diesem Gebiet unternahm. Mit der intraoralen digitalen Abformung, der Konstruktion einer Restauration am Monitor und der Fertigung mithilfe einer Fräsmaschine konnte er erste Erfolge feiern [26, 38-41]. Er entwickelte später das kommerzielle Sopa®-System, das sich jedoch auf dem Markt nicht durchsetzen konnte [26, 40, 42].

Der Begründer des CEREC®-Systems, Prof. Dr. Werner H. Mörmann, gilt als zweiter Wegbereiter der dentalen CAD/CAM-Technologie. Er konstruierte ab 1980 mit Dr.-Ing. Marco Brandestini ein neuartiges Verfahren, das alle erforderlichen Arbeitsschritte zur Fertigstellung eines keramischen Inlays direkt am Patientenstuhl erlaubte [26, 39, 40, 43]. Die Einführung von CEREC® war es, die den Begriff CAD/CAM in der Zahnheilkunde weltweit zur Bekanntheit brachte [26, 42].

Als dritter Pionier gilt Dr. Matts Andersson, der in den 1980er Jahren zunächst ein vollautomatisches Herstellungsverfahren für Zahnkappchen aus Titan schuf und anschließend mit dem 1989 vorgestellten Procera®-System eine Maschine für hochpräzise Restaurationen einführte. Das von ihm hervorgebrachte System entwickelte sich später zum ersten global vernetzten Produktionszentrum für vollkeramischen Zahnersatz [26, 39, 40, 42]. Auch die beiden Forscher Heitlinger und Rodder beschäftigten sich ab 1979 sowie zahlreiche japanische Universitäten seit den späten 1980ern intensiv mit Forschung und Experimenten im Bereich computergestützter Fräsverfahren [26, 39, 40, 44].

In den vergangenen dreißig Jahren wurden stetig neue Systeme hervorgebracht. Zunehmend konnten Probleme der ersten Geräte, wie beispielsweise eine lange Bearbeitungsdauer und eine unzureichende Genauigkeit, verringert werden [40]. Während anfänglich die Bearbeitung von Titan vordergründig war, stieg der Anteil computerunterstützt gefertigter vollkeramischer Restaurationen in den letzten Jahren enorm an. Wurden in Deutschland 2006 noch ca. 62 Prozent der eingesetzten vollkeramischen Versorgungsmitteln mittels CAD/CAM-Technologie gefertigt, waren es im Jahr 2012 bereits 86 Prozent [45-47].

2.1.3 Funktionsweise

Alle heute gebräuchlichen dentalen CAD/CAM-Systeme gleichen sich in ihrem grundsätzlichen Funktionsprinzip. Das erste Element stellt die Digitalisierung dar, die die zu erfassende dreidimensionale Struktur in virtuelle Daten übersetzt. Dem schließt sich eine Bearbeitungssoftware an, mithilfe derer ein Konstruktionsdatensatz der geplanten zahntechnischen Versorgung generiert wird. Die dritte Komponente besteht aus einer Fräs- bzw. Schleifeinheit, die anhand der erstellten Daten eine Restauration aus einem Materialrohling fabriziert, oder einer RP-Maschine [19, 39, 48-50].

Der Prozesskette können sich je nach gewähltem Material und Zahnersatz noch weitere manuelle und maschinelle Arbeitsschritte, wie beispielsweise keramische Sintervorgänge oder digital gesteuerte Gerüstverblendungen, anschließen [11, 18, 51].

2.1.3.1 Digitalisierungsprozess

Die intra- oder extraorale Digitalisierung stellt die Grundlage des Gebrauchs von CAD/CAM-Systemen dar und kann mittels mechanischer oder optischer Verfahren erfolgen. Dabei können sowohl Präparationen als auch scanbare Abutments, Abformungen mit speziellen digitalisierbaren Materialien oder Gipsmodelle erfasst werden [19, 34, 39, 52, 53].

Die mechanische taktile Erfassung erfolgt mithilfe einer Tastersonde oder Kugel. Die Präzision ist unter anderem abhängig von deren Durchmesser, Anpressdruck und Tastgeschwindigkeit [12, 34, 40]. Das dreidimensionale, in der Regel fixierte Objekt wird dabei Punkt für Punkt in einem speziellen Muster abgefahren und für jeden dieser Punkte werden die Koordinaten bestimmt [12, 40].

Mechanische Scanner, die systembedingt nur extraoral zur Anwendung kommen, arbeiten hochpräzise und weisen im Bereich glatter Oberflächen Genauigkeiten von ca. 1 μm auf [39]. Jedoch bringen sie bedingt durch eine hohe Anzahl an notwendigen Messpunkten den Nachteil einer langen Bearbeitungszeit mit sich, sind mit hohen Kosten verbunden und können durch Oberflächenverschleiß der zu erfassenden Struktur zudem nicht beliebig oft am selben Objekt eingesetzt werden. Dieser Aspekt ist besonders bei kleinen Sondendurchmessern von Bedeutung [12, 19, 34, 40, 54].

Der optische Scanvorgang erfolgt dagegen intra- oder extraoral ohne Berührung und meist mittels Laserscanverfahren oder Weißlichtstreifenprojektion. In beiden Fällen projiziert eine Lichtquelle in Gestalt von strukturierten Streifen Weißlicht beziehungsweise ein Laserprojektor Laserlinien oder -punkte auf die Objektoberfläche. Die dabei entstehende Verzerrung wird üblicherweise mittels CCD-Sensoren (CCD: charge-coupled device) in einem Detektor aufgezeichnet. Während die Bildsensoren ein zweidimensionales Bild erfassen, wird durch Überlagerung von Bildern aus verschiedenen Richtungen eine dritte Dimension generiert [12, 19, 34].

Bei der Triangulationstechnik der Weißlichtstreifenprojektion stehen Lichtquelle und Sensor in einem definierten Winkel zueinander. Durch den Winkel, der in Abhängigkeit von der Ebene des zu scannenden Objekts entsteht, kann ein 3D-Bild erzeugt werden. Der Abstand zwischen Scanobjekt und Sensor ist bei dieser Methode entscheidend für das Scanergebnis. Demgegenüber sind beim Lasertriangulationsverfahren Sensor

und Scanobjekt fixiert und es wird ein Laserstrahl durch einen oszillierenden Spiegel über die Oberfläche der zu erfassenden Struktur geführt. Demzufolge kann dieser Scanprozess ausschließlich extraoral vollzogen werden [12, 40, 55].

Intraorale Erfassungssysteme bedienen sich zudem der Methode des Active Wavefront Samplings, die auf Videosequenzen und Konfokalmikroskopie beruht [34, 56].

Güth et al. wiesen bei intraoralen Erfassungssystemen im Rahmen einer In-vitro-Studie mit einer Standardabweichung (SD) von 19 μm im Vergleich zur konventionellen Polyetherabformung (SD: 31 μm) bessere Genauigkeitswerte nach [57]. Da sie zudem mit Vorzügen der Ersparnis mehrerer Arbeitsschritte, einer geringen Invasivität und einem höheren Patientenkomfort aufwarten können, werden Forschung und Weiterentwicklung vor allem in diesem Bereich betrieben [53, 58-60].

Die Verarbeitung der erfassten Daten erfolgt zunächst mittels Darstellung der gescannten Oberfläche in Form einer Punktwolke. Deren Qualität hängt von Konfiguration und Abstand, nicht jedoch von der Anzahl der einzelnen Punkte ab. In einem weiteren automatischen Bearbeitungsschritt werden die Daten durch Reduktion von Streupunkten und eines systembedingt auftretenden Rauschens gefiltert [40].

Da die Digitalisierung großer oder komplexer Objekte oftmals mehrerer einzelner Messungen aus verschiedenen Richtungen bedarf, werden die Daten von der Software des 3D-Datenerfassungssystems in einem sogenannten „Matching“ (engl. to match: übereinstimmen) zu einer Gesamtmessung zusammengeführt. Bedingt durch diesen Prozessschritt ist die Entstehung von zusätzlichen Fehlern, zum Beispiel durch Kantenglättung oder den Ausgleich räumlicher Differenzen, unvermeidlich [40, 61, 62].

2.1.3.2 CAD-Prozess

Für den CAD-Prozess, der computergestützten Konstruktion, müssen die Messdatensätze, die in den meisten Fällen im ASCII-Format (American Standard Code For Information Interchange) vorliegen, zuerst in Flächen- oder Volumenmodelle umgesetzt werden. Zu diesem Zweck kommt in der Regel die Methode der Flächenrückführung durch Reverse Engineering zum Einsatz [40, 61].

Die virtuelle Modellation der geplanten Restauration erfolgt mit Hilfe verschiedener CAD-Softwaresysteme variabler Komplexität, die eine unterschiedlich ausgeprägte Interaktivität mit dem Benutzer erfordern. Diese Unterschiede reichen von einer automatischen Konstruktion einfacher Gerüste gleichmäßiger Schichtstärke für Einzelkronen bis hin zu einer individuell abgestimmten Gestaltung aufwändigerer Restaurationen. Letztgenannte erfordert ein spezielles Fachwissen und zeichnet sich durch eine höhere Fehleranfälligkeit aus [40, 61]. Um das simulierte Aufwachsen anatoformer Kauflächen zu vereinfachen, kann sich zur Formgebung außerdem biogenerischer Datenbanken bedient werden. Daneben können sowohl Wachsmodellationen als auch Modelle der Ausgangssituation und Provisorien eingescannt werden [48, 63, 64].

Regelmäßige Softwareoptimierungen ermöglichen das sogenannte intelligente Gerüstdesign. Basierend auf werkstoffkundlichen Daten und klinischen Erkenntnissen wird dabei eine entsprechende Gerüstdimensionierung und der für eine spätere Verblendung ausreichende Materialabtrag berücksichtigt. Studien zufolge zeigte die Anwendung dieser Funktion positive Auswirkungen auf die Überlebensraten digital generierter Restaurationen [40, 65].

Zum Datentransfer oder -export ist das am häufigsten genutzte CAD-Datenformat das STL-Format. Die Weiterleitung der Konstruktionsdaten an ein Frässystem schließt letztendlich den computerunterstützten Modellationsprozess ab [40].

2.1.3.3 CAM-Prozess

Der Ort des CAM-Prozesses, das heißt der endgültigen Herstellung der prothetischen Versorgung, lässt eine Unterteilung der CAD/CAM-Systeme in drei Fertigungskonzepte zu. Es wird zwischen der Chairside-Fertigung, bei der sich alle CAD/CAM-Komponenten in der zahnärztlichen Praxis befinden, der Labside-Fertigung mit Lokalisation des Produktionselements im zahntechnischen Labor und der industriellen Herstellung im Fräszentrum unterschieden [12, 19].

Der computergestützten Fertigung stehen mit CNC-Einheiten (CNC: Computer Numeric Control) meist numerisch gesteuerte Geräte zur Verfügung. Dafür muss der Designdatensatz zunächst in ein lesbares Format transformiert werden, anhand dessen die Fräsbahnen festgelegt werden. Für die Berechnung müssen neben

Geräte-, Werkzeug- und Werkstoffparametern eventuelle Dimensionsänderungen, wie eine Sinterschrumpfung im Rahmen der Weiterverarbeitung, einbezogen werden [12, 19, 40].

Die derzeit verfügbaren Maschinen unterscheiden sich unter anderem in ihrer Anzahl an Fräsachsen, wobei die Berechnung der Werkzeugbahnen mit steigender Zahl an Komplexität zunimmt [12, 19]. Im dentalen Bereich kommen üblicherweise 3-, 4- und 5-Achsfräsen zum Einsatz. Für die Fertigung einfacher Kronen- und Brückengerüste durch Spanabtrag an eingespannten Materialrohlingen sind in der Regel drei Fräsachsen ausreichend. Dagegen erfordert die Herausarbeitung komplizierterer Geometrien, wie zum Beispiel von Unterschnitten, zusätzlich zu den drei translatorischen auch weitere, rotatorische Achsen [19, 54].

Die subtraktive Bearbeitung der CAD/CAM-Blöcke lässt sich grob in zwei Arbeitsschritte gliedern. Dem ersten Schritt des Schruppens, einer schnellen und effektiven Reduktion des Blanks, schließt sich mit dem Schlichten ein Prozess, der sich durch eine präzise Oberflächenbearbeitung auszeichnet, an [12, 49]. Auf diese Weise können Fertigungsgenauigkeiten von 50 bis 80 μm erzielt werden [18].

2.1.4 Ausgewählte CAM-verarbeitbare Werkstoffe

Die Gruppe der Materialien, die im dentalen Bereich computergestützt verarbeitet werden, umfasst mit Metalllegierungen, Kunststoffen und Vollkeramiken seit Jahrzehnten in der Zahntechnik bewährte Werkstoffklassen [12]. Daneben stehen mit Hybrid- und Verbundkeramiken seit einigen Jahren weitere Materialien für die CAD/CAM-basierte Herstellung prothetischer Versorgungen zur Verfügung [66].

Die Verwendung von Metallen in der CAD/CAM-Technologie beschränkt sich aus ökonomischen Gründen vorwiegend auf Titan und edelmetallfreie Legierungen. Dass Edelmetalllegierungen in der Regel nicht computergesteuert spanabhebend bearbeitet werden, beruht auf dem großen Substanzabtrag bei der CAM-Fertigung und dem damit verbundenen Materialverlust von bis zu 80% [12, 19, 67-69].

Kunststoffe kommen bei computerunterstützten zahntechnischen Verfahren in mehreren Bereichen zur Verwendung. Lichthärtende Polymeren können in additiven Prozessen zu Bohrschablonen, Schienen und Gussgerüsten verarbeitet werden.

Daneben werden aus fräsbaaren Kunststoffen, wie Polymethylmethacrylaten und Bisphenol-A-dimethacrylaten sowie Kompositen und faserverstärkten Polyamiden, vor allem Langzeitprovisorien und Kunststoffgerüste angefertigt [12, 19, 67, 70].

Diese Materialklasse erweitert außerdem seit einigen Jahren das Einsatzspektrum von CAD/CAM-Systemen um die Herstellung herausnehmbarer Versorgungen. So können mittlerweile Funktionsschienen aus Polycarbonat konstruiert und gefräst werden. Gleichzeitig befindet sich die Etablierung der digitalen Totalprothetik im klinischen Alltag weiterhin auf dem Vormarsch [21, 71].

Aufgrund ihrer Relevanz für die vorliegende Studie werden einzelne Vollkeramiken sowie zwei Vertreter der Hybrid- und Verbundkeramiken im Folgenden näher behandelt.

2.1.4.1 Vollkeramiken

Die Deutsche Keramische Gesellschaft definiert keramische Werkstoffe als „anorganisch, nichtmetallisch, im Wasser schwer löslich und zu wenigstens 30% kristallin“ [72]. Sie setzen sich überwiegend aus Feldspat, Quarz und Kaolin zusammen und unterscheiden sich durch einen hohen Feldspat- und einen geringen Kaolinanteil vom herkömmlichen Porzellan [17, 73]. Zusätzliche Füllstoffe, wie brennfeste Metalloxide, können außerdem optische und mechanische Eigenschaften entscheidend beeinflussen [17, 74]. Im Sinterverfahren, einem thermischen Prozess mit Brenntemperaturen weit unter dem Schmelzpunkt, wird dem Werkstoff durch Verdichtung materialspezifischer Porositäten eine höhere Festigkeit verliehen [17, 40].

Neben ästhetischen Gesichtspunkten besitzen vollkeramische Restaurationen mit einer höheren Biokompatibilität und einer potentiell stärkeren prophylaktischen Wirksamkeit maßgebliche Vorteile gegenüber metallischen Versorgungen. Sie zeichnen sich weiterhin durch chemische Stabilität und Korrosionsbeständigkeit, dem Ausbleiben toxischer und allergener Wirkungen und einer verminderten Tendenz zur Plaqueanlagerung aus [5, 18, 73, 75-77]. Durch die fortlaufende Entwicklung keramischer Werkstoffe mit einer gesteigerten mechanischen Festigkeit und der Optimierung von Befestigungsmaterialien wird eine zunehmend vielseitige Einsetzbarkeit keramischer Versorgungen ermöglicht [18, 78].

Bei vollkeramischen Systemen lassen sich, basierend auf ihrer mikrostrukturellen Zusammensetzung, zwei Hauptgruppen voneinander abgrenzen. Man kann sie grundsätzlich in die Gruppe der mehrphasigen Silikatkeramiken und die Gruppe der Oxidkeramiken, die ein rein kristallines Gerüst aufweisen und nicht oder nur geringfügig glasinfiltriert sind, einteilen [5, 18] (Abb. 2.1).

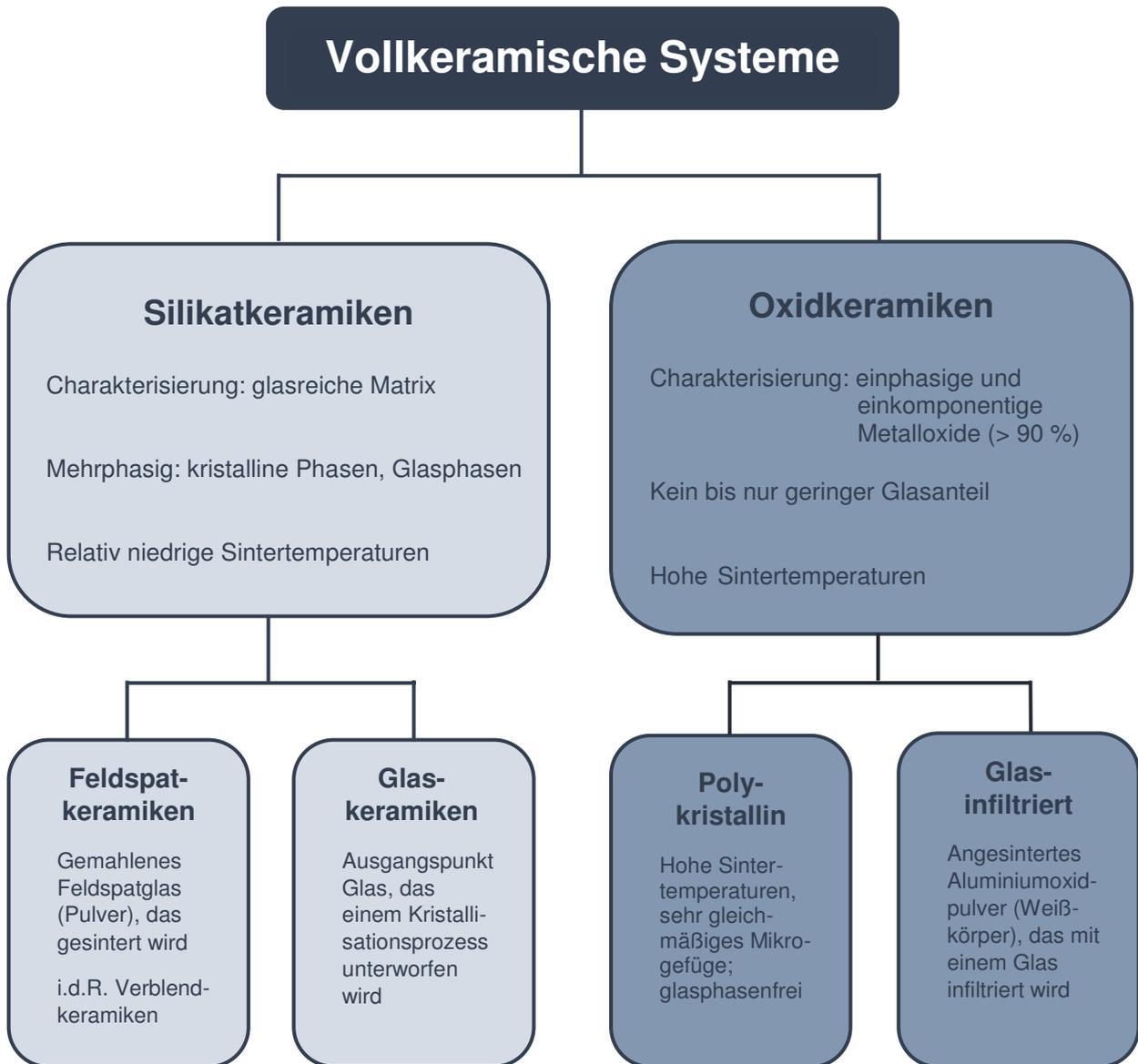


Abb. 2.1: Einteilung vollkeramischer Systeme nach werkstoffkundlichen Eigenschaften (nach [5])

Nachfolgend werden zwei Derivate der glaskeramischen Untergruppen, die in der vorliegenden Studie verwendet wurden, detaillierter charakterisiert.

Lithiumdisilikatkeramiken

Lithiumdisilikatkeramiken zeichnen sich durch nadelförmige Lithiumoxidkristalle aus, die in eine Glasmatrix eingebettet sind und einen Volumenanteil von bis zu 70% einnehmen [79-82]. Dadurch wird dem Werkstoff eine Biegefestigkeit von 300 – 400 MPa verliehen, die den entsprechenden Wert anderer Glaskeramiken deutlich übersteigt [80, 83, 84]. Bedingt durch ihre hohe Transluzenz sind Restaurationen aus Lithiumdisilikatkeramik dennoch optisch sehr ansprechend, was unter anderem dem niedrigen Brechungsindex der Lithiumdisilikatkristalle zuzuschreiben ist [80, 85].

Die genannten Vorzüge bewirken eine vielseitige Einsetzbarkeit des Materials in Form von Inlays, Onlays, Veneers, monolithischen Front- und Seitenzahnkronen, auch als Implantatsuprakonstruktionen, und zur Gerüstverblendung, ohne dass verstärkende Zusätze notwendig sind. Neben dem adhäsiven Einsetzen einer Restauration erlauben sie überdies einen semiadhäsiven oder gar konventionellen Befestigungsmodus [18, 80, 86, 87]. Für höchste ästhetische Ansprüche im Frontzahnbereich können Gerüste aus Lithiumdisilikatkeramik zudem mit fluorapatitkristallhaltiger Glaskeramik verblendet werden [80].

Auf dem dentalen Markt wurde der Werkstoff im Jahr 2005 eingeführt und wird neben Produkten weiterer Hersteller auch von der Ivoclar Vivadent AG (Schaan, Liechtenstein) unter dem Handelsnamen IPS e.max®-LS2 angeboten. Dabei kann zwischen Rohlingen mit dem Namen IPS e.max® Press für die Presstechnik, die mit einer geringfügig höheren Biegefestigkeit aufwarten können, und Materialblanks mit dem Namen IPS e.max® CAD für die CAD/CAM-Technologie gewählt werden [82, 84, 88]. Die klinische Bewährung der beiden keramischen Produkte konnte in mehreren Studien nachgewiesen werden. So konnte für Versorgungen aus IPS e.max® Press in sechs Studien bei einer mittleren Zeitspanne von 5,6 Jahren eine Überlebensrate von durchschnittlich 97,5% und für IPS e.max® CAD-Restaurationen in sechs In-vivo-Studien bei einem durchschnittlichen Beobachtungszeitraum von drei Jahren eine mittlere Überlebensrate von 97,9% ermittelt werden [84].

Zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramiken

Das Bestreben nach einer weiteren Optimierung glaskeramischer Versorgungungen hinsichtlich ästhetischer und mechanischer Aspekte führte 2013 schließlich zur Einführung zirkondioxidverstärkter Lithiumsilikatkeramiken [88].

Die Besonderheit dieses Materials liegt in einem äußerst feinkörnigen Mikrogefüge, das ihm bei einer vergleichsweise hohen Biegefestigkeit von 210 bis 420 MPa eine beträchtlich transluzente Ästhetik verleiht. Die Festigkeitswerte beruhen maßgeblich auf dem etwa 10%igen Anteil an Zirkondioxidkristalliten. Während klassische Lithiumdisilikatkeramiken über Kristalle einer Größe von 2000 bis 4000 nm verfügen, beinhaltet diese, ihr verwandte Werkstoffgruppe Lithiumsilikatkristalle einer Größe von 500 bis 700 nm. Da sich die Werte im Wellenlängenbereich der für die Opaleszenz verantwortlichen Lichtanteile aufhalten, können naturgetreue lichtoptische Eigenschaften erzielt werden [78, 88, 89].

Der Indikationsbereich glaskeramischer Versorgungungen wird mit zirkondioxidverstärkten Lithiumsilikatkeramiken um dreigliedrige Brücken bis zum zweiten Prämolaren und okklusale Veneers erweitert [18].

Neben der DeguDent GmbH (Hanau) und dem Fraunhofer-Institut (München) war die VITA Zahnfabrik GmbH (Bad Säckingen) entscheidend an der Entwicklung des Werkstoffs beteiligt und brachte ihn unter dem Handelsnamen VITA SUPRINITY® auf den Markt. Durch Formgebung und Temperaturbehandlung werden entsprechende vorkristallisierte Rohlinge werkseitig gefertigt, die durch den Anwender mittels maschineller CAM-Bearbeitung und nachfolgendem Kristallisationsbrand schließlich Festigkeitswerte von 420 MPa erreichen [78, 88].

Auf klinischen Langzeitstudien beruhende Ergebnisse zum Nachweis zufriedenstellender Erfolgs- und Überlebensraten zirkondioxidverstärkter Lithiumsilikatkeramiken stehen derzeit noch aus.

2.1.4.2 Hybrid- und Verbundkeramiken

In den vergangenen Jahren hielt eine neue keramische Werkstoffgruppe Einzug in die Zahnheilkunde. Mit ihr konnte sich dem Wunsch angenähert werden, die natürlichen Eigenschaften des Dentins besser als durch bis dato verfügbare Keramiken

nachzuahmen. Es handelt sich dabei um Materialien mit einer dualen Netzwerkstruktur, die die vielseitigen Vorzüge keramischer Massen mit der elastischen Qualität dentaler Kunststoffe vereint [90, 91].

Innerhalb dieser Gruppe können Hybridkeramiken, die aus einem polymerinfiltrierten Silikatkeramikgerüst bestehen, von Verbundkeramiken mit Silikat- und Zirkondioxidpartikeln, die in eine Polymermatrix eingebettet sind, unterschieden werden [18]. Beide Gruppen weisen Gemeinsamkeiten hinsichtlich ihres Anwendungsbereichs, werkstoffkundlicher Eigenschaften und der Formgebung auf. Sie sind für alle Einzelzahnversorgungen indiziert und zeichnen sich durch eine besonders geringe abrasive Wirkung am Antagonisten aus [92, 93]. Zudem besitzen sie ein mit Dentin vergleichbares Elastizitätsmodul [92, 94]. Durch computergestützte subtraktive Verfahren können Materialrohlinge beider Gruppen zu prothetischen Versorgungen verarbeitet werden und müssen im Anschluss lediglich noch manuell auf Hochglanz poliert werden [18, 95].

Die weltweit erste Hybridkeramik wird unter dem Produktnamen VITA ENAMIC® (VITA Zahnfabrik GmbH) vertrieben und setzt sich zu einem Gewichtsanteil von 86% aus einem Feldspatkeramikgitter und den restlichen 14% aus einem UDMA-TEGMA-Polymernetzwerk zusammen [93]. Bei einer Biegefestigkeit von 150 – 160 MPa wurde die einzuhaltende Mindestschichtstärke auf 0,2 mm bis 0,5 mm festgelegt und birgt daher mit Blick auf die Zahnhartsubstanzschonung einen Vorteil gegenüber vollkeramischen Systemen [96, 97].

Eine auf dem Markt erhältliche Verbundkeramik wurde von der Shofu Inc. (Kyoto, Japan) entwickelt und wird seit kurzer Zeit unter dem Handelsnamen Shofu Block HC® als Rohling eines hochästhetischen Werkstoffs in verschiedenen Transluzenzstufen vertrieben. Die vom Hersteller angegebenen Daten beschränken sich derzeit überwiegend auf Gebrauchshinweise [95].

Für beide zahntechnische Produkte gilt, dass zur Beurteilung des Langzeiterfolgs dieser vielversprechenden Materialklasse entsprechende Studien mit Beobachtungszeiträumen von einigen Jahren abgewartet werden müssen.

2.1.5 Ausgewählte CAD/CAM-Systeme

Die CAD/CAM-Technologie ist aus der modernen Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenken. Zahlreiche Systeme werden von verschiedenen Firmen angeboten. Einer Prognose der Millennium Research Group (MRG) zufolge wird deren Anzahl in den folgenden Jahren weiter ansteigen. Im Jahr 2016 nahm der Sektor der angebotenen Chairside-Systeme gemäß einer Recherche der MRG bereits einen Anteil von beinahe 60 Prozent an dentalen CAD/CAM-Einheiten ein und wird auch zukünftig einen Aufschwung erfahren [98].

Einer Marktübersicht aus dem Jahr 2016 zufolge sind derzeit in Deutschland mindestens 49 unterschiedliche CAD/CAM-Systeme, produziert von 39 Dentalfirmen, erhältlich. Beispiele für Unternehmen, deren Konzepte sich auf dem zahnärztlichen Markt durchsetzen konnten, sind 3Shape A/S (Kopenhagen, Dänemark), Amann Girrbaach AG (Koblach, Österreich), Zirkonzahn Worldwide (Gais, Italien), Dentsply Sirona

Inc. (York, USA) und KaVo Dental GmbH (Biberach/Riß) [18, 99]. Zwei laborseitige Systeme der letztgenannten Hersteller, die zur Fertigung der Prüfkörper der vorliegenden Untersuchung herangezogen werden, werden in den folgenden Abschnitten näher erläutert.

2.1.5.1 inLab®-System

Als Produktergänzung zum Chairside-System CEREC®, dem in der Entwicklung der CAD/CAM-Technologie eine große Bedeutung zugeschrieben wird, wurde vom Hersteller Sirona Dental Systems GmbH im Jahr 2001 eine Lösung für das zahntechnische Labor eingeführt. Mit dem System inLab® konnte der Anwendungsbereich auf die Labside-Fertigung ausgedehnt werden [26, 40, 43].

In den folgenden Jahren erfuhr die ursprünglich hervorgebrachte Technologie verschiedenste Weiterentwicklungen und innovative Verbesserungen. Die aktuell erhältlichen CAM-Automaten inLab MC X5, ein 5-Achs-Schleif- und Frässystem, und inLab MC XL, ein 4-Achs-Schleif- und Frässystem, können mit weiteren Komponenten zu einem vollständigen laborseitigen CAD/CAM-System zusammengeführt werden. Es stehen dafür die auf Streifenlichtprojektion basierende Scannertechnologie inEos, die

Konstruktionssoftware inLab SW, die CAM-Software inLab CAM SW und der Sinterofen inFire HTC speed in jeweils mehreren Varianten zur Verfügung (Abb. 2.2 und 2.3).

Zusätzlich besteht die Möglichkeit mittels Intraoralscanner erfasste Informationen modellfrei über das Portal Sirona Connect zu übertragen und anschließend einen Fräsdatensatz zu generieren. Weiterhin ist mit dem Dienstleistungspartner infiniDent eine Plattform für die zentrale Fertigung vorhanden [40, 99].



Abb. 2.2, Abb. 2.3: Scanner inEos Blue und Fräsmaschine inLab MC XL des inLab®-Systems

Die Einheit inLab MC XL kann genauer als Doppel-4-Achs-Maschine, die für ein Zwillings-Schleifprinzip konzipiert wurde, charakterisiert werden. Gegenüber der Basisversion inLab konnten Fortschritte in Bezug auf die Fertigungsgeschwindigkeit und die Präzision des Ergebnisses erreicht werden [100]. Sie eignet sich zur Verarbeitung dentaler Keramiken sowie von Kunststoffen und Nichtelegmetallen [100, 101]. Der Indikationsbereich umfasst sowohl Inlays, Onlays, Veneers, Teil- und Vollkronen, Brücken, teleskopierende Primärkronen, Stege und Geschiebe als auch Abutments, implantatgetragene Suprakonstruktionen und Kronen- bzw. Brückengerüste. Hinzu kommt die Fertigung von Modellen und Bohrschablonen mit maximal einem Bohrloch [40, 100, 101].

2.1.5.2 KaVo ARCTICA®-System

Seit mehr als einem Jahrzehnt produziert das Unternehmen KaVo Dental GmbH mit dem System KaVo Everest® eine bewährtes CAD/CAM-System mit großtechnischer CAM-Einheit für laborgefertigte Restaurationen. Der Hersteller erweiterte sein Angebot um ein weiteres, im Vergleich kompakteres Produkt und führte es 2012 unter dem Namen KaVo ARCTICA® auf dem dentalen Markt ein [18].

Der Technologie zugehörig sind neben der Fräs- und Schleifeinheit KaVo ARCTICA Engine weitere Elemente, die das System komplettieren. Gleichzeitig können diese mit den Komponenten des KaVo Everest®-Systems uneingeschränkt kombiniert werden (Abb. 2.5). Bei den einzelnen Systembestandteilen handelt es sich um die Scanvorrichtungen KaVo ARCTICA AutoScan (Abb. 2.4) bzw. KaVo ARCTICA Scan, die sich ebenso der Streifenlichtprojektion bedienen, und der Konstruktionssoftware KaVo multiCAD [102, 103]. Außerdem steht zur Einleitung des Fertigungsprozesses mit der KaVo CSS Software eine firmeneigene Werkstoff-, Werkzeug-, Job- und Geräteverwaltungssoftware zur Verfügung [18, 40, 102].

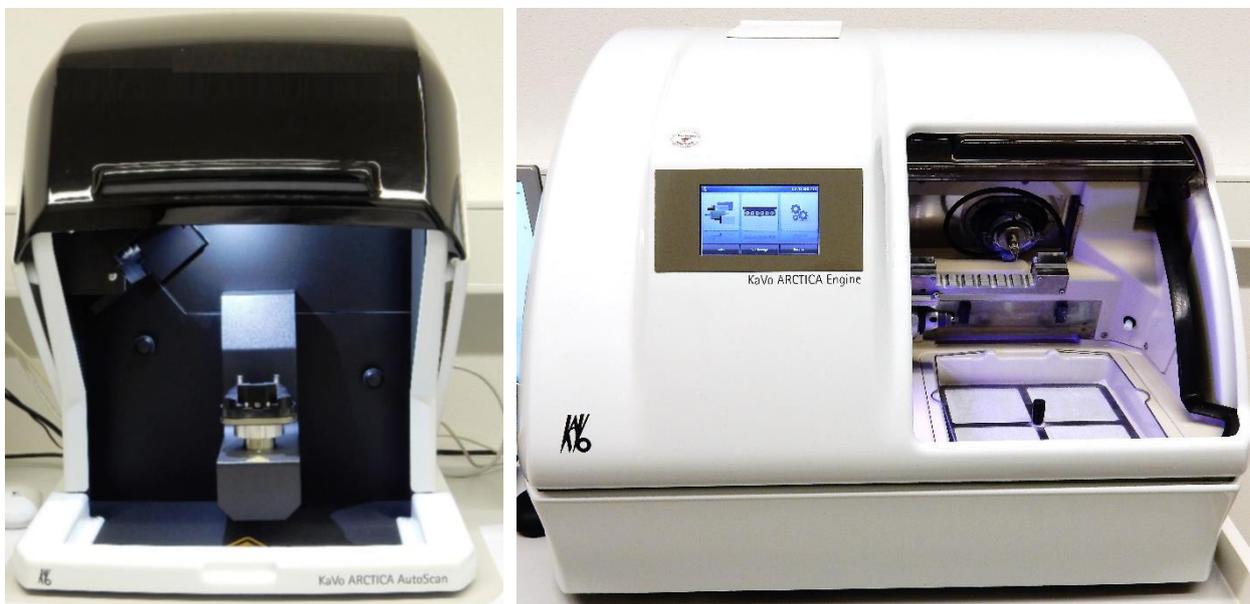


Abb. 2.4., Abb. 2.5: Hardware-Komponenten des KaVo ARCTICA®-Systems: KaVo ARCTICA AutoScan und KaVo ARCTICA Engine

Die CAM-Maschine zeichnet sich durch eine simultane 5-Achs-Bearbeitung standardisierter Materialblanks der Größe 70 x 40 mm aus, die auch eine Ausarbeitung von Unterschnitten ermöglicht. Sie ist sowohl in einer offenen als auch in einer geschlossenen Variante erhältlich. Diese Unterteilung bezieht sich auf die Möglichkeit, mit einer entsprechenden Software alternativ zu den Rohlingen der KaVo ARCTICA Elements-Gruppe auch Materialien von Fremdanbietern zu verarbeiten [18, 103]. Die möglichen Restaurationsmaterialien umfassen neben Keramiken, Kunststoffen und Titan auch Dentalwachse [103].

2.2 Implantatgetragener Einzelzahnersatz

Seit über drei Jahrzehnten gilt die dentale Implantologie als anerkannte und von der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) wissenschaftlich begründete Therapieform [6]. Kombiniert mit herausnehmbaren Versorgungen oder festsitzenden Restaurationen nimmt die Anzahl an zahnärztlichen Implantaten kontinuierlich zu. Während im Jahr 2000 in Deutschland in etwa 200.000 Zahnimplantate inseriert wurden, stieg diese Anzahl innerhalb der folgenden acht Jahre bereits um das Drei- bis Sechsfache an [7, 104, 105].

Mit zunehmender Präzision der Positionsplanung konnte der Indikationsbereich von risikoarmen Implantationen auf komplexere Fälle, wie beispielsweise enge Schalllücken, ausgedehnt werden [106-108]. Nicht nur im Bereich der Implantatinsertion konnten in den letzten Jahren Fortschritte erzielt werden, auch wiesen mehrere klinische Studien den steigenden Langzeiterfolg von Implantaten nach. So beschreibt etwa die neueste Leitlinie der DGZMK aus dem Jahr 2012 Implantat-Überlebensraten von 97,9% über einen Zeitraum von 10 Jahren [109, 110].

Die Versorgung zahnbegrenzter Lücken mittels Einzelzahnimplantaten ist grundsätzlich bei parodontal gesunden, füllungs- und kariesfreien Nachbarzähnen und günstigen anatomisch-strukturellen Bedingungen in Betracht zu ziehen [6]. Sie birgt gegenüber konventionell-prothetischer festsitzender Maßnahmen Vorteile hinsichtlich der ästhetischen Gestaltung des Emergenzprofils, einer verbesserten Hygienefähigkeit und der Schonung intakter Zahnhartsubstanz. Zudem wird die Kinetik

der benachbarten natürlichen Zähne nicht beeinträchtigt, da durch Verblockung auftretende Spannungen bei Einzelzahnimplantaten ausbleiben [6, 111-113].

Hinsichtlich des klinischen Erfolgs lassen sich bei implantatgetragenen Einzelzahnrestorationen gegenüber herkömmlichen Brückenversorgungen vergleichbare Ergebnisse feststellen [109, 114, 115]. Pjetursson et al. ermittelten im Rahmen einer Metaanalyse eine durchschnittliche Überlebensrate von 89,4% für Implantateinzelkronen in einem Untersuchungszeitraum von 10 Jahren, während klassische zahngetragene Brücken in dieser Zeitspanne im Mittel eine Überlebensrate von 89,2% aufwiesen [116].

2.2.1 Implantatsysteme

Der typische Aufbau eines in der Zahnheilkunde üblicherweise verwendeten zweiteiligen Implantatsystems setzt sich aus Zahnimplantat und Abutment zusammen. Die gebräuchliche Modifikation dieses Systems ist das enossale, also im Knochen befindliche, Implantat, das die Zahnwurzel simuliert und somit der Verankerung des Zahnersatzes im Kieferknochen dient. Als Mesostruktur zwischen der künstlichen Wurzel und der oral gelegenen Suprakonstruktion fungiert das Abutment, welches auch als Implantatpfosten bezeichnet wird und bei festsitzenden prothetischen Restaurationen den präparierten Zahnstumpf imitiert [7, 117, 118].

In aller Regel werden in der aktuellen zahnärztlichen Chirurgie Schraubenimplantate mit einer konischen oder zylindrischen Formgebung inseriert, die mittels Gewinde zuerst makroretentiv und dann durch Osseointegration im Knochen verankert sind. Implantate können sowohl aus Zirkonoxidkeramik als auch, wie weit häufiger der Fall, aus Titan gefertigt sein. Es wird Reintitan vom Grad 4 verwendet, wobei sich diese Klassifikation auf die Verfestigung durch eine spezielle Art der Kaltverformung bezieht [118, 119].

Metallische Abutments bestehen dagegen neben Gold, Reintitan oder edelmetallfreien Legierungen am häufigsten aus Titanlegierungen. Die gebräuchlichste chemische Variante stellt dabei die Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung Ti-6Al-4V dar, die mit 930 MPa eine beinahe doppelt so hohe Zugfestigkeit im Vergleich zu Reintitan vom Grad 4 besitzt [119].

2.2.1.1 Anforderungen

Ein entscheidender Faktor für den Therapieerfolg eines Implantatsystems ist eine hohe Biokompatibilität der verwendeten Materialien [120]. Aufgrund der im Idealfall langen Verweildauer dentaler Implantate im menschlichen Körper ist diese Eigenschaft unabdingbar, um sowohl lokale als auch systemische Schädigungen zu vermeiden [121]. Sowohl für Titan als auch für Zirkonoxidkeramik konnte eine sehr gute biologische Verträglichkeit nachgewiesen werden [118, 122-125].

Ein zentraler Stellenwert für den Langzeiterfolg inserierter Implantate muss außerdem der Osseointegration eingeräumt werden [120]. Branemark et al. zufolge definiert dieser Begriff die Herstellung einer direkten Verbindung zwischen Implantatoberfläche und dem umgebenden vitalen Knochen [126]. Wichtige Einflussfaktoren sind hierbei eine gute Primärstabilität während der Insertion und eine ausreichende Sekundärstabilität durch biologische Vorgänge im postoperativen Verlauf. Daneben spielen unterschiedliche Oberflächenbehandlungen wie auch materialspezifische Biokompatibilitätsfaktoren eine tragende Rolle [120, 127-130].

Weiterhin stellt die Ästhetik ein wichtiges Anforderungsmerkmal dar. Diese ist unter anderem abhängig von der dreidimensionalen Positionierung des Implantats, der Wahl des Materials und der Abutmentform sowie bestmöglich wiederhergestellten Weich- und Hartgewebsverhältnissen [131-133].

2.2.1.2 Implantat-Abutment-Verbindung

Zahlreiche Autoren wiesen bereits auf die Relevanz der exakten Passung der Komponenten eines zweiteiligen Implantatsystems hin. Ein direkter Zusammenhang dieser Präzision mit dem klinischen Langzeiterfolg der gesamten Implantatversorgung konnte vielfach aufgezeigt werden [134-138].

Es existieren zahlreiche Variationen des Implantat-Abutment-Komplexes, die grundsätzlich in Gruppen externer und interner Verbindungsgeometrien eingeteilt werden können. Weiterhin können Stoßverbindungen mit Spielpassung durch einen geringen Spaltraum von Konusverbindungen mit Selbsthemmung über die entstehende Haftreibung differenziert werden [139]. Bei den genannten Modifikationen

sind zudem häufig spezielle Konstruktionsmerkmale, wie zum Beispiel hexagonale Geometrien, Nockenverbindungen oder Kerbverzahnungen, vorhanden [136, 139].

Anforderungen an die Implantat-Abutment-Verbindung wurden in der Literatur unter anderem von Zipprich et al. und Grunder et al. formuliert. Den Autoren zufolge sollten neben einer hohen Festigkeit, einer geringen Materialermüdung bei extraaxialen Kräften und einer unkomplizierten Abutmentinsertion auch eine exakte Passgenauigkeit und eine stabile Rotationssicherung vorhanden sein [139, 140]. Unter anderem wird durch die Minimierung rotatorischer Bewegungen das Lockerungsrisiko der Abutmentschraube im Implantat herabgesetzt [141].

2.2.1.3 CAMLOG®-Implantatsystem

Im Jahr 1999 führte das Unternehmen CAMLOG Biotechnologies AG (Basel, Schweiz) nach einer klinischen Erprobungsphase von 1.764 inserierten Implantaten in einem Zeitraum von drei Jahren das CAMLOG®-Implantatsystem auf dem Markt ein. Bereits wenige Jahre später konnte es zu den führenden Systemen in Deutschland gezählt werden [142, 143]. Mit den Titan-Schraubenimplantaten der aktuellen Produktlinien CAMLOG® SCREW-LINE, CAMLOG® ROOT-LINE 2 und CONELOG® SCREW-LINE deckt der Hersteller heute nahezu das komplette dentale Implantationsspektrum ab [144, 145].

Da die Außengeometrie der ROOT-LINE-Implantate mit einer höheren Konizität stärker die Wurzelform imitieren, sind sie besonders für den Einsatz bei apikal begrenztem Knochenangebot und konvergierenden Nachbarzahnwurzeln geeignet. Im Gegensatz dazu weisen SCREW-LINE-Implantate bei identischer Implantatlänge eine größere Oberfläche auf [145]. CAMLOG® SCREW-LINE-Implantate unterscheiden sich bei gleicher Außenform von den 2011 eingeführten CONELOG® SCREW-LINE-Produkten hinsichtlich der Verbindungskonfiguration, die bei der CAMLOG®-Linie zylindrisch ist und bei CONELOG®-Implantaten über einen selbsthemmenden 7,5°-Innenkonus wirkt [144, 146].

Die Implantatoberfläche aller Systeme ist säuregeätzt und sandgestrahlt. Dem Hersteller zufolge belegten die Ergebnisse von Zellkultur- und Tierexperimenten sowie klinische Studien ihre Bewährtheit hinsichtlich einer erfolgreichen Knochenintegration [144, 147, 148]. Je nach Produktmodifikation können die Implantate im trans- bzw.

supragingival gelegenen Bereich eine unterschiedlich hohe polierte Oberfläche (0,4 mm - 1,4 mm) aufweisen. Dieses Merkmal dient einer möglichst geringen Plaqueakkumulation und einer damit verbundenen Weichgewebsadhäsion [144, 149]. Wird dieser Bereich wie bei der Promote Plus®-Linie gering gehalten, konnten Schwarz et al. und Becker et al. eine verbesserte marginale Knochenanlagerung nachweisen [147, 150].

Ein weiteres spezifisches Merkmal der CAMLOG®-Implantate ist die patentierte interne Tube-in-Tube™ Verbindung zwischen Implantat und Titanbasis. Sie besteht aus drei symmetrisch angeordneten rechteckigen und parallelwandigen Nocken am Abutment selbst und drei kongruenten Nuten im Implantatkörper [118, 144, 145]. Die dadurch erzielte stabile Fixierung bei Abformungen und unter Belastung, Rotationssicherung und erleichterte Positionsfindung sind vielfach belegte Vorteile des Systems [143, 144, 151, 152]. Semper et al. konnten für die Tube-in-Tube™ Verbindung mit einer maximalen Rotation von 0,918° im Vergleich zu anderen internen und externen Verbindungen eine höhere Rotationsstabilität ermitteln [153].

Ferner findet sich an der Titanklebebasis eine spezielle rechteckige Geometrie als Rotationsschutz und zur Lagefindung bei Fertigung und Befestigung der Suprakonstruktion [154] (Abb. 4.2).

In unterschiedlich langen klinischen Untersuchungszeiträumen konnten durch zahlreiche Autoren hohe Erfolgs- und Überlebensraten des Systems aufgezeigt werden [144]. Während bei Krennmair et al. bei einer Kohorte von 541 inserierten CAMLOG®-Implantaten in einer Nachuntersuchungszeit von fünf Jahren eine Überlebensrate von 97,3% erzielt werden konnte, betrug diese Semper et al. zufolge bei 448 Implantaten, darunter 403 des CAMLOG®-Systems, für denselben Zeitraum 99,8% [148, 155].

2.2.2 Suprakonstruktionen

Der Suprakonstruktion kommt durch ihre Exposition in den Mundraum eine besondere Rolle bei der implantologisch-prothetischen Behandlung zu. Grundsätzlich können Suprastrukturen anhand ihrer Verankerung in herausnehmbare, sekundär mit dem Implantat verbundene, prothetische Versorgungseinheiten und festsitzende, primär mit dem Implantat verbundene Restaurationselemente gegliedert werden [118].

Als Verankerungselemente für herausnehmbare Arbeiten dienen meist Stege, Locatoren, Doppelkronen oder Kugelkopfattachments [20]. Um eine ausreichende Stabilisierung für Totalprothesen beim zahnlosen Patienten zu erzielen, wird eine Insertion von mindestens vier Implantaten im Ober- und zwei Implantaten im Unterkiefer empfohlen [156, 157].

Prothetische Suprastrukturen für festsitzenden Zahnersatz können aus Edelmetall, Nichtedelmetall, Keramik, Kunststoff oder einer Kombination aus Metall und Kunststoff bzw. Keramik bestehen und lassen sich in implantatgetragene Einzelkronen und Brücken sowie Hybridbrücken, deren Pfeiler sowohl Implantat als auch natürlicher Zahn sind, unterteilen [20].

Ein besonderes Augenmerk sollte auf die Unterteilung festsitzender Einzelzahnversorgungen hinsichtlich des Befestigungsmodus auf dem Abutment gelegt werden. Man differenziert dabei zwei verschiedene Insertionstechniken [118, 158].

Bei der Variante der im Patientenmund zementierten Restauration wird das Abutment mit einem definierten Drehmoment verschraubt. Anschließend wird die Krone intraoral mit geeignetem Befestigungszement auf der Mesostruktur verankert [12, 20]. Kritisch anzusehen ist hierbei die Zementfuge. Birgt eine Versäuberung in nicht ausgehärtetem Zustand die Gefahr der Auswaschung und eines dadurch geschaffenen Bakterienreservoirs, so sind nach Versäuberung in ausgehärtetem Zustand häufig verbleibende Zementüberschüsse zu beobachten. Diese können periimplantäre Entzündungen verursachen und einen Attachmentverlust nach sich ziehen [158-162].

Alternativ kann beim verschraubten Insertionsmodus die Verbindung zwischen Abutment und Suprastruktur laborseitig durch Verkleben hergestellt werden. Gegebenenfalls vorhandene Überschüsse können im Anschluss unter optischer Vergrößerung gründlich entfernt und die Klebefuge hochglanzpoliert werden. Der dadurch entstandene Abutment-Kronen-Komplex wird nachfolgend mit einem definierten Drehmoment im inserierten Implantatkörper verschraubt [20, 118].

Da bei dieser Methode der Schraubenkanal zugänglich bleiben muss, liegen die Limitationen aus ästhetischen Gründen bei einer Implantatachsstellung, die einen Schraubenkanalaustritt im okklusalen Seitenzahnbereich bzw. palatinalen

Frontzahnbereich nicht erlaubt [20, 163]. Positiv ist zu bewerten, dass zu dem mit Komposit verschlossenen Schraubenkanal jederzeit ein Zugang geschaffen werden und die implantatstabilisierte Restauration im Bedarfsfall korrigiert oder problemlos erneuert werden kann [18, 20].

Eine weitere Überlegung kann hinsichtlich des Aufbaus der Suprakonstruktion angestellt werden. Hybrid-Restaurationen zur Versorgung konfektionierter Titanklebebasen können in Hybrid-Abutments und Hybrid-Abutment-Kronen unterteilt werden (Abb. 2.6 und Abb. 2.7). Bei Hybrid-Abutments wird der keramische Abutmentanteil extraoral adhäsiv mit der Klebebasis verbunden, intraoral mit dem Implantatkörper verschraubt und mit monolithischen Kronen versorgt. Dagegen werden Hybrid-Abutment-Kronen, auch lediglich als Hybrid- oder Abutmentkronen bezeichnet, in einem Stück gefertigt, laborseitig mit der Titanbasis verklebt und mittels des verschraubten Modus inseriert [1, 87].

Ein Vorteil dieser Variante gegenüber Hybrid-Abutments liegt in der Möglichkeit einer schlankeren Formgebung der gesamten Restauration. Außerdem werden aufgrund des Wegfalls einer weiteren Klebefuge positive biologische Effekte und ästhetische Vorzüge erzielt. So besteht bei Hybridkronen kein Risiko des Sichtbarwerdens eines häufig andersfarbigen Abutmentmaterials bei Gingivarezessionen, das an der Fügestelle zwischen Krone und Hybrid-Abutment auftreten kann [1, 20, 21, 87].

2.2.2.1 Anforderungen

Neben einem hohen Maß an Biokompatibilität, das jeder sich in unmittelbarer Verbindung zu vitalem humanem Gewebe befindliche Werkstoff aufweisen muss, sollten implantatgetragene Einzelkronen sowohl funktionellen als auch ästhetischen Anforderungen entsprechen [123].



Abb. 2.6: Hybrid-Abutment [© Ivoclar Vivadent]



Abb. 2.7: Hybrid-Abutment-Krone [© Ivoclar Vivadent]

Dabei unterscheiden sich die geforderten Charakteristika des verwendeten Materials in vielen Bereichen nicht von den Anforderungen an zahngetragene Restaurationen [164]. So wird grundsätzlich für Kronen eine hohe Biege- und Abrasionsfestigkeit, eine gute Polierbarkeit sowie eine hohe Farb- und Dimensionsstabilität gefordert. Ferner werden, wie auch bei konventionellen festsitzenden Versorgungen, Gestaltungsprinzipien, wie ein möglichst präziser Randschluss und eine ausreichende Schichtstärke, vorausgesetzt [165].

Ein besonderes Augenmerk wird auf die Wiederherstellung einer regelrechten okklusalen und approximalen Kontaktsituation gelegt [166]. Beispielsweise muss bei der Gestaltung der Okklusionspunkte bei okkludierendem Restzahnbestand bedacht werden, dass osseointegrierte Implantate im Gegensatz zu natürlichen Zähnen keine dreidimensionale Eigenbeweglichkeit besitzen [167-170]. Diese, am Gipsmodell nicht zu simulierende Beweglichkeit, kann in vivo zu Frühkontakten führen. Dringlich zu berücksichtigen ist dieser Aspekt, da eine mangelnde Suffizienz der Okklusionsgestaltung mit weitreichenden Folgen für das stomatognathe System einhergehen kann [171, 172]. Gleiches gilt für die Gestaltung der Approximalkontakte.

Herstellungsbedingt spielt diese Problematik bei laborseitig verklebten Abutmentkronen eine besondere Rolle, da eine minimale Rotationsfreiheit der Krone auf dem Abutment eine im Bereich der Freiheitsgrade willkürliche Verklebung zur Folge hat [173]. Dies wiederum kann, ebenso wie ein großes Rotationsspiel an der Fügefläche von Implantat und Abutment, zu einer Malokklusion und fehlerhaften approximalen Kontaktbeziehungen führen. Eine wichtige Anforderung an den implantatgetragenen Einzelzahnersatz ist daher, die Rotationsfreiheit im System so gering wie möglich zu halten [174, 175].

2.2.2.2 Herstellungsprinzipien

Für die Herstellung zahnfarbener festsitzender Suprakonstruktionen sind derzeit, wie auch zur Fertigung konventioneller Einzelzahnrestaurationen, neben analogen Verfahren, darunter die Keramiksicht-, Guss- und Presstechnik, zunehmend digitale Fertigungstechnologien von Bedeutung [11, 17, 18, 20].

Presstechnisch gefertigte Suprakonstruktionen

Eine nähere Erläuterung sintertechnologischer und gusstechnischer Verarbeitungstechniken würde den Umfang dieser Arbeit überschreiten, weshalb im Folgenden ausschließlich die presstechnische Herstellung ausgeführt wird.

Das Verfahren wurde von der Firma Wohlwend 1987 zum Patent angemeldet, erstmals von der Firma Ivoclar Vivadent AG mit der Bezeichnung IPS Empress®-System in die Zahnheilkunde eingeführt und für die gleichnamige leuzitverstärkte Glaskeramik realisiert. Das Verfahren erlangte in den folgenden Jahrzehnten eine hohe Akzeptanz im zahntechnischen Bereich und findet mittlerweile vermehrt Anwendung für Restaurationen aus Lithiumdisilikatglaskeramik [11].

Dem Prinzip der keramischen Presstechnik liegen vorgefertigte Rohlinge verschiedener Farb- und Transluzenzstufen zugrunde, die zunächst im elektrisch gesteuerten Pressofen plastifiziert und im Anschluss zu spezifischen Formkörpern gepresst werden. Diesem Arbeitsschritt geht das Lost-Wax-Verfahren voraus, in dem aus einer Wachsmodellation eine entsprechende Hohlform generiert wird. Dies erfolgt durch feuerfeste Einbettung mithilfe einer speziellen Masse und anschließender Wachsaustreibung im Vorwärmeofen [11, 17, 18]. Zur Herstellung implantatgestützter Kronen liegt der Unterschied lediglich in der Verwendung eines Abutments oder einer speziellen Modellierhilfe zur passgenauen Modellation anstelle eines Gipsstumpfes [154].

Ein maßgeblicher Vorteil presskeramischen Zahnersatzes gegenüber Restaurationen, die durch andere Techniken konventionell gefertigt werden, sind hohe Passgenauigkeitswerte und ein optimaler Randschluss. Begründet sind diese Faktoren vor allem in der fehlenden Sinterschrumpfung, da bereits bei der Herstellung der Pressrohlinge ein komplett durchgesinterter Zustand erzielt wird [11].

Nicht zuletzt seit Einführung des Produktes IPS e.max Press® (Ivoclar Vivadent AG) im Jahr 2004, einer Weiterentwicklung der Lithiumdisilikatglaskeramik IPS Empress® 2, konnte noch einmal ein erheblicher Qualitätszuwachs presskeramischer Versorgungsmaterialien erzielt werden. Durch eine spezifische Fertigung der Rohlinge aus Massivglas mit metalloxidischen Zusätzen in mehreren Verfahrensschritten bei hohen Temperaturen entsteht ein Werkstoff mit einer Biegefestigkeit von ca. 400 MPa.

Außerdem besitzt er mit fein einstellbaren Farb- und Transluzenzstufen wertvolle, die Ästhetik betreffende Charakteristika [11, 176].

Mit seiner Produktlinie IPS e.max Press® Abutment Solutions empfiehlt der Hersteller durch Kombination einer Restauration aus gepresster Lithiumdisilikatglaskeramik mit einer Titanbasis den Einsatz als Hybrid-Versorgung mit sehr guten funktionellen und ästhetischen Eigenschaften [1].

Zahlreiche In-vivo-Studien bestätigen die klinische Einsetzbarkeit von IPS e.max Press® hinsichtlich unterschiedlicher Indikationen [176]. So konnten Guess et al. bei 40 Teilkronen eine Überlebensrate von 100% in einem Beobachtungszeitraum von 7 Jahren ermitteln [177]. Böning et al. wiesen dem Material bei 39 konventionell befestigten Einzelkronen eine 97%-Überlebensrate nach dreijähriger Tragedauer nach [86].

CAD/CAM-gefertigte Suprakonstruktionen

Die oben dargestellte Etablierung CAD/CAM-gefertigten Zahnersatzes erreichte in den vergangenen Jahren auch den implantatprothetischen Bereich der Zahntechnik [20, 178]. Die Vorteile computergestützter Verfahren wurden bereits erläutert und lassen sich auf Fertigungsprozesse implantatgestützter Restaurationen übertragen [179].

Die Schaffung einer dimensionsgetreuen Anschlussgeometrie zur Aufnahme durch eine konfektionierte Titanbasis lässt eine zusätzliche Unterteilung des computergesteuerten Verfahrens zu. Dieses kann auf der einen Seite durch Konstruktion mittels CAD-Software herkömmlicher dentaler CAD/CAM-Systeme erfolgen. Viele auf dem Markt befindliche Implantatsysteme beinhalten hierfür spezielle Scankörper, die entweder der Herstellung zweiteiliger Abutments mit individuellem Zirkonoxidaufbau oder der Konstruktion und Fertigung der Suprakonstruktion jeweils zur Verklebung mit der Basis dienen [180-182].

Auf der anderen Seite besteht seit wenigen Jahren die Möglichkeit, Materialblanks mit industriell eingefügten Verbindungsgeometrien zu verarbeiten. Passgenau kann mithilfe der Konstruktionssoftware ein patientenindividuelles Kronendesign generiert werden, wodurch ein Werkstück mit individualisierter Außenform und konfektionierte Innengeometrie entsteht [20].

Die Entwicklung dieses Verfahrens begann 2008 durch eine Kooperation des Unternehmens Sirona Dental Systems GmbH mit der CAMLOG Biotechnologies AG [183]. Die beiden Dentalfirmen verfolgten dabei das Ziel, zweiteilige Abutments aus konfektionierten Titanklebebasen mit CAD/CAM-

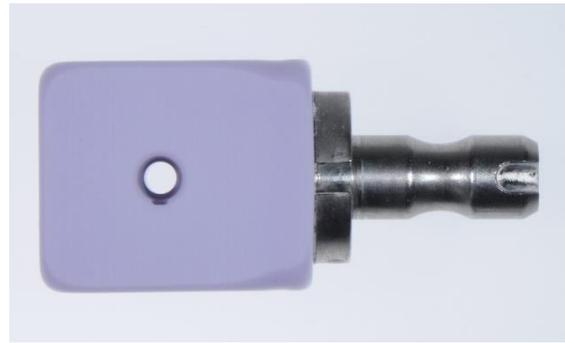


Abb. 2.8: IPS e.max CAD®-Rohling mit vorgefertigter Anschlussgeometrie

gefertigten Aufbauten aus inCoris ZI meso®-Blöcken, speziellen Zirkonoxidblöcken mit eingearbeiteten Anschlussgeometrien, zusammenzufügen [183, 184]. Im Jahr 2013 konnte mit Einführung der IPS e.max® CAD-Rohlinge der Produktlinie Abutment Solutions durch den Hersteller Ivoclar Vivadent AG erstmals die CAD/CAM-basierte Fertigung monolithischer Implantatkronen aus Lithiumdisilikatkeramik nach diesem Prinzip umgesetzt werden [20, 21, 87] (Abb. 2.8).

Seither wird das Verfahren um die Möglichkeit erweitert, Hybridkronen aus Rohlingen verschiedener Materialien, die diese Verbindungsgeometrie besitzen, zu fertigen [20]. So können die PMMA-Rohlinge IPS Telio CAD® (Ivoclar Vivadent AG) und Blöcke der Hybridkeramik VITA ENAMIC® zu passgenauen verschraubbaren Suprakonstruktionen verarbeitet werden [185, 186]. Ferner arbeiten heute weitere Implantathersteller mit der Dentsply Sirona Inc. zusammen, um dem Nutzer die Fertigung individueller Implantatversorgungen mittels CEREC®- und inLab®-Systemen zu ermöglichen [187, 188].

Der von Herstellerseite aufgeführte Vorteil der exakten Passgenauigkeit durch die werkseitige Einarbeitung der Anschlussgeometrie ist anzunehmen [189], jedoch sind diesbezüglich keine Werte in der Literatur auszumachen.

2.3 Aktueller Stand der Wissenschaft

In der Literatur wurden Auswirkungen von Rotationen und Passungenauigkeiten zwischen den beiden Komponenten zweiteiliger Implantatsysteme vielfach thematisiert. Zahlreiche Autoren wiesen auf biologische, technische und funktionelle

Komplikationen durch Drehbewegungen und Spalträume zwischen Implantatkörper und Abutment hin. Beide Parameter wurden in mehreren In-vitro-Untersuchungen für verschiedene Implantatsysteme und Abutmentmaterialien ermittelt [135, 174, 190-195]. Dagegen wurden eben diese negativen Einflussfaktoren an der Schnittstelle zwischen Abutment und Suprakonstruktion bisher nur unzureichend untersucht.

2.3.1 In-vitro-Untersuchungen über Rotationsbewegungen

Bei inadäquater Passung und damit zusammenhängender Rotationsfreiheit zwischen Implantat und Zwischenstruktur ist als häufigste Komplikation die Lockerung der Abutmentschraube und damit des gesamten Abutment-Restaurations-Komplexes zu nennen [191, 192, 196, 197]. So tritt diese Problematik einer Metaanalyse von Jung et al. aus dem Jahr 2007 zufolge innerhalb von fünf Jahren mit einer kumulativen Inzidenz von 12,7% auf [196]. Binon et al. schreiben das Versagen der Schraubenverbindung vor allem der Rotationsbewegung zwischen den Komponenten bei dynamischen Belastungen zu [191, 192]. In Korrelation zu den Ergebnissen seiner Studie entstand die Forderung einer maximalen Rotationsfreiheit von 5° an der Implantat-Abutment-Verbindung [192].

Die Beeinflussung der Stabilität des Systems durch Schraubenlockerung kann neben technischem Versagen auch biologische Folgeerscheinungen nach sich ziehen [174]. Jemt et al. sahen in der Abutmentlockerung ein gehäuftes Auftreten von Gingivahyperplasien, entzündlichen Erscheinungen und Fisteln begründet [198]. Ferner korreliert die Rotationsbewegung mit approximalen und okklusalen Passungengenauigkeiten, da sie sowohl bei der Abformung als auch im verschraubten Zustand eine erhebliche Fehlerquelle darstellen kann.

Der Rotation zwischen Krone und Implantatsystem ist Edinger et al. zufolge eine geringere klinische Relevanz zuzuschreiben [193]. Jedoch ist festzuhalten, dass der Freiheitsgrad zwischen Restauration und Implantatsystem die Drehbewegung im Bereich der Implantat-Abutment-Verbindung maximal geringfügig kompensiert wird oder sich gar zu einem größeren Fehler aufsummiert [173, 193]. Die dabei entstehende Ungenauigkeit wirkt sich besonders auf die approximalen Kontaktpunkte, die in der Regel die größte Entfernung zum Schraubenkanal und damit zum Rotationszentrum aufweisen, aus. Wie bereits dargelegt, kann diese Komplikation ebenso wie das

Auftreten okklusaler Störkontakte eine erhebliche Beeinträchtigung innerhalb des stomatognathen Systems mit weitreichenden Folgen provozieren [174, 175].

2.3.2 In-vitro-Untersuchungen über Spalträume

Analog zur unzureichenden Studienlage des Rotationsspielraums zwischen der prothetischen Versorgung und dem Implantatpfosten wurden Spaltraumgrößen an dieser Fügefläche nicht ausreichend untersucht. Zahlreiche Studien befassen sich jedoch mit internen Spalträumen und Randspalten im Bereich der Implantat-Abutment-Verbindung für unterschiedliche Verbindungsdesigns und Abutmentmaterialien [139, 195, 199, 200]. Garine et al. untersuchten beispielsweise das Bestehen einer Korrelation zwischen Rotationsfreiheit und Spaltbreite innerhalb des Implantatsystems, das von den Autoren jedoch nicht nachgewiesen werden konnte [201].

Infolge einer unzureichenden Passgenauigkeit treten ausgelöst durch dynamische Kräfte Mikrobewegungen auf, die wiederum eine technische Beeinträchtigung darstellen können. Weiterhin besteht ein direkter Zusammenhang der Spalträume mit einer verstärkten bakteriellen Mikroflora, periimplantären Entzündungen und einem erhöhten Knochenabbau [24, 25, 202].

In einer dreidimensionalen Simulation erfassten Semper et al. den Zusammenhang zwischen der Rotationsfreiheit des Abutments mit verschiedenen Indices und dem daraus resultierenden Randspalt der Suprakonstruktion bei definierten internen Spalträumen. Die Auswertung der Ergebnisse ergab bei steigendem Ausmaß an Rotationsfreiheit eine Größenzunahme der marginalen Spalten [174].

Aktas et al. verglichen die Auswirkungen unterschiedlicher Digitalisierungsmethoden und Rotationssicherungen auf Spalträume entlang Abutmentaußen- und Kroneninnenfläche sowie im marginalen Bereich. Während hierbei ein großer Einfluss der Faktoren auf die Größe der Randspalten aufgezeigt werden konnte, wurde in axialer Schichtung keine Beeinträchtigung der inneren Passgenauigkeit nachgewiesen [173].

3 Zielsetzung der Studie

Das Ziel der vorliegenden In-vitro-Untersuchung ist der Vergleich der Passgenauigkeit implantatgetragener Hybridkronen, denen unterschiedliche Herstellungsverfahren zugrunde liegen. Dabei sollen im Rahmen von zwei Versuchsabläufen

- I. die **maximale Rotationsfreiheit** implantatgestützter Einzelzahnrestorationen auf einem konfektionierten Abutment sowie
- II. die **Spalträume** zwischen den Suprakonstruktionen und der Zwischenstruktur im adhäsiv befestigten Zustand in zwei Schliffrichtungen

ermittelt werden. Zusätzlich soll der Einfluss der verwendeten CAD/CAM-Systeme und der verarbeiteten keramischen Werkstoffe auf die Messergebnisse untersucht werden.

Der Vergleich der Passgenauigkeit erfolgt zwischen

1. einer Untersuchungsgruppe, bestehend aus Restaurationen, die aus konventionellen CAD/CAM-Rohlingen ohne vorgefertigte Anschlussgeometrie mit dem CAD/CAM-System inLab® gefräst werden. Hierfür werden Blöcke der Materialien Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max CAD®, Ivoclar Vivadent AG), zirkondioxidverstärkter Lithiumsilikatkeramik (VITA SUPRINITY®), Hybridkeramik (VITA ENAMIC®) und Verbundkeramik (Shofu Block HC®) bearbeitet.
2. einer weiteren Untersuchungsgruppe, deren Kronen aus konventionellen Rohlingen ohne Anschlussgeometrie mit dem CAD/CAM-System KaVo ARCTICA® gefertigt werden. Die dabei verwendeten Materialien entsprechen den unter 1. aufgeführten keramischen Werkstoffen.
3. einer in Presstechnik gefertigten Kontrollgruppe aus Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max Press®).
4. und einer weiteren Kontrollgruppe, bestehend aus Hybridkronen, die aus Lithiumdisilikatkeramik-Rohlingen mit industriell vorgefertigter Verbindungsgeometrie (IPS e.max CAD®) mit dem dafür vorgesehenen CAD/CAM-System inLab® gefräst wurden. Diese Herstellungsmethode wird im Folgenden als Standardverfahren bezeichnet.

4 Material und Methode

4.1 Übersicht

Eine schematische Darstellung des Versuchsablaufs und der Einteilung der Prüfkörper ist der Abbildung 4.1 zu entnehmen. Der Parameter N entspricht der Stichprobengröße, die auf 10 Prüfkörper festgelegt wurde.

4.1.1 Untersuchungsgruppe I (inLab®)

Die Untersuchungsgruppe I setzte sich aus insgesamt 40 Prüfkörpern zusammen, deren Kronen aus konventionellen CAD/CAM-Rohlingen ohne vorgefertigte Anschlussgeometrie durch das CAD/CAM-System inLab® hergestellt wurden. Entsprechend der verarbeiteten Materialien IPS e.max CAD®, VITA SUPRINITY®, VITA ENAMIC® und Shofu Block HC® erfolgte eine weitere Unterteilung in die Untergruppen I1 - I4 mit einer Stichprobenzahl von je 10 Kronen.

Die zur Aufnahme der Abutments benötigten Anschlussgeometrien wurde nach vorangehender Konstruktion an herkömmlichen Rohlingen gefräst. Einer visuellen Kontrolle eines korrekten Sitzes der Suprakonstruktion auf der Klebebasis folgte die Untersuchung der Rotationsfreiheit. Nach Abschluss der Messungen wurden aus den Gruppen I1 - I4 die beiden Prüfkörper mit den niedrigsten Werten sowie die beiden Proben mit dem höchsten Rotationsspiel nach entsprechender Konditionierung von Abutmentkrone und Titanbasis adhäsiv befestigt. Anschließend wurden Schliffpräparate der Proben angefertigt und die Größe der mittleren Spalträume entlang definierter Messbereiche bestimmt. Die Vermessung erfolgte unter lichtmikroskopischer Betrachtung mit Hilfe eines speziellen Computerprogramms.

Die weiteren Versuchsgruppen (Gruppen A1 - A4, P und S) unterschieden sich diesbezüglich ausschließlich in der Herstellung der Suprakonstruktionen und deren Konditionierung vor dem Verkleben. Alle darüberhinausgehenden Arbeitsschritte und Messvorgänge erfolgten analog des dargelegten Versuchsprotokolls.

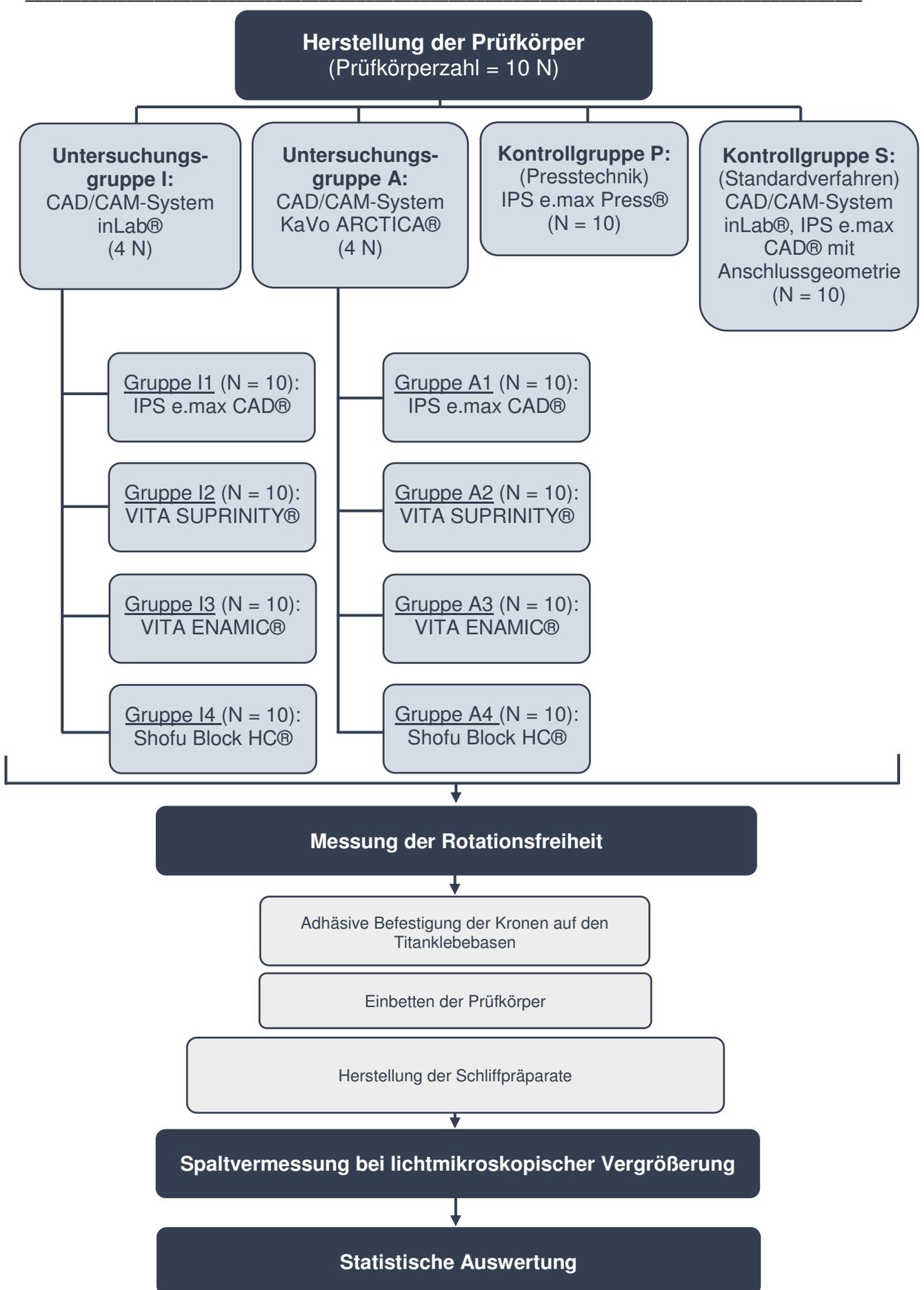


Abb. 4.1: Übersicht über Gruppeneinteilung und Versuchsablauf der Studie

4.1.2 Untersuchungsgruppe A (KaVo ARCTICA®)

Die Untersuchungsgruppe A umfasste ebenso 40 Prüfkörper mit einer der Untersuchungsgruppe I entsprechenden Materialeinteilung in die Untergruppen A1 - A4 mit jeweils 10 Proben. Im Gegensatz zu Gruppe I wurden die Restaurationen unter Zuhilfenahme des KaVo ARCTICA®-Systems gefertigt.

4.1.3 Kontrollgruppe P (Presstechnik)

Für die Kontrollgruppe P wurden entsprechend der festgelegten Stichprobenzahl 10 Abutmentkronen presstechnisch aus IPS e.max Press®-Rohlingen hergestellt. Als Vorlage für die Außengeometrie dienten dabei die computergestützt hergestellten Restaurationen der bereits vollständigen Untersuchungsgruppen. Aufgrund der allgemeinen Fertigungsbedingungen presskeramischer Arbeiten gliederte sich bei dieser Gruppe mit dem manuellen Aufpassen ein zusätzlicher Arbeitsschritt in die Prozesskette ein.

4.1.4 Kontrollgruppe S (Standardverfahren)

Zur Herstellung der Kronen der Kontrollgruppe S wurden CAD/CAM-Rohlinge der Produktlinie IPS e.max CAD® Abutment Solutions mit dem inLab®-System beschliffen. Die Blöcke aus Lithiumdisilikatkeramik wiesen bereits passgenaue, mittels industrieller Technologien eingearbeitete Verbindungsgeometrien auf.

4.2 Herstellung der Prüfkörper

Die Untersuchungen zur Passgenauigkeit wurden an 100 Prüfkörpern, bestehend aus eingebetteten Implantatkörpern, den zugehörigen Klebebasen und den in unterschiedlichen Verfahren hergestellten Suprakonstruktionen, durchgeführt.

4.2.1 Einbetten der Implantate

Zum Einsatz kamen 100 konische Schraubenimplantate des CAMLOG® SCREW-LINE Implantatsystems mit der eckigen Innenkonfiguration der K-Serie. Dabei wurden Implantatkörper mit gestrahlter und säuregeätzter Promote® plus-Oberfläche gewählt, die sich durch einen 0,4 mm hohen maschinerten Implantathalsanteil auszeichneten (CAMLOG® SCREW-LINE Implantat, Promote® Plus, 13 mm, Durchmesser 3,8 mm, Art.-Nr. K1052.3813). Die Implantatkörper wurden mit Titanklebebasen einer prothetischen Höhe von 5,0 mm und einer rechteckigen Rotationssicherung versehen (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM, Durchmesser 3,8 mm, Art. – Nr. K2244.3848).



Abb. 4.2: CAMLOG®-Titanbasis CAD/CAM [2]

Unter Verwendung einer Silikonform, die bei bereits abgeschlossenen Studien zum Einsatz kam [203] (Abb. 4.3), wurden die Implantate zunächst mit klarem farblosem Kunststoff (Kaltpolymerisat PalaXPress®; Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) gesockelt. Die dabei entstandenen Polymerquader mit einheitlichen Kantenlängen von 25 mm x 13 mm x 18 mm betteten die Implantatkörper bis knapp oberhalb der ersten Schraubenwindung ein.

Zusätzlich wurde das Implantat in seiner Längsachse parallel zu den vier Seitenflächen des Quaders stabil positioniert. Es war dabei streng darauf zu achten, dass sich eine der drei kongruenten Nuten der CAMLOG®-spezifischen Tube-in-Tube™ Nut-Nocken-Verbindung (K-Serie) in ihrer Verlängerung senkrecht zur Längskante des Quaders befand. Dadurch konnte eine für alle Prüfkörper übereinstimmende Ausrichtung von Titanklebebasis und Suprakonstruktion sichergestellt werden (Abb. 4.3).

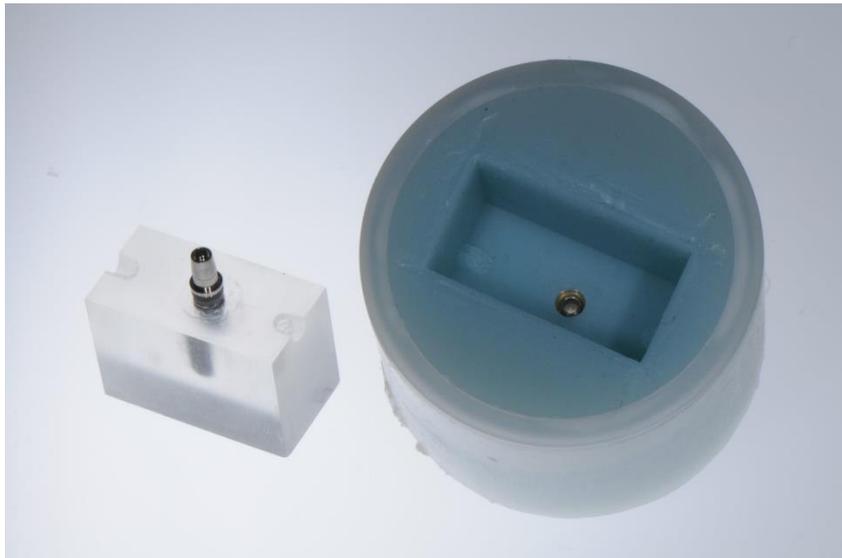


Abb. 4.3: Fertiger Kunststoffblock mit Silikonform zu dessen Herstellung

Mit Hilfe eines Inbus-Schraubendrehers und einer speziellen Drehmomentratsche mit einstellbarem Anzugsmoment (beides CAMLOG Biotechnologies AG) wurden auf allen Implantatkörpern die zugehörigen konfektionierten CAD/CAM-Titanbasen mit der vom Hersteller vorgegebenen Anzugskraft von 20 Ncm befestigt. Nach fünf Minuten wurde die Abutmentschraube der Empfehlung entsprechend mit demselben Drehmoment nachgezogen [2]. Es erfolgte eine wiederholte Kontrolle der bei allen Proben geforderten konformen Position des rechteckigen Rotationsschutzes auf der Oberfläche der Klebebasis.

4.2.2 Fertigung der Hybridkronen

Die gesockelten Implantatkörper mit der aufgeschraubten Klebebasis wurden anschließend mit der zweiten Komponente der Prüfkörper, den Keramikkronen, versehen. Hierfür wurden die 90 Restaurationen der Gruppen A1 - A4, I1 - I4 und S mittels CAD/CAM-Systemen aus Rohlingen der verschiedenen Materialien gefräst und die 10 Kronen der Gruppe P presstechnisch hergestellt. Als Vorlage für die Außenform diente eine verschraubte Abutmentkrone des ersten Unterkiefermolaren im dritten Quadranten, welche sich in vorangegangenen Studien bewährt hatte [203].

4.2.2.1 CAD/CAM-gefertigte Kronen

Für die CAD/CAM-gesteuerte Fertigung der Kronen kamen die Systeme inLab® für die Gruppen I1 - I4 und S und KaVo ARCTICA® für die Versuchsgruppen A1 - A4 und zum Einsatz. Die Arbeitsschritte des Scannens, der digitalen Konstruktion sowie des abschließenden Fräsvorgangs werden im Folgenden für beide Systeme separat aufgeführt.

Fertigung mit dem inLab®-System

Im Rahmen einer bereits durchgeführten Untersuchung war mit Hilfe des CAD/CAM-Systems inLab® eine entsprechende Abutmentkrone mit der zu fräsenden Anschlussgeometrie zur Aufnahme der CAMLOG®-Klebebasis vollanatomisch konstruiert und im System hinterlegt worden [203]. Bei den verwendeten Systemkomponenten handelte es sich um den Scanner inEos Blue und die CAD-Software inLab SW 4. Dieser Tatsache war es geschuldet, dass in der vorliegenden Studie der Scan- und Konstruktionsvorgang für die Versuchsgruppen I1 - I4, wie auch für die Gruppe S entfiel. Für die Kronen der Kontrollgruppe S konnte die in der Software hinterlegte virtuelle Anschlussgeometrie eingefügt und dreidimensional positioniert werden (Abb. 4.4 und Abb. 4.5).

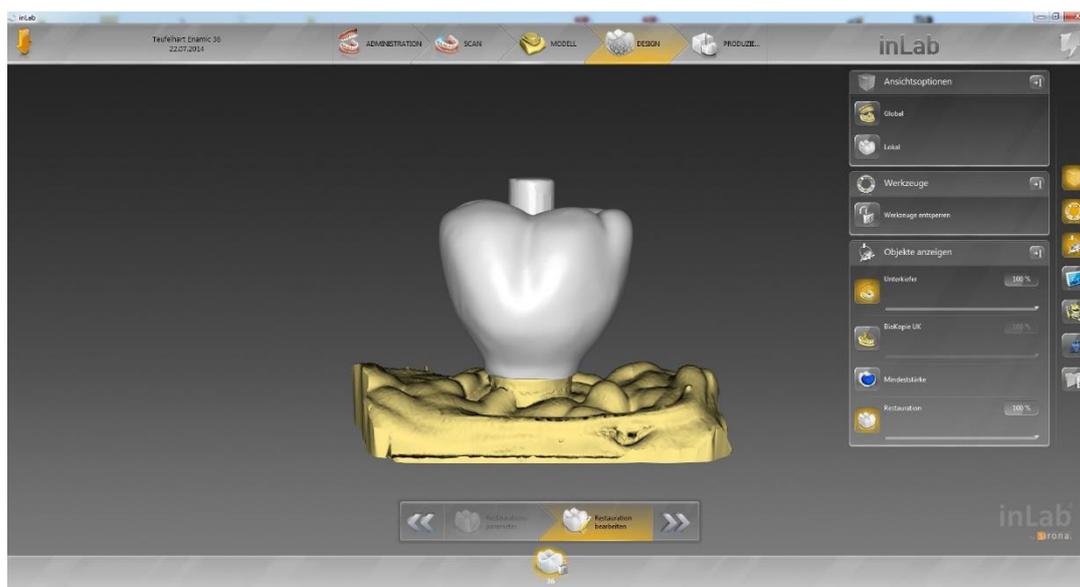


Abb. 4.4: Konstruktion der verschraubten Molarenkrone in der Software inLab SW 4



Abb. 4.5: Virtuelles Design der Anschlussgeometrie in der Software inLab SW 4

Abschließend wurden die Daten in der CAM-Software inLab CAM SW 4 transformiert und an die Doppel-4-Achs-Maschine inLab MC XL übertragen. Dem Bestücken der Fräseinheit mit den entsprechenden Materialblanks und der Auswahl des Instrumentensatzes folgte die Fertigung der Hybridkronen.

In Vorbereitung dafür musste den Shofu Block HC®-Rohlingen der Gruppe I4 nach vorangehendem Anrauen entsprechende Sirona-kompatible Halterungen manuell angefügt werden. Zur Verwendung kamen für diesen Arbeitsschritt diamantierte Schleifkörper und ein Zweikomponenten-Epoxidharzkleber (UHU plus endfest 300; UHU GmbH & Co. KG, Bühl).

Fertigung mit dem KaVo ARCTICA®-System

Zunächst wurde der Implantatalsanteil, der aus dem Kunststoffblock herausragte, mit dem CAMLOG®-Scankörper (Durchmesser 3,8 mm, Art.-Nr. K2610.3810) bestückt und digital erfasst. Zu diesem Zweck erfolgte ein Scanvorgang an dem auf einem Modelltisch fixierten Prüfkörper unter Zuhilfenahme des Scanners KaVo ARCTICA® AutoScan. Anschließend wurde ein STL-Datensatz des für die Konstruktion relevanten Bereichs generiert.

Anhand dieses Datensatzes wurde mit dem Modul „Abutment“ der CAD-Software KaVo multiCAD die vollanatomische Konstruktion der geplanten Restauration

vorgenommen. Durch Erstellen eines digitalen Wax-ups konnte die gewünschte Außenform zudem problemlos in das Design integriert werden. Für dieses Wax-up wurde eine der Restaurationen der inLab®-Fertigung als Masterkrone gescannt.

Der automatischen Übermittlung der Daten an die CAM-Software hyperDENT® 2012.2 (Follow-Me Technology Systems GmbH, München) folgte das sogenannte „Nesting“ des Objekts. Dieser Vorgang umfasste die dreidimensionale Ausrichtung der digitalen Krone im virtuellen Rohling, das Glätten von Randbereichen und Oberflächen und die Positionierung der in der Software hinterlegten virtuellen Innenkonfiguration. Indem mit sogenannten Konnektoren Verbindungsglieder zwischen der Halterung und der zu fräsener Krone eingefügt wurden, konnte der Konstruktionsprozess abgeschlossen werden (Abb. 4.6 und Abb. 4.7).

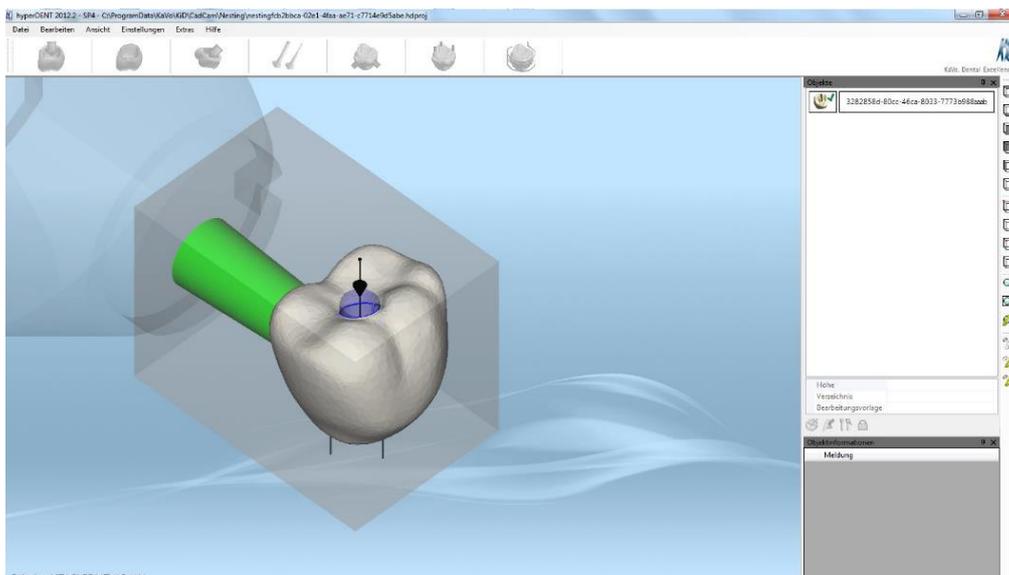


Abb. 4.6: Nesting der verschraubten Abutmentkrone in der CAM-Software hyperDENT® 2012.2

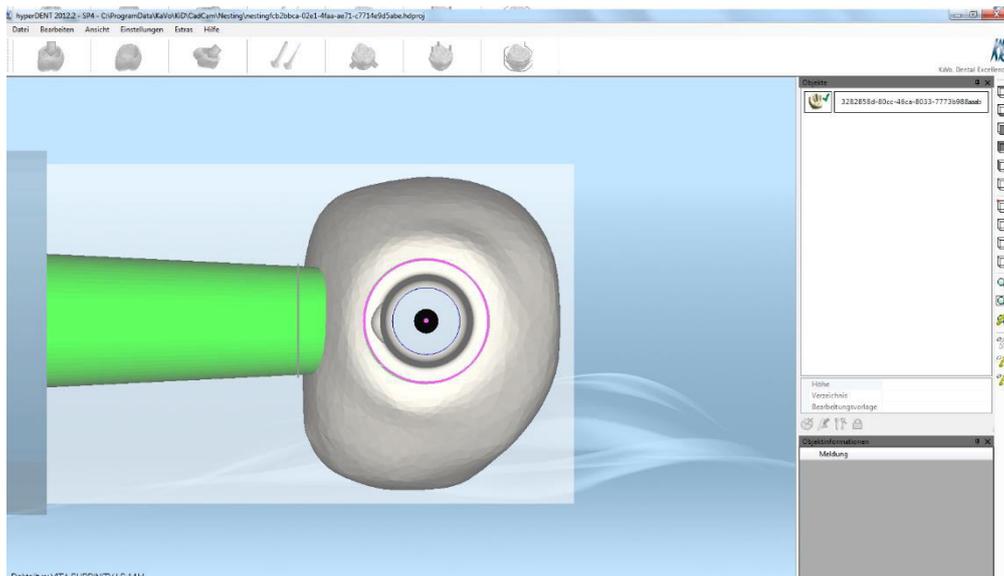


Abb. 4.7: Darstellung der virtuellen eingefügten Anschlussgeometrie in der CAM-Software hyperDENT® 2012.2

Den nächsten Arbeitsschritt stellte die subtraktive Bearbeitung des zuvor eingespannten Materialblanks mit der Fräsmaschine KaVo ARCTICA® Engine dar. Bevor die Rohlinge des Materials IPS e.max CAD® bearbeitet werden konnten, mussten einleitende Schritte vorgenommen werden, da zum Studienzeitpunkt keine entsprechenden vollständigen Blanks für Systeme der KaVo Dental GmbH erhältlich waren. Hierfür wurde zunächst ein ARCTICA® Blockhalter 1 mit einem diamantierten Schleifinstrument angeraut. Unter Verwendung eines Blockadapters (beides ARCTICA® Halter Set Blue) wurde dieser mit einem Zweikomponenten-Epoxidharzkleber (UHU plus endfest 300) am ebenfalls aufgerauten Blank (IPS e.max CAD for Everest® (ohne Halterung) befestigt.

Anschließend wurde für jede Materialgruppe der erstellte Auftrag an die Fräseinheit KaVo ARCTICA® Engine übertragen und die entsprechenden Rohlinge in die zugehörige Vorrichtung eingespannt. Nach Auswahl des geeigneten Werkzeugsatzes erfolgte der Fräsprozess in simultaner 5-Achs-Bearbeitung.

Fertigstellung der CAD/CAM-gefertigten Hybridkronen

Je nach Werkstoff wurden die Restaurationen nach Entnahme aus der jeweiligen Schleifeinheit den Herstellerangaben entsprechend auf unterschiedliche Weise bearbeitet.

Als vorbereitender Arbeitsschritt wurde bei allen Kronen die Ansatzstelle des Konnektors mit geeigneten diamantierten Schleifwerkzeugen beseitigt und der Bereich mit speziellen Polierkörpern finiert. Zudem musste bei den Abutmentkronen der Versuchsgruppen I1 - I4 eine verbliebene dünne Keramikschicht im okklusalen Anteil des Schraubenkanals manuell entfernt werden. Nachfolgend wurde der Randschluss der Restaurationen unter lichtmikroskopischer Betrachtung überprüft.

Tabelle 4.1 ist die materialspezifische Nachbearbeitung der Restaurationen der einzelnen Versuchsgruppen zu entnehmen. Alle Arbeitsschritte erfolgten gemäß den werkstoffspezifischen Verarbeitungsanleitungen der Hersteller [1, 3, 95, 204, 205].

CAD/CAM-Rohling	Arbeitsschritte	Verwendete Materialien/Geräte
	Entfernung von Fett- und Schmutzresten durch Abstrahlen mit Aluminiumoxidpulver (1 bar), anschließend für 10 Minuten mit Ultraschall im Wasserbad	Al ₂ O ₃ -Pulver (50µm)
Gruppen I1, A1, S		
IPS e.max® CAD for Everest HT A2/C14 bzw. IPS e.max® for CEREC®/inLab® HT A2 C14 bzw. IPS e.max® CAD LT A3/A16(S) for CEREC®/inLab®	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Fixieren der Krone im vorgesinterten „blauen“ Zustand mit Brennhilfspaste auf dem Pin des Brenngutträgers ▪ Auftragen des Glasur-Sprays ▪ „Speed-Kristallisation“ (Kristallisation inkl. Glanzbrand) bei entsprechenden Parametern (Tab. 4.2) 	IPS Object Fix Flow, IPS e.max CAD® Speed Crystallization Pin XS und Tray, IPS e.max CAD® Crystall./Glaze Spray, Brennofen Ivoclar Programat® EP5000
Gruppen I2, A2		
VITA SUPRINITY® for CEREC®/inLab® A3-HT LS-14 bzw. VITA SUPRINITY® for KaVo ARCTICA® A3-HT LS-14	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Fixieren der Krone im vorgesinterten Zustand mit Stützpaste auf Platinstiften in einem geeigneten Wabenträger ▪ Kombinationsbrand (Kristallisation inkl. Glanzbrand) bei entsprechenden Parametern (Tab. 4.3) 	VITA Firing Paste, Wabenträger mit Platinstiften, VITA AKZENT® Plus GLAZE LT SPRAY, Brennofen VITA VACUMAT 6000 M
Gruppen I3, A3		
VITA ENAMIC® for CEREC®/inLab® 1M2E-HT I14 bzw. VITA ENAMIC® for KaVo ARCTICA® 2M2E-HT I14	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Vor- und Hochglanzpolitur der Krone 	VITA ENAMIC® Polishing set clinical, Ziegenhaarbürstchen mit DiaPolisher Paste (GC Corporation, Tokio, Japan)
Gruppen I4, A4		
Shofu Block HC® for KaVo ARCTICA® A3-LT/M bzw. Shofu Block HC® for CEREC®/inLab® A3-LT	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Vor- und Hochglanzpolitur der Krone 	siehe Gruppen I3, A3

Tab. 4.1: Übersicht über die materialspezifische Fertigstellung der gefrästen Restaurationen

Ofen	Schließzeit	Bereitschafts-temperatur	Heizrate	Brenn-temperatur	Haltezeit
Programat® EP5000	6:00 min	403 °C	90 °C/min	820 °C	0:10 min

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

Tab. 4.2: Brennparameter des Kristallisations- und Glanzbrands der IPS e.max CAD®-Kronen [4]

Ofen	Vorheiz-temperatur	Schließzeit	Heizdauer	Heizrate	Brenn-temperatur
VITA VACUMAT 6000 M	400 °C	4:00 s	8:00 min	55 °C/min	840 °C

Haltezeit	Vakuum	Langzeit-abkühlung
8:00 min	8:00 min	680 °C

Tab. 4.3: Brennparameter des Kombinationsbrands der VITA SUPRINITY®-Kronen [2]

4.2.2.2 Presstechnisch gefertigte Kronen

Die Fertigung der Lithiumdisilikat-Restaurationen der Kontrollgruppe P erfolgte im herkömmlichen Lost-Wax-Verfahren. Zunächst wurde hierfür eine Silikonüberabformung (Optosil Comfort Putty; Heraeus Kulzer GmbH) auf einer der bereits im CAD/CAM-Verfahren fertiggestellten Hybridkronen erstellt und diese in der Ebene der Zentralfissur vertikal durchtrennt. Im Anschluss daran wurde die Titanbasis mit einem Isoliermittel (YETI Lube) isoliert und 10 Wachskronen mit Modellierwachs (VKS Modellierwachs, beides YETI Dentalprodukte GmbH, Engen) anatofom modelliert. Die halbierte Silikonabformung wurde bei der endgültigen Formgebung der Außenflächen zu Hilfe genommen.

Im zahntechnischen Labor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München wurde der Randschluss im marginalen Kronenbereich von einer erfahrenen Zahntechnikerin kontrolliert und gegebenenfalls ausgebessert. Die fertigen Wachskronen wurden danach mit einem Silikon- und Wachsentspannungsmittel (Lubrofilm®, Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen) entspannt.

In Gruppen von maximal vier Stück wurden die wächsern angestifteten Modellationen mit einer phosphatgebundenen Einbettmasse (IPS PressVEST Speed) in 200g Muffeln eingebettet. Es schloss sich eine 30- bis maximal 45-minütige Abbindephase und das Ausbrennen des Wachses im Vorwärmeofen bei 850°C für 60 Minuten an. Im vollautomatischen Pressvorgang mit dem auf 700 °C Grad vorgeheizten Pressofen Ivoclar Programat® EP5000 wurden IPS e.max Press® Ingots LT A3 in viskösem Zustand in die dabei entstandene Hohlform gepresst.

Ofen	Schließzeit	Bereitschaftstemperatur	Heizrata	Brenntemperatur	Haltezeit
Programat® EP5000	6:00 min	403 °C	60 °C/min	770 °C	0:10 min

Heizrata	Brenntemperatur	Haltezeit	Langzeitabkühlung	Kühlrate	Vakuum 1	Vakuum 2
30 °C/min	850 °C	10:00 min	700 °C	0 °C/min	550 °C/ 770 °C	770 °C/ 850 °C

Tab. 4.4: Pressparameter der IPS e.max Press®-Kronen [3]

Nach Abkühlen des Muffelinhalts auf Raumtemperatur konnten die Kronen ausgebettet und mit 50 µm großen Glanzstrahlperlen gesäubert werden. Zur Entfernung der durch das Pressen entstandenen Reaktionsschicht wurden die Restaurationen zusätzlich für 15 Minuten im wässrigen Ultraschallbad gereinigt. Dieses war zusätzlich mit einer speziell zu diesem Zweck entwickelten Ätzflüssigkeit (IPS e.max Press® Invex Liquid) versetzt worden. Im Anschluss wurde die Ansatzstelle des Presskanals mit entsprechenden Diamantschleifern und Polierinstrumenten bearbeitet und geglättet.

Die presskeramischen Abutmentkronen wurden unter Betrachtung bei lichtmikroskopischer Vergrößerung zunächst hinsichtlich ihrer Passung im Randbereich kontrolliert. Nachfolgend wurden sie schrittweise manuell auf die Titanbasis aufgepasst. Hierfür kamen kleine kugelförmige diamantierte Schleifwerkzeuge niedriger Körnung zur Anwendung.

Abschließend wurde nach erneuter Reinigung mit Aluminiumoxidpulver und mittels Ultraschall im Wasserbad die Oberfläche mit einem Glanzbrand versehen. Analog zur

Fertigstellung der CAD/CAM-gefertigten Lithiumdisilikatkronen wurden die Restaurationen mit einer Brennhilfspaste (IPS Object Fix Flow) auf spezielle Pins (IPS e.max CAD® Speed Crystallization Pins XS) und dem zugehörigen Tray fixiert, mit Glanzbrand (IPS e.max CAD® Crystall./Glaze Spray) versehen und im Brennofen (Ivoclar Programat® EP5000) bei den entsprechenden materialspezifischen Brennparametern gebrannt (Tab. 4.5).

Ofen	Bereitschafts-temperatur	Schließ-zeit	Heizrate	Brenn-temperatur	Haltezeit
Programat® EP5000	403 °C	6:00 min	60 °C/min	770 °C	1:00 – 2:00 min
Vakuum 1	Vakuum 2	Langzeit-abkühlung			
450 °C/min	769 °C/min	500 °C			

Tab. 4.5: Brennparameter des Glanzbrands der IPS e.max Press®-Kronen [3]



Abb. 4.8, Abb. 4.9: Prüfkörper aus eingebettetem Implantat und verschraubter Hybridkrone

4.3 Durchführung der Untersuchungen

4.3.1 Bestimmung der Rotationsfreiheit

Innerhalb der ersten Versuchsreihe wurde zunächst die Rotationsfreiheit aller Hybrid-Restaurationen auf den Titanklebebasen ermittelt. Die zu messende Drehbewegung im Sinne einer Auslenkung entlang der Zentralachse wurde dabei durch Kraftausübung mit einem zuvor festgelegten Drehmoment in der Horizontalebene ausgelöst.

4.3.1.1 Herstellung der Messapparatur

Zur Bestimmung des Rotationsspielraums kam ein speziell angefertigter Versuchsaufbau zum Einsatz. Der Aufbau der Messapparatur stellt eine Weiterentwicklung eines Testsystems dar, das sich bereits in einer In-vitro-Untersuchung zur Passgenauigkeit von Keramikabutments bewährt hatte [206].

Das Prinzip des in der vorliegenden Studie eingesetzten Aufbaus beruhte auf einem Laserstrahl, der von einer Spiegelkonstruktion auf der Krone auf eine Messskala zurückgeworfen wurde. Die Auslenkung des Laserstrahls war abhängig von dem Ausmaß der Rotation, die mit einem definierten Drehmoment ausgeübt wurde. Anhand des rechtwinkligen Dreiecks, bei dem der Laserstrahl die Hypotenuse bildete, wurde die Rotationsfreiheit zu einer Seite α mit der Winkelfunktion Tangens ($\tan(\alpha) = x / 120 \text{ cm}$), dem auf der Messskala abzulesenden Wert x und dem Abstand des Spiegels von der Messskala (120 cm) errechnet. Die Addition der Rotationswerte, die man durch Auslenkung in beide Richtungen erhielt, lieferte den zu ermittelnden Rotationsspielraum der Restauration (Abb. 4.10).

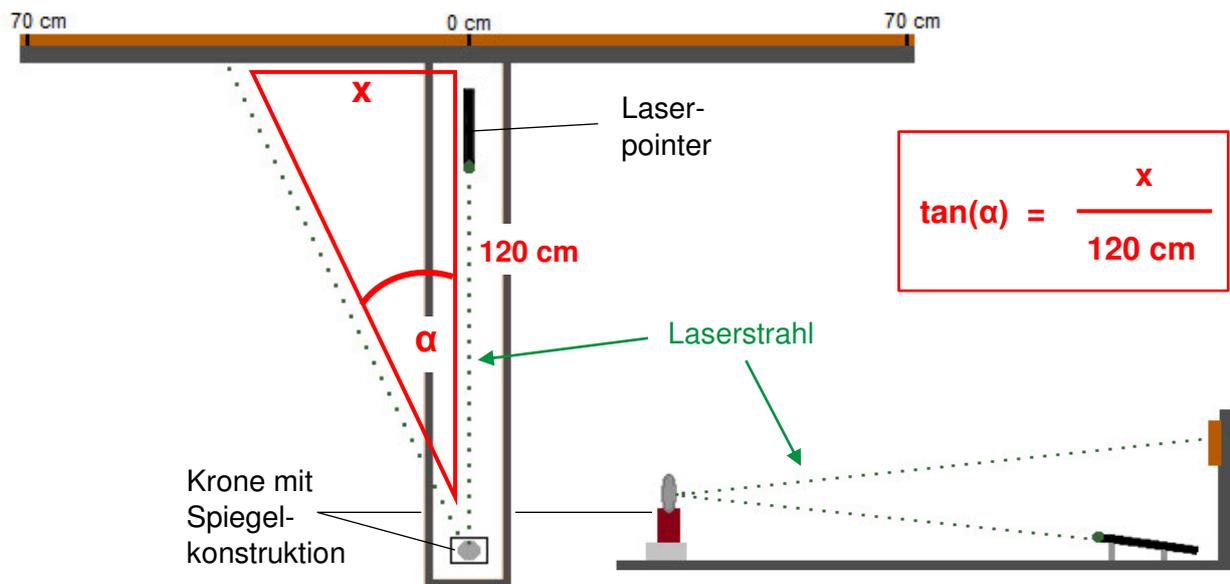


Abb. 4.10: Schematische Darstellung von Aufbau und Funktionsweise der Messapparatur

Für die Konstruktion wurden zwei gebräuchliche Holzbretter T-förmig miteinander verschraubt. Auf die Oberfläche des oberen Bretts wurden parallel zur Längskante zwei Rollbandmaße mit Millimeterskalierung fixiert. Um das Ablesen der Auslenkungen zu erleichtern, wurden die Messbänder bei „0“ beginnend von der Mitte aus aufsteigend angebracht.

Ein Laserpointer wurde in Längsachse zentral auf dem unteren Brett exakt so ausgerichtet, dass der Strahl in entgegengesetzter Richtung zur Messskala auf die Spiegelkonstruktion traf (Abb. 4.11 und Abb. 4.12). Am gegenüberliegenden Ende des Holzbretts wurde eine Haltevorrichtung aus Superhartgips (Fujirock®, GC Corporation, Tokio, Japan) in exakter Passform für den Kunststoffblock mit entsprechender rechteckiger Aussparung (25 mm x 13 mm) befestigt. Der Abstand wurde dabei so gewählt, dass sich der Spiegel auf der Krone in einer Entfernung von 120 cm zur Messskala bei „0“ befand.

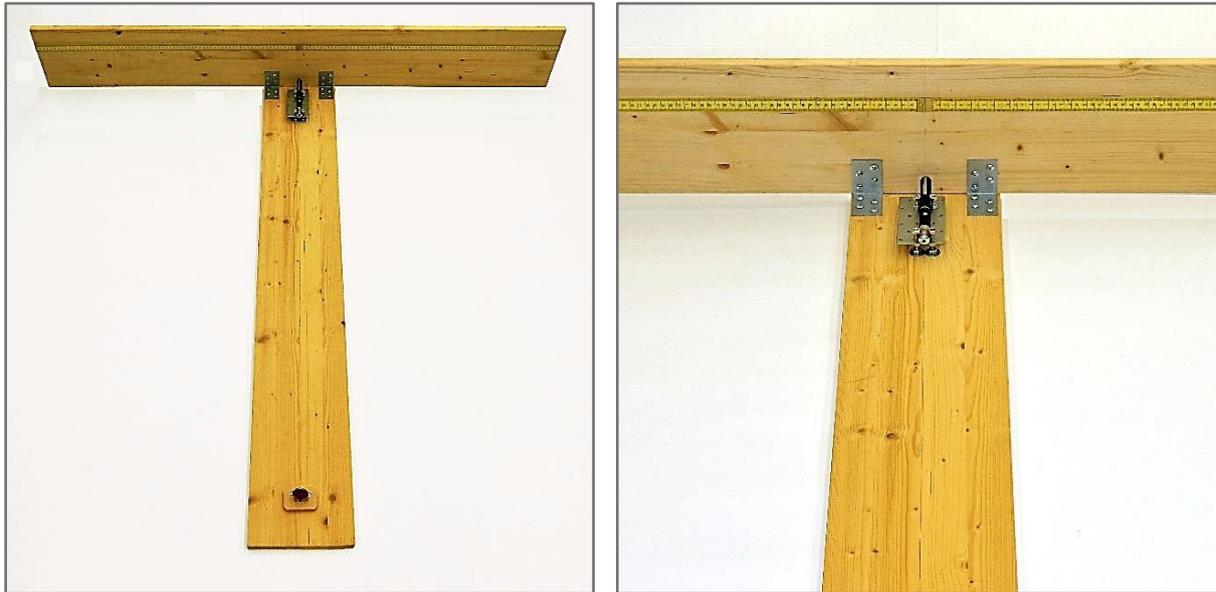


Abb. 4.11, Abb. 4.12: Messapparatur zur Bestimmung der Rotationsfreiheit

Für die Verankerung des Spiegels auf der Krone wurde ein zahnärztlicher Spiegel in einen Kunststoffaufbau aus Modellierkunststoff (Pattern Resin LS, GC America Inc., Alsip, USA) eingebettet. Zur Aufnahme der Krone wies der Aufbau im Zentrum einen Hohlraum auf. Über drei kleine Gewindeschrauben mit entsprechenden Hülsen in trigonaler Anordnung konnte der Spiegel in exakter Angulation auf der Krone angebracht werden (Abb. 4.13). Zwei zu beiden Seiten des Spiegels auf Höhe der Kronenposition eingefügte Ringschrauben dienten der Einfädung einer digitalen Hängewaage. Mithilfe des Kraftmessgeräts konnte die aufgebrachte Kraft kontrolliert werden, um für alle Messungen ein einheitliches Drehmoment zu erzeugen.

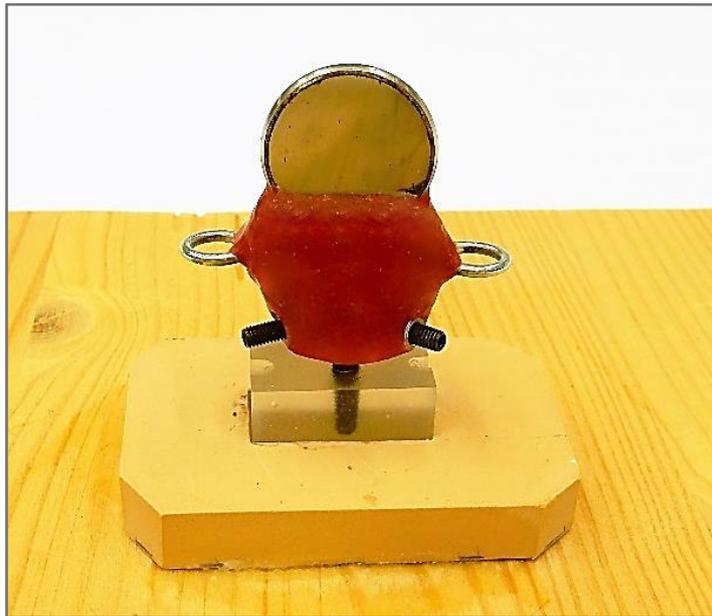


Abb. 4.13: Aufbau der Spiegelkonstruktion

4.3.1.2 Durchführung der Messung

Der Minimierung der Fehlerwahrscheinlichkeit dienend wurde der Messvorgang pro Prüfkörper insgesamt zehn Mal durchgeführt. Die Rotationsfreiheit der Abutmentkronen auf der Klebebasis konnte der Millimeterskala der Maßbänder entsprechend mit einer Genauigkeit von $0,048^\circ$ bestimmt werden. Die Ausdehnung der Messskala von 142 cm ließ eine Messung von Rotationsbewegungen bis maximal $61,2^\circ$ zu.

Zu Beginn jedes Messvorgangs wurde der Kunststoffblock des zu untersuchenden Prüfkörpers nach Einbringen in die Gipshalterung zusätzlich mit Klebewachs (Supradent-Wachs, Oppermann-Schwedler, Bonn) fixiert, um ergebnisverfälschende Restbewegungen zu verhindern. Im Anschluss war die Spiegelkonstruktion so mit den drei Schrauben auf der Keramikkrone zu befestigen, dass der Laserstrahl exakt auf Höhe der Messskala zurückgeworfen wurde. Unter Kontrolle des aufgewendeten Drehmoments von 40 Ncm mit einem digitalen Kraftmessgerät wurde nachfolgend eine Rotation in beide Richtungen durch horizontale Zugspannung erzeugt.

Mithilfe des Laserstrahls konnten die maximalen Auslenkungen nach links und rechts auf der Skala abgelesen und die Winkel für beide Seiten mit einem

Kalkulationsprogramm (Excel® 2013, Microsoft® Corporation, Redmond, Washington, USA) berechnet werden. Anhand der Summe dieser beiden Werte wurde der endgültige Rotationswinkel der getesteten Restauration bestimmt und dokumentiert.

4.3.2 Vermessung der Spalträume

In der zweiten Versuchsreihe wurden je vier Kronen pro Gruppe untersucht, indem deren Spalträume zur Titanbasis im Bereich des Kronenrands und entlang interner Flächen ermittelt wurden. Ausgewählt wurden jeweils die beiden Kronen mit den größten und den geringsten Rotationswerten der Versuchsgruppe. Diese wurden im Rahmen der Untersuchung verklebt, in Kunststoff eingebettet und zu Schliffpräparaten verarbeitet.

4.3.2.1 Adhäsive Befestigung der Hybridkronen

Unter Einhaltung der Herstellerangaben zu den verwendeten Materialien wurden die Hybridkronen adhäsiv mit den Titanklebebasen zusammengefügt [95, 204, 205, 207, 208]. Dabei unterschied sich die Konditionierung der Anschlussgeometrie bei den einzelnen Keramiken, während sowohl die Vorbereitung der Titanklebebasen als auch der eigentliche Klebevorgang für alle Versuchsgruppen einheitlich vollzogen werden konnte.

Im Anschluss an die bereits beschriebene Säuberung wurden die Kronen mit Ethanol in einer Konzentration von 80% entfettet und getrocknet. Danach wurden die Glaskeramikkronen der Gruppen I1, A1, P und S (IPS e.max CAD® bzw. IPS e.max Press®) sowie der Gruppen I2 und A2 (VITA SUPRINITY®) für 20 Sekunden mit einem 5%-igen Flusssäure-Gemisch (IPS Ceramic Etching Gel) für 20 Sekunden angeätzt, unter fließendem Wasser abgespült und mit ölfreier Luft getrocknet. Die Vorbehandlung der Hybridkeramik der Gruppen I3 und A3 (VITA ENAMIC®) unterschied sich lediglich in der Ätzzeit, die hier 60 Sekunden betrug. Dagegen war bei der Verbundkeramik der Gruppen I4 und A4 (Shofu Block HC®) kein Ätzvorgang notwendig.

Für die Vorbehandlung der Titanoberflächen der Klebebasen wurden diese zum Schutz der Implantatschulteraufgabe zunächst mit einem Laborimplantat verschraubt. Alle Strukturen, die nicht konditioniert werden sollten, wie zum Beispiel die Öffnung zur

Abutmentschraube, wurden mit Dentalwachs (VKS Modellierwachs) abgedeckt. Anschließend wurde die Klebefläche mit 50 µm-Aluminiumoxidpulver bei 2 bar abgestrahlt, mit einer Klebehilfe (CAMLOG® Klebehilfe) auf dem eingebetteten Implantat befestigt und mit einem Dampfstrahler gereinigt.

Die Innenkonfigurationen der Hybridkronen und die Klebebasen wurden für einen optimalen Verbund mit einem Universal-Primer (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent AG) über einen Zeitraum von 60 Sekunden silanisiert. Auf die Klebeflächen der Titanbasis und der Restaurationen wurde das Befestigungskomposit (Multilink® Hybrid Abutment, Ivoclar Vivadent AG) in einer dünnen Schicht aufgetragen, die beiden Komponenten zusammengefügt und unter Aufbringen eines hohen manuellen Drucks für mindestens 10 Sekunden aufeinandergepresst. Nach weiteren 2 Minuten wurde grober Überschuss mit einem Zahle-Modellierinstrument entfernt. Im Anschluss an eine darauffolgende Lichthärtephase von 60 Sekunden mit einer Polymerisationslampe (Translux® CL, Heraeus Kulzer GmbH) und einer Gesamtaushärtedauer von 7 Minuten wurden noch verbliebene feine Kleberreste mit diamantdurchsetzten Keramikpolierern (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo) in niedriger Drehzahl entfernt.

Nachfolgend wurde der Komplex aus Titanklebebasis und Suprakonstruktion mit einer Abutmentschraube unter Verwendung der bereits erwähnten Hilfsmittel, einem Schraubendreher und einer Drehmomentratsche, nach Empfehlung des Herstellers mit dem eingebetteten Implantatkörper verschraubt. Die Schraube wurde nach 5 Minuten mit demselben Drehmoment erneut angezogen [2].

4.3.2.2 Herstellung der Schliifpräparate

Zur Vorbereitung auf die Vermessung der Klebefuge wurden die verbundenen Komponenten mit transparentem Autopolymerisat (PalaXPress®) vollständig eingebettet. Ein vertikaler Schnitt mit einer Präzisionstrennmaschine (Accutom®-2, Struers GmbH, Willich) durch das Zentrum des Schraubenkanals trennte die Kunststoffblöcke mittig.

Es wurden dabei pro Versuchsgruppe je eine der Proben aus der Gruppe mit hoher und eine mit geringer Rotationsfreiheit in oro-vestibulärer und die jeweils andere Probe

in mesio-distaler Richtung durchtrennt. Die entstandenen Schnittflächen wurden anschließend für eine Dauer von 10 Minuten im Ultraschallbad gereinigt.

4.3.2.3 Definition der Messbereiche

Um für den Aspekt der Passgenauigkeit repräsentative Werte zu erhalten, wurden die zu vermessenden Areale für beide Schnittmuster genau definiert (Tab. 4.6). Es wurden dabei neben dem Randbereich und der tiefsten Stelle der Restauration auch die Spalträume entlang des konischen Abschnitts der Titanbasen und der Bereich des Rotationsschutzes berücksichtigt (Abb. 4.14, Abb. 4.15).

Messbereich	Schnitttrichtung	Definition
1	oro-vestibulär, mesio-distal	marginaler Abschnitt der Klebefuge
2	oro-vestibulär, mesio-distal	Klebefuge im Bereich des tiefsten Abschnitts der Krone
3	oro-vestibulär, mesio-distal	Klebefuge entlang der konischen Flächen der Titanbasis
4	oro-vestibulär	apikal an den Rotationsschutz angrenzende Klebefuge
5	oro-vestibulär	lingual an den Rotationsschutz angrenzende Klebefuge
6	oro-vestibulär	okklusal an den Rotationsschutz angrenzende Klebefuge

Tab. 4.6: Definition der Messbereiche

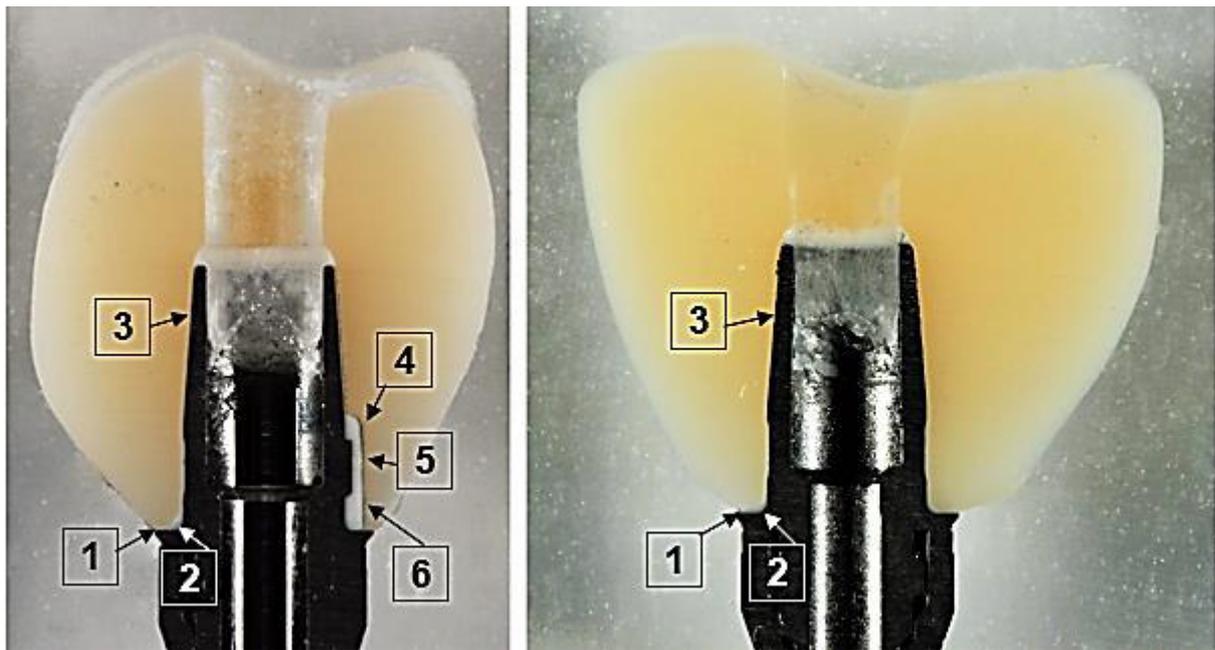


Abb. 4.14, Abb. 4.15: Übersicht über die Messbereiche der Schliffpräparate in oro-vestibulärer (links) und mesio-distaler Schnittrichtung (rechts), die Bereiche 1 – 3 wurden zu beiden Seiten der Titanbasis vermessen

4.3.2.4 Lichtmikroskopische Messung

Unter Gebrauch eines Lichtmikroskops (Axioskop® 2 MAT, Carl Zeiss® AG, Oberkochen) wurden die erstellten Schliffpräparate in 20-facher Vergrößerung (20x/0,40HD) dargestellt. Die relevanten Bereiche der Klebefugen wurden, gesteuert durch die Software Camera Control Pro 2 Version 2.13.0, mit einer Nikon D90 Digitalkamera (beides Nikon Corporation, Tokio, Japan) fotografiert (Abb. 4.16 bis 4.21., mit farblich gekennzeichneten Messbereichen). Anschließend wurden die Bilder an ein Vermessungsprogramm (Optimas 6.5.1, Media Cybernetics Incorporation, Bethesda, Maryland, USA) übertragen.

Für die Vermessung wurden zunächst die Spaltraumbegrenzungen der sechs bzw. vier Messbereiche pro Probe markiert, indem manuell Punkte entlang der Begrenzungen der Schnittflächen von Restauration und Titanbasis gesetzt wurden. Mithilfe der Software wurden die Verbindungsstrecken innerhalb der gekennzeichneten Flächen errechnet und durchschnittliche Spaltraumwerte für jeden Bereich geliefert.

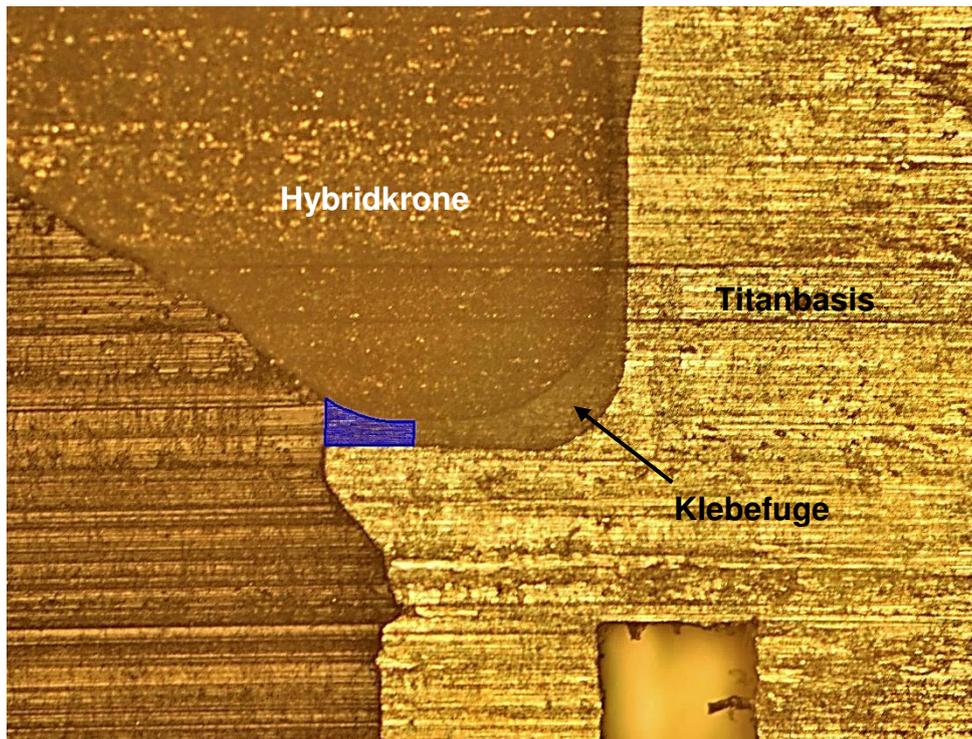


Abb. 4.16: Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge im marginalen Kronenabschnitt mit Markierung des Messbereichs 1

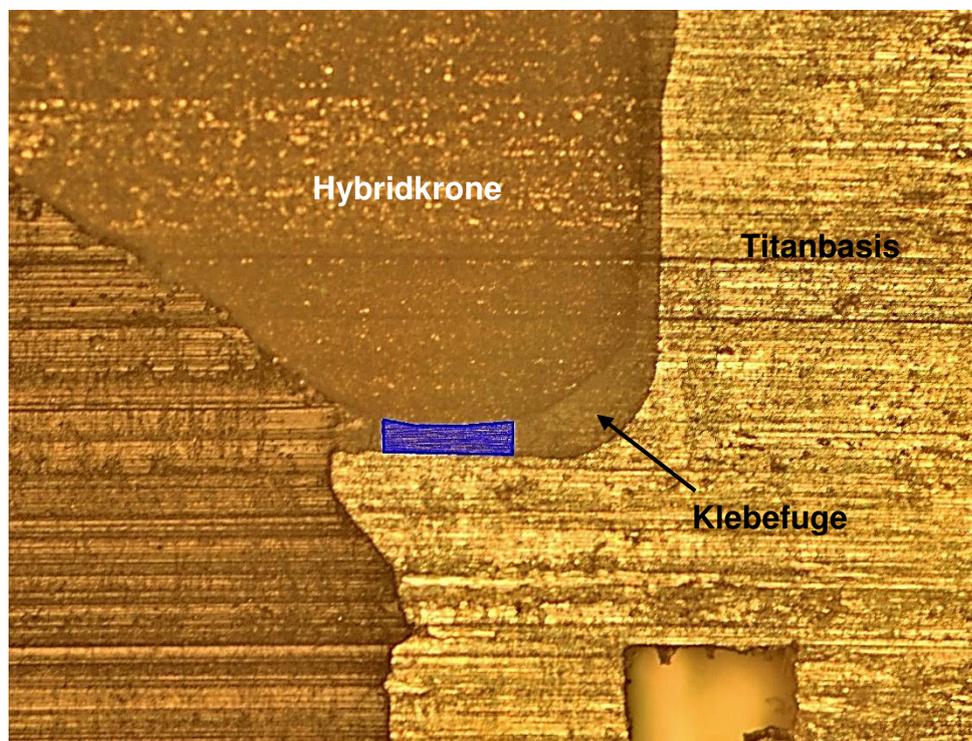


Abb. 4.17: Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge im marginalen Kronenabschnitt mit Markierung des Messbereichs 2

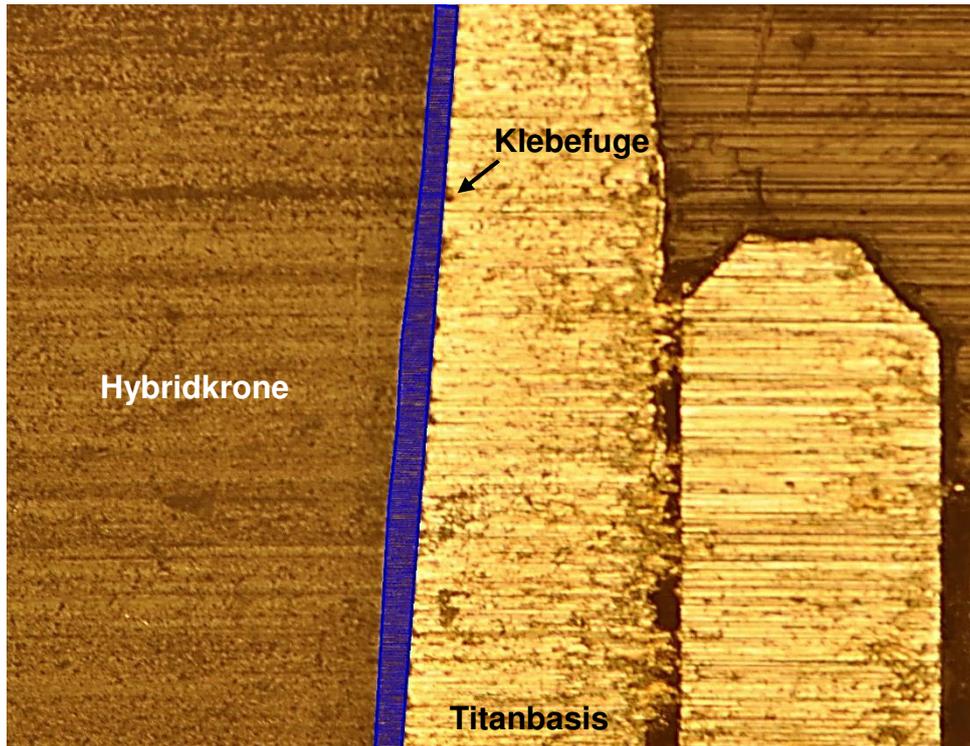


Abb. 4.18: Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge entlang der konischen Flächen der Titanbasis mit Markierung des Messbereichs 3

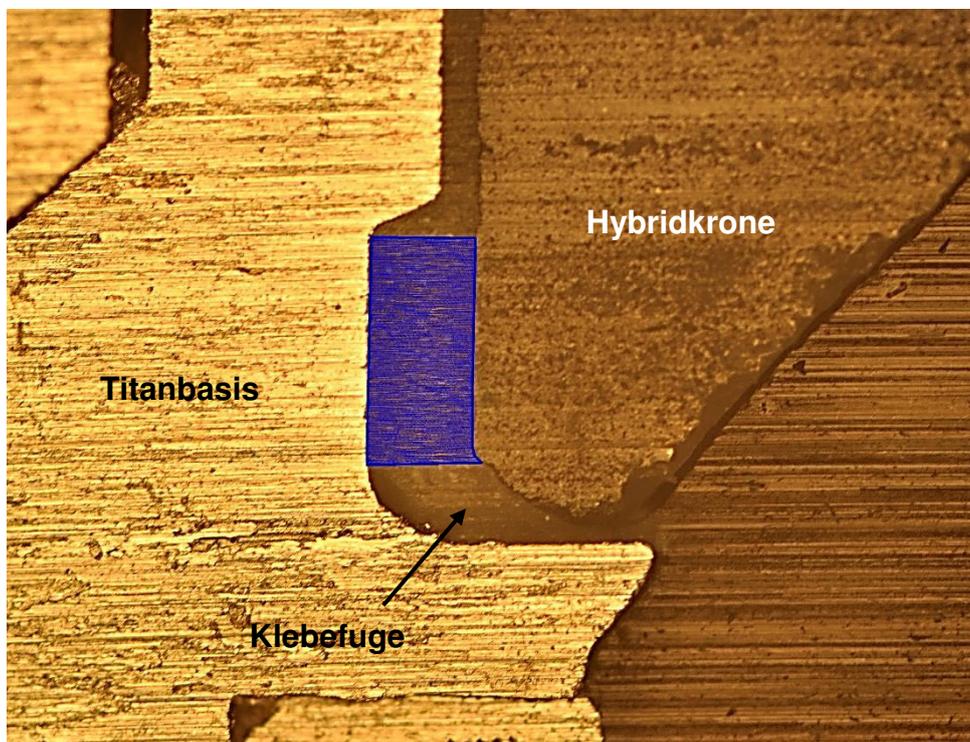


Abb. 4.19: Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge unterhalb des Rotationsschutzes mit Markierung des Messbereichs 4

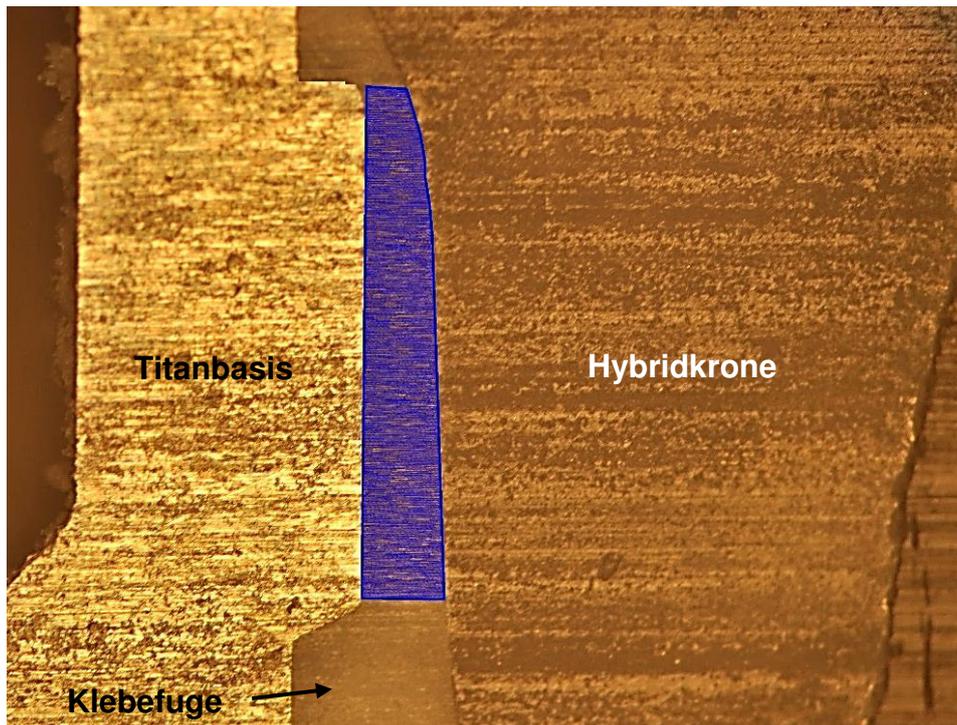


Abb. 4.20: Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge auf Höhe des Rotationsschutzes mit Markierung des Messbereichs 5

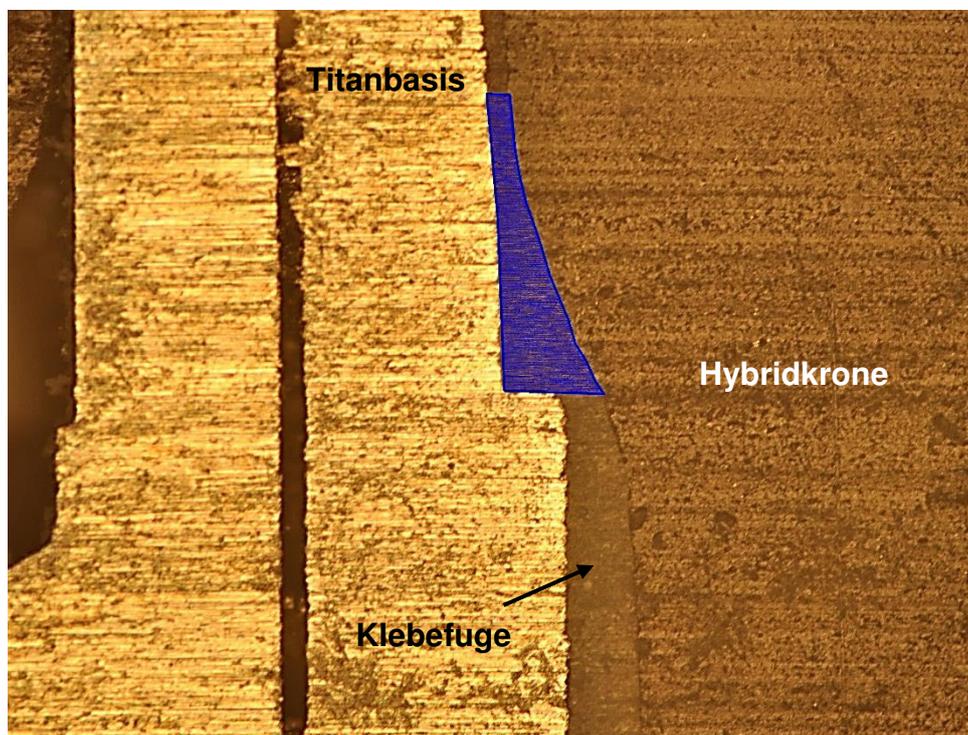


Abb. 4.21: Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge oberhalb des Rotationsschutzes mit Markierung des Messbereichs 6

4.4 Ausschluss fehlerbehafteter Versuchsgruppen

Bereits während der CAD/CAM-basierten Fertigung mit dem System KaVo ARCTICA® traten bei einigen Restaurationen der Materialien IPS e.max CAD®, VITA ENAMIC® und Shofu Block HC® Probleme hinsichtlich der Passung auf den konfektionierten Titanklebebasen auf. Bei insgesamt 21 gefrästen Abutmentkronen wies die Anschlussgeometrie einen zu geringen Durchmesser auf, sodass eine problemlose Befestigung der Krone auf der Klebebasis bei optimalem Randschluss nicht realisiert werden konnte.

Um dennoch eine Power von 10 Kronen und damit eine einheitliche Stichprobenzahl unter allen Versuchsgruppen zu erzielen, musste die entsprechende und in Tab. 4.7 aufgeführte Anzahl an Kronen erneut hergestellt werden. Aufgrund der vom Studienprotokoll abweichenden Herstellungsbedingungen der Restaurationen der benannten Gruppen A1, A3 und A4 wurden diese von der allgemeinen statistischen Betrachtung ausgeschlossen.

Ausgeschlossene Gruppen	Anzahl gefräster Kronen
Gruppe A1 IPS e.max CAD®/KaVo ARCTICA®	15
Gruppe A3 VITA ENAMIC®/KaVo ARCTICA®	14
Gruppe A4 Shofu Block HC®/KaVo ARCTICA®	18

Tab. 4.7: Übersicht über die ausgeschlossenen Gruppen des KaVo-ARCTICA®-Systems mit Anzahl der gefertigten Kronen, um Stichprobenzahl N = 10 zu erreichen

4.5 Statistische Auswertung

Zur Auswertung der gewonnenen Daten kam ein Statistikprogramm (SPSS® 23 für Windows®, International Business Machines Corporation, Armonk, New York, USA) zum Einsatz. Für die Untersuchungen über die Rotationsfreiheit wurden Vergleiche der einzelnen Versuchsgruppen und der jeweiligen Herstellungsart angestellt. Die Analyse der Ergebnisse aus der Bestimmung der Spalraumgröße erfolgte für die Gruppen unter Betrachtung der vermessenen Bereiche. Statistische Korrelationen der Resultate

beider Versuchsreihen wurden in einem dritten Abschnitt eruiert und die von der allgemeinen statistischen Auswertung ausgeschlossenen Gruppen abschließend gesondert betrachtet.

Aus allen Ergebnissen der Einzelmessungen des Rotationsversuchs wurden Mittelwerte und Standardabweichungen (SD) sowohl für die einzelnen Versuchsgruppen als auch für die verschiedenen Herstellungsarten errechnet. Weiterhin erfolgte eine grafische Darstellung mittels sogenannter Box-Whisker-Plots zur verbesserten Visualisierung der erhobenen Messdaten. Diese Kastendiagramme, deren zentrale Boxen durch das 25%- und das 75%-Quantil begrenzt sind und den Median in Form einer durchgehenden Linie abbilden, stellen zudem das 10%- und das 90%-Quantil mittels sogenannter „Whiskers“ dar [209].

Desweiteren wurde unter Zuhilfenahme des Kolmogorov-Smirnov-Tests das Vorliegen von Normalverteilungen kontrolliert. Nach Elimination von Ausreißern bei den Gruppen A2 (VITA SUPRINITY®/inLab®) und P (IPS e.max Press®) konnte diese bei allen getesteten Gruppen nachgewiesen werden. Zur Varianzanalyse wurden die parametrischen Tests One-way ANOVA und der Scheffé-Post-Hoc-Test, erhoben. Als Signifikanzniveau wurde jeweils ein Wert von $p = 0.05$ festgelegt.

Die Ergebnisse aus der Bestimmung der Spaltraumgröße wurden für die einzelnen Messbereiche ebenso mithilfe von Mittelwerten und Standardabweichungen charakterisiert. Unter Verwendung des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurde in den Messbereichen 1 bis 3 bei allen Versuchsgruppen eine Normalverteilung festgestellt. Analog zur statistischen Auswertung des Rotationsversuchs erfolgte eine Veranschaulichung der Ergebnisse der Messbereiche 1 bis 3 mittels Box-Whisker-Plots. Außerdem kam zur Überprüfung statistisch signifikanter Unterschiede mit dem Mann-Whitney-Test ein nichtparametrischer Test zur Anwendung. Aufgrund der geringen Stichprobenzahl von $N = 2$ wurden dagegen für die den Rotationsschutz umgebenden Spalträume (Messbereiche 4 - 6) ausschließlich die Mittelwerte bestimmt.

Mit der linearen Kurvenregression bediente man sich eines Analysehilfsmittels zum Nachweis einer potenziellen Beziehung der Ergebnisse beider Versuchsreihen. Dabei erfolgte die Auswertung je eines Diagramms für jeden Messbereich. Die Abszissen

und Ordinaten wurden durch die Medianwerte der Rotationsfreiheit (x-Achse) und der Spaltraumgrößen (y-Achse) charakterisiert und enthielten eine Verteilung der Datenpunkte aller Untersuchungsgruppen. Aus diesen wurde eine Ausgleichsgerade ermittelt, anhand derer eine Korrelation der Untersuchungsergebnisse abgeschätzt werden konnte. Zusätzlich lieferte die Variable „R-Quadrat“ Aussagen zu einem potenziellen statistischen Zusammenhang, wonach dieser ab einem Wert von 0,5 als wahrscheinlich angenommen werden kann.

Der letzte Teil der statistischen Auswertung widmete sich den ausgeschlossenen Gruppen. Nach tabellarischer Erfassung und Elimination von Ausreißern wurden die berechneten Werte zur Rotationsfreiheit durch Mittelwerte und Standardabweichungen ermittelt. Analog zu den restlichen Versuchsgruppen wurden Box-Whisker-Plots erstellt. Ebenso wurde mit den Messdaten der Spaltraumuntersuchung verfahren, wohingegen für die Bereiche 4, 5 und 6 wiederholt nur die Mittelwerte berechnet wurden.

5 Ergebnisse

5.1 Rotationsfreiheit der Hybridkronen

Die deskriptive Statistik über die Rotationsfreiheit der keramischen Hybridkronen der einzelnen Versuchsgruppen ist in Tabelle 5.1 aufgelistet. Der Stichprobenumfang N bezieht sich auf die Anzahl der berechneten Mittelwerte aus den zehn Einzelmessungen je Prüfkörper und spiegelt zugleich die hinzugezogene Probenanzahl pro Gruppe wieder. Die reduzierte Stichprobengröße von $N = 8$ der Gruppen I2 (VITA SUPRINITY®/inLab®) und P (IPS e.max Press®) liegt in der gebräuchlichen Elimination extremer Ausreißer begründet, um eine Normalverteilung der Messwerte zu erzielen.

Die Kronen des Standardverfahrens (Gruppe S; IPS e.max CAD® mit Anschlussgeometrie) wiesen mit einem Mittelwert von $4,26^\circ$ (SD: $1,83^\circ$) den geringsten rotatorischen Versatz auf. Dem schlossen sich die Gruppen des Materials VITA SUPRINITY® mit mittleren Rotationsfreiheiten von $6,53^\circ$ (SD: $3,91^\circ$) der Gruppe I2 und $9,20^\circ$ (SD: $4,41^\circ$) der Gruppe A2 an. Mit im Mittel $31,87^\circ$ stellten sich die Kronen der Gruppe I4 (Shofu Block HC®/inLab®) dagegen als rotationsstärkste Restaurationen dar, die zugleich mit einer Standardabweichung von $12,06^\circ$ die geringste Wiederholungsgenauigkeit aufbrachten (Tab. 5.1). Ein Vergleich der einzelnen Gruppen mit der Kontrollgruppe S mittels Scheffé-Prozedur ergab hochsignifikante Unterschiede ($p < 0,001$) zu den Gruppen I1, I3 und I4, während die Differenz der Mittelwerte mit den restlichen Gruppen keine Signifikanz zeigte ($p \geq 0,05$). Ebenfalls nicht signifikant zueinander verhielten sich die Mittelwerte der Gruppen I2 und A2 ($p = 0,989$).

Ergebnisse

	N	Mittelwert	SD	Minimum	Maximum
		Rotation [°]	Rotation [°]	Rotation [°]	Rotation [°]
Gruppe I1 IPS e.max CAD®/inLab®	10	17,78	3,81	13,07	24,16
Gruppe I2 VITA SUPRINITY®/inLab®	8	6,53	3,91	0,35	11,64
Gruppe I3 VITA ENAMIC®/inLab®	10	24,61	5,85	14,91	36,12
Gruppe I4 Shofu Block HC®/inLab®	10	31,87	12,06	11,13	50,90
Gruppe A2 VITA SUPRINITY®/KaVo Arctica®	10	9,20	4,41	4,70	17,66
Gruppe P IPS e.max Press®	8	10,90	2,55	8,31	14,91
Gruppe S IPS e.max CAD® mit Anschlussgeometrie	10	4,26	1,83	1,00	6,06

Tab. 5.1: Deskriptive Statistik zur mittleren Rotationsfreiheit der Versuchsgruppen

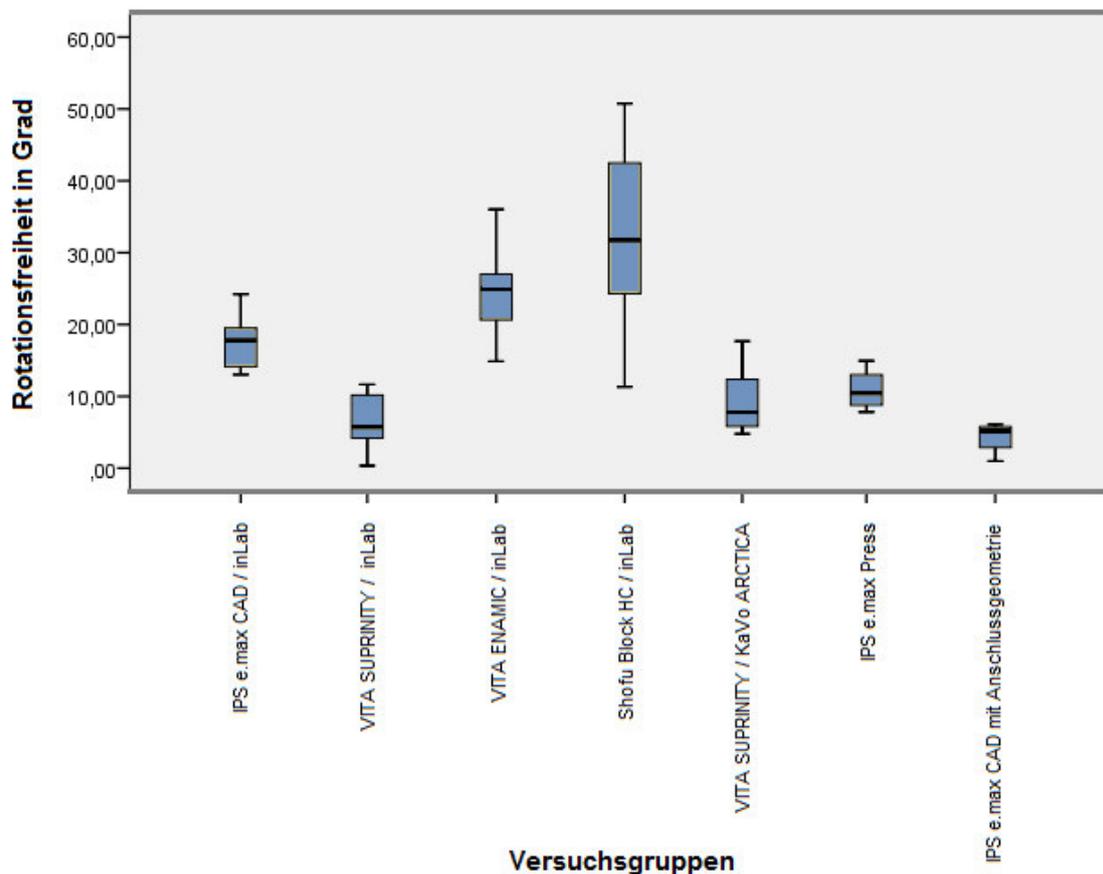


Abb. 5.1: Darstellung der Rotationsfreiheit der Versuchsgruppen im Box-Whisker-Plot

Beim Vergleich der Herstellungsmethoden konnte analog zur Einzelgruppenbetrachtung die geringste mittlere Rotationsfreiheit bei der Versuchsgruppe der industriellen gefertigten Verbindungsgeometrien (Gruppe S) festgestellt werden. Mit einem Wert von 20,92° (SD: 11,56) konnte bei den Hybridkronen, die mit dem inLab®-System gefräst wurden, der im Mittel höchste Rotationswert verzeichnet werden (Tab. 5.2). Hochsignifikante Unterschiede zeigten sich bei einem Vergleich der Methoden ‚inLab®‘ und ‚Industriell‘ ($p < 0,001$), wofür erneut die Scheffé-Prozedur herangezogen wurde.

	N	Mittelwert	SD	Minimum	Maximum
		Rotation [°]	Rotation [°]	Rotation [°]	Rotation [°]
inLab®	38	20,92	11,56	0,35	50,90
KaVo ARCTICA®	10	9,20	4,41	4,70	17,66
Presstechnik	8	10,90	2,55	8,14	14,91
Industriell	10	4,26	1,83	1,00	6,06

Tab. 5.2.: Deskriptive Statistik zur mittleren Rotationsfreiheit der Herstellungsmethoden

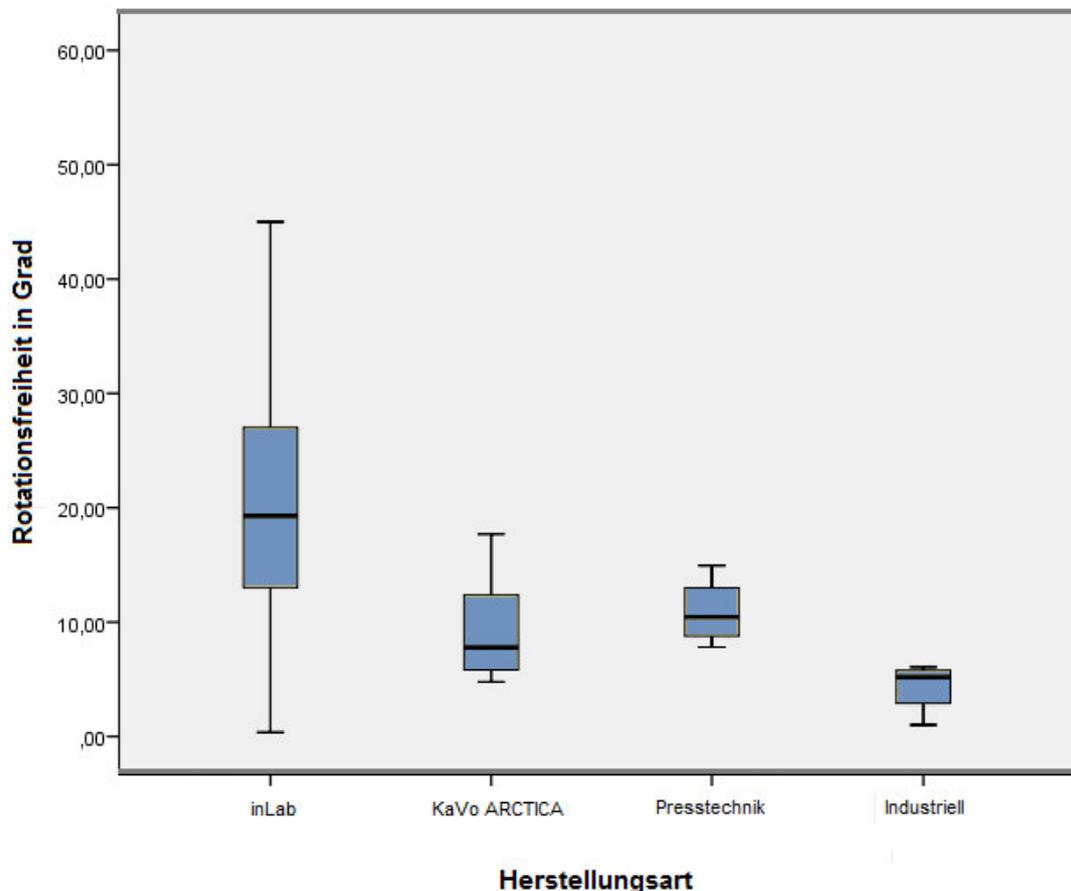


Abb. 5.2: Darstellung der Rotationsfreiheit der Herstellungsverfahren im Box-Whisker-Plot

5.2 Größe der Spalträume

Eine Analyse der Ergebnisse aus der Vermessung der Klebefugen im marginalen Bereich (Messbereich 1) ergab im Mittel den geringsten Spaltraum von 21,3 μm (SD: 10,5 μm) bei den Restaurationen der Gruppe A2 (VITA SUPRINITY®/KaVo ARCTICA®) und von 25,8 μm (SD: 19,5 μm) in der Gruppe S (IPS e.max CAD® mit Anschlussgeometrie). Im Gegensatz dazu zeigte sich bei den Kronen der Gruppe I2 (VITA SUPRINITY®/inLab®) mit 91,4 μm (SD: 26,9 μm) der größte mittlere Randspalt (Tab. 5.3). Ein Vergleich der einzelnen Gruppen mit der Herstellung im Standardverfahren ergab mithilfe des nichtparametrischen Mann-Whitney-Tests signifikante Unterschiede bei den inLab®-gefertigten Kronen der Gruppen I1, I2 und I3, wie auch bei den presskeramischen Restaurationen der Gruppe P. Mit

Ergebnisse

Signifikanzwerten von $p = 0,878$ und $p = 0,505$ verhielten sich die Gruppen A2 und I4 dagegen nicht signifikant unterschiedlich zur Kontrollgruppe S.

	N	Mittelwert	SD
		Spaltraum [μm]	Spaltraum [μm]
Gruppe I1 IPS e.max CAD®/inLab®	8	53,1	26,9
Gruppe I2 VITA SUPRINITY®/inLab®	8	91,4	26,9
Gruppe I3 VITA ENAMIC®/inLab®	8	69,5	22,4
Gruppe I4 Shofu Block HC®/inLab®	8	34,2	23,5
Gruppe A2 VITA SUPRINITY®/KaVo Arctica®	8	21,3	10,5
Gruppe P IPS e.max Press®	8	63,5	36,0
Gruppe S IPS e.max CAD® mit Anschlussgeometrie	8	25,8	19,5

Tab. 5.3: Deskriptive Statistik zur mittleren Spaltraumgröße im Messbereich 1

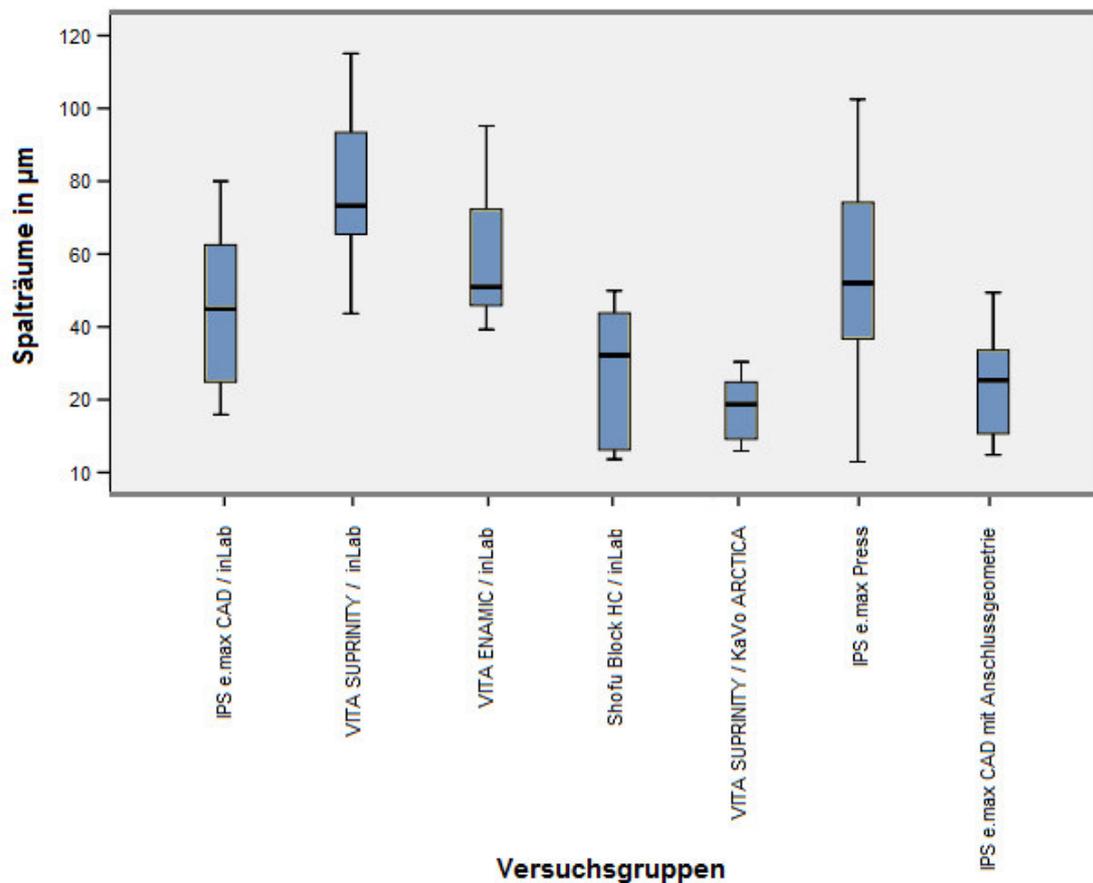


Abb. 5.3: Darstellung der Spalraumgröße des Messbereichs 1 im Box-Whisker-Plot

Analog zum benachbarten Messbereich 1 verhielten sich die erhobenen Spalraumwerte in der Umgebung des tiefsten Abschnitts der Hybridkronen in der Schnittebene (Messbereich 2). So konnte für die Proben der Gruppe A2 mit $18,7 \mu\text{m}$ (SD: $11,3 \mu\text{m}$) und der Gruppe S mit $23,8 \mu\text{m}$ (SD: $19,9 \mu\text{m}$) die geringsten mittleren Abstände zur Titanbasis nachgewiesen werden. Ebenso zeigten sich bei der Gruppe I2 mit einem Mittelwert von $78,6 \mu\text{m}$ (SD: $21,2 \mu\text{m}$) die größten Klebefugen (Tab 5.4). Signifikante Unterschiede zur Kontrollgruppe S konnten durch den Mann-Whitney-Test in diesem Bereich nur für die Gruppen I1, I2 und I3 aufgezeigt werden.

Ergebnisse

	N	Mittelwert	SD
		Spaltraum [μm]	Spaltraum [μm]
Gruppe I1 IPS e.max CAD®/inLab®	8	39,2	24,9
Gruppe I2 VITA SUPRINITY®/inLab®	8	78,6	21,2
Gruppe I3 VITA ENAMIC®/inLab®	8	54,2	18,4
Gruppe I4 Shofu Block HC®/inLab®	8	24,3	21,6
Gruppe A2 VITA SUPRINITY®/KaVo Arctica®	8	18,7	11,3
Gruppe P IPS e.max Press®	8	49,4	36,3
Gruppe S IPS e.max CAD® mit Anschlussgeometrie	8	23,8	19,9

Tab. 5.4: Deskriptive Statistik zur mittleren Spalraumgröße im Messbereich 2

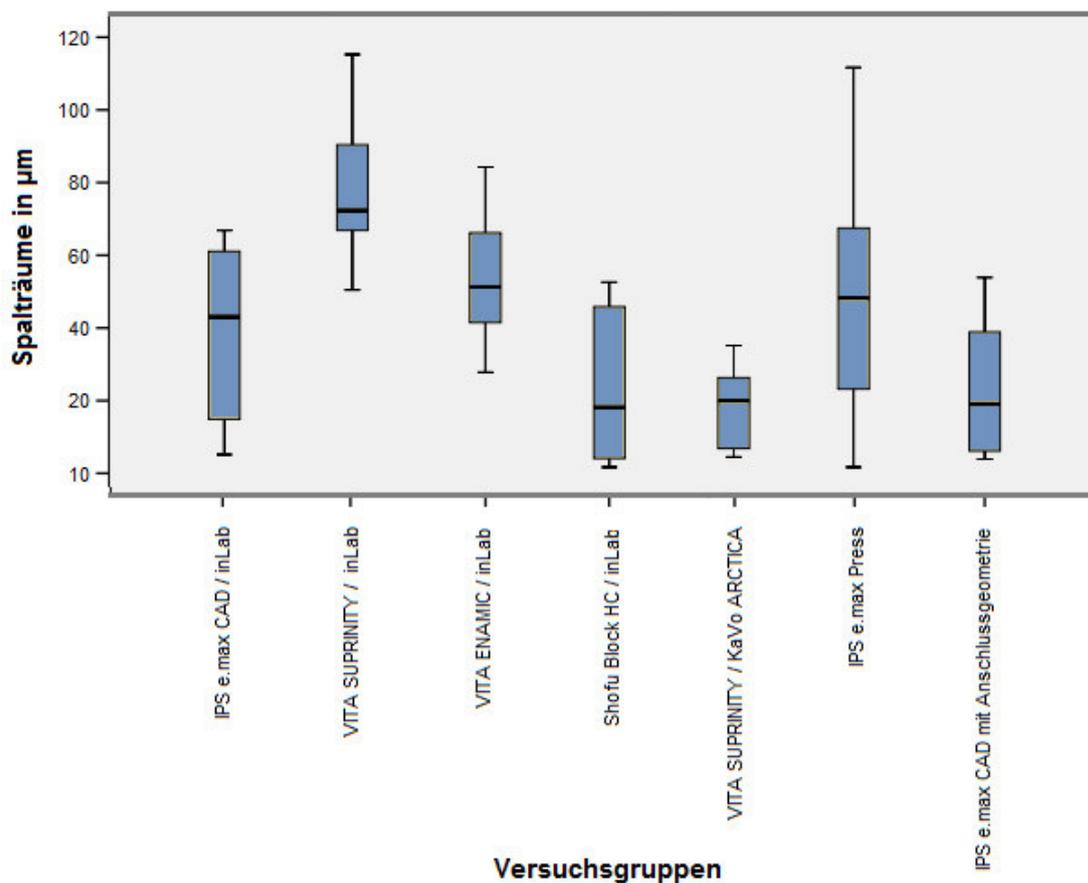


Abb. 5.4: Darstellung der Spalraumgröße des Messbereichs 2 im Box-Whisker-Plot

Die konisch zulaufenden Kronenwände begrenzten bei den industriell gefertigten Anschlussgeometrien mit einem Mittelwert von 24,9 μm (SD: 9,5 μm) die geringsten und bei den in presstechnisch hergestellten Kronen mit 58,0 μm (SD: 39,7 μm) die größten Klebefugen (Messbereich 3). Bei den Kronen der Gruppe A2, die mit dem KaVo ARCTICA®-System gefräst wurden, traten erneut vergleichsweise geringe Spalraumwerte (Mittelwert 26,8 μm , SD: 14,2 μm) auf (Tab. 5.5). Mit Ausnahme dieser Gruppe zeigten sich bei Durchführung des Mann-Whitney-Tests bei allen Versuchsgruppen signifikante Unterschiede zum Mittelwert der Fertigung im Standardverfahren.

	N	Mittelwert	SD
		Spalraum [μm]	Spalraum [μm]
Gruppe I1 IPS e.max CAD®/inLab®	8	52,0	19,7
Gruppe I2 VITA SUPRINITY®/inLab®	8	33,5	14,0
Gruppe I3 VITA ENAMIC®/inLab®	8	48,0	15,4
Gruppe I4 Shofu Block HC®/inLab®	8	41,5	28,1
Gruppe A2 VITA SUPRINITY®/KaVo Arctica®	8	26,8	14,2
Gruppe P IPS e.max Press®	8	58,0	39,7
Gruppe S IPS e.max CAD® mit Anschlussgeometrie	8	24,9	9,5

Tab. 5.5: Deskriptive Statistik zur mittleren Spalraumgröße im Messbereich 3

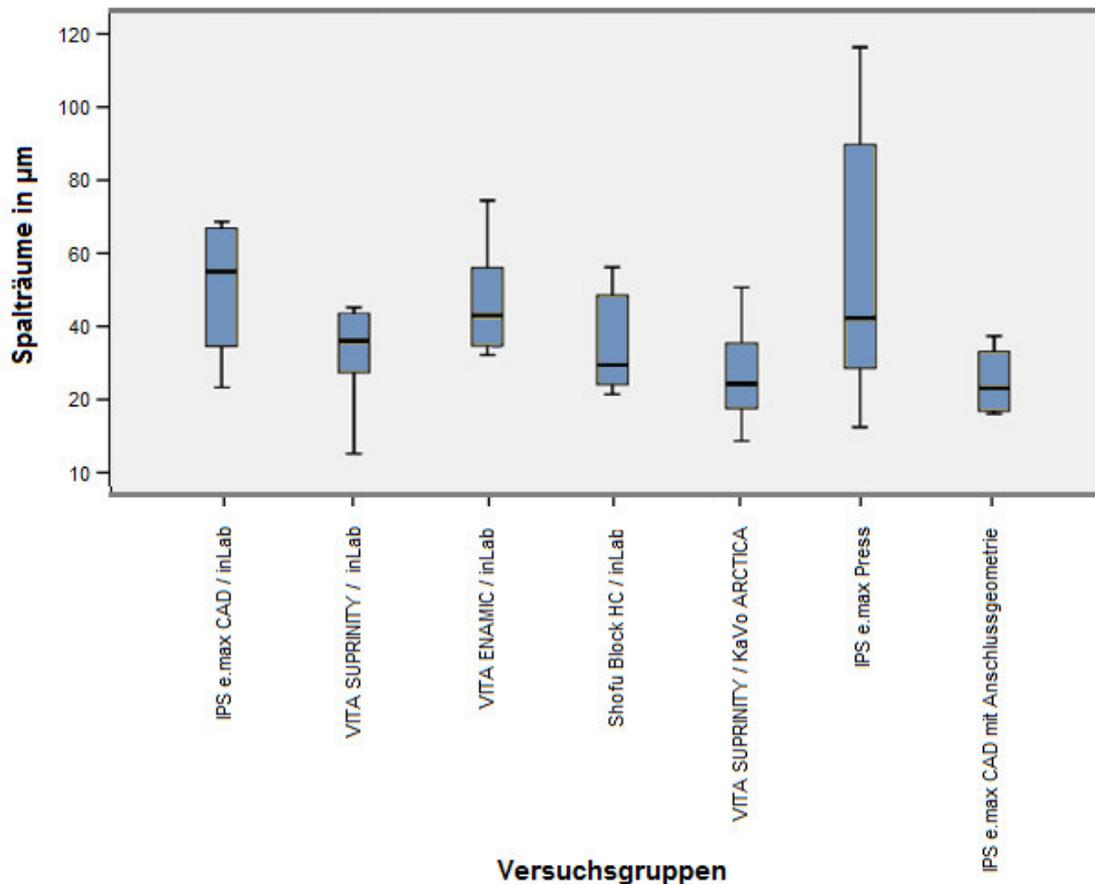


Abb. 5.5: Darstellung der Spalraumgröße des Messbereichs 3 im Box-Whisker-Plot

Die Erhebung der entsprechenden Daten in den Messbereichen des Rotationsschutzes erfolgte mit einem eingeschränkten Stichprobenumfang von $N = 2$, wodurch keine zuverlässigen Aussagen über die Grundgesamtheit getroffen werden konnten. Jedoch ließ sich durch den Mittelwert der beiden Werte eine Tendenz der generellen Größe der Klebefugen erkennen. So zeigten sich unterhalb des Rotationsschutzes, im Messbereich 4, niedrige Mittelwerte von $136,6 \mu\text{m}$ bei den presskeramischen Kronen der Gruppe P und die höchsten Werte bei den Gruppen S und I4 mit $322,4 \mu\text{m}$ bzw. $325,5 \mu\text{m}$. Im Messbereich 5, der sich auf Höhe des Verdrehschutzes befindet, zeigten sich mit $34,4 \mu\text{m}$ im Vergleich deutlich kleinere Spalten bei der Gruppe P und im Gegensatz dazu mit $184,0 \mu\text{m}$ der höchste Durchschnittswert bei der Kontrollgruppe S. Im Messbereich 6 hielten sich die mittleren Spalraumwerte der Gruppen I1, I2, I3, I4 und P in einer Spanne von $67,4 \mu\text{m}$ bis $94,8 \mu\text{m}$ auf, während die Gruppen A2 und S mit $144,1 \mu\text{m}$ und $287,6 \mu\text{m}$ im Durchschnitt deutlich größere Klebefugen aufwiesen (Tab. 5.6). Auf eine Darstellung im Boxplot-

Ergebnisse

Diagramm sowie Mittelwertvergleiche wurde aufgrund der geringen Stichprobenzahl verzichtet.

	N	Mittelwert Messbereich 4	Mittelwert Messbereich 5	Mittelwert Messbereich 6
		Spaltraum [μm]	Spaltraum [μm]	Spaltraum [μm]
Gruppe I1 IPS e.max CAD®/inLab®	2	305,9	134,8	94,8
Gruppe I2 VITA SUPRINITY®/inLab®	2	306,4	135,2	75,4
Gruppe I3 VITA ENAMIC®/inLab®	2	279,2	115,0	67,4
Gruppe I4 Shofu Block HC®/inLab®	2	325,5	136,8	89,5
Gruppe A2 VITA SUPRINITY®/KaVo Arctica®	2	239,1	93,7	144,1
Gruppe P IPS e.max Press®	2	136,6	34,4	89,8
Gruppe S IPS e.max CAD® mit Anschlussgeometrie	2	322,4	184,0	287,6

Tab. 5.6: Deskriptive Statistik zur mittleren Größe der Spalträume in den Messbereichen 4 – 6

5.3 Statistische Korrelation der Messdaten

Zur Analyse eines potentiellen statistischen Zusammenhangs zwischen den Messdaten, die in den Untersuchungsreihen zur Rotation und zum Spaltmaß erhoben wurden, kamen lineare Kurvenregressionen zur Anwendung. Dabei wurden für die einzelnen Messbereiche Diagramme erstellt, die die Medianwerte der Spaltraumgrößen in Abhängigkeit zu den Medianen der Rotationsfreiheit für alle Gruppen darstellten. Eine lineare Verteilung der Datenpunkte konnte anhand dieser grafischen Darstellung in keinem der Messareale nachgewiesen werden (Abb. 5.6).

Der zusätzlich ermittelte Parameter R-Quadrat bewegte sich in jedem der Bereiche zwischen 0,0001 und 0,244 (Tab. 5.7). Erst bei Werten ab $R^2 = 0,5$ kann eine statistische Korrelation angenommen werden kann.

Messbereich	R-Quadrat
1	0,003
2	0,033
3	0,074
4	0,070
5	0,001
6	0,244

Tab. 5.7: Deskriptive Statistik zum Parameter R-Quadrat der Kurvenregression

Ergebnisse

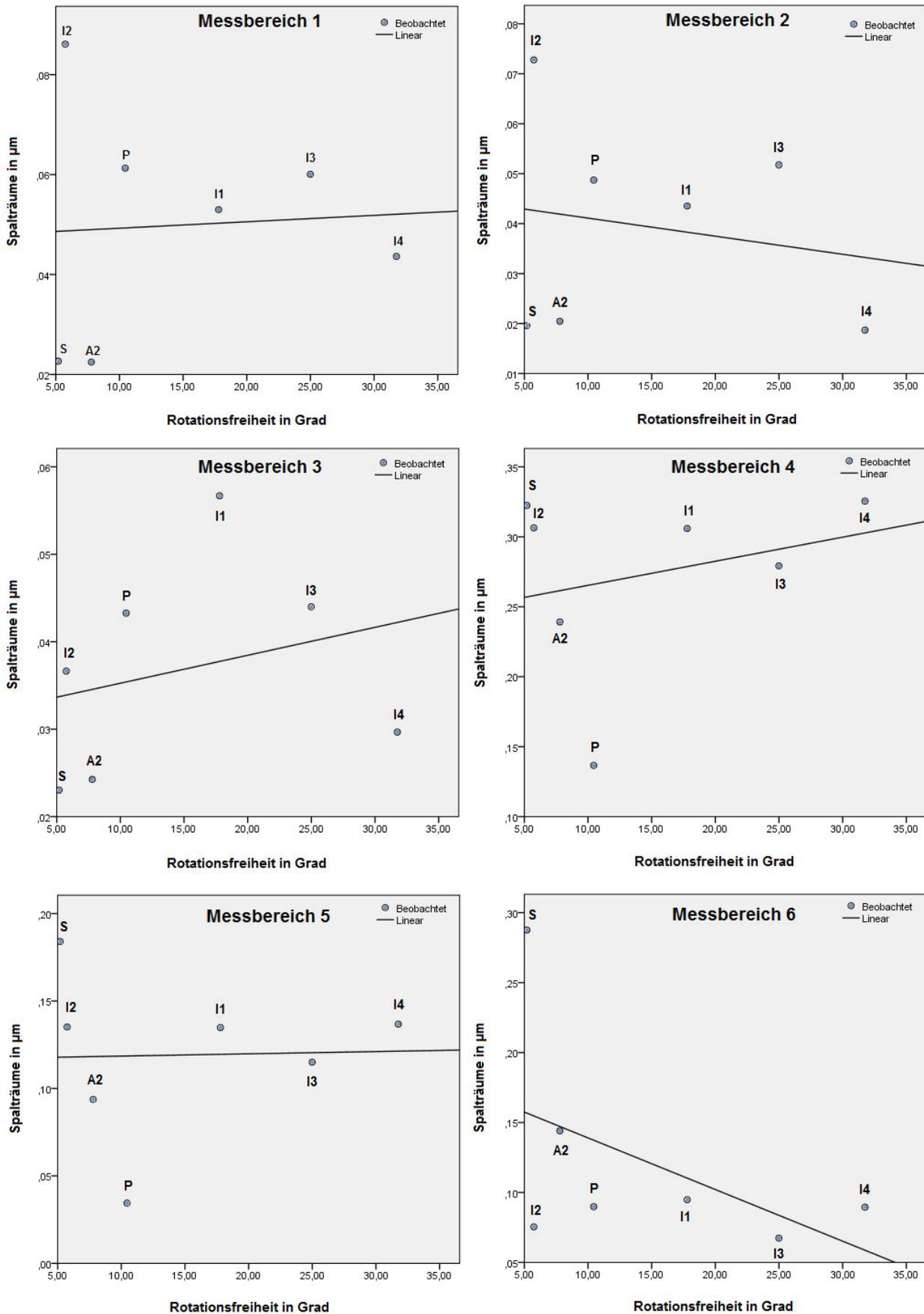


Abb. 5.6: Verlauf der Regressionsgeraden in den Messbereichen 1 - 6

5.4 Ausgeschlossene Gruppen

Aufgrund ihrer, wie in Kapitel 4.4 beschriebenen abweichenden Herstellungsbedingungen werden die von der statistischen Auswertung ausgeschlossenen Gruppen A1 (IPS e.max CAD®/KaVo Arctica®), A3 (IPS e.max CAD®/KaVo Arctica®), A4 (Shofu Block HC®/KaVo Arctica®) im Folgenden gesondert betrachtet. Dabei findet sich die Ursache der unterschiedlichen Stichprobenumfänge in der Elimination der Ausreißer mit rotatorischen Abweichungen, die außerhalb des messbaren Bereichs von $61,2^\circ$ liegen.

Mit einer mittleren Rotationsfreiheit von $10,70^\circ$ (SD: $7,70^\circ$) trat bei den IPS e.max CAD®-Kronen der Gruppe A1 ein geringerer rotatorischer Spielraum auf als bei den Restaurationen der Materialien VITA ENAMIC® mit $16,77^\circ$ (SD: $6,27^\circ$) und Shofu Block HC® mit $24,05^\circ$ (SD: $12,17^\circ$). Ferner erschien die Rotationsuntersuchung der letztgenannten Gruppe bedingt durch die hohe Standardabweichung in Bezug auf die Grundgesamtheit als wenig repräsentativ (Tab. 5.8).

	N	Mittelwert	SD	Minimum	Maximum
		Rotation [°]	Rotation [°]	Rotation [°]	Rotation [°]
Gruppe A1 IPS e.max CAD®/KaVo Arctica®	10	10,70	7,70	2,17	26,50
Gruppe A3 VITA ENAMIC®/KaVo Arctica®	6	16,77	6,27	9,59	25,03
Gruppe A4 Shofu Block HC®/KaVo Arctica®	8	24,05	12,17	0,60	36,69

Tab. 5.8: Deskriptive Statistik zur mittleren Rotationsfreiheit der ausgeschlossenen Gruppen

In den Tabellen 5.9 und 5.10 wird die deskriptive Statistik der Vermessung der Klebefugen aufgeführt. Als auffällig erwies sich hierbei, dass bei der Gruppe A4 analog zur Rotationsfreiheit vorherrschend die höchsten Werte erhoben wurden. Besonders im Bereich des Rotationsschutzes traten mit $152,5 \mu\text{m}$ im Messbereich 5 und mit $226,0 \mu\text{m}$ im Messbereich 6 Werte im oberen Bereich des gesamten Versuchsfelds auf.

Ergebnisse

	N	Mittelwert	SD
		Spaltraum [μm]	Spaltraum [μm]
Messbereich 1			
Gruppe A1 IPS e.max CAD®/KaVo Arctica®	8	43,2	30,4
Gruppe A3 VITA ENAMIC®/KaVo Arctica®	8	29,1	16,9
Gruppe A4 Shofu Block HC®/KaVo Arctica®	8	52,9	46,9
Messbereich 2			
Gruppe A1 IPS e.max CAD®/KaVo Arctica®	8	34,1	29,8
Gruppe A3 VITA ENAMIC®/KaVo Arctica®	8	22,4	19,0
Gruppe A4 Shofu Block HC®/KaVo Arctica®	8	49,3	48,7
Messbereich 3			
Gruppe A1 IPS e.max CAD®/KaVo Arctica®	8	33,1	16,1
Gruppe A3 VITA ENAMIC®/KaVo Arctica®	8	42,5	28,4
Gruppe A4 Shofu Block HC®/KaVo Arctica®	8	41,8	36,8

Tab. 5.9: Deskriptive Statistik zur mittleren Größe der Spalträume in den Messbereichen 1 – 3 der ausgeschlossenen Gruppen

	N	Mittelwert	Mittelwert	Mittelwert
		Messbereich 4	Messbereich 5	Messbereich 6
		Spaltraum [μm]	Spaltraum [μm]	Spaltraum [μm]
Gruppe A1 IPS e.max CAD®/KaVo Arctica®	2	222,7	88,1	167,4
Gruppe A3 VITA ENAMIC®/KaVo Arctica®	2	229,4	88,3	146,1
Gruppe A4 Shofu Block HC®/KaVo Arctica®	2	262,9	152,5	226,0

Tab. 5.10: Deskriptive Statistik zur mittleren Größe der Spalträume in den Messbereichen 4 – 6 der ausgeschlossenen Gruppen

6 Diskussion

6.1 In-vitro-Untersuchungen

Die eingehende Prüfung labortechnischer und materialspezifischer Gesichtspunkte technischer Innovationen stellt eine elementare Voraussetzung für deren Zulassung zur Anwendung am Menschen dar. Zu diesem Zweck werden die zu testenden Strukturen sogenannten In-vitro-Untersuchungen unterzogen, die außerhalb ihrer natürlichen Wechselbeziehungen unter experimentellen Bedingungen erhoben werden. Die gewählten Versuchsbedingungen dienen dabei einer möglichst realen Simulation der natürlichen Situation, um potenziell gesundheitsschädigende Effekte und materielle Risiken zu minimieren. Weiterhin kann die Bewährung im klinischen Alltag und damit der Erfolg einer Therapiemethode abgemessen werden. Die Ergebnisse einer Untersuchung sind als umso gewichtiger einzustufen, je exakter die Verhältnisse im menschlichen Körper nachempfunden werden [210].

Gegenüber In-vivo-Untersuchungen bieten experimentelle Versuchsaufbauten Vorzüge hinsichtlich der Reproduzier- und Vergleichbarkeit der Resultate, des geringeren finanziellen Aufwands sowie einer zu erwartenden Zeitersparnis [211]. Es darf jedoch nicht außer Acht gelassen werden, dass In-vitro-Studien lediglich eine Annäherung an die natürliche Situation darstellen und Untersuchungen am menschlichen Organismus nicht vollständig ersetzen können [212].

6.2 Herstellung der Prüfkörper

Für die Fertigung der insgesamt 100 Prüfkörper fiel die Wahl auf CAMLOG® SCREW-LINE Implantate mit den zugehörigen CAMLOG® Titanbasen CAD/CAM, die mit ihrer charakteristischen Nut-Nocken-Geometrie, der sogenannten Tube-in-Tube™ Implantat-Abutment-Verbindung, eine positionsstabile Nahtstelle aufweisen. In mehreren Studien konnten dem Design mit einer hohen Rotationssicherheit und Präzision zwei elementare Eigenschaften nachgewiesen werden [194, 195, 213].

Der Faktor der Rotationsstabilität zwischen Implantat und Abutment ist in dieser Studie in Hinblick auf die zu erwartende zusätzliche Drehbewegung bis zum Erreichen der endgültigen Grenzposition der Suprakonstruktion von Bedeutung. Eine derart geringe

rotatorische Abweichung der CAMLOG®-Titanbasis, die Semper et. al durch ihren Versuchsaufbau mit einem Wert von $0,36^\circ$ quantifizierten [213], kann bei der Betrachtung der Rotationsbewegung der Suprakonstruktion nahezu vernachlässigt werden.

Die Implantate wurden in dem Autopolymerisat PalaXPress® eingebettet, das bei korrekter Verarbeitung ein Elastizitätsmodul von etwa 3,1 - 3,3 GPa aufweist [214]. Wenngleich dieser Wert deutlich unter dem E-Modul des in diesem Versuchsaufbau simulierten Unterkieferknochens von 10,8 GPa liegt [215], wurde der Werkstoff für Untersuchungen an der Fügefläche von Abutment und Hybridkrone als ausreichend hart befunden.

Die Fertigung der Prüfkörper erfolgte ausschließlich unter Verwendung von Originalteilen der CAMLOG Biotechnologies AG. Auf den Einsatz von Laborimplantaten wurde verzichtet und es wurden handelsübliche Implantate verarbeitet. Um dem Arbeitsablauf im klinischen Alltag möglichst realitätsgetreu nachzukommen, erfolgte zudem die Befestigung der Schrauben unter Zuhilfenahme der Drehmomentratsche des Herstellers. Außerdem wurden sie entsprechend der Verarbeitungsanleitung nach fünf Minuten nachgezogen [2]. Das wiederholte Festziehen dient dem Erreichen der maximalen Vorspannung zwischen Schraubenkopf und -windung, um dem sogenannten „settling effect“, einer Minderung dieser Spannung, entgegenzuwirken [216, 217].

Die prothetischen Versorgungen wurden in Bezug auf das Kronendesign, die verwendeten Materialien, deren Verarbeitung und des Befestigungsmodus unter Berücksichtigung des aktuellen Standes der Wissenschaft und den Empfehlungen der Hersteller angefertigt. Bei der Konstruktion der Anschlussgeometrie der CAD/CAM-gefertigten Kronen der Gruppen A1 - A4 (KaVo ARCTICA®) konnte hierbei auf das von der KaVo Dental GmbH entwickelte Modul „Abutment“ zurückgegriffen werden.

Im Gegensatz dazu ist das CAD/CAM-System inLab® auf die Verwendung von Rohlingen mit industriell vorgefertigten Schraubenkanälen, wie sie für die Kronen der Gruppe S zum Einsatz kamen, ausgelegt. Es verfügt demnach nicht über eine derartige Softwarefunktion. Um dennoch gleichwertige Proben für die Vergleichsgruppen I1 - I4 (inLab®) zu erhalten, kam eine in der CAD-Software inLab

SW 4 virtuell gestaltete und gefräste Geometrie zum Einsatz. Die digitale Modellation wurde von einem fachkundigen, CAD/CAM-geübten Zahntechnikermeister der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München angefertigt. In einer bereits abgeschlossenen veröffentlichten Studie konnte das Design erfolgreich umgesetzt werden und hat sich dabei als geeignete Untersuchungsgrundlage bewährt [203].

Bei den presskeramischen Kronen der Versuchsgruppe P (IPS e.max Press®) kamen ebenso nur Originalmaterialien zum Einsatz. Durch die Notwendigkeit des manuellen Aufwachsens und des anschließenden Pressvorgangs musste von geringfügigen Variationen in der Außenform ausgegangen werden. Da die Versuche ausschließlich an der Innengeometrie stattfanden, waren jedoch keine Auswirkungen auf die Ergebnisse zu erwarten. Eine Überprüfung und Korrektur des Kronenrands im wächsernen und presskeramischen Zustand durch eine erfahrene Zahntechnikerin wurde vorgenommen, um dem Wunsch nach maximaler Präzision und einer optimalen Vergleichbarkeit des Randschlusses nachzukommen.

6.3 Bestimmung der Rotationsfreiheit

Die Bestimmung der Rotationsfreiheit der Hybridkronen auf der Klebebasis erfolgte, um in Verbindung mit der Größe der Spalträume Rückschlüsse auf die Passgenauigkeit der Suprakonstruktionen und die Fertigungspräzision der CAD/CAM-Systeme zuzulassen. In der Folge sollten daraus praktische Schlussfolgerungen für eine gegebenenfalls notwendige Weiterentwicklung der Technologien gezogen werden.

Die Rotationsfreiheit einer Suprakonstruktion wurde als ihre Bewegungstoleranz durch Drehung um die Längsachse der Titanbasis bei festgelegtem Drehmoment definiert. Der Freiheitsgrad entsteht durch die vorhandene Spielpassung zwischen den Strukturen und wird zu beiden Seiten durch den Anschlagpunkt des Rotationsschutzes an der Kroneninnenwand limitiert. Indem bei der Versuchsdurchführung die Restaurationen durch Zug in der Horizontalebene mit einem Drehmoment von 40 Ncm belastet wurden, konnten die Winkelgrade auf einer Millimeterskala mit einer Messgenauigkeit von $0,048^\circ$ abgelesen werden. Hierfür kam eine speziell angefertigte Apparatur zum Einsatz.

Während die Passgenauigkeit der prothetischen Versorgung auf dem Abutment in der Literatur bisher nur in unzureichendem Maße thematisiert wurde, war dieses Kriterium am Übergang zwischen Implantat und Abutment Gegenstand zahlreicher In-vitro-Studien. Es wurden die unterschiedlichen antirotatorischen Geometrien zahlreicher Implantatsysteme sowie eventuelle Auswirkungen des Abutmentmaterials auf Rotationsfreiheit und Spalträume eingehend untersucht. Zudem wurde von einigen Autoren der Einfluss einer künstlichen Alterung im Kausimulator erforscht [139, 141, 191, 192, 201, 206, 213, 218-223].

Da in der vorliegenden Studie der Fokus jedoch auf der Passgenauigkeit der Suprakonstruktion lag, wären aussagekräftige Vergleiche nur zu gleichartigen Studienergebnissen an der Abutment-Kronen-Verbindung zu ziehen gewesen. Aufgrund der beschriebenen unzureichenden Studienlage konnte dies jedoch nicht hinreichend umgesetzt werden.

Es lässt sich lediglich festhalten, dass die ermittelten Rotationsspielräume an der Implantat-Abutment-Verbindung in ihrer Größenordnung nicht mit den hier vorliegenden Ergebnissen in Relation zu stellen sind. Während Binon et al. Mitte der 1990er Jahre mittlere Freiheitsgrade von bis zu $14,87^\circ$ feststellten [192], kamen aktuellere In-vitro-Studien verschiedener Implantatsysteme mit Titanabutments auf deutlich geringere Werte von weniger als $5,5^\circ$ und häufig sogar unter 2° [141, 192, 201, 206, 213, 218-221, 223]. Bedingt durch die hochpräzise industrielle Fertigung dieser Komponenten war anzunehmen, dass der Versatz bei Betrachtung der Kronenrotation dagegen höher ausfallen werde. Allem voran konnte bei den CAD/CAM-gefertigten Anschlussgeometrien von nicht unerheblich größeren Freiheitsgraden ausgegangen werden.

Die Analyse der Rotationsfreiheiten zwischen Hybridkrone und Titanbasis in den einzelnen Versuchsgruppen lieferte besonders aussagekräftige Ergebnisse für die industriell gefertigten Anschlussgeometrien. Mit einem Mittelwert von $4,26^\circ$ zeigten die Restaurationen der Kontrollgruppe S (IPS e.max CAD® mit Anschlussgeometrie) die geringste rotatorische Abweichung und ließen mit einer Standardabweichung von nur $1,83^\circ$ zudem verlässliche Rückschlüsse in Bezug auf die Repräsentativität dieses Ergebnisses zu.

Wurde das Augenmerk auf die verwendeten Materialien bei den CAD/CAM-gefertigten Verbindungsgeometrien gelegt, schnitten die VITA SUPRINITY®-Kronen mit mittleren Rotationswerten von $6,53^\circ$ der Gruppe I2 (VITA SUPRINITY®/inLab®) und von $9,20^\circ$ der Gruppe A2 (VITA SUPRINITY®/KaVo ARCTICA®) deutlich besser ab, als die Versorgungen aus Hybrid- bzw. Verbundkeramik der Gruppen I3 (VITA ENAMIC®/inLab®) und I4 (Shofu Block HC®/inLab®). Für die VITA-ENAMIC®-Kronen konnte eine Drehbewegung von $24,61^\circ$ im Mittel und für die Restaurationen aus dem Werkstoff Shofu Block HC® ein Rotationswert von $31,87^\circ$ ermittelt werden.

Bei einem Vergleich der beiden CAD/CAM-Systeme, der werkstoffunabhängig nur anhand des Materials VITA SUPRINITY® angestellt werden konnte, erwiesen sich die inLab®-gefertigten Anschlussgeometrien als rotationssicherer verglichen mit denen des KaVo ARCTICA®-Systems.

Während sich diese Resultate bei dem Vergleich der Herstellungsmethoden für ‚Industriell‘ widerspiegeln, zeigte sich bei der Gegenüberstellung der Ergebnisse der beiden CAD/CAM-Systeme ein gegenteiliges Bild. Die Anschlussgeometrien, die mit dem inLab®-System gefräst wurden, lagen mit einer mittleren Rotationsfreiheit von $20,92^\circ$ deutlich über den KaVo ARCTICA®-gefertigten, für die ein Mittelwert von $9,20^\circ$ errechnet wurde. Die Repräsentativität dieser Rangfolge ist jedoch infrage zu stellen, da drei der vier Gruppen des Systems der KaVo Dental GmbH aus der allgemeinen statistischen Betrachtung ausgeschlossen werden mussten. Dieser Ausschluss war aufgrund einer herstellungsbedingten Problematik zu eng gefräster Anschlussgeometrien unabdingbar, was dem System bereits im Vorfeld der statistischen Auswertung ein hohes Maß an Fertigungsungenaugigkeit bescheinigt hatte.

Für die Kontrollgruppe der handgefertigten prothetischen Versorgungen aus dem Material IPS e.max Press® ergab sich sowohl bei der Betrachtung und Gegenüberstellung der Versuchsgruppen als auch der Herstellungsart mit einer durchschnittlichen $10,90^\circ$ -Rotation eine Position im Mittelfeld der Größenordnung.

Das gute Abschneiden industriell gefertigter Verbindungsgeometrien gegenüber der CAD/CAM-basierten Herstellung, könnte darin begründet sein, dass der Rotationsschutz der CAMLOG®-Titanbasis nicht optimal mit der CAD/CAM-

Technologie harmonisiert. Die rechteckige Geometrie des Verdreheschutzes verlangt zur bestmöglichen Passung eine entsprechend geformte rechtwinklige Ausbuchtung in der Wand des Schraubenkanals. Diesem Bestreben könnte die Fräserradiuskorrektur der CAD-Software im Wege stehen.

Die automatisch angelegte Ausbesserungsfunktion dient eigentlich der Reduktion eines überflüssigen Substanzabtrags und ist durch die Bearbeitung der Rohlinge mit rotierenden Instrumenten unabdingbar. Sobald der zu entfernende Bereich kleiner dimensioniert ist als der bearbeitende Fräser, kann die erstrebte Geometrie nicht realisiert werden und es wird unvermeidbar zusätzlich Material entfernt [224] (Abb. 6.1 und Abb. 6.2).

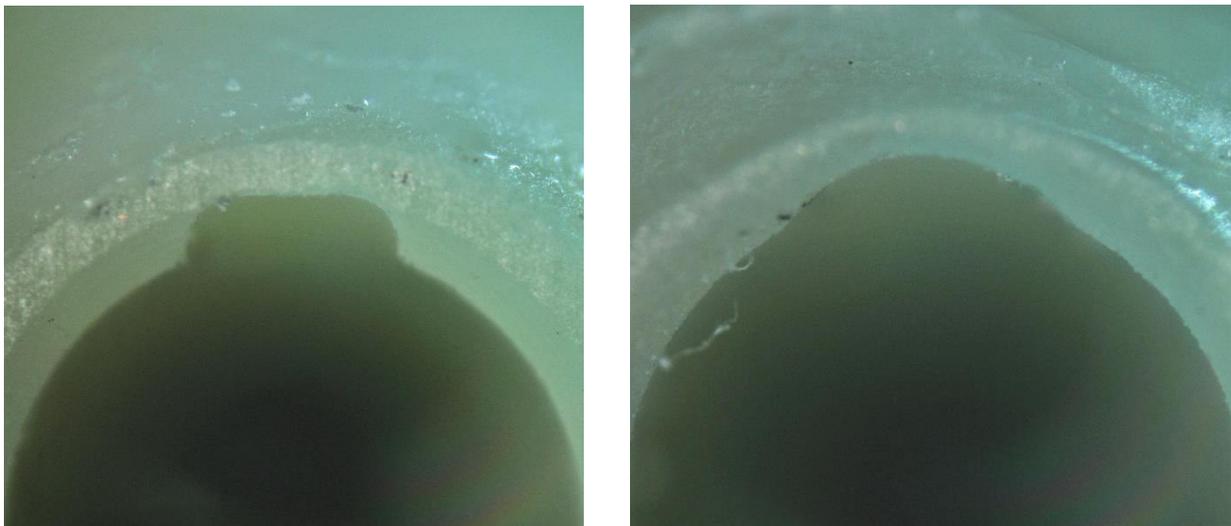


Abb. 6.1, Abb. 6.2: Vergleich der industriell gefertigten (links) zur CAD/CAM-basiert hergestellten Anschlussgeometrie (rechts) von apikal bei lichtmikroskopischer Vergrößerung

Dementsprechend resultiert daraus im Fall der kantigen Vertiefung, wie sie die Anschlussgeometrie erfordert, eine Abrundung der Negativform. Diese bietet somit einen größeren Spielraum zum Anschlag des rechteckigen Rotationsindex der CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM an beiden Seiten. Wie in den Abbildungen 6.3 bis 6.6 schematisch dargestellt, wird dadurch eine größere Rotationsfreiheit der Krone ermöglicht.

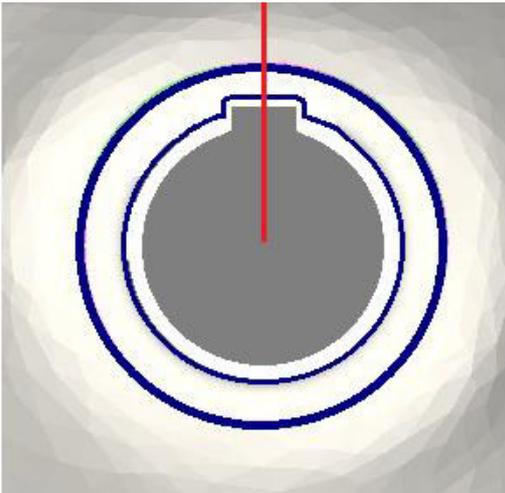


Abb. 6.3: Industriell gefertigte Anschlussgeometrie in schematischer Darstellung

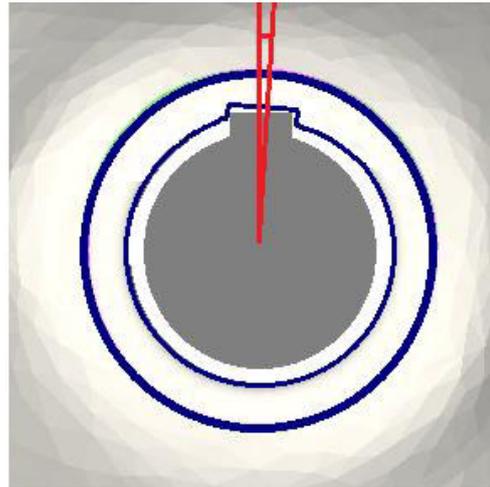


Abb. 6.4: Rotationsversatz der Krone mit industriell gefertigter Anschlussgeometrie in schematischer Darstellung

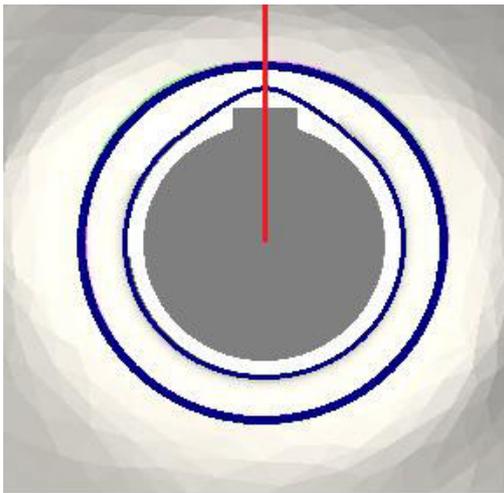


Abb. 6.5: CAD/CAM-gefertigte Anschlussgeometrie in schematischer Darstellung

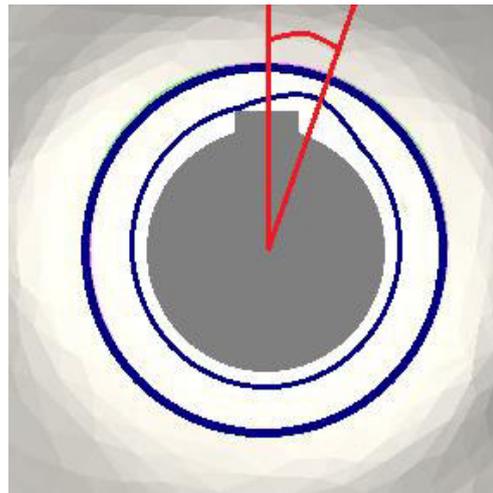


Abb. 6.6: Rotationsversatz der Krone mit CAD/CAM-gefertigter Anschlussgeometrie in schematischer Darstellung

Um diesen unnötigen Materialabtrag zu vermeiden, muss das in der Modelliersoftware erstellte Design stets auf den Durchmesser des kleinsten Bearbeitungswerkzeugs abgestimmt sein. Während bei der werkseitigen Erstellung der Anschlussgeometrie eine weitaus größere Anzahl an Instrumenten unterschiedlicher Größen und Designs sowie zusätzliche Bearbeitungstechnologien zur Verfügung stehen, ist dieses Angebot bei Labside-genutzten CAD/CAM-Systemen limitiert.

Beim Beschleifen der Materialblöcke mit dem inLab®-System kam mit dem Step Bur 10 der feinste Fräser des Instrumentensatzes zum Einsatz. Mit einem Durchmesser von 1,0 mm war eine scharfkantige Vertiefung in der Anschlussgeometrie, wie sie die CAMLOG®-Titanbasis erfordert, nicht umzusetzen. Dagegen verfügt das Werkzeugset der KaVo-ARCTICA Engine® über einen 0,6 mm dünnen Fräser, der für das filigrane Ausfräsen der Innenwandgeometrie geeigneter erscheint. Für die im Vergleich zur inLab®-Fräsmaschine ausgeprägtere Fertigungsungenaugigkeit rücken daher andere Ursachen, wie beispielsweise die Frässtrategie, als potenzielle Fehlerquellen in den Fokus.

Für die Diskrepanz der Rotationsergebnisse zwischen den getesteten Materialien könnte deren Zusammensetzung ein elementarer Anhaltspunkt sein. Wird das Augenmerk auf die im Vergleich geringere Passgenauigkeit bei den Materialien VITA ENAMIC® und Shofu Block HC® gelegt, ist festzuhalten, dass die Kunststoffinfiltration der keramischen Massen Auswirkungen auf den Schleifprozess haben könnte. Es liegt die Vermutung nahe, dass sich während des Schleifprozesses Kunststoffpartikel aus dem keramischen Verbund lösen und auf der diamantierten Oberfläche der Fräsinstrumente ablagern. Dadurch wäre die Schleifleistung der Werkzeuge und folglich die Fräspräzision herabgesetzt. Im Gegensatz dazu ist bei den verwendeten Werkstoffen ohne Kunststoffanteil keine nennenswerte Ablagerung der anorganischen keramischen Matrix auf der Schleifkörperoberfläche und somit eine nahezu gleichbleibende Abtragsleistung für die Dauer des Fräsprozesses zu erwarten.

Während das schlechte Abschneiden der Hybrid- und Verbundkeramiken anhand der Materialkomponenten plausibel hergeleitet werden konnte, verhält sich die ermittelte geringste Rotation bei den VITA SUPRINITY®-Kronen widersprüchlich zu der Erwartung an das Ergebnis, die sich aus den physikalischen Daten ergibt. Die zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik, die im vorkristallinen Zustand bearbeitet wird, besitzt in dieser Phase eine Vickershärte von 6,4 GPa [88]. Im Vergleich dazu erweisen sich die Materialien IPS e.max CAD® und VITA ENAMIC® mit 5,8 GPa bzw. 2,5 GPa als beträchtlich weicher [4, 96].

In der Annahme, die Härte stehe in einem direkten Zusammenhang zur Schleifkörperabnutzung, würde man von einem gegenteiligen Rotationsresultat ausgehen, da ein stärker abgenutztes Instrument eine geringere Vorhersagbarkeit bei

der Schleifbahnberechnung bedeuten könnte. Diese würde sich speziell bei der härteren zirkondioxidverstärkten Glaskeramik negativ auf die Präzision auswirken und in der Folge eine stärkere rotatorische Abweichung verursachen.

Da die gemittelten Messergebnisse ein anderes Bild lieferten, deutet bei der Gruppe A2 (VITA SUPRINITY®/KaVo ARCTICA®) vieles darauf hin, dass die Ursachen in anderen Gesichtspunkten, wie möglicherweise auch in diesem Fall der Frässtrategie, zu suchen sind. Diese wurde von der KaVo Dental GmbH eigens für VITA SUPRINITY®-Rohlinge entwickelt und in der CAM-Software ohne weitreichende Anpassungen für die Bearbeitung aller Materialien übernommen. Es lässt sich daraus für das KaVo-ARCTICA®-System ableiten, dass sowohl die eingesetzten Instrumente als auch die Gestaltung der Geometrie bei einem auf das Material abgestimmten Template ausreichend gut sind und zu akzeptablen Ergebnissen führen können.

Für das inLab®-System kann ebenso die Vermutung angestellt werden, dass die Frässtrategie die höchste Kompatibilität zur Fertigung mit VITA SUPRINITY® zeigt. Eine entsprechende Änderung der Parameter bei der Verarbeitung anderer Materialien könnte gleichfalls zu einer besseren Passung führen.

Aus den dargelegten Erkenntnissen können zur Verringerung der Rotationsfreiheit verschiedene Schlussfolgerungen gezogen werden. Auf der einen Seite könnte die Gestaltung eines optimierten Rotationsschutzes Abhilfe schaffen, indem der Klebebasis eine CAD/CAM-geeignete Prägung ohne rechteckige Kanten angefügt würde. Eine weitere Möglichkeit stellt eine nicht rotationssymmetrische Klebebasis dar. Ein beispielsweise ovales, abgewinkeltes oder anatomisch geformtes Abutmentdesign böte verglichen mit dem runden Design der CAMLOG®-Titanbasis einen deutlich geringeren Rotationsspielraum.

Mit der Herstellung feinerer Fräs- bzw. Schleifwerkzeuge kommt ein weiterer Ansatzpunkt in Betracht. Diesbezüglich wurde 2015 von Seiten der Sirona Dental Systems GmbH mit der Einführung des Extra-Fine Schleifersets (D 0.6) bereits ein Fortschritt erreicht. Durch den Einsatz von Instrumenten mit einem Durchmesser von 0,6 mm kann dem Hersteller zufolge in Verbindung mit der CAM-Software inLab SW 15.0 eine höhere Fertigungspräzision erzielt werden [101]. Positive Auswirkungen

dieser Neuerung auf die Passgenauigkeit CAD/CAM-gefräster Anschlussgeometrien sind dabei anzunehmen.

Generell könnten die Ergebnisse beider Systeme durch den Einsatz materialoptimierter Schleifkörper denjenigen der industriellen Herstellungsart angenähert werden. Die unterschiedlichen physikalischen Kenndaten sowie die divergierende Zusammensetzung der getesteten Materialien stellen vielseitige Anforderungen an ein Bearbeitungsinstrument. Wird die Verbindungskonfiguration durch das CAM-Gerät herausgefräst, kommen diese vermutlich deutlicher zu tragen als bei der Fertigung der Außenform oder der Innengeometrie konventioneller Kronen.

Dieser Überlegung kommt hinzu, dass die besonders feinen Fräser umso stärker belastet werden, je kleiner die zu bearbeitende Fläche und je höher der zu leistende seitliche Abtrag ist. Da dies vor allem bei der Anschlussgeometrie der Fall ist, sind Verbesserungen durch das Hinzuziehen zweier Schleifkörper denkbar. Beispielsweise könnte nach grober Vorbohrung durch ein erstes Instrument eine weitere werkstoffspezifische Fräse, die die Finierarbeit leistet, eingesetzt werden.

Abschließend zeigen die Resultate der KaVo-ARCTICA® gefrästen Suprakonstruktionen auf, dass für jedes Material ein eigenes Template entwickelt werden sollte. Die darin enthaltenen Informationen zu Instrumentenauswahl, Drehzahl, Vorschub, Zustellungsfaktoren und Algorithmen der Frässtrategie sollten speziell auf den Werkstoff abgestimmt sein.

Eine methodische Limitation stellte die Tatsache dar, dass die Rotationsuntersuchungen vor Konditionierung der Komponenten stattfanden. Da experimentelle Studien in der Regel zu dem Zweck erhoben werden, Konsequenzen für den klinischen Alltag abzuleiten, ist eine exakte Nachempfindung der realen Situation sinnvoll. Diese setzt unter anderem eine spezifische Vorbehandlung von Keramik- und Titanoberfläche bereits vor dem Rotationsversuch voraus. Die Auswirkungen mikrostrukturell veränderter Oberflächen auf die Rotationsfreiheit könnten demzufolge Grundlage weiterer relevanter Studien sein.

Weiterhin konnte bei den Restaurationen der Gruppen A1 (IPS e.max CAD®/KaVo ARCTICA®), A3 (VITA ENAMIC®/KaVo ARCTICA®) und A4 (Shofu Block HC®/KaVo ARCTICA®) die Problematik zu eng gefräster Anschlussgeometrien während der

Herstellungsphase nicht ausgeräumt werden. Um alle Materialgruppen zur statistischen Betrachtung heranziehen zu können, empfiehlt sich demnach eine erneute Durchführung des Versuchs nach materialoptimierter Veränderung der Schleifstrategie von Seiten der KaVo Dental GmbH.

6.4 Vermessung der Spalträume

Neben dem Aspekt der Rotationsfreiheit wurde die Größe der Spalträume zwischen Suprakonstruktion und Titanklebebasis zur Beurteilung der Passgenauigkeit und der Fräspräzision der eingesetzten CAD/CAM-Systeme herangezogen. Da die Vermessung der Spalten an allen Prüfkörpern den Umfang der vorliegenden Studie überschritten hätte, wurde die Anzahl der zu sägenden Proben auf vier pro Gruppe beschränkt. Diese Anzahl erschien ausreichend, um grundsätzliche Rückschlüsse auf die Passung ziehen zu können. Dem Zweck folgend, möglichst aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, fiel die Wahl auf jeweils die beiden Restaurationen mit der höchsten sowie mit der geringsten rotatorischen Abweichung.

Vorbereitend wurden die Kronen auf den Titanbasen verklebt und mit dem glasklaren Kunststoff des Sockels eingebettet. Die Fertigung der Schnittproben erfolgte mithilfe einer Präzisionstrennmaschine unter Wasserkühlung. Der Verlauf des Sägeschnitts wurde in vertikaler Ebene in der Mitte der Innengeometrie festgelegt, wobei jeweils die Hälfte der Proben in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung gesägt wurden. Die relevanten Stellen wurden unter dem Lichtmikroskop fotografiert und mit der Software Optimas 6.5.1 vermessen. Der Einsatz des Programms hatte sich bereits zur Bestimmung sowohl von Randspalten prothetischer Versorgungen als auch von Spalträumen an der Implantat-Abutment-Verbindung bewährt [206, 225]. In den markierten Messbereichen wurden jeweils die Abstände zwischen Restauration und Klebebasis gemittelt dokumentiert, sodass jedes Areal einen Wert lieferte.

Als Messbereiche wurden Stellen mit potentieller klinischer Relevanz, nicht nur für die Passgenauigkeit, sondern auch für den prothetischen Erfolg der Versorgung, definiert. Messbereich 1 lieferte Informationen über den Randspalt, der bei zu großer Ausdehnung, unter anderem durch Auswaschung des Befestigungsmaterials, ein erhöhtes periimplantäres Risiko birgt. Der zweite Messbereich markierte den in der

Schnittfläche sichtbaren tiefsten Bereich der Restauration. Basierend auf der Annahme, dass die unbeschiffene basale Fläche der Suprakonstruktion dem Abutment an mindestens einer Stelle aufliegt, können die dort ermittelten Werte lediglich als Maß für industrielle Fertigungsungenauigkeiten angesehen werden. Messbereich 3 wurde entlang der konisch verlaufenden Hauptflächen der Titanbasis markiert. Ist die Klebefuge dort gering dimensioniert, bietet sie Schutz gegen einen horizontalen Versatz der Krone. Jedoch kann sie dann durch eine zu starke Keilwirkung ein Friktionshindernis bei der Befestigung darstellen.

Die Messbereiche 4, 5 und 6, die sich unterhalb, auf Höhe und oberhalb des Rotationsschutzes befanden, lagen nur bei der oro-vestibulär gesägten Hälfte aller Schnittproben vor. Während der Messbereich 5 einen theoretischen Einfluss auf das Rotationsverhalten der Abutmentkronen haben kann, dienen die Bereiche 4 und 6 lediglich der Sicherstellung des Ausbleibens von Störkontakten in der Schnittebene.

Die Studienlage verhält sich zu dieser Thematik in etwa analog zur Untersuchung der Rotationsfreiheit. Wurden Spalten an der Verbindung zwischen Implantat und Abutment für die verschiedenen Implantatsysteme und deren Materialien hinreichend untersucht [139, 190, 195, 199, 200, 206], konnte die Recherche über Spaltraumgrößen zur prothetischen Versorgung nahezu keine zufriedenstellenden Ergebnisse liefern. Von zahlreichen Autoren wurde außerdem der Zusammenhang zwischen Spaltraumgrößen und oralen mikrobiologischen Folgeerscheinungen aufgezeigt [24, 25, 190, 226]. Zusätzlich wurde auch zu diesem Aspekt der Einfluss einer künstlichen Alterung erhoben [206].

Semper et. al untersuchten zusätzlich die Auswirkungen unterschiedlicher Rotationsfreiheiten der Mesostruktur auf die Größe des Randspalts der Suprakonstruktion bei verschiedenen Abutmentindices. Es konnte dabei ein Zusammenhang zwischen der marginalen Spaltraumgröße und dem Rotationswinkel des Abutments sowie der Größe interner Spalten nachgewiesen werden [174].

Korrespondierend zu einem erhöhten Periimplantitisrisiko durch das Auftreten zu großer Randspalten der Suprakonstruktionen auf Implantaten, findet sich ein Zusammenhang zwischen Randspaltgröße und dem Auftreten parodontaler Erkrankungen bei überkronten natürlichen Zähnen [227]. Vor diesem Hintergrund

scheinen die vorliegenden Ergebnisse des Messbereichs 1 von im Mittel 21,3 μm (SD: 10,5 μm) bis 91,4 μm (SD: 96,4 μm) der untersuchten Gruppen innerhalb der klinischen Akzeptanz zu liegen.

Enkling et. al untersuchten die Passgenauigkeiten von NEM-Kronen auf Titanabutments verschiedener Größen und Konizitäten und fanden Randspalten von 55 μm (SD: 20 μm) bis 138 μm (SD: 59 μm) vor. Die hierbei untersuchten Implantatkronen wurden im Gegensatz zur hier vorliegenden Studie jedoch aus Nicht-Edelmetall hergestellt und sind somit, aufgrund materialbedingter Varianzen, nur bedingt vergleichbar [228]. Dennoch erscheinen die Ergebnisse der durchgeführten Untersuchung im Kontext realistisch und nachvollziehbar.

Das Material VITA SUPRINITY®, gefräst mit dem KaVo-ARCTICA®-System, und die industriell vorgefertigten Anschlussgeometrien lieferten dabei mit im Mittel 21,3 μm (Gruppe A2) bzw. 25,8 μm (Gruppe S) die geringsten Randspalten. Die mit dem inLab®-System gefrästen Restaurationen der Materialien VITA ENAMIC® und VITA SUPRINITY® zeigten sich mit Mittelwerten von 69,5 μm (Gruppe I3) und 91,4 μm (Gruppe I2) als deutlich passungenaue.

Für die tiefsten Kronenabschnitte in der Schnittfläche und entlang der konischen Abutmentanteile lässt sich zusammenfassend hervorheben, dass auch hier die Untersuchungsgruppen A2 (VITA SUPRINITY®/KaVo ARCTICA®) und S (IPS e.max CAD® mit Anschlussgeometrie) am besten abschnitten. Im Messbereich 2 ließen sich mit 18,7 μm (Gruppe A2) bzw. 23,8 μm (Gruppe S) und im Messbereich 3 mit 24,9 μm (Gruppe S) bzw. 26,8 μm (Gruppe A2) die geringsten Mittelwerte aller einbezogenen Versuchsgruppen messen.

Die Ergebnisse der drei Messareale, die nicht in Zusammenhang zu dem rechteckigen Rotationsschutz stehen, lassen Rückschlüsse auf eine mögliche höhere Fertigungspräzision des KaVo ARCTICA®-Systems zu. Besonders ein Vergleich der VITA SUPRINITY®-Gruppen (Versuchsgruppen I2 und A2), bei denen der Faktor Material egalisiert ist, zeigte dabei Präzisionsdifferenzen der CAD/CAM-Systeme, zumindest diese Messareale betreffend, auf.

Der Tatsache geschuldet, dass der Rotationsschutz nur bei Schnittproben in oro-vestibulärer Richtung erfasst ist und hier nur oral auftritt, reduzierte sich die

Stichprobenzahl in den Messbereichen 4, 5 und 6 auf $N = 2$ pro Versuchsgruppe. Dadurch erwiesen sich die Ergebnisse zwar als nur bedingt aussagekräftig, jedoch ließ sich anhand der Mittelwerte eine Tendenz der generellen Spaltraumgröße erkennen. Auffallend war bei Auswertung der Daten, dass der industriell hergestellte Schraubenkanal in diesen Bereichen über vergleichsweise große Spalträume verfügte. Mit $184,0 \mu\text{m}$ auf Höhe des Rotationsschutzes (Messbereich 5) war die Klebefuge im Mittel größer als bei den anderen Versuchsgruppen mit Werten von $34,4 \mu\text{m}$ der Gruppe P (IPS e.max Press®) bis $136,8 \mu\text{m}$ der Gruppe A2 (VITA SUPRINITY®/KaVo ARCTICA®). Oberhalb der antirotatorischen Geometrie trat dieser Unterschied mit einem Mittelwert von $287,6 \mu\text{m}$ bei der Gruppe S (IPS e.max CAD® mit Anschlussgeometrie) im Vergleich zu den Spaltraumgrößen von $67,4 \mu\text{m}$ der Gruppe I3 (VITA ENAMIC®/inLab®) bis $144,1 \mu\text{m}$ der Gruppe A2 (VITA SUPRINITY®/KaVo ARCTICA®) sogar noch deutlicher zu Tage.

Es erscheint hierbei, als wäre die vorgefertigte Anschlussgeometrie in vertikaler Ebene ausreichend groß dimensioniert, sodass keine Störkontakte am Rotationsschutz auftreten können. Zugleich könnte bei der Gestaltung der Platzbedarf des Befestigungsmaterials berücksichtigt worden sein. Auswirkungen auf die Rotationsfreiheit sind durch diese Aussparung nicht zu erwarten, da hier vielmehr die Ausdehnung der Ausbuchtung in horizontaler Schichtung entscheidend ist. Aufgrund der in der vorliegenden Studie gewählten vertikalen Schnittrichtung konnte diese jedoch nicht beurteilt werden.

Als methodische Einschränkung dieser Versuchsreihe ist zunächst die geringe Probenzahl zu nennen. Besonders die Aussagekraft durch die Messbereiche in Umgebung des Rotationsschutzes zeigte sich als stark limitiert. Es bietet sich demnach an, weitere Untersuchungen mit einer erhöhten Zahl an Schnittproben in oro-vestibulärer Richtung durchzuführen.

Es darf zudem nicht außer Acht gelassen werden, dass die Herstellung und Betrachtung von nur einer Schnittfläche eine vollständige Auswertung der Spalträume nicht zuließ. Potenzielle Auswirkungen kleiner Unebenheiten der Materialoberfläche können leicht zu verfälschten Ergebnissen führen. Dagegen besteht die Möglichkeit, in weiteren gleichermaßen bewährten Verfahren zur Vermessung interner und marginaler Spalten, schnittführungsunabhängige Aussagen zu treffen. Beispielsweise

steht dem Untersucher mit der Replikatechnik eine bewährte Methode zur Verfügung, mithilfe derer eine Innenabformung aus dünnfließendem Silikon in einer dreidimensionalen Analyse nach optischer Digitalisierung vermessen werden kann [229, 230]. Eine weitere Variante stellt der Einsatz eines Mikro-CTs dar, der eine dreidimensionale Betrachtung der Klebefuge in hoher Auflösung zulässt [231, 232].

6.5 Statistische Korrelation der Ergebnisse

Von Interesse war zudem die Fragestellung, ob aus den Werten, die die Untersuchung der Rotationsfreiheit ergab, ein Zusammenhang mit der Spalraumgröße in einem oder mehreren Messbereichen festzustellen ist. Bei der Auswertung der Ergebnisse der linearen Kurvenanpassung konnte, basierend auf den Parametern R-Quadrat sowie dem nichtlinearen Kurvenverlauf, eine direkte statistische Korrelation nicht nachgewiesen werden.

Es kann davon ausgegangen werden, dass die Wahl der Schnittrichtung einen entscheidenden Einfluss auf dieses Resultat hat. Analog zur Definition der Rotationsfreiheit begrenzt bei Ausübung der Rotation entlang der Kronenlängsachse der Anschlag des rechteckigen Rotationsschutzes der CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM an der Innenwand der Anschlussgeometrie die Drehbewegung. Demzufolge könnte ein Querschnitt auf Höhe der antirotatorischen Geometrie wertvolle Erkenntnisse über die Platzverhältnisse in direkter Umgebung des Rotationsschutzes erbringen. Auch die oben aufgeführte alternative Vermessungsmethode mittels Mikro-CT-Aufnahmen ließe möglicherweise weitere gesicherte Rückschlüsse auf eine statische Korrelation der Versuchsergebnisse zu.

6.6 Ausschluss fehlerhafter Versuchsgruppen

Von der zu Beginn der Untersuchungen festgelegten Anzahl von zehn Gruppen mussten aufgrund von Unregelmäßigkeiten während der Herstellung der drei Gruppen des CAD/CAM-Systems KaVo ARCTICA® von der statistischen Auswertung ausgeschlossen werden. Um dennoch Aussagen über Rotationsfreiheit und Spalraumgröße der Hybridkronen dieser Versuchsgruppen treffen zu können, wurden einige statistische Tests gesondert durchgeführt.

Bei Herstellung der Restaurationen aus IPS e.max CAD®, VITA ENAMIC® und Shofu Block HC® mit dem KaVo ARCTICA®-System konnte die vorgegebene Stichprobengröße in einem Fertigungsdurchgang von zehn Fräsvorgängen nicht erreicht werden. Bei mehreren Prüfkörpern trat die Problematik einer zu eng gefrästen Anschlussgeometrie auf, sodass eine vollständige Fügung der Titanklebebasis nicht möglich war. Lediglich durch manuelles Aufpassen, das bei presskeramischen Restaurationen oder prothetischen Versorgungen von Zahnstümpfen regelmäßig angewandt wird, wäre ein optimaler Randschluss realisierbar gewesen. Da eine nachträgliche Bearbeitung die zu testende tatsächliche Passgenauigkeit verfälschen könnte, wurden diese Kronen durch eine entsprechende Anzahl an Neuanfertigungen ersetzt.

Als erstes Resultat kann aus den Schwierigkeiten bei der Herstellung ein hohes Maß an Passungsgenauigkeit der durch das System KaVo-ARCTICA® gefertigten Abutmentkronen abgeleitet werden. Einzig die VITA SUPRINITY®-Gruppe konnte zu der allgemeinen statistischen Auswertung hinzugezogen werden, wofür am wahrscheinlichsten das speziell für dieses Material angelegte Fräsprogramm ursächlich ist. Wie vorangehend dargestellt, ist die Programmierung materialspezifischer Templates in Betracht zu ziehen, um dieses Problem zu beheben.

Weiterhin ließen sich Mittelwerte zur Rotationsfreiheit feststellen, die sich mit Winkelmaßen von 10,70° bis 24,05° im Rahmen der Freiheitsgrade der restlichen Versuchsgruppen bewegten. Bei dieser Analyse muss berücksichtigt werden, dass bei den Gruppen A2 (VITA ENAMIC®/KaVo ARCTICA®, N = 6) und A4 (Shofu Block HC®/KaVo ARCTICA®, N = 8) vier bzw. zwei Kronen aufgrund von Drehfreiheiten außerhalb des messbaren Bereichs, das bedeutet von mehr als 61,2°, vor Mittelwerterhebung eliminiert wurden, um normalverteilte Stichproben zu erhalten.

Analog zur Untersuchung der Rotationsfreiheit verhält sich die Größe der Spalträume der ausgeschlossenen Gruppen in allen Messbereichen. Die Werte bewegten sich innerhalb der Spannen der mittleren Spaltwerte der übrigen Gruppen und zeigten keine Auffälligkeiten.

6.7 Schlussfolgerungen

Unter Berücksichtigung aller methodischen Einschränkungen der vorliegenden Studie können folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

1. Für die werkseitig vorgefertigte Anschlussgeometrie ließ sich bei dem Vergleich aller Versuchsgruppen sowohl in der Untersuchung über die Rotationsfreiheit als auch über die Größe der Spalräume die höchste Passgenauigkeit nachweisen. Die hohe Fertigungspräzision könnte vor allem auf den Einsatz sehr feiner und materialspezifischer Werkzeuge sowie einer optimal abgestimmten Schleifstrategie unter industriellen Bedingungen zurückzuführen sein.
2. Bei den durch die CAD/CAM-Systeme gefertigten Anschlussgeometrien zeigten sich Defizite bei den KaVo-ARCTICA®-Gruppen der Materialien e.max CAD®, VITA ENAMIC® und Shofu Block HC®. Die besseren Ergebnisse der VITA SUPRINITY®-Restorationen basierten am wahrscheinlichsten auf einer materialspezifischen Frässtrategie. Eine höhere Passgenauigkeit ließe sich aller Voraussicht nach durch Abstimmung der Schleifparameter mit den werkstoffbezogenen Anforderungen auch für weitere Materialien erzielen.
3. Ein werkstoffunabhängiger Vergleich der beiden CAD/CAM-Systeme war nur anhand der VITA SUPRINITY®-Gruppen anzustellen. Dabei lieferte die inLab®-Fertigung eine geringere Rotationsfreiheit. Möglicherweise ist hierbei eine höhere Fräsgenauigkeit dieses Systems von entscheidender Bedeutung.
4. Die presstechnisch angefertigten Abutmentkronen lieferten insgesamt zufriedenstellende Rotationsergebnisse. Dennoch stand die industrielle Fertigung auch in diesem Vergleich außer Konkurrenz. Ebenso schnitt die CAD/CAM-System-basierte Herstellung bei der materialoptimierten Bearbeitung von VITA SUPRINITY® besser ab.
5. Anhand der vollzogenen Untersuchungen konnte kein direkter Zusammenhang zwischen dem Rotationsspiel und der Spalraumgrößen in einer vertikalen Schnittfläche nachgewiesen werden. Ein ähnlicher Studienaufbau mit auf Höhe des Rotationsschutzes in Horizontalebene gesägten Proben könnte diesbezüglich weitere Erkenntnisse liefern.

Die klinische Relevanz der vorliegenden Studie ergibt sich aus den möglichen Konsequenzen eines Verklebens der Restauration auf dem konfektionierten Abutment in einer Position, die von der Situation in der Konstruktionssoftware abweicht. Vergleichbar mit dem sogenannten „Verzementieren“ beim Einsetzen indirekter Versorgung auf natürlichen Zähnen ergibt sich daraus die Gefahr approximale oder okklusale Kontaktbeziehungen zu verändern. Im gravierendsten Fall fehlt Kontakt zum Nachbarzahn oder Antagonisten vollständig. Dabei steigt die Wahrscheinlichkeit dieses fehlerhaften Verklebens mit der Höhe der Rotationsfreiheit der Krone.

Weiteren In-vitro-Untersuchungen zu dieser Thematik muss ein hoher Stellenwert eingeräumt werden. Mit einer Optimierung der Fräsparameter, verringerten Fertigungstoleranzen und dem Einsatz möglichst feiner, materialoptimierter Schleifkörper lassen sich auch für die CAD/CAM-basierte Herstellung Ergebnisse erwarten, die stärker mit werkseitig vorgefertigten Anschlussgeometrien konkurrieren könnten.

Gerade im Hinblick auf die zunehmende Bedeutung digitaler Arbeitsprozesse in der modernen Zahnheilkunde ist abschließend auch ein Mitwirken vonseiten der Implantathersteller wünschenswert. So könnten verbesserte Designs der Antirotationsgeometrien konfektionierter Titanklebebasen an der Fügestelle zu den Suprakonstruktionen einen beträchtlichen Gewinn an Rotationsstabilität nach sich ziehen.

7 Zusammenfassung

Ziel der Untersuchung war es, die Passgenauigkeit CAD/CAM-gefräster Anschlussgeometrien implantatgetragener Einzelzahnversorgungen zu untersuchen. Es sollte ein Vergleich zur industriellen Fertigung und der konventionellen, presskeramischen Herstellung dieser Konfiguration erhoben werden. Zu diesem Zweck wurde die Rotationssicherheit der Hybridkronen ermittelt und anschließend die Größe der Spalräume zwischen Keramikrestauration und Titanklebebasis des Implantatsystems in definierten Bereichen vermessen. Dabei kamen zwei laborseitige CAD/CAM-Systeme und vier unterschiedliche Werkstoffe zum Einsatz.

Gegliedert in zehn Versuchsgruppen à zehn Prüfkörper wurden insgesamt 100 Implantate des CAMLOG® SCREW-LINE Implantatsystems mit den passenden CAMLOG® Titanbasen CAD/CAM versehen. Die acht Versuchsgruppen wurden durch Restaurationen aus Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max CAD®), zirkondioxidverstärkter Lithiumsilikatkeramik (VITA SUPRINITY®) und aus kunststoffinfiltrierter Hybrid- (VITA ENAMIC®) bzw. Verbundkeramik (Shofu Block HC®) vervollständigt.

Jeweils 40 herkömmliche CAD/CAM-Rohlinge dieser Materialien wurden mithilfe des inLab®- und des KaVo-ARCTICA®-Systems zu insgesamt 80 Hybridkronen verarbeitet, indem neben der Außen- auch die spezifische Innengeometrie konstruiert und gefräst wurde. Zusätzlich wurden als Kontrollgruppen der konventionellen Fertigung IPS e.max Press®-Rohlinge und der industriellen Herstellung Blöcke des Materials IPS e.max CAD® mit vorgefertigter Anschlussgeometrie verwendet.

Bei Herstellung der Prüfkörper nach dem oben beschriebenen Studienprotokoll zeigten sich bei dem KaVo-ARCTICA®-System erhebliche Fertigungsungenauigkeiten. Bedingt durch zu gering dimensionierte Schraubenkanäle mehrerer Restaurationen konnte für drei Versuchsgruppen die Probenanzahl nicht in einem Durchgang von zehn Fräsvorgängen erzielt werden. Diese Gruppen wurden daher von der statistischen Auswertung der Messdaten ausgeschlossen.

Zur Ermittlung der Rotationsfreiheit wurde unter Zuhilfenahme einer speziell konstruierten Messapparatur die Drehbewegung der Restauration bei rotatorischer Belastung mit einem definierten Drehmoment von 40 Ncm in beide Richtungen

bestimmt. Diese Doppelmessung wurde pro Krone insgesamt zehn Mal durchgeführt und für jede Gruppe ein Mittelwert errechnet. Für die werkseitige Herstellung der Anschlussgeometrie ergab sich mit $4,26^\circ$ der geringste mittlere Freiheitsgrad, während besonders die kunststoffinfiltrierten Keramiken mit vergleichsweise hohen mittleren Rotationswerten (VITA ENAMIC®: $24,61^\circ$ und Shofu Block HC®: $31,87^\circ$) aufwarteten. Eine Gegenüberstellung der VITA SUPRINITY®-Gruppen beider CAD/CAM-Systeme ergab mit im Mittel $6,53^\circ$ im Vergleich zu $9,20^\circ$ Grad den geringeren Spielraum bei der inLab®-gestützten Fertigung.

Die Vermessung der Spalträume erfolgte an jeweils vier vertikal durchsägen Prüfkörpern pro Gruppe unter Verwendung eines Lichtmikroskops und des Computerprogramms Optimas 6.5.1. Jeweils die Hälfte dieser Proben war hierfür in mesio-distaler bzw. oro-vestibulärer Ebene durch die Mitte der Verbindungskonfigurationen durchsägen worden. Die an vier bzw. sechs Messbereichen ermittelten Werte ergaben wiederholt den geringsten Spielraum bei der industriellen Fertigung.

Möglicherweise bedingt durch die gewählte Schnittrichtung ließ sich keine statistische Korrelation zwischen den Spaltraumgrößen und der Rotationsfreiheit nachweisen. Eine wiederholte Versuchsdurchführung auf Höhe des Rotationsschutzes von im Querschnitt durchtrennter Hybridkronen und einer höheren Prüfkörperzahl ist diesbezüglich zu empfehlen.

Die wesentliche Schlussfolgerung, die anhand der Studienergebnisse getroffen werden kann, ist, dass die hohe Passgenauigkeit des industriell hergestellten Schraubenkanals derzeit weder durch die computergestützte noch die durch presskeramische Fertigung erzielt werden kann. Bei beiden CAD/CAM-Systemen liegt die Vermutung nahe, dass nach dem Einrichten materialoptimierter Fräsparametern und Fertigungstoleranzen sowie durch den Einsatz kleinstmöglicher Schleifkörper bessere Rotationsergebnisse erzielt werden können. Weiterhin sollten auch von Seiten der Implantathersteller Nachbesserungen erfolgen, um das Design des abutmentseitigen Rotationsschutzes an die Möglichkeiten derzeitiger CAD/CAM-Systeme anzupassen.

8 Literaturverzeichnis

1. Ivoclar Vivadent AG, *IPS e.max Press Abutment Solutions*. 2013, Schaan.
2. CAMLOG Biotechnologies AG, *Titanbasen CAD/CAM für Kronen- und Brückenversorgungen*. 2016, Basel.
3. Ivoclar Vivadent AG, *IPS e.max Press Monolithic Solutions Gebrauchsinformation*. 2014, Schaan.
4. Ivoclar Vivadent AG, *IPS e.max CAD Verarbeitungsanleitung*. 2009, Schaan.
5. Pospiech, P., J. Tinschert, and A. Raygrodski, *Keramik – Vollkeramik, Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin*. 2004, Seefeld: 3M Espe.
6. Koeck, B. and W. Wagner, *Praxis der Zahnheilkunde – Implantologie*. 2004, München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier.
7. Dinkelacker, W., *Implantatprothetik – Biomechanische und prothetische Konzepte in der Implantologie*. 2014, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
8. Hoffmann, T., et al., *Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV), Kurzfassung*. 2006, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
9. Holst, S., *CAD/CAM und Implantologie – eine erfolgreiche Kooperation*. Handbuch Digitale Dentale Technologien, 2010: p. 89-92.
10. Muche, R. and J.R. Strub, *Therapiemöglichkeiten nach Einzelzahnverlust: Implantatgetragene Krone versus Brücke*. *Implantologie*, 2006. **14**(1): p. 19-31.
11. Kappert, H.F., U. Blunck, and K. Eichner, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung – Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten*. 2008, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
12. Hohmann, A. and W. Hielscher, *Lehrbuch der Zahntechnik – Band 3: Werkstofftechnik*. Vol. 5. 2012, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH. 412-6.
13. Strub, J.R., et al., *Curriculum Prothetik Band II*. Vol. 4. 2011, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH. p. 469-70.
14. Marx, R., et al., *Originalarbeiten-Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien*. *Dtsch Zahnarztl Z*, 2001. **56**(2): p. 90-8.
15. Schweiger, J., et al., *Auswechselbare Verblendungen durch makroretentive Verbundkronen und -brücken – Ein neuer Ansatz in der Implantatversorgung*. *Quintessenz*, 2014. **65**(10): p. 1229-38.
16. Davidowitz, G. and P.G. Kotick, *The use of CAD/CAM in dentistry*. *Dent Clin North Am*, 2011. **55**(3): p. 559-70.
17. Marxkors, R. and H. Meiners, *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 2005, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
18. Kern, M., F. Beuer, and R. Fragenberger, *Vollkeramik auf einen Blick*. Vol. 6. Auflage. 2015, Ettlingen: AG Keramik.
19. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. *Br Dent J*, 2008. **204**(9): p. 505-11.
20. Wolfart, S., *Implantatprothetik – Ein patientenorientiertes Konzept*. Vol. 1. Auflage. 2014, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
21. Edelhoff, D. and F. Beuer, *Digitale Zahnmedizin – ein Update, Von der Insellösung zum digitalen Workflow*. *Bayerisches Zahnärzteblatt*, 03/2014. p. 50-5.
22. Harder, S., *Implantatprothetik: Alles Vollkeramik? – ein Praxiskonzept, dessen Stärken und Limitationen*. *Dtsch Zahnarztl Z*, 2014. **69**(9): p. 315-25.
23. Papaspyridakos, P., et al., *Success criteria in implant dentistry a systematic review*. *J Dent Res*, 2012. **91**(3): p. 242-8.

24. Norton, M.R., *Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006. **21**(5): p. 777-84.
25. Broggini, N., et al., *Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface*. J Dent Res, 2003. **82**(3): p. 232-7.
26. Miyazaki, T., et al., *A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience*. Dent Mater, 2009. **28**(1): p. 44-56.
27. Schweiger, J., *Rapid Prototyping – Neue Fertigungswege in Zahntechnik und Zahnmedizin*. Digital Dental News, 2008. **2**: p. 36-41.
28. Arnetzl, G. and M. Kern, *Dental wird digital*. wissen kompakt, 2012. **6**(1): p. 7-15.
29. Miyazaki, T., et al., *Current status of zirconia restoration*. J Prosthodont Res, 2013. **57**(4): p. 236-61.
30. Li, R.W., T.W. Chow, and J.P. Matinlinna, *Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art*. J Prosthodont Res, 2014. **58**(4): p. 208-16.
31. Pröbster, L., *Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde – Moderne Behandlungskonzepte für die Praxis*. 2014, Heidelberg: Springer Verlag.
32. Felber, R., *Mit der CAD/CAM-Technologie erschließen sich neue Möglichkeiten zur objektiven Bewertung von Präparationen in der studentischen Ausbildung*. Digital Dental Magazin, 2014. **1/2014**: p. 60-7.
33. Poticny, D.J. and J. Klim, *CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes*. J Am Dent Assoc, 2010. **141 Suppl 2**: p. 5s-9s.
34. Rudolph, H., S. Quaas, and R.G. Luthardt, *Das Tor zur digitalen Welt: Scannertechnologien für den Einsatz von CAD/CAM in der Zahnheilkunde*. Digital Dental News, 2013. **7**: p. 13-25.
35. Ahrberg, D., et al., *Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial*. Clin Oral Investig, 2016. **20**(2): p. 291-300.
36. Liu, P.R. and M.E. Essig, *Panorama of dental CAD/CAM restorative systems*. Compend Contin Educ Dent, 2008. **29**(8): p. 482, 484, 486-88.
37. Beuer, F., et al., *Das Münchener Implantatkonzept MIC – Eine praxisreife Kombination von Intraoralscanner und digitaler Fertigung*. Dtsch Zahnärztl Z, 2014. **69**(6): p. 336-42.
38. Duret, F., J.L. Blouin, and B. Duret, *CAD-CAM in dentistry*. J Am Dent Assoc, 1988. **117**(6): p. 715-20.
39. Quaas, S. and H. Rudolph, *Kommunikation ist alles – Schnittstellen der CAD/CAM-Systeme*. Digital Dental News, 2007. **1**: p. 20-3.
40. Tinschert, J. and A. Baltzer, *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien*. 2007, Köln: Dt. Zahnärzte-Verl.
41. Duret, F. and J. Preston, *CAD/CAM imaging in dentistry*. Curr Opin Dent, 1991. **1**(2): p. 150-4.
42. Miyazaki, T. and Y. Hotta, *CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations*. Aust Dent J, 2011. **56**(s1): p. 97-106.
43. Mörmann, W.H., *Chairside computer aided direct ceramic inlays*. Quintessence Int, 1989. **20**(5): p. 329-39.
44. Aoki, H., T. Fujita, and T. Nishina, *CAD system and NC construction for the automation of dental laboratory*. The Journal of Dental Technology, 1986. **14**: p. 1495-526.
45. Kunzelmann, K.-H., P. Pospiech, and M. Kern, *Hat sich Vollkeramik bewährt? Eine Positionspielung in der Kons und Prothetik*. dentalfresh, 2007. **2**: p. 16-9.
46. Kern, M., *Innovative Werkstoffe und CAD/CAM-Verarbeitung*. Digital Dental News, 2013. **7**: p. 52-62.
47. Luthardt, R., et al., *Der richtige Werkstoff*. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis, 2001. **4**: p. 12-6.
48. 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**(11): p. 747-54.
49. 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): p. 797-803.
50. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Automatisierte Herstellung von Zahnersatz*. wissen kompakt, 2007. **1**: p. 17-29.
51. Beuer, F., et al., *High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings – a new fabrication mode for all-ceramic restorations*. Dent Mater, 2009. **25**(1): p. 121-8.
52. Quaas, S., H. Rudolph, and R.G. Luthardt, *Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations*. J Dent Res, 2007. **35**(12): p. 903-8.
53. Galhano, G.Á.P., E.P. Pellizzer, and J.V.Q. Mazaro, *Optical impression systems for CAD-CAM restorations*. J Craniofac Surg, 2012. **23**(6): p. e575-e579.
54. Ottl, P., et al., *The Procera AllCeram System*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2000. **20**(2): p. 151-61.
55. Tinschert, J., et al., *Status of current CAD/CAM technology in dental medicine*. Int J Comput Dent, 2004. **7**(1): p. 25-45.
56. COS Lava Chairside Oral Scanner, *3M ESPE Technical Datasheet*. 2009, St. Paul, MN.
57. Güth, J.-F., et al., *Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(4): p. 1201-8.
58. Ender, A., K. Wiedhahn, and W.H. Mörmann, *Chairside multi-unit restoration of a quadrant using the new Cerec 3D software*. Int J Comput Dent, 2003. **6**(1): p. 89-94.
59. Christensen, G.J., *In-Office CAD/CAM milling of restorations*. J Am Dent Assoc, 2008. **139**(1): p. 83-5.
60. Yuzbasioglu, E., et al., *Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes*. BMC Oral Health, 2014. **14**(1): p. 1-7.
61. Rudolph, H., S. Quaas, and R. Luthardt, *CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik*. Dtsch Zahnärztl Z, 2003. **58**(10): p. 559-69.
62. Rudolph, H., S. Quaas, and R. Luthardt, *Matching point clouds: limits and possibilities*. Int J Comput Dent, 2001. **5**(2-3): p. 155-64.
63. Litzenburger, A.P., et al., *Fully automatic CAD design of the occlusal morphology of partial crowns compared to dental technicians' design*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(2): p. 491-6.
64. Mehl, A.C., *Moderne CAD/CAM-Technologien in der Zahnheilkunde*. www.ag-keramik.de.
65. Quaas, S., H. Rudolph, and R. Luthardt, *Quo vadis CAD/CAM?* Dentalzeitung, 2004. **5**(9): p. 38-40.
66. Arnetzl, G., *Neue Hybridkeramik in Theorie und Praxis*. Digitale Dentale Technologien, 2014. **5**: p. 122-3.
67. Pott, P.-C., M. Eisenburger, and L. Borchers, *CAD/CAM-Materialien in der Zahnheilkunde – Werkstoffe, Verarbeitung und Biokompatibilität*. Digital Dental News, 2012. **6**: p. 16-27.
68. Jorge, J.R.P., et al., *Titanium in dentistry: historical development, state of the art and future perspectives*. J Indian Prosthodont Soc, 2013. **13**(2): p. 71-7.
69. Pospiech, P., *Materialien für die CAD/CAM-Technik: Die Qual der Wahl*. ZMK, 2014. **30**: p. 250-6.
70. Beuer, F., et al., *Kunststoffbasierte CAD/CAM-Materialien – die nächste Generation zahntfarbener Werkstoffe?* Quintessenz, 2015. **66**(10): p. 1159-66.

71. Deak, A. and C.P. Marinello, *CAD-CAM-Anwendung in der Totalprothetik*. Swiss Dental Journal SSO, 2015. **125**: p. 713-20.
72. Hennicke, H.W., *Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe*. Ber Dtsch Keram Ges, 1967. **44**: p. 209.
73. Eichner, K. and H. Kappert, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung – Band 1: Grundlagen und Verarbeitung*. 2005, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
74. Kelly, J.R., *Dental ceramics: current thinking and trends*. Dent Clin North Am, 2004. **48**(2): p. 513-30.
75. Kern, M., et al., *Vollkeramische Restaurationen – Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK*. 2007, Düsseldorf: DGZMK.
76. Shenoy, A. and N. Shenoy, *Dental ceramics: An update*. J Conserv Dent, 2010. **13**(4): p. 195-203.
77. Pröbster, L., *Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt*. Dtsch Zahnärztl Z, 2001. **56**: p. 575-6.
78. Kern, M., *Neue Werkstoffe bieten neue Eigenschaften. Synthese von Keramik und Polymeren – Computer-gestützte Implantatprothetik*. Dtsch Zahnärztl Z, 2014. **69**(4): p. 231-9.
79. Kelly, J.R. and P. Benetti, *Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice*. Aust Dent J, 2011. **56**(Suppl 1): p. 84-96.
80. McLaren, E.A. and P.T. Cao, *Ceramics in dentistry – part I: classes of materials*. Inside dentistry, 2009. **5**(9): p. 94-103.
81. Höland, W., et al., *Ceramics as biomaterials for dental restoration*. Expert Rev Med Devices, 2008. **5**(6): p. 729-45.
82. Kelly, J.R., *Dental ceramics*. J Am Dent Assoc, 2008. **139**: p. 4S-7S.
83. Schweiger, M., et al., *IPS Empress 2: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations*. Quintessence Dent Technol, 1999. **22**: p. 143-51.
84. Ivoclar Vivadent AG, *IPS e.max Scientific Report*. 2013, Schaan.
85. Chen, Y.-M., et al., *Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials*. Dent Mater, 2008. **24**(11): p. 1506-11.
86. Böning, K., et al., *Dreijährige klinische Bewährung konventionell zementierter Einzelkronen aus Lithiumdisilikat-Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 2006. **61**(11): p. 604-11.
87. Ivoclar Vivadent AG, *IPS e.max CAD Abutment Solutions Gebrauchsinformation*. 2015, Schaan.
88. VITA Zahnfabrik GmbH, *VITA SUPRINITY Technisch-wissenschaftliche Dokumentation*. 2014, Bad Säckingen.
89. DeguDent GmbH, *Celtra Duo – Die neue DNA hochfester Glaskeramiken*. 2015, Hanau-Wolfgang.
90. Richter, J., *Hybridkeramik – Möglichkeiten einer neuen Werkstoffklasse* DZW Die Zahnarzt Woche, 2013.
91. Güß, P.C. and S.D. Horvath, *Digitale Zahnmedizin und innovative CAD/CAM-Materialien*. Stomatologie, 2013. **110**(7-8): p. 15-20.
92. Coldea, A., M.V. Swain, and N. Thiel, *Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials*. Dent Mater, 2013. **29**(4): p. 419-26.
93. Devigus, A. and M. Kern, *Hybridkeramik – Fraktur-Resistenz durch Elastizität? cosmetic dentistry*, 2013. **1**: p. 21-3.
94. He, L.-H., D. Purton, and M. Swain, *A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation*. J Mater Sci Mater Med, 2011. **22**(7): p. 1639-43.
95. Shofu Inc., *Shofu Block HC – Gebrauchsanleitung*. 2014, Kyoto.
96. VITA Zahnfabrik GmbH, *VITA ENAMIC Technisch-wissenschaftliche Dokumentation*. 2014, Bad Säckingen.
97. Dirxen, C., U. Blunck, and S. Preissner, *Clinical performance of a new biomimetic double network material*. The open dentistry journal, 2013. **7**(1): p. 118-22.
98. <http://www.dentistryiq.com/articles/2012/08/analysts-cad-cam-bright-future.html>.

99. *Marktübersicht CAD/CAM Systeme*. Jahrbuch Digitale Dentale Technologien 2016, 2016. **7. Auflage**: p. 140-55.
100. Ganz, S., *inLab MC XL: Weiterentwicklungen de luxe*. Digital Dental News, 2007. **1**: p. 58-61.
101. Sirona Dental Systems GmbH, *inLab: Weil Zahntechniker Freiheit brauchen*. 2015, Bensheim.
102. Ewertz, M., *In kurzer Zeit mit CAD/CAM zur Seitenzahnkrone*. Zahntechnik Wirtschaft Labor, 2013. **04/2013**: p. 33-7.
103. KaVo Dental GmbH, *KaVo ARCTICA CAD/CAM-System*. 2011, Biberach.
104. Neukam, F.W., *Lebenserwartung von Implantaten und Implantatlager – Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK*. 2000, Düsseldorf: DGZMK.
105. Grande, S., *Implantate: Heraeus stellt IQ:NECT ein – Zu geringe Umsatzzahlen*. Zahnärztliche Mitteilungen, 2009. **99**(17A): p. 120-1.
106. Nitsche, T., M. Menzebach, and J. Wiltfang, *Implantationsinsertionen mithilfe computergestützter dreidimensionaler navigierter Verfahren*. Implantologie, 2011. **19**(3): p. 243-50.
107. Hoffmann, J., et al., *Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(5): p. 609-14.
108. Horwitz, J., O. Zuabi, and E.E. Machtei, *Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: An in vitro study*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20**(10): p. 1156-62.
109. Heydecke, G., H. Seedorf, and M. Kern, *Festsitzender Zahnersatz für zahnbegrenzte Lücken – S1-Leitlinie*. 2012, Düsseldorf: DGZMK.
110. Blanes, R.J., et al., *A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(6): p. 699-706.
111. Cacaci, C. and F. Hänsler, *Einzelimplantatkronen im augmentierten Sinus maxillaris Eine Untersuchung über bis zu 8 Jahren*. Implantologie, 2012. **20**(3): p. 327-33.
112. DGZMK, *Implantologie in der Zahnheilkunde – Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK*. 2005, Düsseldorf: DGZMK. 60.
113. Grunder, U., *Stability of the mucosal topography around single-tooth implants and adjacent teeth: 1-year results*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **20**(1): p. 11-7.
114. Den Hartog, L., et al., *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*. J Clin Periodontol, 2008. **35**(12): p. 1073-86.
115. Wennström, J.L., et al., *Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study*. J Clin Periodontol, 2005. **32**(6): p. 567-74.
116. Pjetursson, B.E., M. Zwahlen, and N.P. Lang, *Quality of reporting of clinical studies to assess and compare performance of implant-supported restorations*. J Clin Periodontol, 2012. **39**(s12): p. 139-59.
117. Spiekermann, H., *Farbatlanten der Zahnmedizin, Bd.10, Implantologie*. 1994, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
118. Hohmann, A. and W. Hielscher, *Lehrbuch der Zahntechnik – Band 2: Prothetik*. Vol. 6. Auflage. 2012, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
119. Misch, C.E., *Dental Implant Prosthetics*. Vol. Vol. 1. 2005, St. Louis: Elsevier Mosby.
120. Schwenger, N. and M. Ehrenfeld, *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Zahnärztliche Chirurgie*. Vol. 4. Auflage. 2009, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
121. Park, J. and R.S. Lakes, *Biomaterials: An Introduction*. 2007, Berlin: Springer Science & Business Media.
122. Tschernitschek, H., L. Borchers, and W. Geurtsen, *Nonalloyed titanium as a bioinert metal – A review*. Quintessence Int, 2005. **36**(7/8): p. 523-30.

123. Williams, D.F., *Biocompatibility of clinical implant materials*. 1981, Boca Raton: CRC Press, Inc.
124. Akagawa, Y. and Y. Abe, *Titanium: the ultimate solution or an evolutionary step?* Int J Prosthodont, 2003. **16 Suppl**: p. 28-9; discussion 47-51.
125. Nakamura, K., et al., *Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review*. Int J Prosthodont, 2010. **23**(4): p. 299-309.
126. Branemark, P.I., et al., *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period*. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, 1977. **16**: p. 1-132.
127. Javed, F., et al., *Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: factors of influence and evaluation*. Interv Med Appl Sci, 2013. **5**(4): p. 162-7.
128. Nedir, R., et al., *Predicting osseointegration by means of implant primary stability*. Clin Oral Implants Res, 2004. **15**(5): p. 520-8.
129. Barfeie, A., J. Wilson, and J. Rees, *Implant surface characteristics and their effect on osseointegration*. Br Dent J, 2015. **218**(5): p. E9.
130. Sennerby, L. and N. Meredith, *Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration*. Compend Contin Educ Dent, 1998. **19**(5): p. 493-8, 500, 502; quiz 504.
131. Apratim, A., et al., *Zirconia in dental implantology: A review*. J Int Soc Prev Community Dent, 2015. **5**(3): p. 147-56.
132. Buser, D., W. Martin, and U.C. Belser, *Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(7): p. 43-61.
133. Glauser, R., et al., *Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study*. Int J Prosthodont, 2004. **17**(3): p. 285-90.
134. Butkevica, A., et al., *Measurements of repeated tightening and loosening torque of seven different implant/abutment connection designs and their modifications: an in vitro study*. J Prosthodont, 2016.
135. Binon, P.P., *Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs*. Int J Prosthodont, 1995. **8**(2): p. 162-78.
136. Binon, P.P., *Implants and components: entering the new millennium*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(1): p. 76-94.
137. Khraisat, A., et al., *Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review*. Clin Implant Dent Relat Res, 2004. **6**(4): p. 222-9.
138. Salinas, T.J., *Anti-rotational features for osseointegrated implants*. Pract Proced Aesthet Dent, 2001. **13**(5): p. 352.
139. Zipprich, H., et al., *Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface*. Implantologie, 2007. **15**(1): p. 31-46.
140. Grunder, U., H.-P. Spielmann, and D. Snétivy, *Development, in vitro testing, and clinical use of a 3.5 mm-diameter zirconia abutment*. Eur J Esthet Dent, 2010. **5**: p. 158-70.
141. de Barros Carrilho, G.P., R.P. Dias, and C.N. Elias, *Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study*. Int J Prosthodont, 2005. **18**: p. 165-6.
142. Kirsch, A., et al., *Die Camlog-Verbindung*. Quintessenz, 1999. **50**: p. 10.
143. CAMLOG Biotechnologies AG, *Das CAMLOG® Implantatsystem – Wissenschaft und Praxis*. Vol. 2. Auflage. Basel.
144. CAMLOG Biotechnologies AG, *CAMLOG & Wissenschaft*. 2014, Basel.
145. CAMLOG Biotechnologies AG, *CAMLOG® Implantatsystem – Produktkatalog 2014*. 2014, Basel.
146. CAMLOG Biotechnologies AG, *Medienmitteilung: Markteinführung des CONELOG® Implantatsystems zur IDS 2011 – CAMLOG ist jetzt doppelt gut 2011*: Basel.

147. Schwarz, F., et al., *Crestal bone changes at nonsubmerged implants (Camlog) with different machined collar lengths: a histomorphometric pilot study in dogs*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008. **23**(2): p. 335-42.
148. Semper, W., et al., *Erfolgsrate von Implantaten mit sandgestrahlter und geätzter Oberfläche im Oberkiefer nach einer Einheilzeit von zwölf Wochen: Eine retrospektive Analyse*. Z Zahnärztl Impl, 2007. **23**(3): p. 176.
149. Grössner-Schreiber, B. and H. Terheyden, *Implantatdesign – Form- und Oberflächengestaltung enossaler Implantate*. Implantologie, 2004. **12**(3): p. 213-23.
150. Becker, J., F. Schwarz, and A. Kirsch, *Verbesserung der marginalen Knochenadaptation durch das neue Promote® plus Design*. logo - das CAMLOG Partner-Magazin, 2006. **6**: p. 15-7.
151. Steinebrunner, L., et al., *Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(12): p. 1276-84.
152. Dittmer, S., et al., *Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants*. J Prosthodont, 2011. **20**(7): p. 510-6.
153. Semper, W., *Experimentelle Untersuchung der Positionsstabilität des Implantat-Abutment-Komplexes unterschiedlicher Systeme bezüglich rotatorischer, vertikaler und verkippender Lageänderungen bei wiederholter manueller De- und Remontage*. 2008, Freie Universität Berlin.
154. CAMLOG Biotechnologies AG, *CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM*. 2015, Basel.
155. Krennmair, G., et al., *Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(2): p. 357-66.
156. Schley, J., et al., *Implantatprothetische Versorgung des zahnlosen Oberkiefers – S3-Leitlinie*. 2013, Düsseldorf: DGZMK.
157. Ketabi, A.-R., et al., *Hybridprothetische Versorgungsmöglichkeiten des atrophierten zahnlosen Unterkiefers mit 2 versus 4 Implantaten – eine Literaturrecherche*. Stomatologie, 2009. **106**(6): p. 109-18.
158. Rathe, F. and M. Schlee, *Implantatgetragene Restaurationen – zementieren oder verschrauben?* Quintessenz, 2013. **64**(12): p. 1503-8.
159. Agar, J.R., et al., *Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins*. J Prosthet Dent, 1997. **78**(1): p. 43-7.
160. Weber, H.P., et al., *Peri-implant soft-tissue health surrounding cement-and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study*. Clin Oral Implants Res, 2006. **17**(4): p. 375-9.
161. Linkevicius, T., et al., *The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations*. Clin Oral Implants Res, 2011. **22**(12): p. 1379-84.
162. Wilson, T.G., *The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study*. J Periodontol, 2009. **80**(9): p. 1388-92.
163. Beuer, F., et al., *Verschrauben oder Zementieren? Eine praktische Entscheidung!* Implantologie, 2015. **23**(2): p. 131-7.
164. Lehmann, K.M., E. Hellwig, and H.-J. Wenz, *Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde*. 2009, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
165. Baltzer, A., *All-ceramic single-tooth restorations: choosing the material to match the preparation - preparing the tooth to match the material*. Int J Comput Dent, 2007. **11**(3-4): p. 241-56.
166. End, A., *Statische und dynamische Okklusionstheorien. Untersuchung zu bestehenden Theorien, Vorkommen im natürlichen Gebiss und deren Anwendung im Artikulator*. 2010, Ludwig-Maximilians-Universität München.
167. Mühlemann, *Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit*. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 1951. **61**: p. 1-3.
168. Richter, E.-J., *Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen*. 1992: Aachen.

169. Schroeder, A., et al., *The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces*. J Maxillofac Surg, 1981. **9**: p. 15-25.
170. Augthun, M. and T. Mundt, *Implantatprothetische Konzepte zur Ergänzung der verkürzten Zahnreihe – Gemeinsame Stellungnahme der DGZPW und der DGZMK*. 2008, Düsseldorf: DGZMK.
171. Mongini, R., *Das stomatognathe System – Funktion, Dysfunktion und Rehabilitation*. 1987, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
172. End, E., *Die physiologische Okklusion des menschlichen Gebisses: Diagnostik & Therapie*. 2005, München: Verlag Neuer Merkur.
173. Aktas, G., et al., *Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features*. J Prosthet Dent, 2014. **111**(5): p. 367-72.
174. Semper, W., et al., *Impact of abutment rotation and angulation on marginal fit: theoretical considerations*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(4): p. 752-8.
175. Nelson, K., et al., *Die Implantat-Abutment-Verbindung*. Implantologie, 2013. **21**(4): p. 355-63.
176. Ivoclar Vivadent AG, *IPS e.max Press Wissenschaftliche Dokumentation*. 2011, Schaan.
177. Guess, P.C., et al., *Eine prospective klinische Studie an Teilkronen aus gepresster Lithiumdisilikatkeramik und aus CAD/CAM-Glaskeramik*. Quintessenz, 2013. **64**(4): p. 447-65.
178. Gehrke, P., et al., *CAD/CAM in der Implantatprothetik – Teil 1: Eine Übersicht systemimmanenter Möglichkeiten festsitzender Lösungen*. Implantologie, 2011. **19**(3): p. 275-86.
179. Karl, M., et al., *Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implant-supported fixed prostheses*. J Prosthet Dent, 2012. **107**(4): p. 232-8.
180. Sailer, I., et al., *In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2009. **24**(5): p. 850-8.
181. http://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/zuverlaessige-befestigung-von-individuellen-keramik-abutments-an-titanbasen__1155.html.
182. Happe, A., et al., *Abutmentdesign – Makro-, Mikro- und Nanoaspekte*. Implantologie, 2013. **21**(4): p. 367-73.
183. CAMLOG Biotechnologies AG, *Medienmitteilung: CAMLOG vereinbart Zusammenarbeit mit Sirona*. 2008: Basel.
184. Beuer, F., J. Schweiger, and P. Schaller, *Fallbericht: Implantatbasierte Frontzahnrestauration mit Hilfe der CAMLOG CAD/CAM-Technologie*. logo – das CAMLOG Partner-Magazin, 2010: p. 15-7.
185. Ivoclar Vivadent AG, *Digital in jedem Schritt: Patientenindividuelle Implantatversorgungen für CEREC und inLab* 2014, Schaan.
186. <http://www.cerec.com/das-kann-cerec-auch/implantologie/>.
187. Sirona Dental Systems GmbH, *Pressemitteilung: Sirona erweitert Angebot an CAD/CAM Prothetik – Optionen durch Zusammenarbeit mit Straumann*. 2015: Salzburg.
188. Sirona Dental Systems GmbH, *TiBase Gebrauchsanweisung*. 2010, Bensheim.
189. <http://www.ivoclarvivadent.ch/de/ips-emax-cad-abutment-solutions>.
190. Scarano, A., et al., *A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments*. J Oral Implantol, 2005. **31**(6): p. 269-75.
191. Binon, P.P. and M.J. McHugh, *The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability*. Int J Prosthodont, 1996. **9**(6): p. 511-9.
192. Binon, P.P., *The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability*. Int J Prosthodont, 1996. **9**(2): p. 149-60.

-
193. Edinger, D., E. Kahler, and R. Hilgers, *Untersuchung der Rotationspassgenauigkeit*. BDIZ EDI konkret, 2007. p. 68-71.
194. Semper, W., et al., *Theoretical considerations: implant positional index design*. J Dent Res, 2009. **88**(8): p. 725-30.
195. Semper, W., et al., *Theoretical optimum of implant positional index design*. J Dent Res, 2009. **88**(8): p. 731-5.
196. Jung, R.E., et al., *A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(2): p. 119-30.
197. Henry, P.J., et al., *Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(4): p. 450-5.
198. Jemt, T., et al., *Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicentre prospective study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1991. **6**(1): p. 24-37.
199. Byrne, D., et al., *The fit of cast and premachined implant abutments*. J Prosthet Dent, 1998. **80**(2): p. 184-92.
200. Baixe, S., et al., *Microgap between zirconia abutments and titanium implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(3): p. 455-60.
201. Garine, W.N., et al., *Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007. **22**(6): p. 928-38.
202. King, G.N., et al., *Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible*. J Periodontol, 2002. **73**(10): p. 1111-7.
203. Heiß, P., *Mechanische Festigkeit von verschiedenen prothetischen Konzepten auf Einzelzahnimplantaten*. 2016, Ludwig-Maximilians-Universität München.
204. VITA Zahnfabrik GmbH, *VITA SUPRINITY Verarbeitungsanleitung*. 2014, Bad Säckingen.
205. VITA Zahnfabrik GmbH, *VITA ENAMIC Verarbeitungsanleitung*. 2013, Bad Säckingen.
206. Schubert, O., *Passgenauigkeit und Stabilität von Keramikabutments mit einer metallischen Zwischenstruktur*. 2011, Ludwig-Maximilians-Universität München.
207. CAMLOG Biotechnologies AG, *Kronen- und Brückenversorgungen mit dem CAMLOG Implantatsystem*. 2009, Basel.
208. Ivoclar Vivadent AG, *IPS e.max Abutment Solutions Cem Kit Verarbeitungsanleitung*. 2013, Schaan.
209. Lange, S. and R. Bender, *Quantile, empirische Verteilungsfunktion und Box Plot*. DMW Deutsche Medizinische Wochenschrift, 2007. **132**(1): p. 3-4.
210. Kelly, J.R., *Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations*. J Prosthet Dent, 1999. **81**(6): p. 652-61.
211. Kern, M., J.R. Strub, and X.Y. Lu, *Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator*. J Oral Rehabil, 1999. **26**(5): p. 372-8.
212. Geis-Gerstorfer, J. and P. Fässler, *Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkonoxid TZP und In-Ceram* Dtsch Zahnarztl Z, 1999. **54**(11): p. 692-4.
213. Semper, W., et al., *Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: an experimental study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(1): p. 86-94.
214. Bense, T., et al., *Werkstoffmechanische Beeinflussung von Prothesenkunststoffen durch Single-Shot-Desinfektion*. Int Poster J Dent Oral Med, 2016. **18**: p. Poster 982.
215. Dixon, D.L., et al., *Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs*. J Prosthet Dent, 1995. **74**(3): p. 270-8.
216. Winkler, S., et al., *Implant screw mechanics and the settling effect: overview*. J Oral Implantol, 2003. **29**(5): p. 242-5.

-
217. Kim, K.S., et al., *Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection*. Clin Oral Implants Res, 2011. **22**(8): p. 834-9.
218. Vigolo, P., et al., *Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008. **23**(2): p. 247-52.
219. Semper-Hogg, W., et al., *Analytical and experimental position stability of the abutment in different dental implant systems with a conical implant-abutment connection*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(3): p. 1017-23.
220. Vigolo, P., Z. Majzoub, and G. Cordioli, *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*. J Prosthet Dent, 2000. **84**(5): p. 548-53.
221. Kano, S.C., et al., *The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007. **22**(4): p. 575-9.
222. Khraisat, A., et al., *Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading*. Clin Implant Dent Relat Res, 2006. **8**(2): p. 95-9.
223. Lang, L.A., R.-F. Wang, and K.B. May, *The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration*. J Prosthet Dent, 2002. **87**(1): p. 74-9.
224. Hajt6, J., *Gesichtspunkte zur Pr6paration von CAD/CAM-gefertigten Restaurationen*. ZMK Tabellen/Abbildungen, Sonderheft, 2010. **26**: p. 14-8.
225. Beuer, F., P. Neumeier, and M. Naumann, *Marginal fit of 14-unit zirconia fixed dental prosthesis retainers*. J Oral Rehabil, 2009. **36**(2): p. 142-9.
226. Piattelli, A., et al., *Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys*. J Periodontol, 2003. **74**(3): p. 346-52.
227. M6ller, N. and P. Pr6schel, *Kronenrand und parodontale Reaktion*. Dtsch Zahn6rztl Z, 1994(1994): p. 49.
228. Enkling, N., et al., *Precision of fit and retention force of cast non-precious-crowns on standard titanium implant-abutment with different design and height*. Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(4): p. 451-7.
229. Geurtsen, W., *Der Kronen- und F6llungsrand*. Dtsch Zahn6rztl Z, 1990. **45**(7): p. 380-6.
230. Moldovan, O., et al., *Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings*. Dent Mater, 2011. **27**(12): p. 1273-8.
231. Endres, K., *In-vitro-Studie zur Bestimmung des Randspalts und der Passgenauigkeit von LavaTM-Zirkonkronenk6ppchen*. 2016, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universit6t Bonn.
232. Rungruanganunt, P., J.R. Kelly, and D.J. Adams, *Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns*. J Dent Res, 2010. **38**(12): p. 995-1000.

9 Anhang

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1:	Einteilung vollkeramischer Systeme nach werkstoffkundlichen Eigenschaften	11
Abb. 2.2, Abb. 2.3:	Scanner inEos Blue und Fräsmaschine inLab MC XL des inLab®-Systems	16
Abb. 2.4, Abb. 2.5:	Hardware-Komponenten des KaVo ARCTICA®-Systems: KaVo ARCTICA AutoScan und KaVo ARCTICA Engine	17
Abb. 2.6:	Hybrid-Abutment [© Ivoclar Vivadent]	24
Abb.2.7:	Hybrid-Abutment-Krone [© Ivoclar Vivadent]	24
Abb. 2.8:	IPS e.max CAD®-Rohling mit vorgefertigter Anschlussgeometrie	28
Abb. 4.1:	Übersicht über Gruppeneinteilung und Versuchsablauf der Studie	33
Abb. 4.2:	CAMLOG®-Titanbasis CAD/CAM	35
Abb. 4.3:	Fertiger Kunststoffblock mit Silikonform zu dessen Herstellung	36
Abb. 4.4:	Konstruktion der verschraubten Molarenkrone in der Software inLab SW 4	37
Abb. 4.5:	Virtuelles Design der Anschlussgeometrie in der Software inLab SW 4	38
Abb. 4.6:	Nesting der verschraubten Abutmentkrone in der CAM-Software hyperDENT® 2012.2	39
Abb. 4.7:	Darstellung der virtuellen eingefügten Anschlussgeometrie in der CAM-Software hyperDENT® 2012.2	40
Abb. 4.8, Abb. 4.9:	Prüfkörper aus eingebettetem Implantat und verschraubter Hybridkrone	45
Abb. 4.10:	Schematische Darstellung von Aufbau und Funktionsweise der Messapparatur	47
Abb. 4.11, Abb. 4.12:	Messapparatur zur Bestimmung der Rotationsfreiheit	48

Abb. 4.13:	Aufbau der Spiegelkonstruktion	49
Abb. 4.14, Abb. 4.15:	Übersicht über die Messbereiche der Schliffpräparate in oro-vestibulärer (links) und mesio-distaler Schnittrichtung (rechts), die Bereiche 1 – 3 wurden auf beiden Seiten der Titanbasis vermessen	53
Abb. 4.16:	Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge im marginalen Kronenabschnitt mit Markierung des Messbereichs 1	54
Abb. 4.17:	Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge im marginalen Kronenabschnitt mit Markierung des Messbereichs 2	54
Abb. 4.18:	Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge entlang der konischen Flächen der Titanbasis mit Markierung des Messbereichs 3	55
Abb. 4.19:	Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge unterhalb des Rotationsschutzes mit Markierung des Messbereichs 4	55
Abb. 4.20:	Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge auf Höhe des Rotationsschutzes mit Markierung des Messbereichs 5	56
Abb. 4.21:	Lichtmikroskopische Vergrößerung der Klebefuge oberhalb des Rotationsschutzes mit Markierung des Messbereichs 6	56
Abb. 5.1:	Darstellung der Rotationsfreiheit der Versuchsgruppen im Box-Whisker-Plot	61
Abb. 5.2:	Darstellung der Rotationsfreiheit der Herstellungsmethoden im Box-Whisker-Plot	63
Abb. 5.3:	Darstellung der Spaltraumgröße des Messbereichs 1 im Box-Whisker-Plot	65
Abb. 5.4:	Darstellung der Spaltraumgröße des Messbereichs 2 im Box-Whisker-Plot	66
Abb. 5.5:	Darstellung der Spaltraumgröße des Messbereichs 3 im Box-Whisker-Plot	68
Abb. 5.6:	Verlauf der Regressionsgeraden in den Messbereichen 1 - 6	71
Abb. 6.1, Abb. 6.2:	Vergleich der industriell gefertigten (links) zur CAD/CAM-basiert hergestellten Anschlussgeometrie (rechts) von apikal bei lichtmikroskopischer Vergrößerung	79
Abb. 6.3:	Industriell gefertigte Anschlussgeometrie in schematischer Darstellung	80

Abb. 6.4:	Rotationsversatz der Krone mit Industriell gefertigter Anschlussgeometrie in schematischer Darstellung	80
Abb. 6.5:	CAD/CAM-gefertigte Anschlussgeometrie in schematischer Darstellung	80
Abb. 6.6:	Rotationsversatz der Krone mit CAD/CAM-gefertigter Anschlussgeometrie in schematischer Darstellung	80

9.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 4.1:	Übersicht über die materialspezifische Fertigstellung der gefrästen Restaurationen	42
Tab. 4.2:	Brennparameter des Kristallisations- und Glanzbrands der IPS e.max CAD®-Kronen	43
Tab. 4.3:	Brennparameter des Kombinationsbrands der VITA SUPRINITY®-Kronen	43
Tab. 4.4:	Pressparameter der IPS e.max Press®-Kronen	44
Tab. 4.5:	Brennparameter des Glanzbrands der IPS e.max Press®-Kronen	45
Tab. 4.6:	Definition der Messbereiche	52
Tab. 4.7:	Übersicht über die ausgeschlossenen Gruppen des KaVo-ARCTICA®-Systems mit Anzahl der gefertigten Kronen, um Stichprobenzahl N = 10 zu erreichen	57
Tab. 5.1:	Deskriptive Statistik zur mittleren Rotationsfreiheit der Versuchsgruppen	61
Tab. 5.2:	Deskriptive Statistik zur mittleren Rotationsfreiheit der Herstellungsmethoden	62
Tab. 5.3:	Deskriptive Statistik zur mittleren Spalraumgröße im Messbereich 1	64
Tab. 5.4:	Deskriptive Statistik zur mittleren Spalraumgröße im Messbereich 2	66
Tab. 5.5:	Deskriptive Statistik zur mittleren Spalraumgröße im Messbereich 3	67
Tab. 5.6:	Deskriptive Statistik zur mittleren Größe der Spalräume in den Messbereichen 4 – 6	69

Anhang

Tab. 5.7:	Deskriptive Statistik zum Parameter R-Quadrat der Kurvenregression	70
Tab 5.8:	Deskriptive Statistik zur Rotationsfreiheit der ausgeschlossenen Gruppen	72
Tab. 5.9:	Deskriptive Statistik zur mittleren Größe der Spalträume in den Messbereichen 1 – 3 der ausgeschlossenen Gruppen	73
Tab. 5.10:	Deskriptive Statistik zur mittleren Größe der Spalträume in den Messbereichen 4 – 6 der ausgeschlossenen Gruppen	73

10 Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. dent. Dr. h.c. Wolfgang Gernet und Herrn Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff danke ich für die Bereitstellung der gesamten Infrastruktur und der damit verbundenen Ermöglichung der Studie.

Bei Herrn. Dr. med. dent. Ephraim Nold M.Sc. und Herrn Josef Schweiger möchte ich mich herzlich für ihre große Unterstützung und die kompetente Beantwortung all meiner Fragen bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer MME für die Überlassung des Dissertationsthemas und die intensive Betreuung und Beratung bei der Durchführung der praktischen Untersuchungen und der schriftlichen Ausarbeitung.

Außerdem bedanke ich mich herzlich bei Herrn M. Ramberger, Herrn Dr. hum. biol. Dipl.-Ing. K. Erdelt, Frau K. Köbele-Bogai, Frau B. Ebersberger-Madlener und Herrn M. Schroer von der KaVo Dental GmbH für ihre Hilfe durch Rat und Tat.

Bei der CAMLOG Biotechnologies AG bedanke ich mich für die Bereitstellung der Implantate und Titanklebebasen. Weiterhin bedanke ich mich bei den Unternehmen Ivoclar Vivadent AG, VITA Zahnfabrik GmbH und KaVo Dental GmbH für die Bereitstellung der Materialien.

Zuallerletzt möchte ich mich bei meinen Eltern und bei meiner Schwester Viktoria für Ihre große Unterstützung in jeder Situation danken und besonders dafür, dass sie immer an mich glauben.

11 Selbstständigkeitserklärung

„Ich, Miriam Teufelhart, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation zum Thema „Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Hybridkronen auf Titanklebebasen“ selbst und ohne die unzulässige Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.“

Hamburg, den

Miriam Teufelhart