

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der  
Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet

---

**Untersuchungen zur Passgenauigkeit von  
CAD/CAM-gefrästen  
Zirkonoxid-Einzelkronengerüsten bei  
unterschiedlichem Präparationswinkel**

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

vorgelegt von  
Eva-Maria Fürst  
aus Schrobenhausen

2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

Mitberichterstatter: Prof. Dr. C. Benz

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. F. Beuer

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 21.07.2008

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht</b>	<b>3</b>
2.1	Vollkeramik in der restaurativen Zahnheilkunde . . . . .	3
2.1.1	Vollkeramische Systeme . . . . .	4
2.1.2	Zirkonoxidkeramik . . . . .	10
2.1.3	Verarbeitung von Zirkonoxidkeramik . . . . .	13
2.2	Dentale CAD/CAM- Verfahren . . . . .	15
2.2.1	Historische Entwicklung der CAD/CAM-Systeme . . . . .	15
2.2.2	Funktionsweise von CAD/CAM-Systemen . . . . .	17
2.2.3	Aktuelle CAD/CAM-Systeme . . . . .	21
2.2.3.1	Zirkonzahn Frässystem (Steger I) . . . . .	21
2.2.3.2	Cerec InLab System (Sirona Bensheim) . . . . .	22
2.2.3.3	Everest (KaVo Biberach) . . . . .	23
2.2.3.4	Zeno Tec System (Wieland Pforzheim) . . . . .	24
2.2.3.5	Etkon Fräszentrum (etkon AG Gräfelfing) . . . . .	25
2.2.3.6	Lava System (3M Espe Seefeld) . . . . .	25
2.2.3.7	Cercon smart ceramics (Degudent Hanau) . . . . .	26
2.3	Passgenauigkeit von Zahnersatz . . . . .	29
2.3.1	Verfahren zur Passgenauigkeitsuntersuchung . . . . .	31
2.3.2	Einfluss der Zementierung auf die Passgenauigkeit . . . . .	34
<b>3</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>37</b>
3.1	Präparation der Frascozähne . . . . .	39

3.2	Abformung und Herstellung der Stumpfmodelle . . . . .	40
3.3	Anfertigung der Kronengerüste aus Zirkonoxid . . . . .	41
3.4	Zementierung der Kronengerüste mit Ketac-Cem . . . . .	44
3.5	Herstellung der Schnittproben . . . . .	45
3.6	Lichtmikroskopische Randspaltnessung . . . . .	47
3.7	Statistische Auswertung am Computer . . . . .	50
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>51</b>
4.1	Vergleich: Typen . . . . .	51
4.1.1	Messdaten vom Typ I . . . . .	51
4.1.2	Messdaten vom Typ II . . . . .	53
4.1.3	Messdaten vom Typ III . . . . .	55
4.1.4	Messdaten vom Typ IV . . . . .	57
4.2	Vergleich: aufgepasst/nicht aufgepasst . . . . .	59
4.2.1	Stümpfe mit dem Präparationswinkel $\alpha/2 = 2^\circ$ . . . . .	59
4.2.2	Stümpfe mit dem Präparationswinkel $\alpha/2 = 4^\circ$ . . . . .	62
4.3	Vergleich: Präparationswinkel . . . . .	65
4.4	Vergleich: Schnitttrichtung . . . . .	67
4.4.1	Stümpfe mit dem Präparationswinkel $\alpha/2 = 2^\circ$ . . . . .	67
4.4.2	Stümpfe mit dem Präparationswinkel $\alpha/2 = 4^\circ$ . . . . .	68
4.4.3	Stümpfe mit dem Präparationswinkel $\alpha/2 = 6^\circ$ . . . . .	70
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>73</b>
5.1	Material und Methode . . . . .	73
5.2	Ergebnisse . . . . .	78
5.2.1	Vergleichende Analyse der marginalen Randspalten . . . . .	78

INHALTSVERZEICHNIS	III
5.2.2 Vergleichende Analyse der inneren Passgenauigkeiten . . .	82
5.3 Vergleich mit einer früheren Untersuchung . . . . .	84
<b>6 Zusammenfassung</b>	<b>87</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>89</b>
<b>Materialliste</b>	<b>108</b>
<b>Danksagung</b>	<b>109</b>
<b>Lebenslauf</b>	<b>110</b>



# 1 Einleitung

Aufgrund steigender Ansprüche der Patienten hinsichtlich Ästhetik und Biokompatibilität der verwendeten Werkstoffe erlangt vollkeramischer Zahnersatz zunehmende Bedeutung. Ihren Anfang nahmen die vollkeramischen Systeme zu Beginn des 19. Jahrhunderts in Form der Porzellanmantelkrone [22, 48]. Mangelnde Bruchfestigkeit und ungenügende dentale Technologien bei der Verarbeitung von Keramikmassen machten Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der vollkeramischen Systeme notwendig. Mit der Einführung der CAD/CAM-Technik erlangten dentale Hochleistungskeramiken, wie zum Beispiel Aluminium- und Zirkonoxidkeramiken, aufgrund ihrer guten mechanischen Eigenschaften in der zahnärztlichen Prothetik große Bedeutung. Insbesondere Zirkonoxid birgt ein enormes Potential als Gerüstwerkstoff für festsitzenden Zahnersatz [65]. Um die Qualität einer vollkeramischen Restauration bewerten zu können, ist es nötig, neben der Stabilität auch die innere Passgenauigkeit und den erzielbaren Randschluß zu untersuchen [1, 9, 38, 62, 127]. Die Folgen eines ungenügenden Passgenauigkeits- und Randschlussverhaltens einer Restauration können parodontale Schädigungen und Sekundärkaries sein. Der anzustrebende marginale Randspalt einer Krone sollte daher zwischen 50 und 100  $\mu\text{m}$  liegen [20, 55, 71, 118].

Zielsetzung der vorliegenden Arbeit war es, die innere Passgenauigkeit und den marginalen Randspalt von CAD/CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel zu untersuchen. Als Vertreter der CAD/CAM-Technik wurde das Cercon-System der Firma Degudent verwendet. Es sollte gezeigt werden, welchen Einfluss der Präparationswinkel auf die innere Passung und den marginalen Randschluss hat und ob ein nachträgliches Aufpassen der Kronengerüste durch den Zahntechniker notwendig ist.



## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Vollkeramik in der restaurativen Zahnheilkunde

Bereits Ende des 19. Jahrhunderts wurde damit begonnen, vollkeramische Kronen anzufertigen. Mit der „Jacket-Krone“ erfand *Charles Henry Land* im Jahre 1903 die erste ästhetisch akzeptable vollkeramische Krone [39, 60, 92, 119, 134]. Da die Jacket-Kronen eine hohe Frakturanfälligkeit aufwiesen, begann man Anfang des 20. Jahrhunderts mit der Entwicklung metallkeramischer Systeme, die wegen ihrer Langlebigkeit bis heute einen hohen Stellenwert in der restaurativen Zahnheilkunde einnehmen [34, 72, 119].

In Bezug auf Ästhetik und Biokompatibilität ist die Metallkeramik gegenüber vollkeramischen Systemen als nachteilig zu betrachten. Die fehlende Transluzenz des Metallgerüsts und dunkle Kronenränder ermöglichen keine optimale Nachahmung der natürlichen Zähne. Aufgrund der gestiegenen ästhetischen Ansprüche vieler Patienten erfand *Mc Lean* im Jahre 1965 ein vollkeramisches Verbundsystem. Er nutzte dazu einen keramischen Gerüstwerkstoff hoher Festigkeit und einen keramischen Verblendwerkstoff mit geringerer Festigkeit, aber ästhetisch besseren Eigenschaften. Als Gerüstmaterial diente Aluminiumoxid-verstärkte Glaskeramik, die hinsichtlich Stabilität und Biegefestigkeit entscheidende Materialverbesserungen erreichte [119]. Dieses Prinzip ermöglichte die Etablierung vollkeramischer Restaurationen in der restaurativen Zahnheilkunde.

### 2.1.1 Vollkeramische Systeme

Der Anspruch nach ästhetisch hochwertigen Restaurationen und die Bedenken bezüglich der Biokompatibilität von Metallversorgungen lenkten das Interesse immer mehr auf dentale Vollkeramiksysteme. Die keramischen Innovationen orientierten sich dabei am Vorbild der bewährten, aber ästhetisch oft unbefriedigenden Metallkeramikkrone [50]. Dies führte zur Entwicklung hochfester Glas- und Oxidkeramiken, wie zum Beispiel Zirkonoxidkeramik. Trotz vieler Vorzüge, wie geringe Plaqueadhäsion an den Keramikoberflächen oder Schonung der Zahnhartsubstanz und des Parodonts, gehören vollkeramische Restaurationen heute noch nicht zur Standard-Therapielösung [94]. Die Nachteile der Vollkeramik wie zum Beispiel die aufwändige Verarbeitung und die hohe Anfälligkeit gegen Zug- und Biegekräfte beschränken die Anwendung vollkeramischer Systeme in der restaurativen Zahnheilkunde. Entwicklungen im Bereich dentalkeramischer Werkstoffe brachten die heute verfügbaren Hochleistungskeramiken auf Aluminium- und Zirkonoxidbasis hervor. Die Dauerfestigkeit und Zuverlässigkeit vollkeramischer Restaurationen konnte somit erhöht werden. Da keramische Werkstoffe je nach Struktur und chemischem Aufbau mit verschiedenen mechanisch-physikalischen Eigenschaften entwickelt werden können, müssen sie untereinander differenziert werden. Die Abbildung 2.1 gibt einen Überblick, wie vollkeramische Systeme nach ihrer chemischen bzw. werkstoffkundlichen Zusammensetzung unterschieden werden. In Abbildung 2.2 werden die Keramiken nach der Art des Befestigungsmodus eingeteilt. Die verschiedenen Verfahren zur Herstellung von keramischen Werkstoffen werden in Abbildung 2.3 dargestellt [50, 89, 93].

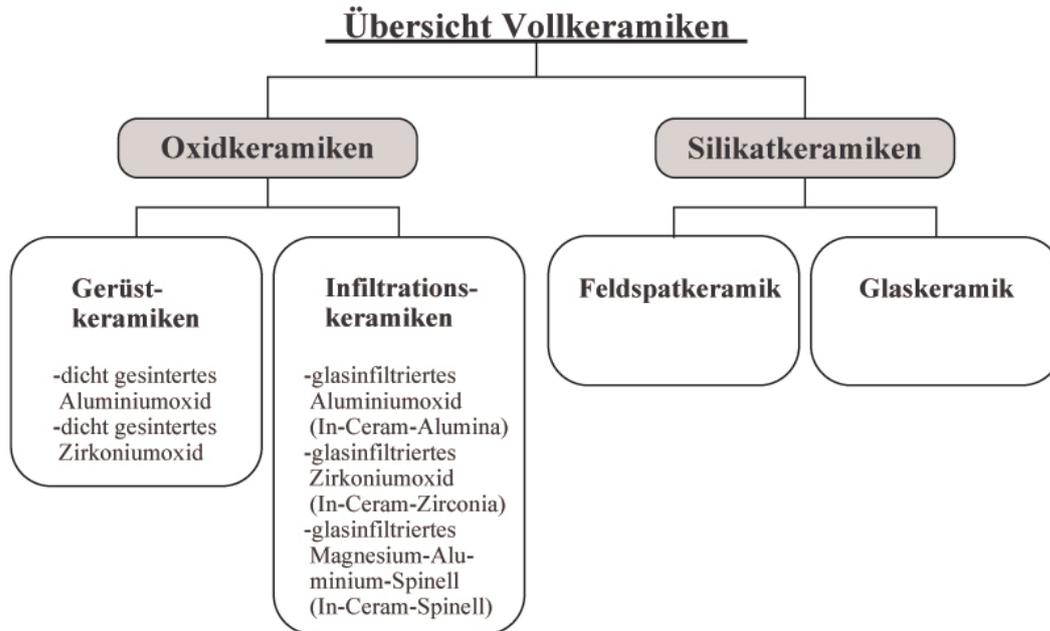


Abbildung 2.1: Einteilung nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung

Einteilung nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung (siehe Abbildung 2.1):

Hinsichtlich der werkstoffkundlichen Zusammensetzung von Keramiken werden zwei Hauptgruppen unterschieden, die Silikatkeramik und die Oxidkeramik. Die Silikatkeramik, zu der die Feldspatkeramik und die Glaskeramik zählen, stellt die älteste Form der Dentalkeramiken dar. Sie besteht aus natürlich vorkommenden Mineralien, wie Feldspat, Quarz und Kaolin. Sie weist neben kristallinen meist einen hohen Anteil an nichtkristallinen Glasanteilen auf. Diese Glasphasen begrenzen einerseits die Festigkeit, erhöhen aber andererseits die ästhetischen Eigenschaften. Deshalb dienen Silikatkeramiken hauptsächlich als Verblendwerkstoffe. Als Oxidkeramik bezeichnet man einfache Metalloxide, zum Beispiel Zir-

konoxid, Aluminiumoxid und Titanoxid sowie komplexe Oxide, wie Spinelle. Da sie keine oder kaum Glasanteile aufweisen, besitzen sie hohe Risszähigkeits- und Festigkeitswerte. Gleichzeitig verringert sich aber dadurch ihre Transparenz [101, 114]. Sie sind sehr temperatur- und verschleißbeständig. In der Zahnheilkunde werden Oxidkeramiken entweder als hochbelastbare Gerüstwerkstoffe im dicht gesintertem Zustand oder als Infiltrationskeramiken verwendet [17, 32, 90]. Bei den Infiltrationskeramiken unterscheidet man glasinfiltriertes Aluminiumoxid (In-Ceram<sup>®</sup> -Alumina), glasinfiltriertes Zirkoniumoxid (In-Ceram<sup>®</sup> -Zirconia) und glasinfiltriertes Magnesium- Aluminium -Spinell (In-Ceram<sup>®</sup> -Spinell)[94].

<b>Materialspezifische Indikationen und Befestigungsmodus</b>	
Festigkeit bis 200 MPa: Silikat-/ Glaskeramiken  <u><b>Adhäsive Befestigung</b></u>  Für Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers geeignet.	Festigkeit über 200 MPa: Oxidkeramiken  <u><b>Konventionelle Befestigung</b></u>  Für Kronen, Brücken geeignet.

Abbildung 2.2: Einteilung nach dem Befestigungsmodus

Einteilung nach dem Befestigungsmodus (siehe Abbildung 2.2):

Die Befestigung vollkeramischer Restaurationen kann konventionell oder adhäsiv vorgenommen werden. Das Prinzip der konventionellen Befestigung von Restau-

rationen mittels Glasionomer- oder Zinkoxidphosphatzementen beruht auf der Erhöhung der Reibung zwischen präpariertem Zahn und Restauration. Da der Verbund nur mechanisch-retentiv stattfindet, ist die Belastbarkeit und die Dauerfestigkeit abhängig von der Eigenfestigkeit der Versorgung. Bei Keramiken mit Biegefestigkeiten von mehr als 200 MPa und Risszähigkeiten über  $2 \text{ MPa} \cdot \sqrt{m}$  ist eine konventionelle Zementierung möglich [48, 89]. Je höher die Festigkeit der verwendeten Keramik ist, desto geringer ist das Risiko eines Bruchversagens. Hochfeste Oxidkeramiken (z.B. Aluminiumoxid/Zirkonoxid) können daher konventionell zementiert werden, während Silikatkeramiken, die geringere Festigkeitswerte aufweisen, adhäsiv befestigt werden sollten. Neben den erwähnten physikalischen Eigenschaften der Keramik spielt auch die Geometrie der Stumpfform für den dauerhaften Halt einer Restauration eine entscheidende Rolle. Eine materialspezifische Präparation mit geeigneter Widerstands- und Retentionsform ist angezeigt. Als optimale Widerstandsform für die Vollkeramikpräparation wird eine ausgeprägte Hohlkehle oder eine zirkuläre Stufe mit abgerundetem inneren Kantenwinkel empfohlen [10]. Desweiteren sollten ausreichende Wandstärken von mindestens 0,6 mm und Okklusaldicken von 1,5 bis 2 mm angestrebt werden [89]. Es ist darauf zu achten, scharfe Ecken und Kanten zu vermeiden, da sie Spannungsüberhöhungen in der Keramikrestauration verursachen. Diese könnten zu einem frühzeitigen Versagen der Versorgung durch Risse oder Sprünge in der Keramik führen [11, 27, 83, 85, 88, 119, 121].

Eine Stumpfhöhe von mindestens 4 mm und ein Präparationswinkel  $\alpha/2$  von  $4^\circ$  bis  $6^\circ$  stellen die optimale Retentionsform dar. Da die Präparation einer Vollkeramikkrone generell einen höheren Abtrag an Zahnhartsubstanz erfordert als beispielsweise die einer Vollgusskrone, ist prinzipiell darauf zu achten, die Vitali-

tät des präparierten Zahnes nicht zu gefährden [26, 88].

Die adhäsive Befestigung ist durch einen dauerhaften und kraftschlüssigen Verbund der Restauration an der Zahnhartsubstanz gekennzeichnet. Dadurch entsteht eine erhebliche Erhöhung der Belastbarkeit und Stabilität. Grundlage der adhäsiven Befestigung ist die Adhäsivtechnik. Sie umfasst die Säure- Ätztechnik am Zahnschmelz, die Konditionierung der keramischen Fügefläche mittels Ätzung und Silanisierung und die Verwendung eines Komposits als Befestigungsmedium [15, 125, 131, 137]. Bei der Präparation ist zu beachten, dass genügend ätzbare Schmelzanteile zur Verfügung stehen. Es sollte eine möglichst defektbezogene Präparation mit gerundeten Kanten erfolgen. Falls erforderlich können adhäsive Kompositaufbauten zur Gewährleistung gleichmäßiger Schichtstärken für die Keramik verwendet werden. Die adhäsive Befestigung muss mit Hilfe eines Kofferdams zur absoluten Trockenlegung erfolgen [106]. Der klinische Zeitaufwand der adhäsiven Befestigung wird durch die verarbeitungsinduzierten Anforderungen erheblich gesteigert. Keramiken mit geringen Biegefestigkeiten unter 200 MPa, wie zum Beispiel Glaskeramiken, werden adhäsiv befestigt [51]. Eine Möglichkeit, die aufwendige adhäsive Befestigung zu umgehen, ist die Verwendung hochfester Oxidkeramiken (z.B. Zirkonoxid) als Kernmaterial, die mit Glaskeramiken verblendet werden. Dadurch werden optimale ästhetische Resultate erzielt, und das Kernmaterial kann dabei konventionell zementiert werden. Diese Methode wurde auch in der vorliegenden Arbeit verwendet.

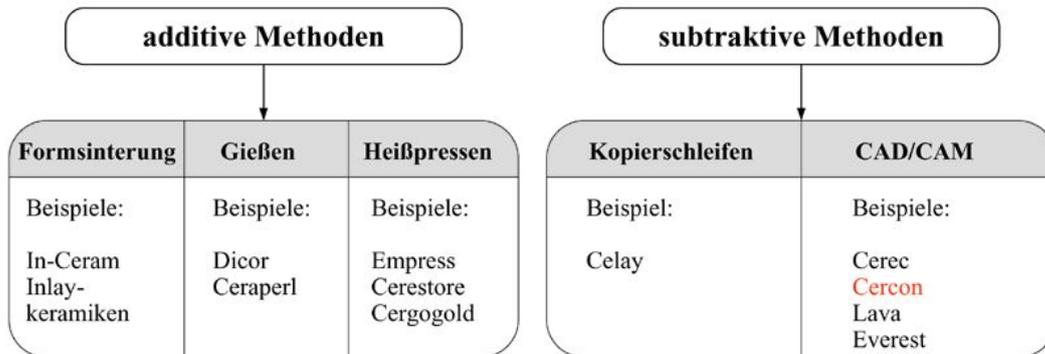


Abbildung 2.3: Einteilung nach dem Herstellungsverfahren

Einteilung nach dem Herstellungsverfahren (siehe Abbildung 2.3):

Die Herstellung keramischer Gerüstwerkstoffe kann auf verschiedene Arten erfolgen. Zum einen stehen additive Methoden zur Verfügung, wie die Formsinterung und das Guss- und Pressverfahren, bei dem Keramikrohlinge im „lost-wax“-Verfahren aus einer aufgewachsenen Gerüstform hergestellt werden. Der bekannteste Vertreter gießbarer Glaskeramik ist „Dicor“ (Dentsply). Der wesentliche Vorteil des Gussverfahrens ist der Wegfall der Sinterschrumpfung und somit eine Erleichterung hinsichtlich der Gestaltung von Okklusalfächen und approximalen Kontakten [22]. Ein Beispiel für die Presstechnik stellt das Empress-System (Ivoclar-Vivadent) dar.

Zum anderen finden subtraktive Methoden Anwendung, zu denen das Kopierfrässystem Celay und die CAD/CAM -Systeme gehören. Bei der CAD/CAM -Technik werden Keramikgerüste aus industriell vorgefertigten Rohlingen computergesteuert herausgefräst, wobei diese entweder durchgesintert oder in einem vorgesintertem Zustand zur Verfügung stehen. In der vorliegenden Arbeit wurden

Zirkonoxid-Rohlinge in vorgesinterter Form verwendet. Der Vorteil der Vorsinterung der Rohlinge besteht darin, dass die geringe Härte des Gerüstwerkstoffes eine schnelle und materialschonende Verarbeitung ermöglicht. Dadurch kann der Verschleiß an Fräsern gesenkt werden. Die anschließende Sinterschrumpfung von ca. 20 - 30 % wird im Voraus berechnet. Ein weiterer Vorteil der subtraktiven Technik besteht darin, dass die industriellen Rohlinge nahezu konstante und optimale mechanische Eigenschaften besitzen. Zudem können neue Werkstoffe zum Einsatz kommen, die mit konventionellen zahntechnischen Verfahren nicht adäquat verarbeitet werden könnten [56]. Ein solcher Werkstoff ist Zirkonoxid, das aufgrund der Härte ohne modernste Frästechnik nicht oder nur schwer bearbeitbar wäre. Als Beispiel für ein CAD/CAM-System soll das Cercon-System von Degudent genannt werden, das im Kapitel 2.2.3 näher beschrieben wird.

### **2.1.2 Zirkonoxidkeramik**

Innovative Hochleistungskeramiken, wie Zirkonoxid, konnten den Indikationsbereich für vollkeramische Restaurationen in den letzten Jahren erheblich erweitern. Sie sind bezüglich Festigkeit und Verwendungsgebiet zur Zeit das Mittel der Wahl, wenn es um stark belastbare metallfreie dentale Versorgungen, vor allem im Molarengebiet geht. Besonders im Bereich der CAD/CAM-Technologie wird Zirkonoxidkeramik bei der Fertigung industrieller Rohlinge verwendet [36, 65]. In der Zahnheilkunde wird Zirkonoxid bisher sowohl für konfektionierte Teile, wie Brackets, Wurzelstifte und Implantataufbauten als auch für individuelle Teile, wie Inlays, Kronen- und Brückengerüste genutzt. Aufgrund der Biokompatibilität und Radioopazität wird Zirkonoxid auch vermehrt als Implantatwerkstoff verwendet [4, 84]. Da Zirkonoxidkeramik hervorragende mechanische Eigenschaften besitzt,

wird sie in der Literatur auch als „keramischer Stahl“ bezeichnet und immer mehr als Ersatzwerkstoff für Metalle in der restaurativen Zahnheilkunde gesehen [29, 61]. Zirkonoxid besitzt neben einem hohen Elastizitätsmodul die höchste Bruchzähigkeit aller Dentalkeramiken [47, 112]. Die mechanischen Eigenschaften sind sogar manchen Metallen überlegen [5, 79]. Für ästhetisch anspruchsvolle Restaurationen im Frontzahnbereich sind ihre hervorragenden optischen Eigenschaften hinsichtlich Lichttransmission und zahnähnlicher Farbe von Vorteil [120, 139]. Zirkonoxidkeramik zeichnet sich zudem durch eine hervorragende Biokompatibilität aus und ist auch für Patienten mit einem hohen Allergisierungspotential geeignet. Desweiteren ist die geringe Wärmeleitfähigkeit von Zirkonoxid im Gegensatz zu metallischen Werkstoffen als günstig zu betrachten.

Werkstoffkundlich zählt Zirkonoxid zur Familie der Hartkernkeramiken, die als Gerüstwerkstoffe dienen und mit anderen Keramiken verblendet werden. Diese sind an den Wärmeausdehnungskoeffizienten der Zirkonoxidkeramik angepasst. Hartkernkeramiken übernehmen somit das Funktionsprinzip der Metallkeramik. Eine mechanisch belastbare Keramik wird als Gerüst und eine mechanisch weniger belastbare Keramik als Verblendwerkstoff verwendet.

<b>Zirkonoxid</b>	
<b>Härte [HV]</b>	<b>1200</b>
<b>Biegefestigkeit [MPa]</b>	<b>900-1200</b>
<b>Elastizitätsmodul [GPa]</b>	<b>210</b>
<b>Bruchzähigkeit [<math>K_{Ic}</math>]</b>	<b>9-10</b>

Abbildung 2.4: Mechanische Eigenschaften von dichtgesintertem Zirkonoxid

Zirkonoxid wie auch Aluminiumoxid zählen zur Gruppe der Oxidkeramiken. Sie weisen aufgrund der synthetischen Herstellung neben einem hohen Reinheitsgrad gute mechanische Eigenschaften durch ihr glasphasearmes bzw. glasphasefreies feinkörniges Gefüge auf. Da die Glasphase in Keramiken durch den Einfluss von Feuchtigkeit, wie zum Beispiel Speichel, sehr anfällig für Risswachstum und Spannungsrissskorrosion ist, bevorzugt man im Hinblick auf die größere Festigkeit eine glasphasefreie Zirkoniumdioxidkeramik [33].

Zirkoniumdioxid ist eine chemische Verbindung des seltenen Metalls Zirconium mit Sauerstoff. Die chemische Formel lautet  $ZrO_2$ . Zirconium kommt in vulkanischen Gesteinen, wie zum Beispiel Graniten vor. Damit Zirconium technisch verarbeitbar wird, muss es mit Metalloxiden, zum Beispiel Ceroxid oder Yttrium, zur Stabilisierung der tetragonalen Phase behandelt werden. Durch die Zugabe von Yttriumoxid entsteht eine teilstabilisierte Keramik aus sehr kleinen Kristalliten, deren Kristallgitter der tetragonalen Phase bei Raumtemperatur stabil ist. In diesem Zusammenhang wird die Abkürzung Y-TZP gebraucht [69]. Sie steht für „Yttrium-stabilised Tetragonal Zirconia Polycrystals“. Da es im Vergleich zu anderen stabilisierenden Oxiden das feinkörnigste, dichteste und mechanisch belastbarste Gefüge darstellt, wird es bevorzugt in der Zahnmedizin verwendet.

Die hohe Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit werden durch einen speziellen Verstärkungsmechanismus der teilstabilisierten Zirkoniumdioxidkeramik, die Transformationsverfestigung oder martensitische Umwandlung ermöglicht [62, 70].

Grundlage dieses Mechanismus ist eine Phasenumwandlung beim Auftreten einer äußeren Spannung, zum Beispiel im Bereich eines sich ausdehnenden Risses. Dabei wandeln sich an der Risspitze Kristallite von der tetragonalen in die monokline Modifikation um. Dadurch tritt eine Volumenzunahme von drei bis

fünf Prozent ein. Die resultierende Druckspannung erschwert eine weitere Rissausbreitung. Diese Behinderung der Rissfortsetzung führt zu einer Zunahme der Festigkeit und ermöglicht die hohe Biegefestigkeit, Härte und Risszähigkeit der Zirkonoxidkeramik.

Das sogenannte HIP-Zirkonoxid entsteht durch eine Nachbearbeitung von Zirkonoxidkeramik bei hohem Druck und hoher Temperatur (Hot Isostatic Press = hippen). Dadurch gelingt es, die Restporositäten innerhalb der Keramik zu reduzieren und die mechanischen Eigenschaften weiter zu verbessern. Allerdings kann es nur im dichtgesinterten Zustand bearbeitet werden.

### 2.1.3 Verarbeitung von Zirkonoxidkeramik

Es gibt grundsätzlich drei Methoden der Zirkonoxidverarbeitung, die Grünkörperbearbeitung, die Weißkörperbearbeitung und die Hartbearbeitung [91].

Die Grünkörperbearbeitung erfolgt im Anschluss an die primäre Verdichtung des Ausgangspulvers. Sie kann aufgrund der geringen Eigenfestigkeit der Zirkonoxidrohlinge mit spanabhebenden Fräsern leicht durchgeführt werden. Da die Grünkörper eine hohe Instabilität aufweisen, besteht beim Fräsvorgang eine hohe Frakturgefahr, weshalb meist eine Vorsinterung bei der Bearbeitung der Keramik bevorzugt wird.

Bei der Weißkörperbearbeitung wird vorgesintertes Zirkonoxid verwendet. Das Material hat eine gewisse Restporosität, wodurch es nach der Fräsung noch leicht nachbearbeitet werden kann. Die endgültige Festigkeit erreicht das Zirkonoxid nach dem Sinterbrand, bei dem es eine isotrope Schwindung in allen Raumrichtungen erfährt. Voraussetzung dabei sind homogene Rohlinge. Bei einigen Systemen wird ein Barcode auf die Zirkonoxidblöcke aufgedruckt, der die spezifischen

Materialparameter für die exakte Berechnung der Sinterschrumpfung enthält. Die vorgesinterte Zirkonoxidkeramik kann mit Hartmetallfräsern ohne Kühlung bearbeitet werden.

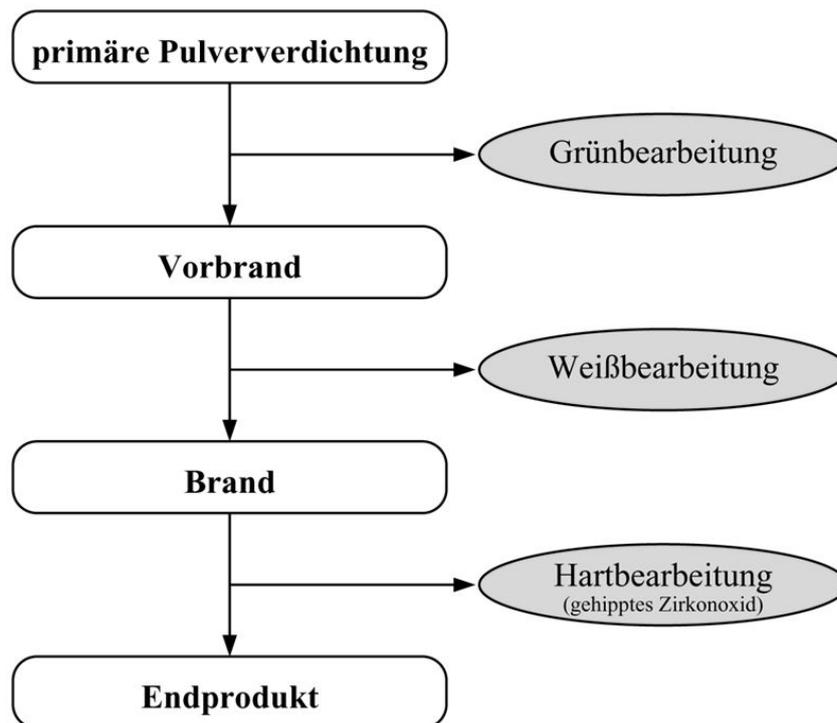


Abbildung 2.5: Methoden der Verarbeitung von Zirkonoxidkeramik

Durchgesinterte Zirkonoxidkeramik entsteht durch den hohen isostatischen Druck (ca. 1000 bar), der beim Sinterbrand auf das Keramikpulver ausgeübt wird. Dadurch können hervorragende Gefügequalitäten mit annähernder Poren- und Defektfreiheit sowie Biegefestigkeitswerte von bis zu 1200 MPa erreicht werden. Zur Hartbearbeitung dieser dichtgesinterten Zirkonoxidkeramik sind hochwertig-

ge Fräsmaschinen mit Diamantwerkzeugen und Wasserkühlung erforderlich. Die Fräsdauer ist aufgrund der hohen Festigkeit des Materials erhöht.

## 2.2 Dentale CAD/CAM- Verfahren

### 2.2.1 Historische Entwicklung der CAD/CAM-Systeme

Aktuelle Hochleistungskeramiken wie Aluminium- und Zirkonoxidkeramiken waren mit den klassischen Techniken und Einrichtungen eines Dentallabors nur unzureichend zu verarbeiten, da der Zahntechniker eine qualitativ hochwertige Keramik mit einer homogenen Gefügestruktur nicht garantieren konnte. Aus diesem Grund forderte die Bearbeitung von Hochleistungskeramik den industriellen Einsatz von CAD/CAM-Systemen. Bereits vor über 35 Jahren begann die Forschung zur Herstellung von Zahnersatz mit vollautomatischen Systemen [21, 80]. Man fasste sie unter dem Begriff „CAD/CAM“ zusammen. Die Abkürzung „CAD“ („Computer-aided design“) bedeutet computerunterstützte Konstruktion. Der Begriff „CAM“ („Computer-aided manufacturing“) beinhaltet die computerunterstützte Fertigung. Die CAD/CAM-Technologie nutzt industriell vorgefertigte homogene Rohlinge mit hohem Reinheitsgrad, die als Blöcke subtraktiv bearbeitet werden. Durch die automatisierte industrielle Fertigung lässt sich eine gleichmäßige kontrollierte Gefügequalität erzielen. Daraus resultieren bessere mechanische Eigenschaften und höhere Biokompatibilitäten als bei den herkömmlichen zahn-technischen Verfahren. Als erster Entwickler der CAD/CAM-Technologie wird in der Literatur *Francois Duret* beschrieben [21, 80]. Auch andere Forscher, wie zum Beispiel *Rodder* und *Heitlinger* beschäftigten sich mit der computerunterstütz-

ten Herstellung. *Mörmann* und *Brandestini* entwickelten seit dem Jahre 1980 das Cerec-System, das neben dem DCS-System das älteste CAD/CAM-Verfahren ist. In den letzten Jahren haben sich die Innovationen in der dentalen CAD/CAM-Technologie enorm beschleunigt. Dies ermöglichte die Entwicklung neuer Werkstoffe, insbesondere hochfester Keramiken (z.B. Zirkonoxid), die nur mit Hilfe von Fräsmaschinen bearbeitet werden können. Desweiteren konnten die Konstruktions- und Fertigungsprozesse durch Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der Computertechnik um ein Vielfaches beschleunigt werden, wodurch auch die Wirtschaftlichkeit und Rentabilität der Systeme stieg.

Die CAD/CAM-Technologie ist somit ein fester Bestandteil bei der Herstellung dentaler Restaurationen geworden. Sie beinhaltet ein großes Potential für kostengünstigen, biokompatiblen, ästhetisch und funktionell hochwertigen Zahnersatz aus innovativen Werkstoffen [108].

### 2.2.2 Funktionsweise von CAD/CAM-Systemen

Grundsätzlich werden bei der Fertigung dentaler Restaurationen mit Hilfe von CAD/CAM-Systemen drei Arbeitsschritte durchlaufen:

1. **Digitale Präparationserfassung** (Digitalisierung)
2. **Konstruktion der Restauration** (CAD)
3. **Herstellung der Restauration** (CAM)

Bei der Digitalisierung wird von physischen Objekten die geometrische Struktur erfasst und in ein rechnerinternes Datenmodell übertragen. Zur Herstellung eines Kronengerüsts wird die Oberfläche einschließlich der Präparationsgrenze des Stumpfes vollständig erfasst. Gegebenenfalls können auch die Daten der Antagonisten und der Nachbarzähne miteinbezogen werden (Cicero-System, Digident-System, Everest-System, Etkon-System, Cercon-System)[104, 111].

Generell unterscheidet man zwischen extra- und intraoraler Digitalisierung. Bei der indirekten extraoralen Datenerfassung wird mit Hilfe einer Abformung ein Gipsmodell der Präparation hergestellt und digitalisiert [116]. Diese Methode verwenden sogenannte Labside-Systeme.

Die intraorale Datenerfassung erfolgt direkt in der Mundhöhle des Patienten. Bei diesen Chairside-Systemen kann die Restauration sofort hergestellt werden, da keine konventionelle Abformung nötig ist [74]. Das geringe Platzangebot sowie die hohe Feuchtigkeit im Mundmilieu und Patienten- bzw. Behandlerbewegungen erschweren und begrenzen jedoch häufig die Genauigkeit dieser Digitalisierungsmethode.

Eine weitere Unterscheidung betrifft die Art der Digitalisierung. Es gibt ein tak-

tiles und ein berührungsfrei-optisches Verfahren. Die taktile bzw. mechanische Digitalisierung verwendet einen Taster, um die Form des Objektes zu erfassen. Dabei ist neben der richtigen Größe und Form des Tasters der Anpressdruck entscheidend für die exakte Vermessung. Optische Digitalisierungsverfahren basieren dagegen auf einer Projektor- und einer Detektoreinheit, die in einem bekannten Winkel zueinander angeordnet sind. Zur optischen Vermessung, die im Vergleich zum taktilen Verfahren auch intraoral zur Anwendung kommt, wird punktweise, linienhaft oder flächenhaft strukturiertes Weißlicht oder Laserpunkte bzw. Laserlinien auf das Objekt projiziert. Spezielle Detektoren (lichtempfindliche Sensoren) erfassen die Daten. Das Ergebnis besteht in einer Punktwolke, die in ein CAD-Modell weiterverarbeitet wird. Da die optischen Digitalisierungsverfahren wesentlich schneller arbeiten, werden sie mittlerweile bevorzugt eingesetzt [68, 75, 86]. Auch schwer zugängliche Stellen können mit ihnen erreicht werden. Die Genauigkeit der Datenerfassung hängt jedoch stark von der Streuung und Reflektivität der zu vermessenden Oberfläche ab. Die transparente Zahnoberfläche muss daher im Gegensatz zum Gipsmodell vor der Digitalisierung absolut trockengelegt und mit Puder mattiert werden [74].

Die Methodik der Datenerfassung bestimmt entscheidend den Anwendungsbereich des jeweiligen CAD/CAM-Systems. Die intraorale Digitalisierung ermöglicht den Verzicht auf die konventionelle Abformung, ist aber auf Einzelzahnversorgungen beschränkt, die eine intraorale Datenerfassung (Lage der Präparationsgrenze, Trockenlegung) ermöglichen (Cerec 3-System). Andere CAD/CAM-Systeme favorisieren die Fertigung von Zahnersatz nach konventioneller Abformung und Modellherstellung mit extraoralen Digitalisierungsverfahren (Cerec in-Lab, Digident, Cicero, Everest, Lava, Cercon smart ceramics).

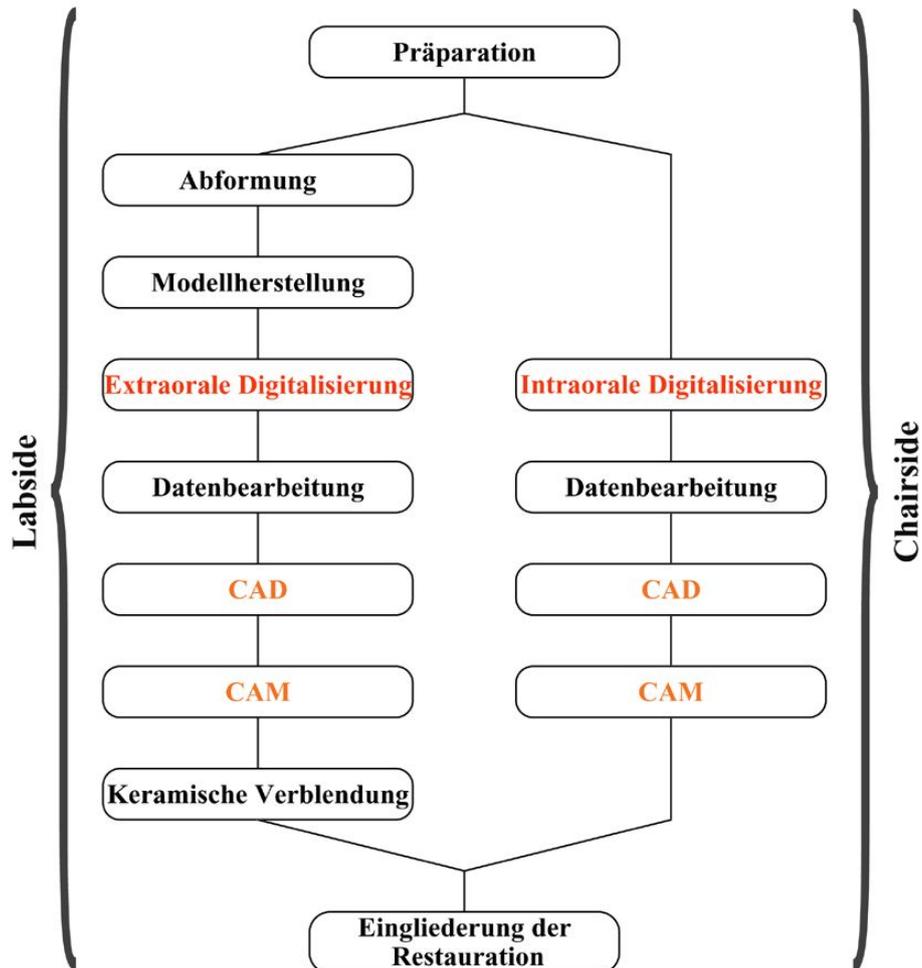


Abbildung 2.6: Funktionsweise von CAD/CAM- Systemen

Mit Hilfe der gewonnenen Daten kann nun die Restauration am Bildschirm entworfen werden (CAD). Die erforderliche Qualität wird durch eine Nachbearbeitung mittels Filter erreicht, die in der Computersoftware integriert sind. Überflüssige Daten, wie zum Beispiel digital erfasste Bereiche unterhalb der Präparationsgrenze werden automatisch oder manuell entfernt.

Zuletzt werden die CAD-Daten an die Fräs- und Schleifeinheit übertragen.

Dabei muss die CAD-Restauration in sogenannte Fräsbahnen oder CNC-Bahnen (= Computer Numeric Control) umgesetzt werden. Aus einem industriell vorgefertigten Rohling (Metall, Keramik, Komposit oder Kunststoff) wird die Restauration anschließend herausgefräst (CAM).

Da die Rohmaterialien unter konstanten und reproduzierbaren Bedingungen hergestellt wurden, sind sie hinsichtlich Reinheit und Homogenität von höchster Qualität. Die bei konventioneller Herstellung auftretenden Störgrößen wie Materialinhomogenitäten oder Gussfehler können somit ausgeschlossen werden [73, 102]. Auf diese Weise kann das gesamte Potential eines Werkstoffes genutzt werden. Nach abgeschlossenem CAM-Prozess ist eine eventuelle Nachbearbeitung durch den Zahntechniker nötig. Zusätzlich kann die Restauration keramisch verblendet werden.

### 2.2.3 Aktuelle CAD/CAM-Systeme

Das vorliegende Kapitel soll einen Überblick über die aktuellen CAD/CAM-Systeme zur Fertigung vollkeramischen Zahnersatzes geben.

#### 2.2.3.1 Zirkonzahn Frässystem (Steger I)

Das Zirkonzahn Frässystem zählt zur Kategorie der analogen Verfahren. Die Restaurationen werden nicht am Bildschirm entworfen, sondern in einer Prorestauration hergestellt. Das System verwendet eine Kopierfräse zur Fertigung von Gerüsten aus Yttrium-stabilisierten Zirkoniumdioxid-Rohlingen im Weisskörperzustand, die der Zahntechniker selbst führen muss.

Das System arbeitet mit einer Kunststoffmodellation der Restauration als Grundlage für die „Ablesung“ zum Zweck einer vergrößerten Kopierfräsung. Mit diesem System ist es möglich, sowohl alle Arten von Präparationstypen zu bearbeiten, als auch Brückengerüste mit divergierenden Pfeilerstümpfen in fünf Achsen zu fräsen. Für das Zirkonzahn Frässystem ist es nötig, ein in Lichtkunststoff erstelltes Gerüst zur Kopierfräsung zu verwenden. Dazu wird ein fließfähiger Kunststoff aus einer Spritze auf den Stumpf aufgetragen und schrittweise polymerisiert, wobei der marginale Randbereich zunächst ausgespart wird. Dieser wird am Ende mit Hilfe einer Lupe und einer dünnen Kanüle fertiggestellt. Nach der Endpolymerisation wird das Käppchen mit Hartmetallbohrern so beschliffen, dass es eine gleichmäßige Dicke von ca. 0,5 mm erreicht, die allerdings dem Auge des Zahntechnikers überlassen wird. Bei der Herstellung von Brücken wird das Zwischenglied aus lichthärtendem Löffelmaterial aufgebaut. Im Artikulator können die Kontakte vor der definitiven Fräsung überprüft werden.

Mit diesem System ist es möglich, die Kunststoffgerüste am Patienten vor der endgültigen Herstellung einzuprobieren. Der anschließende Fertigungsprozess dauert für die Herstellung eines Kronengerüsts ca. 10 Minuten. Zur Anwendung kommen Rohlinge aus vorgesintertem Yttrium-stabilisiertem Zirkoniumdioxid. Das um ca. 25 % größer gefräste Käppchen kann vor der Sinterung mit 16 verschiedenen Flüssigkeiten eingefärbt werden. Danach wird das Gerüst im Sinterofen bei ca. 1500°C auf Originalmaß geschrumpft. Anschließend wird es mit einer Verblendkeramik für Zirkonoxidgerüste verblendet.

Da das Zirkonzahn Frässystem über kein CAD-Modul verfügt, kann es alle Restaurationen herstellen, die modelliert werden können. Dies sind neben Kronen- und Brückengerüsten (bis zu 14 Elemente), auch Inlays, Inlaybrücken und Abutments [99]. Eine Qualitätskontrolle für die Mindestschichtstärken der Gerüste wie bei CAD/CAM-Systemen ist jedoch nicht möglich.

### **2.2.3.2 Cerec InLab System (Sirona Bensheim)**

Das Cerec-System der Firma Sirona (Bensheim) wurde Anfang der achtziger Jahre von *Mörmann* und *Brandestini* entwickelt [7, 14, 56]. Die typischen Anwendungsbereiche sind die Herstellung von Inlays, Onlays und Veneers. Das InLab System, das seit dem Jahre 2001 auf dem Markt ist, ermöglicht die Fertigung von Kronenkäppchen, Brücken, Teleskopen und Implantatabutments.

Das System stellt eine kompakte Schleifeinheit mit integriertem Laserscanner und einem PC dar. Nach konventioneller Abformung der Präparation und Herstellung eines Gipsmodells erfolgt die Erfassung der Oberflächendaten mit Hilfe eines Laserscanners der Wellenlänge 670 nm. Die Kronen oder Brückengerüste werden am Computer konstruiert und unter Wasserkühlung aus Keramikblöcken

herausgefräst. Die Dauer des Schleifvorgangs beträgt für einzelne Kronengerüste circa 10 bis 15 Minuten und für Brückengerüste circa 30 bis 40 Minuten [57]. Im Anschluss erfolgt je nach verwendeter Keramik entweder die Glasinfiltration oder die Sinterung (Zirkonoxidkeramik) der Gerüste. Im letzten Arbeitsschritt werden sie vom Zahntechniker individuell mit Glaskeramikmassen verblendet [96].

### **2.2.3.3 Everest (KaVo Biberach)**

Mit dem Komplettbearbeitungssystem Everest CAD/CAM der Firma KaVo (Biberach) können Inlays, Onlays, Veneers, Kronen- oder Brückengerüste und Vollkronen hergestellt werden.

Das System besteht aus vier Komponenten, dem „Everest scan“, der „Everest engine“, dem „Everest therm“ und den „Everest elements“.

In der Scaneinheit (Everest scan) wird zunächst über eine CCD-Kamera mittels Weißlichtstreifenprojektion die Geometrie des Gipsmodells erfasst und in Digitaldaten umgewandelt. Die Messgenauigkeit beträgt laut Herstellerangaben 20  $\mu\text{m}$ . Mit dem neuen „Everest scan pro“ ist es möglich, große Brückensituationen mit bis zu 14 Gliedern einzuscannen.

Die individuelle Weiterbearbeitung erfolgt mit Hilfe eines CAD-Moduls virtuell am Bildschirm. Die 5-Achsen-Fräs- und Schleifeinheit „Everest engine“ berechnet automatisch die Fräsdaten für die vorliegende Indikation und berücksichtigt durch Drehzahl- und Vorschubsteuerung die Verarbeitungseigenschaften des jeweiligen Materials. Die Fräszeiten liegen zwischen 25 Minuten für Kronenkäppchen und 120 Minuten für viergliedrige Brücken. Anschließend wird die Restauration materialgerecht in der Sintereinheit „Everest therm“ gesintert.

Mit dem Everest-System kann ein breites Spektrum an Materialien bearbeitet

werden. Neben Titan und Kunststoff stehen keramische Werkstoffe, wie vorge-sintertes oder dichtgesintertes Zirkonoxid, Glaskeramiken und schrumpfungsfreies Zirkonsilikat („Everest HPC“) zur Verfügung. Die Everest ZS-Blanks sind vorge-sinterte Zirkonoxidrohlinge, die im weichen, kreideähnlichen Rohzustand gefräst werden. Im anschließenden Sinterprozess schrumpft das Material um ca. 20 %. Aus den Everest ZS-Blanks können sowohl Kronenkäppchen als auch Front- und Seitenzahnbrücken bis zu vier Gliedern angefertigt werden.

Die Verblendung erfolgt mit handelsüblichen Verblendkeramiken. Die Gerüste können mit „Coloring Liquid“ von VITA in fünf Farben komplett eingefärbt oder partiell mit dem Pinsel koloriert werden [49].

#### **2.2.3.4 Zeno Tec System (Wieland Pforzheim)**

Das CAD/CAM-System Zeno Tec ist eine Produktionsanlage zur Herstellung von Zahnersatz aus vorgesintertem Zirkon- und Aluminiumoxid sowie Nichtedelmetall-Legierungen, Titan und Kunststoff.

Es umfasst vier Gerätekomponenten, einen 3D-Scanner („3 shape D 200“), ein Softwaremodul („Zeno CAD“), ein Fräsgerät („Zeno CAM“) und einen Sinterofen („Zeno Fire“). Der wesentliche Bestandteil des Systems sind die Rohlinge („Zeno Discs“), die in verschiedenen Größen und Dicken angeboten werden. Es ist beispielsweise möglich, einen großen vorgesinterten Zirkonoxidrohling mit 98 mm Durchmesser zu bearbeiten. Die Fräsrohlinge müssen daher nicht so häufig gewechselt werden. Zur Zeit können mit dem Zeno Tec System Inlays, Käppchen, Brücken mit Pontics und Primärkronen verarbeitet werden [98].

### **2.2.3.5 Etkon Fräszenrum (etkon AG Gräfelfing)**

Das Etkon Fräszenrum bietet dem Anwender die Möglichkeit, die Fertigung von Kronen- und Brückengerüste in eigenständige Fräszentren auszulagern.

Die Erfassung der Daten erfolgt in der Regel im zahntechnischen Labor mit Hilfe des Laserscanners „es 1“, der die Oberflächendaten der präparierten Zahnstümpfe sowie der umgebenden Nachbarzähne erfasst. Die CAD-Software „et\_visual“ ermöglicht die Gestaltung der Kronen- bzw. Brückengerüste am Bildschirm. Nach Abschluss des Designprozesses werden die Daten per Internet an das Fräszenrum verschickt. Dort erfolgt die Fräsung der Restauration mit einer CNC-Fräsmaschine. Es können verschiedene Werkstoffe, wie vorgesintertes Zirkonoxid, gehipptes Zirkonoxid, Aluminiumoxidkeramiken, CrCo-Legierungen, Titan und Kunststoff bearbeitet werden. Die gefrästen Gerüste werden anschließend an das zahntechnische Labor zurückgeschickt. Dort werden die Restaurationen per Hand fertiggestellt [97]. Die neu entwickelte Zirkonoxid-Hochleistungskeramik „zerion“ weist mit einer Biegefestigkeit von 1200 MPa hervorragende mechanische und funktionelle Eigenschaften auf.

### **2.2.3.6 Lava System (3M Espe Seefeld)**

Das CAD/CAM-unterstützte Vollkeramiksystem Lava der Firma 3M Espe verwendet Yttrium-stabilisierte Zirkonoxidrohlinge zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen.

Das Lava-System besteht aus den Gerätekomponenten „Lava Scan“, „Lava Form“ und „Lava Therm“. Die Scaneinheit „Lava Scan“ erfasst berührungslos und optisch durch Weißlichtstreifenprojektion die Modellsituation und gestaltet das Gerüst mit Hilfe der CAD-Einheit am Bildschirm. Nach Abschluss des Designschrittes

leitet die Software die Daten an die Fräseinheit „Lava Form“ weiter. Die durchschnittliche Fräszeit eines Kronengerüsts beträgt ca. 35 Minuten. Die Bearbeitung erfolgt mit handelsüblichen Hartmetallfräsen. Vor dem anschließenden Sinterprozess kann das Gerüst entsprechend der Grundfarbe der späteren Verblendung individuell eingefärbt werden. Dazu stehen sieben Farbtöne zur Verfügung. Dadurch lassen sich speziell bei supragingivaler Kronenrandlage ästhetisch hochwertige Ergebnisse mit einem natürlichen Übergang von Verblendung, Gerüst und Präparationsgrenze erreichen.

Aufgrund der guten mechanischen und optischen Eigenschaften der Restaurationen eignet sich das Lava-System zur Herstellung von Front- und Seitenzahnkronen, drei- und viergliedrigen Brücken im Front- und Seitenzahnbereich sowie implantatgestützter Kronen und Brücken. Die Produktion findet in eigenständigen Lava-Fräszentren statt [42].

### **2.2.3.7 Cercon smart ceramics (Degudent Hanau)**

Das Cercon-System der Firma Degudent (Hanau) hat ihren Ursprung im sogenannten DCM-System („Direct ceramic Machining“), das in Kooperation zwischen der Eidgenössischen Technischen Hochschule Zürich (Prof. Gauckler) und der Zahnklinik der Universität Zürich (Prof. Schärer) entwickelt wurde.

Das frühere reine CAM-Verfahren, bei dem eine Wachsmodellation des Kronen- oder Brückengerüsts zur optischen Abtastung nötig war, ist durch Weiterentwicklungen im Bereich der CAD-Technologie zu einem CAD/CAM-System erweitert worden. Dabei wird ein Stumpfmodell aus Gips mit einem Laser optisch abgetastet, mit Hilfe des neuen CAD-Moduls ein Kronen- oder Brückengerüst am Bildschirm entworfen und dieses anschließend computerunterstützt aus

einem vorgesinterten Zirkonoxidrohling vergrößert herausgefräst. Danach werden die Gerüste in einem speziellen Ofen dichtgesintert.

Sowohl der Scan- als auch der Fräsvorgang finden in der Gerätekomponente „Cercon brain“ statt. Zur Vorbereitung des Scanvorgangs wird das Stumpfmodell mit Hilfe einer Positionierschablone in einem Modellhalter befestigt und in die linke Aufnahme der Dreh- und Wendeeinheit eingesetzt. Als Stumpfmodell sollte ein matter Gips ohne Kunststoffanteile verwendet werden, da reflektierende Oberflächen keine optimale Erfassung durch den Laserscanner ermöglichen würden. Die Digitalisiereinheit besteht aus einem optischen Meßsystem der Laserklasse II mit maximal 1 mW Leistung.

Nach der ca. dreiminütigen Laserabtastung generiert das CAD-Modul ein vorläufiges Gerüstdesign am Bildschirm. Zur Berechnung des CAD-Gerüsts können die Parameter Wandstärke, Zementspalt und Spacer-Fläche vom Anwender individuell eingestellt werden. Die Wandstärke kann zwischen 0,4 und 1,0 mm variieren. Die Werte für die Dicke des Zementspaltes liegen im Bereich von 10 bis 60  $\mu\text{m}$ . Als Spacer-Fläche wird die Breite des spaltfreien zervikalen Randbereichs in Prozent bezeichnet. 100% entsprechen einem durchgehenden Spacer. Zur Fräsung wird auf der rechten Seite der Cercon brain-Einheit ein Zirkonoxidrohling im vorgesinterten Zustand (Cercon base) befestigt. Die Rohlinge stehen in den Größen 12, 30, 38 und 47, jeweils weiß oder eingefärbt (elfenbein) zur Verfügung. Die Einfärbung der Gerüste hat den Vorteil, dass im Randbereich der Restauration keine unästhetischen weißen Ränder durchscheinen können [50, 103, 132]. Mit dem sogenannten „Nesting“ ist es möglich, mehrere Einzelzahngerüste in einen Cercon base-Rohling der Größe 38 oder 47 zu platzieren, um die Rohlingsgröße optimal ausnutzen zu können. Ähnlich dem Lava-System von 3M Espe wird nun

ein um ca. 30% vergrößertes Gerüst mittels Grob- und Feinfräser aus einem Zirkonoxidrohling herausgefräst. Für die Bearbeitung eines Rohlings der Größe 12 benötigt die Fräseinheit ca. 30 Minuten. Anschließend erfolgt die Sinterung im speziellen Ofen „Cercon heat“ bei 1350 °C innerhalb von sechs Stunden, in denen das Gerüst durch isotrope Schwindung seine Endfestigkeit und präzise Form erhält [102, 122]. Für die ästhetische Gestaltung der Gerüste werden die speziell auf das System abgestimmten Verblendkeramiken „Cercon ceram S“ und „Cercon ceram kiss“ verwendet.

Mit dem Cercon-System können derzeit Einzelkronen, drei- und viergliedrige Brücken (mit max. 47 mm anatomische Länge) im Front- und Seitenzahnbereich, Primär-Teleskopkronen und Inlaybrücken hergestellt werden [95]. Neuere Untersuchungen beschäftigen sich mit der CAD/CAM-gesteuerten Fertigung von individuellen Abutments.



Abbildung 2.7: Cercon-System

### 2.3 Passgenauigkeit von Zahnersatz

Die innere Passgenauigkeit und der Randschluss einer Krone sind neben der Ästhetik, Stabilität und Biokompatibilität für eine langfristig erfolgreiche festsitzende Versorgung von grosser Bedeutung. Vor allem die Entstehung von Sekundärkaries und parodontale Schädigungen, die in Verbindung mit starken Plaqueanlagerungen an der Restauration stehen, sind meistens Ursache für deren vorzeitigen Verlust [1, 3, 9, 10, 35, 38, 43, 52, 59, 77, 78, 105, 118].

Da der marginale Kronenrandbereich eine ungünstige Retentionsnische für Plaque darstellt, sollte er der Präparationsgrenze idealerweise überall spaltfrei anliegen, nicht tastbar und weder unter- noch überkonturiert sein [19, 20, 23, 100, 130]. Während bei einer Unterkonturierung des Randes die Gefahr einer frühzeitigen Kariesentstehung besteht, ist bei einer Überkonturierung eine Schädigung des marginalen Parodonts durch chronische Reizung zu befürchten [55, 128]. Ein fugenloser Übergang ist allerdings technisch und materialbedingt nahezu unerreichbar [18]. Vielmehr sollte ein gewisser Zementspalt vorhanden sein, um bei der Befestigung von Restaurationen ausreichend Platz für den Befestigungszement in Zementkorngröße zu erhalten [24]. Randspaltbreiten von 50-100 $\mu\text{m}$  gelten daher als wissenschaftlich anerkannt und klinisch anzustreben [9, 55, 71, 110, 118, 128]. In der täglichen Praxis wird der Wert von 100 $\mu\text{m}$  jedoch oft überschritten [53, 71, 118].

Die Begriffe „innere Passgenauigkeit“ und „Randschluss“ sind voneinander zu unterscheiden. Während die „innere Passgenauigkeit“ als mittlerer Abstand zwischen der inneren Oberfläche der Restauration und der Oberfläche des Zahnstumpfes beschrieben wird, versteht man unter „Randschluss“ den sichtbaren Spalt am Übergang der Restauration zum Zahnstumpf [23, 100]. Somit ist es möglich, dass

der Randschluss einer Krone gut und gleichzeitig die innere Passung unbefriedigend ist, was die Gefahr einer Dezentierung erhöhen würde. Das aktuelle Interesse liegt daher in der Untersuchung von Randschluss und innerer Passung bei Kronen, die mit Hilfe innovativer Verfahren, wie CAD/CAM-Verfahren gefertigt wurden. Die individuellen dreidimensionalen Präparationsformen erschweren oft das Erreichen einer optimalen Passung mittels CAD/CAM-Technik hergestellten Zahnersatzes [136, 138]. Vor allem die Kroneninnenflächen stellen aufgrund der groben maschinellen Bearbeitung einen kritischen Bereich dar [13].

In der Literatur finden sich zahlreiche Untersuchungen zur Randspalt- und Passgenauigkeitsproblematik von vollkeramischen Restaurationen [1, 2, 9, 13, 38].

Es werden verschiedene Einflüsse auf die Passgenauigkeit beschrieben.

Zum einen spielt die Präparationsform eine entscheidende Rolle. Wissenschaftliche Studien empfehlen als Präparationsart für vollkeramischen Zahnersatz die ausgeprägte Hohlkehle oder die Stufe mit abgerundeter Innenkante, um eine ausreichende Passgenauigkeit zu erzielen [1, 27, 59, 109, 114, 133]. Desweiteren ist die Passgenauigkeit abhängig vom verwendeten Material bzw. Vollkeramiksystem [110, 123]. Aktuelle Studien befassen sich mit neuen Werkstoffen, wie zum Beispiel Zirkonoxid. Nicht zuletzt nehmen die Art der Befestigung und der verwendete Zement Einfluss auf die Passung.

Zur Bestimmung der Passgenauigkeit und des Randschlusses werden sowohl In-vivo- als auch In-vitro-Studien herangezogen. Bei diesen Studien ist es häufig aufgrund unterschiedlicher Versuchsaufbauten und Verfahren problematisch, die Ergebnisse miteinander vergleichen zu können. Es existiert kein einheitlich vergleichbarer Standard. Ein weiteres Problem besteht darin, dass es keine einheitliche Definition der Begriffe „innere Passgenauigkeit“ und „marginaler Randspalt“ gibt.

Die Klassifizierung von *Holmes* unterscheidet verschiedene Formen des Randschlusses und folgert daraus, dass viele unterschiedliche Definitionen des Begriffs „Randschluss“ existieren, eine einheitliche Nomenklatur jedoch sinnvoll wäre, um einzelne Studien besser miteinander vergleichen zu können [43]. Im Folgenden sollen einige Verfahren zur Passgenauigkeitsbestimmung vorgestellt werden.

### 2.3.1 Verfahren zur Passgenauigkeitsuntersuchung

Zur Bestimmung der Passgenauigkeit und des Randspaltes gibt es verschiedene Verfahren.

Die klinische Kontrolle der Passgenauigkeit von festsitzenden Restaurationen mit Hilfe der zahnärztlichen Sonde in Kombination mit der visuellen Inspektion ist ein häufig angewandtes Verfahren in der zahnärztlichen Praxis. Ziel dieser Methode ist es, Randspalten und Konturfehler, wie Über- oder Unterkonturierungen, zwischen Restauration und Zahn zu ermitteln. Der Vorteil dieses im wesentlichen qualitativen Verfahrens ist die einfache und schnelle Anwendbarkeit. Ein gravierendes Problem dieser Methode ist jedoch die mangelnde Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, da sie von der individuellen Taktilität des Behandlers und der Varianz im Sondenspitzendurchmesser abhängig ist. Problematisch ist zudem die Sondierung und damit die Beurteilung der Randverhältnisse im subgingivalen oder im approximalen Bereich, die schwer zugänglich sind [6, 16, 66]. Aus diesen Gründen und der fehlenden quantitativen Erfassung der Randspalten spielt die Passgenauigkeitsuntersuchung mit Hilfe der zahnärztlichen Sonde eine untergeordnete Rolle und kann höchstens Anhaltspunkte über die Qualität einer Restauration geben. Ein anderes Verfahren zur Passgenauigkeitsbestimmung ist die Analyse der approximalen Randspalten mittels Röntgenaufnahmen. Wegen der hohen Un-

genauigkeiten aufgrund von Projektionsfehlern kann diese Methode ebenfalls nur ungenaue Aussagen zum Randschluss im approximalen Bereich liefern. Zudem muss die Unverhältnismäßigkeit zwischen Strahlenbelastung und ungenügender Auswertbarkeit von Röntgenbildern hinsichtlich Randschluss und Passgenauigkeit gesehen werden.

Eine in der alltäglichen Praxis oft verwendete Passgenauigkeitsuntersuchung stellt die Herstellung von Innenabdrücken dar. Ziel dieser Methode ist es, den Spalt-  
raum zwischen einer Restauration und dem Zahnstumpf mit einem Abformmaterial darzustellen. Mit dieser Replik erfolgt dann die Ermittlung der Passgenauigkeit entweder durch direkte visuelle Betrachtung des dünnen Materialfilms oder mit Hilfe der mikroskopischen Vermessung. Dieses Verfahren erlaubt sowohl die Untersuchung der marginalen Passgenauigkeit als auch die Beurteilung der inneren Passung. Der Nachteil dieses Verfahrens ist, wie bei den bereits genannten Methoden, die mangelnde Objektivierbarkeit und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, da sie material- und behandlerabhängig sind.

Die Einschränkungen der vorgestellten Methoden zur Passgenauigkeitsbestimmung unter klinischen Bedingungen deuten auf die Notwendigkeit von In-vitro-Studien hin. Diese werden unter vereinfachten Arbeitsbedingungen außerhalb des Mundes durchgeführt und erleichtern somit quantitative und qualitative Aussagen. Hierzu zählt zum Beispiel die Anfertigung von Schnittproben, die in der vorliegenden Arbeit zur Anwendung kam.

Die auf das Stumpfmodell aufzementierte Restauration wird entweder in gesägtem oder in ungesägtem Zustand betrachtet. Dazu werden die Zementspaltbreiten mit Hilfe eines Licht- oder Rasterelektronenmikroskopes an verschiedenen Stellen ausgemessen und mittels Computerprogrammen ausgewertet. Diese

Methode erlaubt durch die exakte Beurteilung der Randspalten reproduzierbare und vergleichbare quantitative Aussagen über die Passgenauigkeit einer Restauration [2, 37].

Eine weitere Möglichkeit zur Passgenauigkeitsbestimmung bietet die Profilometrie. Dieses Prinzip basiert auf der unterschiedlichen Oberflächenbeschaffenheit von Zahnhartsubstanz, Restaurationsmaterial und Befestigungszement. Die Breite des Zementspaltes wird durch die typische Profilaufzeichnung dargestellt. Meistens werden zusätzlich rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen zur genaueren Auswertung hinzugezogen.

Die bisher genannten Verfahren zur Beurteilung der Passgenauigkeit von feststehendem Zahnersatz basieren auf zweidimensionalen Versuchsaufbauten. Bedingt durch die Messmethodik (zum Beispiel anzufertigende Schnitte) treten dabei Datenverluste auf. Ein neues innovatives Verfahren im Bereich der CAD/CAM-Technologie ist die Analyse der internen 3D-Passgenauigkeit mit Hilfe der 3D-Replika-Technik. Dazu wird ein Stumpfmodell in einem Sensorkoordinatensystem mit einem hochauflösenden optischen Digitalisierungssystem vermessen. Die Summe der gemessenen Punkte, die sogenannte Punktwolke, wird mit einer Visualisierungs- und Bearbeitungssoftware dargestellt. Danach wird die Punktwolke des Stumpfmodells durch Translation und Rotation so im Raum versetzt, dass eine maximale Übereinstimmung der Punktwolke mit dem CAD-erzeugten Flächenmodell der Restauration entsteht. Anschließend ist es möglich, die resultierenden 3D-Differenzen zu berechnen. Daran schließt sich eine quantitative (Maximum, Minimum) und qualitative (farblich kodiertes Differenzbild) Analyse der dreidimensionalen Abweichungen an. Gegenüber der zweidimensionalen Replika-Technik kann man mit der neu entwickelten 3D-Technik detaillierte drei-

dimensionale Informationen erhalten. Es kann sowohl eine quantitative als auch eine qualitative Bewertung erfolgen, deren Ergebnisse mittels Software klar visualisiert werden können. Als problematisch stellen sich Abweichungen bei der Übereinstimmung zwischen dem realen und dem virtuellen Modell dar. In die Herstellung des virtuellen Modells fließen Fehler bei der Abformung und Modellherstellung sowie der optischen Digitalisierung ein. Diese Scanfehler betragen laut Angaben in der Literatur ca.  $8 \mu\text{m}$  [64, 67]. Zusätzliche Fehler ergeben sich bei der Einordnung der Datensätze in das gemeinsame Koordinatensystem. Ein RMS-Fehler (root mean square = mittlere quadratische Abweichung) bei der räumlichen Zuordnung von 3D-Datensätzen von unter  $10 \mu\text{m}$  gilt als hervorragend [87]. Insgesamt stellt diese Methode ein geeignetes Mittel dar, um qualitative und quantitative Analysen der internen Passgenauigkeit von Kronen und Brücken durchzuführen. An weiteren Optimierungen wird derzeit noch geforscht [81, 107].

### 2.3.2 Einfluss der Zementierung auf die Passgenauigkeit

Dentale Befestigungszemente dienen der dauerhaften Verankerung von festsitzendem Zahnersatz auf präparierten Zähnen. Sie sollen den Zwischenraum zwischen dem Zahnstumpf und der Restauration auffüllen und sie miteinander verkeilen. Dabei sollen sie zusätzlich eine thermische und chemische Isolationsschicht zum Schutz der Pulpa aufbauen [54, 100, 115].

Die minimale Breite des Randspaltes hängt theoretischerweise von der Partikelgröße des Zementpulvers ab, also für Zinkoxidphosphatzemente ca.  $20 \mu\text{m}$  und für Glasionomerezemente ca.  $28 \mu\text{m}$ . Der zervikale Randspalt wird also um diesen Betrag ansteigen [115, 135].

Die Breite des Kronenrandspaltes hängt jedoch nicht nur von der Zementpartikelgröße, der Zementqualität und der Art des Zementierungsablaufs ab, sondern im Besonderen von den Abflusseigenschaften des Zementes bei der Eingliederung des Zahnersatzes. Dazu trägt neben der Beschaffenheit der Stumpfoberfläche der Präparationswinkel  $\alpha/2$  und die Präparationsart (Tangential-, Hohlkehl-, Stufenpräparation) bei. Glatte Stumpfoberflächen erleichtern dabei das Abfließen des Zementes. Die Zementfuge wird umso kleiner je kürzer die Stumpfhöhe ist [82]. Dabei ist jedoch zu berücksichtigen, dass die retentive Höhe limitiert ist, da die Pulpa bei zu starkem Beschleifen physikalisch und chemisch geschädigt werden kann.

Aus In-vitro Studien folgt, dass sich die zervikale Diskrepanz mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2$  umgekehrt proportional verhält, das heißt je größer der Konuswinkel ist, desto kleiner ist die Randspaltbreite [18]. Bei einer solchen konischen Präparation wäre jedoch keine ausreichende Friktion der Restauration gegeben, woraus ein frühzeitiger Verlust infolge Lockerung resultieren würde.

Desweiteren bevorzugt man zum besseren Zementabfluss eine stufenlose Präparation [30]. Diese hat zudem den Vorteil, die Zementschicht, die den korrosiven Einflüssen des Mundmilieus ausgesetzt ist, möglichst klein zu halten [18, 115]. Laut *Knappwost* wächst die Auflösungsgeschwindigkeit des Zements mit der dritten Potenz der Spaltbreite [54]. Die Desintegration von Zementbestandteilen kann durch die Produkte einer aufgelagerten Plaque im Sinne einer Randkaries und durch mechanische Einflüsse gesteigert werden [46, 54, 113, 115]. Deshalb sollte eine möglichst geringe Zementlöslichkeit angestrebt werden [19, 117].

Im Gegensatz zu konventionellen Zinkoxidphosphatzementen weisen Glasionomere zemente, wie z.B. Ketac-Cem (3M Espe, Seefeld), eine wesentlich geringere Lös-

lichkeit auf. Ein zusätzlicher Vorteil von Glasinomerkementen ist die Fluoridabgabe, die kariesprotektive Mechanismen in Gang setzt und somit Zahnhartsubstanzschäden vermindert [28, 40].

Auch Befestigungskomposite weisen eine geringe Löslichkeit auf [25]. Sie eignen sich vor allem zur adhäsiven Befestigung vollkeramischer Kronen- und Brückenversorgungen. Vollkeramikrestaurationen aus Zirkonoxid können aufgrund ihrer hervorragenden mechanischen Eigenschaften sowohl mittels Adhäsivtechnik als auch konventionell mit Glasiomerkementen bzw. Zinkoxidphosphatzementen befestigt werden [31].

### 3 Material und Methode

In der vorliegenden Studie wurde der marginale Randspalt und die innere Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxidkronenkäppchen untersucht. Es wurde deren Abhängigkeit von verschiedenen Präparationswinkeln bei aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten analysiert. Die Präparationswinkel  $\alpha/2$  betragen  $2^\circ$ ,  $4^\circ$  und  $6^\circ$ . Die Herstellung der Einzelkronengerüste aus Zirkonoxid erfolgte mit Hilfe des Cercon-Systems der Firma Degudent (Hanau). In Abbildung 3.1 ist ein Überblick über die einzelnen Arbeitsschritte dargestellt.

Zur Untersuchung wurden drei obere erste Frasacomolaren jeweils mit den Konvergenzwinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$ ,  $4^\circ$  und  $6^\circ$  beschliffen. Als Präparationsform wurde die ausgeprägte Hohlkehle gewählt. Von jedem der drei Frasacostümpfe wurden 20 Modelle aus Superhartgips (ResinRock, WhipMix, Dortmund) hergestellt. Mit dem Cercon-System der Firma Degudent wurden anschließend 50 Einzelkronengerüste aus teilgesinterten Zirkonoxidrohlingen herausgefräst und durchgesintert. Von den 40 fertigen Zirkonoxidkäppchen der Stümpfe mit den Präparationswinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  wurden jeweils die Hälfte der Gerüste unaufgepasst unter einem definierten Druck mit Ketac-Cem zementiert. Die andere Hälfte der Gerüste wurde erst nach individueller Aufpassung durch den Zahntechniker auf die gleiche Weise zementiert. Da die Kronenkäppchen der Stümpfe mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  aufgrund der optimalen primären Passung keiner Nachbearbeitung bedurften, wurden nur 10 Gerüste angefertigt und unaufgepasst zementiert.

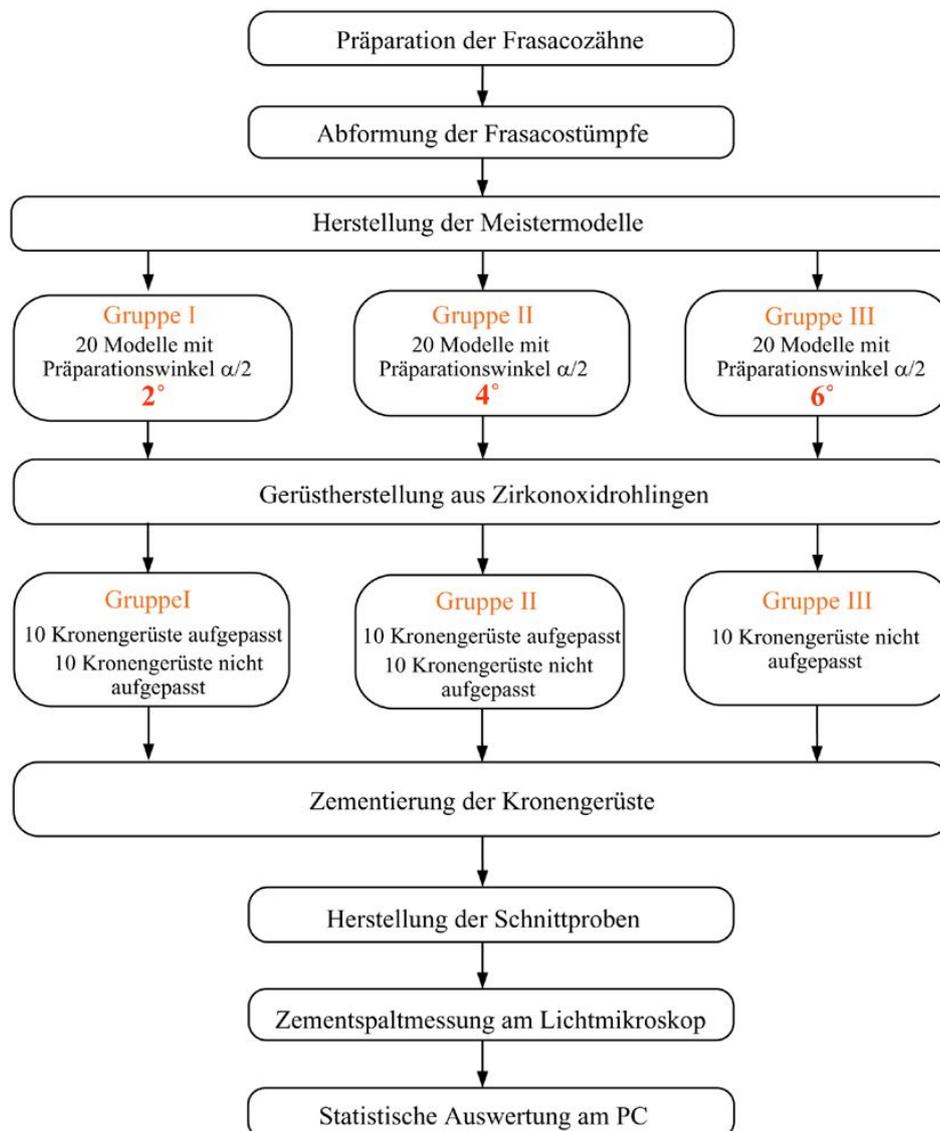


Abbildung 3.1: Darstellung der einzelnen Arbeitsschritte

Anschließend wurden die nun 50 zementierten Gerüste in Superhartgips eingebettet und mittig sowohl in oro-vestibulärer als auch in mesio-distaler Richtung mit Hilfe einer Trennscheibe jeweils einmal durchgeschnitten. Der Zementspalt der Proben konnte dann im Lichtmikroskop bei 50-facher und 200-facher Vergrößerung vermessen werden. Die gewonnenen Daten wurden am Computer metrisch analysiert.

### 3.1 Präparation der Frascozähne

Um die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit den Resultaten einer vorangegangenen In-vitro-Studie zur Passgenauigkeitsuntersuchung von CAM-gefrästen Zirkonoxidkronengerüsten mit Hilfe des Cercon-Systems der Firma Degudent am besten vergleichen zu können, wurden die bereits präparierten Frasacostümpfe jener Arbeit erneut verwendet [8]. Somit konnten Einflüsse der Präparationsart auf die Passgenauigkeit ausgeschlossen werden. Bei der damaligen In-vitro-Untersuchung wurden drei obere erste Frasacomolaren in kaltpolymerisierenden Kunststoff (Palavit G, Heraeus Kulzer, Hanau) gesockelt und unter Wasserkühlung mit der Turbine (GENTLE force LUX 7000B, KaVo Dental, Biberach/Riß) vorpräpariert [8]. Es wurden konische Diamantschleifkörper verwendet. Die endgültige Feinpräparation erfolgte mit Hilfe eines Parallelometers (Frässgerät F1, Degussa Dental, Hanau) und speziellen Hartmetallfräsen mit den Konvergenzwinkeln  $\alpha/2$  von  $2^\circ$ ,  $4^\circ$  und  $6^\circ$ . Auf diese Weise konnte die Exaktheit der Präparationswinkel sichergestellt werden. Die Retentions- und Widerstandsform (ausgeprägte Hohlkehle) der präparierten Stümpfe waren einheitlich. Die Stumpfhöhe lag bei 6 mm, der okklusale Substanzabtrag bei 2 mm und die Präparations-

tiefe der zirkulären Hohlkehle bei 1,2 mm. Diese Maße entsprechen den wissenschaftlich anerkannten Richtlinien zur Präparation von Vollkeramikkronen. Zur Minimierung von lokalen Spannungserhöhungen wurden alle Kanten abgerundet.

### 3.2 Abformung und Herstellung der Stumpfmodelle

Die Abformung der Frasacostümpfe erfolgte mit einem Dubliersilikon (Adisil blau, Siladent, Goslar). Die drei einzelnen Stümpfe wurden jeweils 20 mal abgeformt. Nach ausreichender Rückstellzeit des Silikons, wurden die Abformungen mit einem Superhartgips (ResinRock) ausgegossen. Anschließend wurden die Modelle getrimmt. Auf diese Weise erhielt man von den ursprünglich drei Frasacomolarenstümpfen jeweils 20 Meistermodelle.

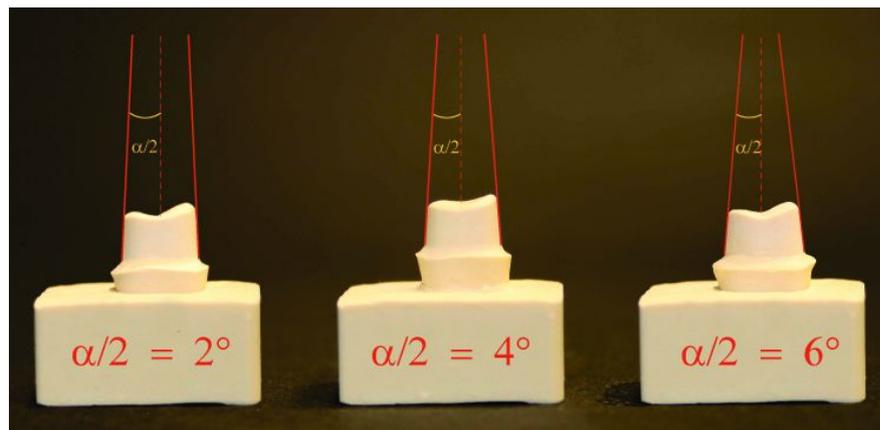


Abbildung 3.2: Stumpfmodelle aus Superhartgips mit unterschiedlichen Präparationswinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$ ,  $4^\circ$  und  $6^\circ$

### 3.3 Anfertigung der Kronengerüste aus Zirkonoxid

Die Gerüstherstellung erfolgte mit Hilfe des Cercon-Systems der Firma Degudent. Die Anfertigung der Kronengerüste aus Zirkonoxid und die Untersuchung hinsichtlich innerer Passung und marginalem Randspaltverhalten wurde bereits in einer früheren In-vitro-Studie untersucht [8]. Die Kronengerüste wurden dabei in reiner CAM-Technik gefräst. Im Unterschied dazu erfolgte die Herstellung der Gerüste in der vorliegenden Arbeit mit einem CAD/CAM-System. Dies beruht auf der Neuentwicklung eines CAD-Moduls, wodurch auf das Aufwachsen eines Kronenkäppchens verzichtet werden kann. Die einzelnen Gipsstümpfe wurden dabei mit einer speziellen Knetmasse in einem Halter befestigt und mit Hilfe einer Positionierkappe in die optimale Lage für den Scanvorgang gebracht. Diese Halterung wurde auf der linken Seite in die kombinierte Scan- und Fräseinheit „Cercon brain“ (Degudent) eingespannt. Nach der optischen Laserabtastung des Stumpfes (Laserklasse II mit maximal 1 mW Leistung) wurden die erfassten digitalen Rohdaten auf einen Computer übertragen.

Mit Hilfe dieser Daten konnte nun computerunterstützt ein vorläufiges Design des Kronengerüstes am Monitor erstellt werden. Es war möglich, das Design mit drei zur Verfügung stehenden Parametern individuell nachzubearbeiten. Die Wandstärke des Zirkonoxidgerüstes wurde auf 0,5 mm, die Zementspaltbreite auf  $25\mu\text{m}$  und die sogenannte Spacerfläche auf 85% eingestellt. Die Spacerfläche bestimmt dabei die Breite des spaltfreien zervikalen Randbereichs.

Nach Abschluss der Einstellungen wurde ein vorgesinterter Zirkonoxidrohling (Cercon base) auf der rechten Seite der Scan- und Fräseinheit „Cercon brain“ mit Hilfe einer Halterung befestigt. Der Rohling enthält auf dem aufgedruckten Barcode unter anderem Angaben zum Vergrößerungsfaktor und musste vor Be-

ginn der Fräsung eingelesen werden. Der vollautomatische Prozess mit Grob- und Feinbearbeitung dauerte bei der Einzelkrone ca. 15 min. Dabei wurde ein um ca. 30% vergrößertes Kronenkäppchen aus dem Zirkonoxidblock herausgefräst.



Abbildung 3.3: „Cercon Base“-Rohling vor dem Fräsvorgang

Im Anschluss an den Fräsvorgang wurden die Anstiftungen, mit denen das ge-  
fräste Gerüst noch im Zirkonoxidblock verankert war, mit einem scharfen Skalpell  
dortrennt und das Käppchen entnommen. Die verbliebenen Ansatzstellen wur-  
den mit einem Silikonpolierer verschliffen. Anschließend wurde das Gerüst mit  
der Okklusalfäche auf das Tray des „Cercon heat“-Ofens (Degudent) gelegt und  
bei einer Endtemperatur von 1350 °C ca. 6 Stunden dichtgesintert. Während  
des Sintervorgangs erfuhrt das Kronengerüst eine Volumenschrumpfung, die bei

der vorausgegangenen Fräsung bereits berechnet worden war. Auf diese Weise entstanden 50 Kronengerüste. Die Stümpfe mit den Konvergenzwinkeln  $\alpha/2= 2^\circ$  und  $4^\circ$  erhielten jeweils 20 Gerüste, wobei davon je 10 Kronengerüste entweder unbearbeitet blieben oder durch einen Zahntechniker unter lichtmikroskopischer Kontrolle bis zur subjektiv optimalen Endposition auf die Originalstümpfe angepasst wurden. Um Sprünge in der Keramik zu vermeiden, fand die Bearbeitung



Abbildung 3.4: Zirkonoxidgerüste vor und nach der Sinterung

nur unter Wasserkühlung und geringem Anpressdruck der Bohrer statt. Es wurden feinkörnige Diamantschleifkörper bei niedrigen Umdrehungszahlen verwendet. Die durchschnittliche Nachbearbeitungszeit zur Beseitigung der Störkontakte wurde mit Hilfe einer Stoppuhr gemessen. Für die Stümpfe mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2= 6^\circ$  wurden nur 10 Gerüste hergestellt, da die primäre Passung als nicht verbesserungsbedürftig angesehen wurde.

### 3.4 Zementierung der Kronengerüste mit Ketac-Cem

Nachdem die Kroneninnenflächen mit Alkohol gesäubert und mit dem Luftbläser getrocknet worden waren, wurden die 50 Kronengerüste einzeln mit Glasionomerzement (Ketac cem Aplicap, 3M Espe) auf die dazugehörigen Gipsstümpfe konventionell zementiert. Dazu wurde eine spezielle Apparatur aufgebaut, die

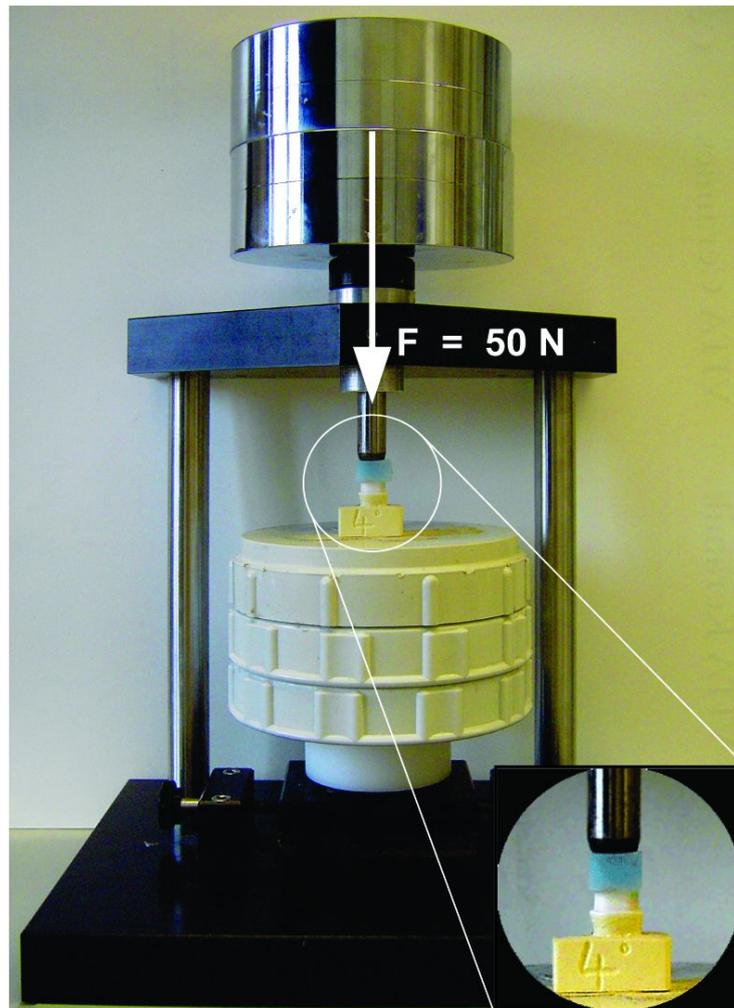


Abbildung 3.5: Zementierung der Kronengerüste mit einer speziellen Vorrichtung

während der Abbindezeit eine konstante zentrale Belastung mit 50 N Kraft auf das zu zementierende Gerüst ausübte. Der gleichmäßig auf das gesamte Käppchen verteilte Druck wurde mit Hilfe eines Gummipuffers zwischen dem Anpressbolzen und dem Gerüst erreicht und für ca. 5 min bis zur Aushärtung des Zements gehalten.

### 3.5 Herstellung der Schnittproben

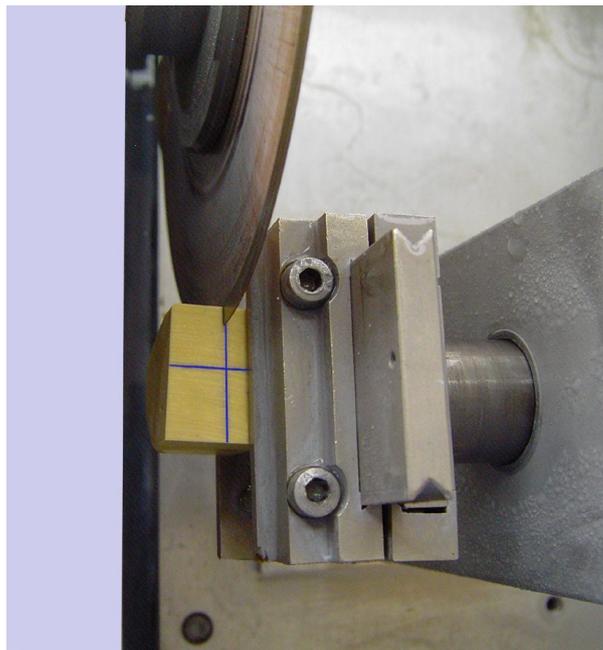


Abbildung 3.6: Herstellung der Schnittproben mit dem Accutom 2 von Struers

Vor der Schnittherstellung war es nötig, die zementierten Kronengerüste einzubetten. Dazu wurden die Sockel der Gipsmodelle mit einem groben Schleifpapier

angeraut und mit Wasser befeuchtet. Die Schnittachsen wurden auf der Sockelunterseite mit einem wasserfesten Stift und einem Lineal aufgezeichnet, um nach dem Einbetten die Schnitte richtig positionieren zu können. Die Modelle wurden mit Superhartgips (ResinRock, WhipMix) eingebettet und anschließend getrimmt. Zur Anfertigung der Schnitte wurden die eingebetteten Modelle in die Haltevorrichtung eines Trenngerätes (Accutom 2, Struers, Rodovre, Dänemark) so eingespannt, dass die angezeichneten Schnittachsen genau in vertikaler Richtung von der Trennscheibe getroffen wurden.

Alle Modelle wurden sowohl in oro-vestibulärer als auch in mesio-distaler Richtung jeweils einmal unter Wasserkühlung durchgeschnitten. Daraus entstanden je Modell vier Proben mit jeweils zwei Schnittflächen. Die Proben wurden beschriftet, um sie dem jeweiligen Modell zuordnen zu können.



Abbildung 3.7: Schnittprobe in oro-vestibulärer Richtung

### 3.6 Lichtmikroskopische Randspaltmessung

Die Proben wurden zunächst mit Hilfe eines Lichtmikroskopes (Axioskop 2 MAT, Zeiss, Jena) bei 50- und 200-facher Vergrößerung dargestellt. Die entstandenen Bilder wurden mit einer Digitalkamera (FinePix S1, Fujifilm, Tokyo, Japan) abfotografiert und zur weiteren Auswertung auf einen Computer kopiert. Mit Hilfe eines speziell für diese Art der Auswertung entwickelten Programms (Optimas 5.0, MediaCybernetics, Silver Spring, USA) war es möglich, den Zementspalt zwischen Modellstumpf und Kronengerüst exakt zu vermessen. Zur besseren Auswertbarkeit der Ergebnisse folgte eine Einteilung der Schnitte in vier Typen.

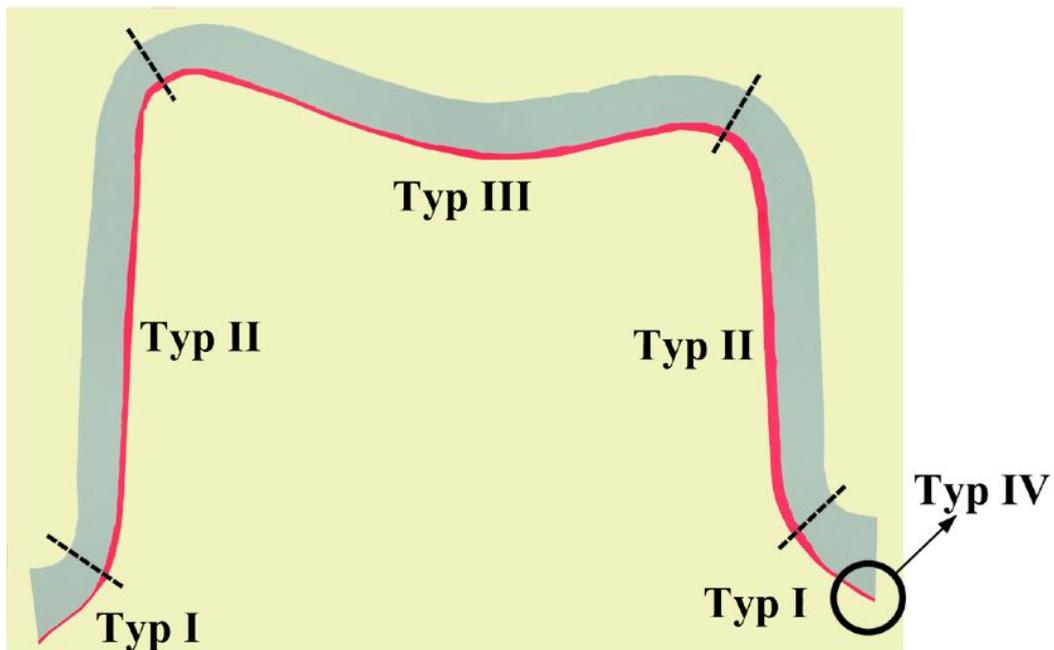


Abbildung 3.8: Schematische Darstellung der verschiedenen Typen

Typ I definierte alle Messwerte zwischen dem Punkt der stärksten Krümmung der Hohlkehle und dem marginalen Randspalt.

Typ II umfasste alle Messdaten zwischen dem Punkt der stärksten Krümmung der Flanken zu der okklusalen Fläche und dem Punkt der stärksten Krümmung der Hohlkehle.

Typ III beinhaltet die Messwerte zwischen den Punkten der stärksten Krümmungen an den Stellen, an denen die Flanken zur okklusalen Fläche übergehen.

Im Typ IV sammelten sich die Messwerte am marginalen Randspalt. Hier wurde nicht wie bei den Typen I, II und III die 50-fache, sondern die 200-fache Vergrößerung angewendet.

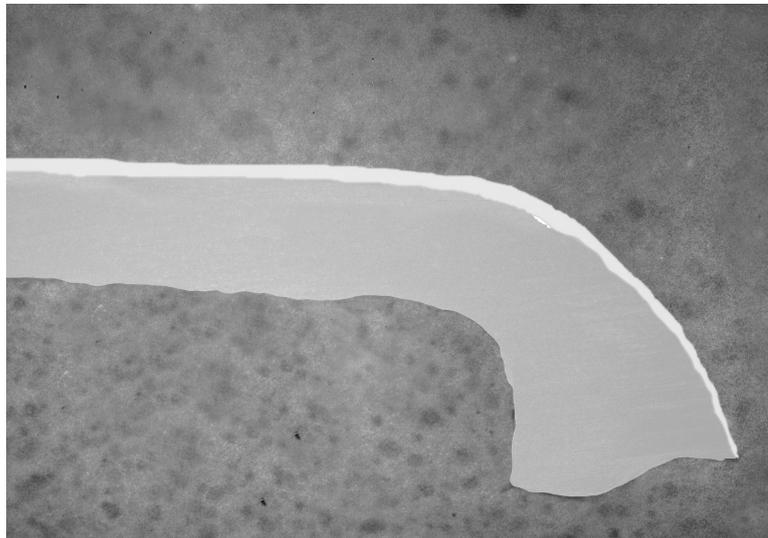


Abbildung 3.9: Lichtmikroskopische Aufnahme von Typ I und Typ II bei 50-facher Vergrößerung

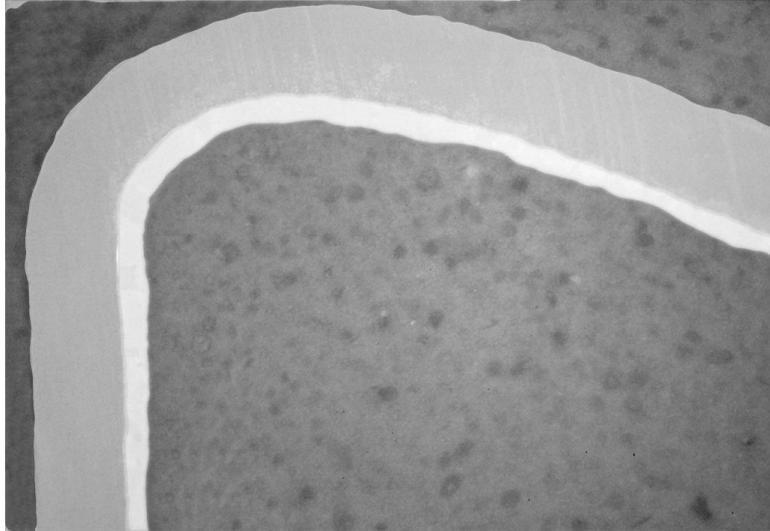


Abbildung 3.10: Lichtmikroskopische Aufnahme von Typ II und Typ III bei 50-facher Vergrößerung

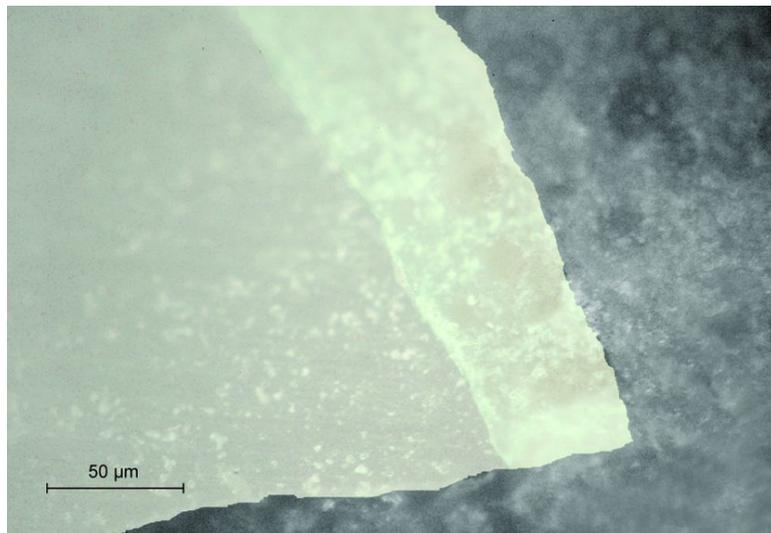


Abbildung 3.11: Lichtmikroskopische Aufnahme von Typ IV bei 200-facher Vergrößerung

### 3.7 Statistische Auswertung am Computer

Im Anschluss an die Vermessung der Zementspalten mit dem Programm Optimas 5.0, wurden die gewonnenen Daten in das Programm SPSS (Version 10.0) zur statistischen Auswertung transferiert. Dort wurden die Messdaten mittels Berechnung der Mittelwerte, der Standardabweichungen sowie der Maximal- und Minimalwerte sowohl nach Typen und Präparationswinkel als auch nach aufgespasten und nicht aufgespasten Gerüsten verglichen. Zudem wurden die Messwerte in Abhängigkeit der Schnittrichtung analysiert.

Die Ergebnisse wurden zur besseren Übersicht tabellarisch und graphisch mit Hilfe von Box-Plot-Diagrammen dargestellt. Der Medianwert (50% Quartil) gibt dabei die Grenze an, oberhalb bzw. unterhalb welcher 50% aller Messwerte liegen. Als Maß für die Streuung kann der Interquartilabstand zwischen dem 25% Quartil und dem 75% Quartil angesehen werden. Das Intervall zwischen Minimal- und Maximalwert zeigt das Maß für die Spannbreite der Verteilung an [12].

Mit dem nicht-parametrischen U-Test nach Mann-Whitney wurde untersucht, ob die Differenzen zwischen den Ergebnissen der Passgenauigkeitsuntersuchung auf einem Signifikanzniveau von 0,05 statistisch unterschiedlich waren.

#### Legende zu den Tabellen

2°, 4°, 6°	=	Präparations-/ Konvergenzwinkel $\alpha/2$
A	=	aufgespastes Kronengerüste
NA	=	nicht aufgespastes Kronengerüste
Typ I, II, III, IV	=	Einteilung nach Messbereiche
m-d	=	Schnitt in mesio-distaler Richtung (sagittal)
o-v	=	Schnitt in oro-vestibulärer Richtung (transversal)

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Vergleich der Messwerte nach Typen

Zunächst erfolgte ein Vergleich der Messwerte nach Typen (vgl. Abb. 3.8) sowohl bei aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten als auch bei unterschiedlichem Präparationswinkel  $\alpha/2$ .

#### 4.1.1 Messdaten vom Typ I

Messwerte vom Typ I						
	Mittelwert	Minimalwert	Maximalwert	Standardabweichung	95%Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
2°NA	101,78	25,18	209,54	23,27	94,25	109,30
4°NA	87,12	34,69	202,28	15,94	81,96	92,28
6°NA	74,40	28,74	171,41	10,36	71,05	77,76
2°A	70,10	14,72	160,43	17,59	64,41	75,79
4°A	67,95	19,43	187,01	22,93	60,53	75,37

Tabelle 4.1: Statistische Auswertung der Messdaten vom Typ I. Alle Messwerte sind in  $\mu m$  angegeben.

Bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten konnte festgestellt werden, dass die Mittelwerte für die Zementspaltbreite bei der Messung im Bereich der Hohlkehle (Typ I) mit kleiner werdendem Präparationswinkel  $\alpha/2$  größer wurden. Somit zeigten die nicht aufgepassten Kronengerüste bei einem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  mit  $74,40 \mu\text{m}$  den kleinsten Wert. Auch die Standardabweichung von  $10,36 \mu\text{m}$  war beim Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  am geringsten. Innerhalb der aufgepassten Kronenkäppchen wies der Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  mit  $67,95 \mu\text{m}$  einen geringfügig besseren Wert auf als der Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  mit  $70,10 \mu\text{m}$ .

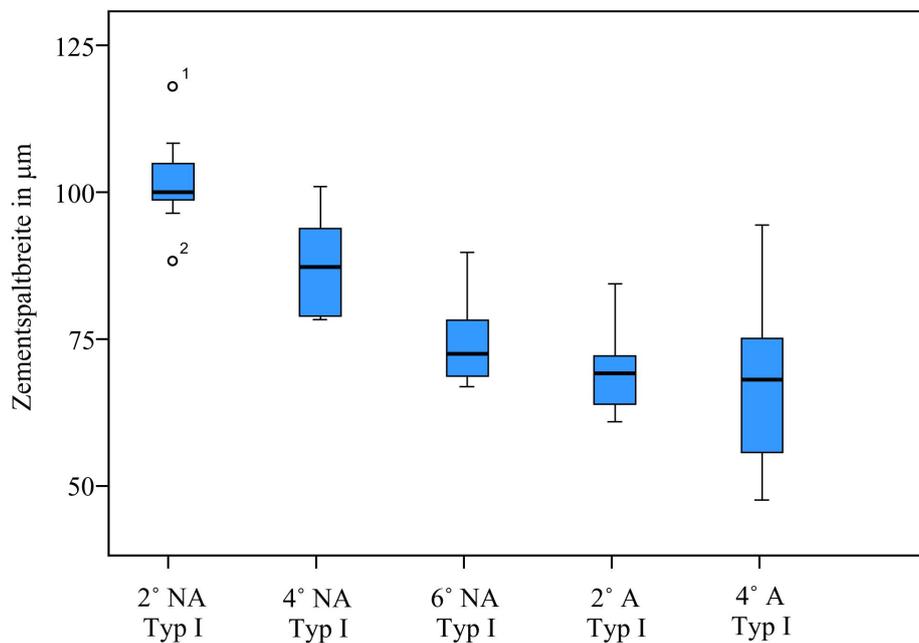


Abbildung 4.1: Vergleich der Messdaten vom Typ I

## 4.1.2 Messdaten vom Typ II

Messwerte vom Typ II						
	Mittelwert	Minimalwert	Maximalwert	Standardabweichung	95%Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
2°NA	129,98	48,23	301,56	31,55	119,77	140,19
4°NA	108,47	24,20	247,88	18,31	102,55	114,40
6°NA	95,63	26,10	236,56	28,01	86,57	104,70
2°A	93,76	19,78	256,16	25,71	85,44	102,08
4°A	81,79	10,77	296,04	29,18	72,35	91,23

Tabelle 4.2: Statistische Auswertung der Messdaten vom Typ II. Alle Messwerte sind in  $\mu m$  angegeben.

Die Passgenauigkeitswerte im Bereich der Stumpfwände (Typ II) verhielten sich ähnlich wie die Messdaten vom Typ I. Auch hier schnitt der Mittelwert unter den nicht aufgespasten Kronengerüsten bei einem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  mit  $95,63 \mu m$  am besten ab. Es wurde deutlich, dass die aufgespasten Kronengerüste mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  mit  $93,76 \mu m$  nur geringfügig besser passten als die nicht aufgespasten Kronengerüste mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  mit  $95,63 \mu m$ .

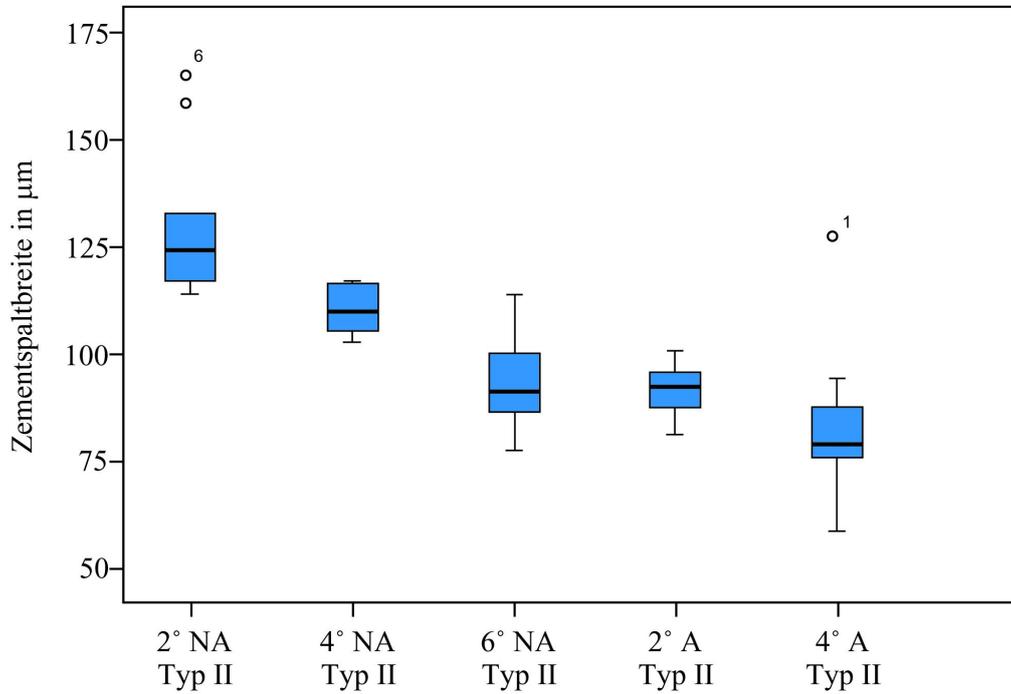


Abbildung 4.2: Vergleich der Messdaten vom Typ II

Das beste Ergebnis der Mittelwerte lag mit einem Wert von  $81,79 \mu\text{m}$  bei den aufgepassten Kronengerüsten vom Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  vor.

Insgesamt wiesen die Messwerte vom Typ II etwas schlechtere Passungen auf, als die Messungen vom Typ I.

## 4.1.3 Messdaten vom Typ III

Messwerte vom Typ III						
	Mittelwert	Minimalwert	Maximalwert	Standardabweichung	95%Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
2°NA	117,60	48,51	280,61	37,73	105,39	129,81
4°NA	89,79	19,54	214,62	20,44	83,18	96,41
6°NA	92,37	25,22	200,26	23,27	84,84	99,90
2°A	85,28	18,20	187,89	20,92	78,51	92,05
4°A	75,88	19,82	215,65	25,89	67,50	84,26

Tabelle 4.3: Statistische Auswertung der Messdaten vom Typ III. Alle Messwerte sind in  $\mu m$  angegeben.

Die Vermessung der Zementspaltbreiten im okklusalen Bereich ergab innerhalb der Mittelwerte bessere Ergebnisse als die Messdaten vom Typ II. Die besten Ergebnisse der Mittelwerte lagen für die aufgepassten Kronengerüste bei einem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  bei  $85,28 \mu m$  und bei einem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  bei  $75,88 \mu m$ .

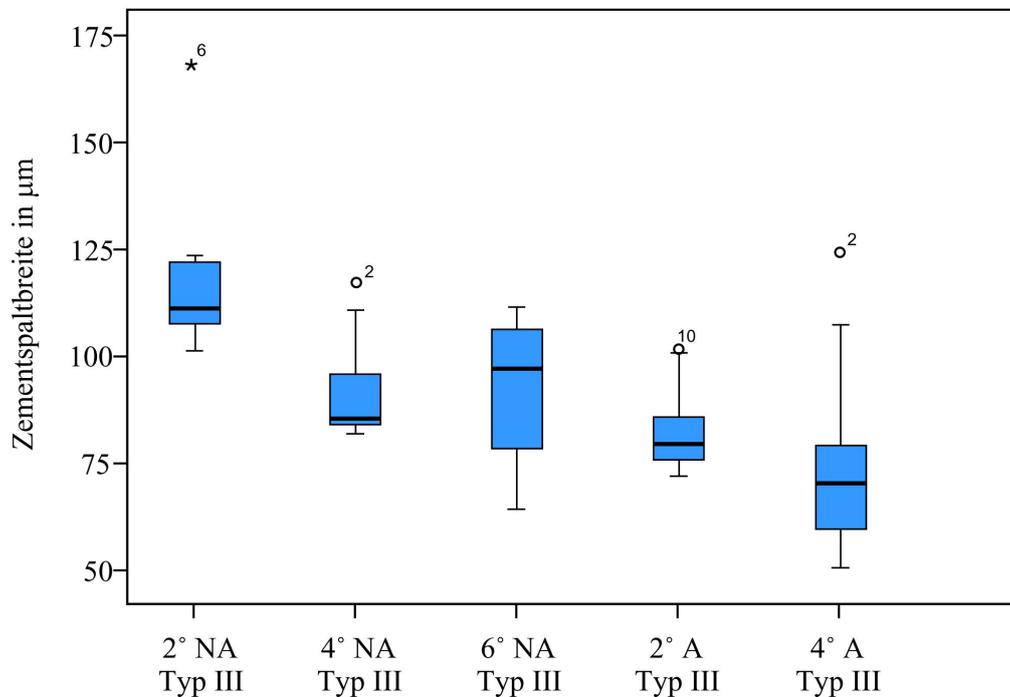


Abbildung 4.3: Vergleich der Messdaten vom Typ III

Die schlechteste mittlere Passung wiesen die unaufgepassten Kronengerüste beim Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  mit  $117,60 \mu\text{m}$  auf. Den kleinsten Minimalwert von  $19,54 \mu\text{m}$  zeigte der Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten. Auch nach der Aufpassung der Gerüste war der kleinste Minimalwert bei diesem Präparationswinkel mit  $19,82 \mu\text{m}$  nahezu unverändert. Ebenso verhielt es sich bei den höchsten Maximalwerten innerhalb der Kronengerüste mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$ .

## 4.1.4 Messdaten vom Typ IV

Messwerte vom Typ IV						
	Mittelwert	Minimalwert	Maximalwert	Standardabweichung	95%Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
2°NA	90,84	28,08	188,12	30,14	81,09	100,60
4°NA	83,55	31,77	177,38	33,69	72,65	94,46
6°NA	49,83	20,87	105,51	10,74	46,36	53,31
2°A	65,61	20,22	108,97	36,19	53,90	77,33
4°A	66,83	18,49	119,76	21,05	60,01	73,64

Tabelle 4.4: Statistische Auswertung der Messdaten vom Typ IV. Alle Messwerte sind in  $\mu m$  angegeben.

Die Messdaten vom Typ IV umfassten die gemessenen Werte im Bereich des marginalen Randspaltes. Herausragend war der Mittelwert von  $49,83 \mu m$  für die nicht aufgespaltenen Kronengerüste bei dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$ , der gleichzeitig den besten Wert darstellte. Auch der Maximalwert von  $105,51 \mu m$  und die Standardabweichung von  $10,74 \mu m$  stellten für diesen Präparationswinkel die besten Ergebnisdaten dar. Die aufgespaltenen Kronengerüste mit den Konvergenzwinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  wiesen die Mittelwerte von  $65,61 \mu m$  und  $66,83 \mu m$  auf.

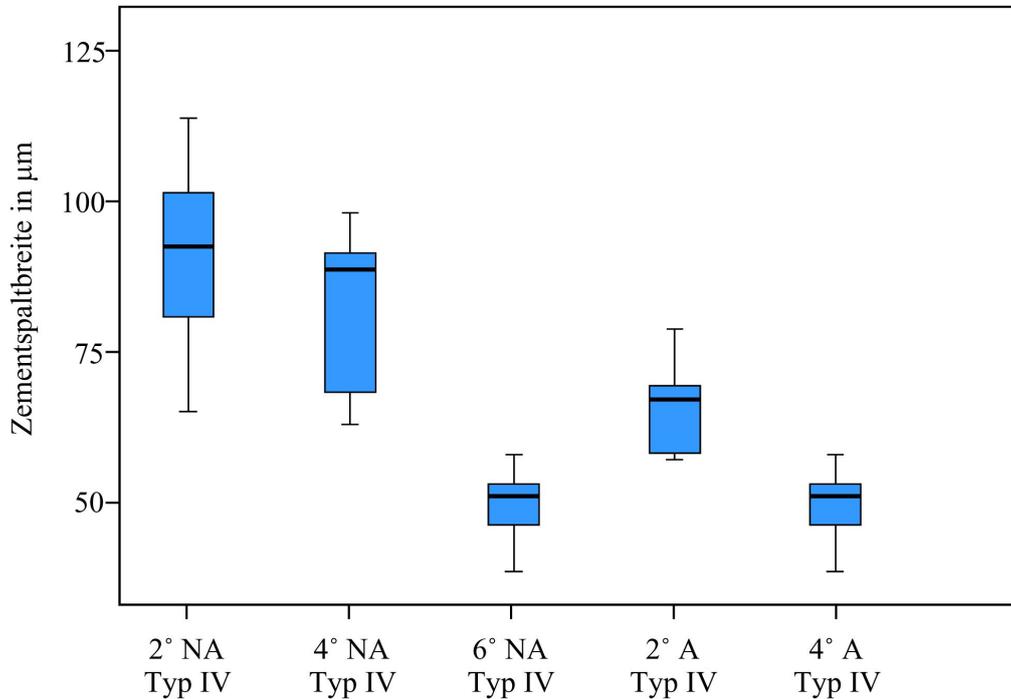


Abbildung 4.4: Vergleich der Messdaten vom Typ IV

Mit dem nicht-parametrischen Mann-Whitney-U-Test wurde untersucht, ob die Differenzen zwischen den Kronengerüsten im Bereich des marginalen Randspaltes (Typ IV) signifikant waren [129]. Die Variablen waren der Präparationswinkel  $\alpha/2$  mit  $2^\circ$ ,  $4^\circ$  und  $6^\circ$  und die Aufpassung bzw. Nicht-Aufpassung. Das Signifikanzniveau wurde durch  $p = 0,05$  festgelegt. Beim Vergleich der Messwerte zeigte sich, dass die marginalen Randspalten bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  und die Randspalten bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten mit den Präparationswinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  mit

$p=0,000$  signifikante Unterschiede aufwiesen. Auch die aufgepassten Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  waren zu den nicht-aufgepassten Gerüsten mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  mit  $p=0,000$  signifikant unterschiedlich. Vergleich man die Kronengerüste mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$ , so konnte man nur bei den nicht-aufgepassten Gerüsten kein signifikanter Unterschied ( $p=0,165$ ) feststellen. Die aufgepassten Kronengerüste mit den Präparationswinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  unterschieden sich wiederum signifikant voneinander ( $p=0,000$ ). Nicht signifikante Differenzen ergaben sich zwischen den aufgepassten Kronengerüsten mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  und den nicht aufgepassten Gerüsten, die mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  beschliffen waren.

## 4.2 Vergleich der Messwerte von aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten

Da die Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  aufgrund ihrer guten primären Passung nicht aufgepasst wurden, werden in diesem Kapitel nur die Kronengerüste mit den Konvergenzwinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  betrachtet.

### 4.2.1 Stümpfe mit dem Präparationswinkel $\alpha/2 = 2^\circ$

Der Vergleich der verschiedenen Typen von aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten zeigte, dass bei den Kronengerüsten mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  der Typ IV die besten Werte erzielen konnte.

Messwerte vom Konvergenzwinkel $\alpha/2 = 2^\circ$							
	Mittelwert	Minimalwert	Maximalwert	Standardabweichung	95%Konfidenzintervall		
					Untergrenze	Obergrenze	
NA Typ I	101,78	25,18	209,54	23,27	94,25	109,30	
NA Typ II	129,98	48,23	301,56	31,55	119,77	140,19	
NA Typ III	117,60	48,57	280,61	37,73	105,39	129,81	
NA Typ IV	90,84	28,08	188,12	30,14	81,09	100,60	
A Typ I	70,10	14,72	160,43	17,59	64,41	75,79	
A Typ II	93,76	19,78	256,16	25,71	85,44	102,08	
A Typ III	85,28	18,20	187,89	20,92	78,51	92,05	
A Typ IV	65,61	20,22	108,97	36,19	53,90	77,33	

Tabelle 4.5: Statistische Auswertung der Messdaten von aufgepassten und nicht-aufgepassten Kronengerüsten mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$ . Alle Messwerte sind in  $\mu m$  angegeben.

Sowohl bei den aufgepassten als auch bei den nicht aufgepassten Gerüsten erreichte Typ IV die niedrigsten Mittelwerte von  $65,61 \mu m$  und  $90,84 \mu m$ . Der höchste Mittelwert lag mit  $129,98 \mu m$  bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten vom Typ II.

Es konnte festgestellt werden, dass die Messwerte vom Typ II sowohl bei den aufgepassten als auch bei den unaufgepassten Kronengerüsten innerhalb der Ty-

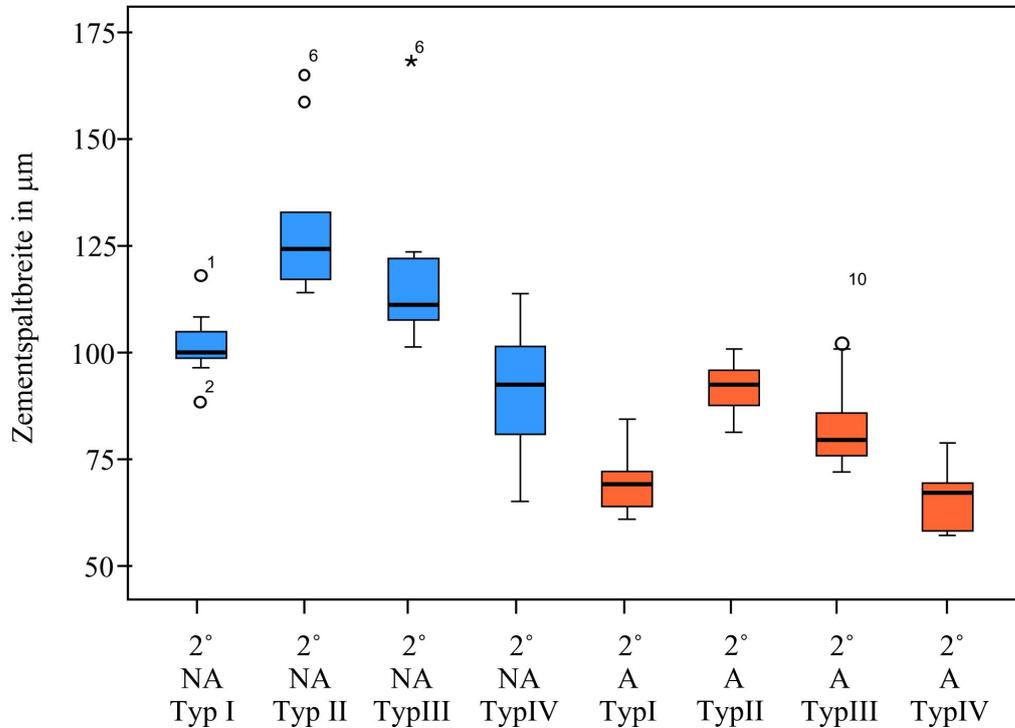


Abbildung 4.5: Vergleich der Messdaten von aufgepassten (A) und nicht aufgepassten (NA) Kronengerüsten bei Stümpfen mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$

pen die schlechtesten Ergebnisse erzielten. Bei den aufgepassten Kronengerüsten hatte Typ I mit einer Standardabweichung von  $17,59 \mu\text{m}$  den kleinsten Wert. Den größten Maximalwert erzielten die nicht aufgepassten Kronengerüste vom Typ II mit  $301,56 \mu\text{m}$ .

Insgesamt wurde deutlich, dass die aufgepassten Kronengerüste generell bessere Messwerte als die unaufgepassten Kronengerüste aufzeigten.

4.2.2 Stümpfe mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$ 

Messwerte vom Konvergenzwinkel $\alpha/2 = 4^\circ$							
	Mittelwert	Minimalwert	Maximalwert	Standardabweichung	95%Konfidenzintervall		
					Untergrenze	Obergrenze	
NA Typ I	87,12	34,69	202,28	15,94	81,96	92,28	
NA Typ II	108,47	24,20	247,88	18,31	102,55	114,40	
NA Typ III	89,79	19,54	214,62	20,44	83,18	96,41	
NA Typ IV	83,55	31,77	177,38	33,69	72,65	94,46	
A Typ I	67,95	19,43	187,01	22,93	60,53	75,37	
A Typ II	81,79	10,77	296,04	29,18	72,35	91,23	
A Typ III	75,88	19,82	215,65	25,89	67,50	84,26	
A Typ IV	66,83	18,49	119,76	21,05	60,01	73,64	

Tabelle 4.6: Statistische Auswertung der Messdaten von aufgepassten und nicht-aufgepassten Kronengerüsten mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$ . Alle Messwerte sind in  $\mu m$  angegeben.

Beim Vergleich der verschiedenen Typen von aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  konnte man erkennen, dass alle Mittelwerte, bis auf den Wert der aufgepassten Gerüste vom Typ IV, niedriger waren als die Mittelwerte beim Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$ . Die aufgepassten

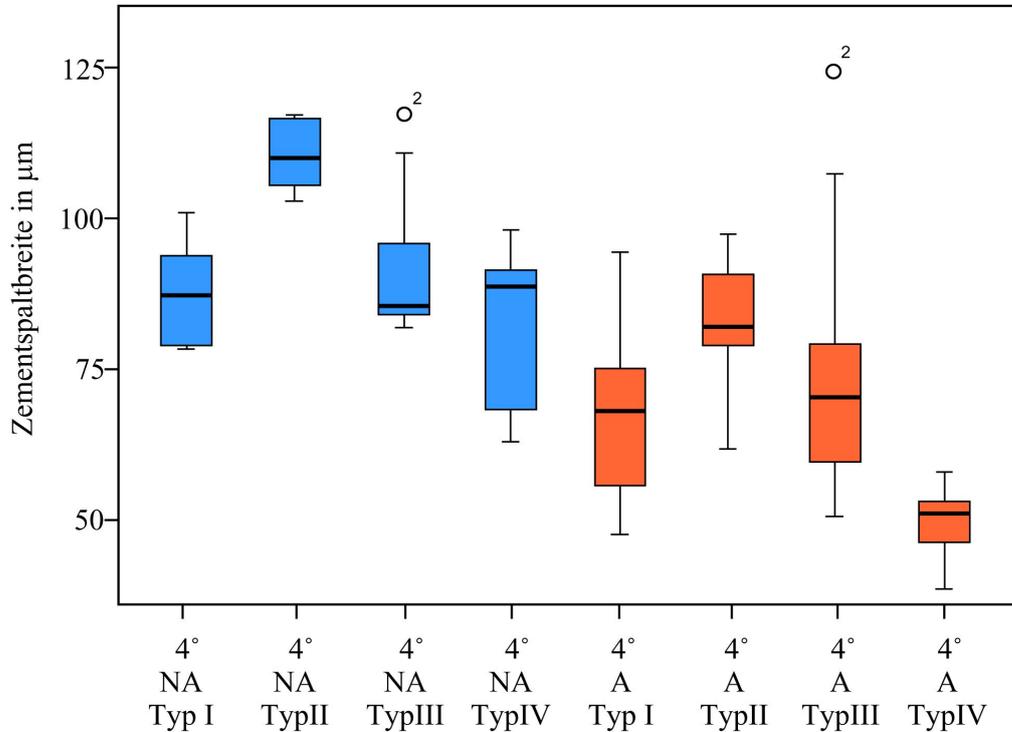


Abbildung 4.6: Vergleich der Messdaten von aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten bei Stümpfen mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$

Kronengerüste passten insgesamt besser als die unaufgepassten Kronengerüste. Der Messwert vom Typ IV stellte mit  $66,83 \mu\text{m}$  den kleinsten Mittelwert innerhalb der aufgepassten Gerüste dar. Er war jedoch im Vergleich zum Mittelwert vom Typ IV bei den aufgepassten Kronengerüsten mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  ( $65,61 \mu\text{m}$ ) geringfügig höher.

Auffällig zeigte sich der kleinste Minimalwert von  $10,77 \mu\text{m}$ , den die aufgepassten Kronengerüste vom Typ II aufwiesen. Die Passgenauigkeit an den Stumpfwänden

(Typ II) erfuhr durch die Aufpassung die größte Verbesserung. Der Mittelwert der nicht aufgepassten Kronengerüste beim Typ II von  $108,47 \mu\text{m}$  erreichte nach der Aufpassung einen Wert von  $81,79 \mu\text{m}$ .

Sowohl bei den Messwerten des Präparationswinkels  $\alpha/2 = 2^\circ$  als auch bei den Messwerten des Präparationswinkels  $\alpha/2 = 4^\circ$  war zu erkennen, dass die Zementspaltbreiten innerhalb der Typen I, II und III bei den aufgepassten Kronengerüsten weniger differierten, dass heißt gleichmäßiger waren, als bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten.

### 4.3 Vergleich der Messwerte nach Präparationswinkel $\alpha/2$ bei den aufgepassten Kronengerüsten

Zur besseren Vergleichbarkeit werden die Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  auch als „aufgepasst“ angesehen.

Messwerte nach Präparationswinkel $\alpha/2$							
	Mittelwert	Minimalwert	Maximalwert	Standardabweichung	95%Konfidenzintervall		
					Untergrenze	Obergrenze	
2° Typ I	70,10	14,72	160,43	17,59	64,41	75,79	
2° Typ II	93,76	19,78	256,16	25,71	85,44	102,08	
2° Typ III	85,28	18,20	187,89	20,92	78,51	92,05	
2° Typ IV	65,61	20,22	108,97	36,19	53,90	77,33	
4° Typ I	67,95	19,43	187,01	22,93	60,53	75,37	
4° Typ II	81,79	10,77	296,04	29,18	72,35	91,23	
4° Typ III	75,88	19,82	215,65	25,89	67,50	84,26	
4° Typ IV	66,83	18,49	119,76	21,05	60,01	73,64	
6° Typ I	74,40	28,74	171,41	10,36	71,05	77,76	
6° Typ II	95,63	26,10	236,56	28,01	86,57	104,70	
6° Typ III	92,37	25,22	200,26	23,27	84,84	99,90	
6° Typ IV	49,83	20,87	105,51	10,74	46,36	53,31	

Tabelle 4.7: Statistische Auswertung der Messdaten nach Präparationswinkel bei den aufgepassten Kronengerüsten. Alle Messwerte sind in  $\mu m$  angegeben.

Der Vergleich der Messwerte nach Präparationswinkel ergab, dass der marginale Randspalt (Typ IV) beim Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  im Mittel mit  $49,83 \mu\text{m}$  am kleinsten war. Somit erzielte die Präparation mit einem Winkel von  $6^\circ$  die geringsten marginalen Randspaltbreiten. Im Gegensatz zum Randschluss war die innere Passgenauigkeit beim Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  schlechter als bei den Kronengerüsten mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  oder  $4^\circ$ . Die beste innere Passung wiesen die Gerüste mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  auf. Der kleinste Minimalwert fand sich mit  $10,77 \mu\text{m}$  beim Typ II der Kronengerüste mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$ . Beim Vergleich aller Typen und Präparationswinkel zeigte sich, dass alle Mittelwerte unter  $100 \mu\text{m}$  lagen.

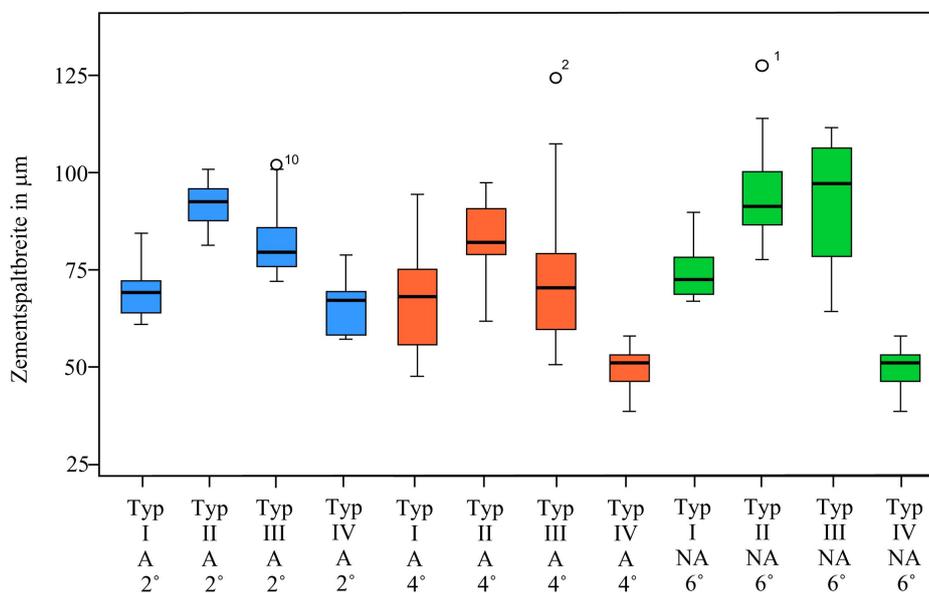


Abbildung 4.7: Vergleich der Messdaten von aufgepassten Kronengerüsten in Abhängigkeit vom Präparationswinkel  $\alpha/2$

#### 4.4 Vergleich der Messwerte in Abhängigkeit der Schnitt- richtung

Die eingebetteten Proben wurden zur Beurteilung der Zementspaltbreiten sowohl in mesio-distaler als auch in oro-vestibulärer Richtung durchtrennt. Um Aussagen über die Abhängigkeit der marginalen Randspalten in Bezug auf die Schnitt-  
richtung zu erhalten, wurden die Mittelwerte, Minimal- und Maximalwerte, die Standardabweichungen und das 95 %ige Vertrauensintervall bei den Präparationswinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ, 4^\circ$  und  $6^\circ$  nach Typen unterschieden.

##### 4.4.1 Stümpfe mit dem Präparationswinkel $\alpha/2 = 2^\circ$

Beim Vergleich der Schnitte bei den aufgepassten Kronengerüsten mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  ergab sich, dass bei den Typen I und III die in mesio-distaler Richtung gemessenen Mittelwerte kleiner waren als die der oro-vestibulären Schnitte. Bei den Typen II und IV war das Ergebnis umgekehrt.

Die deutlichste Differenz zwischen den beiden Schnittrichtungen zeigten die Mittelwerte beim Typ I. Während der Mittelwert in mesio-distaler Richtung  $61,93 \mu\text{m}$  betrug, stieg er bei der Messung in oro-vestibulärer Richtung auf  $78,27 \mu\text{m}$ .

Die niedrigsten Minimalwerte wiesen bei allen Typen die Schnitte in mesio-distaler Richtung auf, wobei sie gleichzeitig aber auch, außer bei Typ I, die höchsten Maximalwerte zu verzeichnen hatten.

Messwerte vom Konvergenzwinkel $\alpha/2 = 2^\circ$							
	Mittelwert	Minimalwert	Maximalwert	Standardabweichung	95%Konfidenzintervall		
					Untergrenze	Obergrenze	
m-d Typ I	61,93	14,72	135,92	13,78	55,32	68,55	
o-v Typ I	78,27	21,69	160,43	17,45	69,90	86,65	
m-d Typ II	96,82	19,78	256,16	21,65	86,42	107,27	
o-v Typ II	90,70	38,29	193,50	23,75	79,30	102,11	
m-d Typ III	80,82	18,20	187,89	15,62	73,32	88,31	
o-v Typ III	89,74	43,68	184,31	22,57	78,90	100,57	
m-d Typ IV	67,20	20,22	108,97	17,61	58,74	75,65	
o-v Typ IV	64,03	24,61	101,99	17,21	55,77	72,29	

Tabelle 4.8: Statistische Auswertung der Messdaten in Abhängigkeit der Schnittrichtung mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$ . Alle Messwerte sind in  $\mu m$  angegeben.

#### 4.4.2 Stümpfe mit dem Präparationswinkel $\alpha/2 = 4^\circ$

Bei den Messwerten der aufgepassten Kronengerüste mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  zeigte sich bei den Typen II und III keine signifikanten Abweichungen zwischen den Mittelwerten der beiden Schnittrichtungen. Sowohl die Mittelwerte von  $81,35 \mu m$  in mesio-distaler Richtung und  $82,23 \mu m$  in oro-vestibulärer Richtung bei Typ II, als auch die Werte  $75,75 \mu m$  (m-d) und  $76,01 \mu m$  (o-v) bei Typ III verdeutlichten dies.

Messwerte vom Konvergenzwinkel $\alpha/2 = 4^\circ$							
	Mittelwert	Minimalwert	Maximalwert	Standardabweichung	95%Konfidenzintervall		
					Untergrenze	Obergrenze	
m-d Typ I	72,36	20,43	151,59	25,78	59,98	84,74	
o-v Typ I	63,54	19,43	187,01	19,34	54,26	72,83	
m-d Typ II	81,35	10,77	296,04	29,48	67,20	95,51	
o-v Typ II	82,23	18,06	271,52	29,63	68,00	96,45	
m-d Typ III	75,75	19,82	215,65	28,92	61,87	89,64	
o-v Typ III	76,01	28,96	144,02	23,24	64,86	87,17	
m-d Typ IV	61,40	18,49	108,97	20,97	51,33	71,47	
o-v Typ IV	72,25	34,66	119,76	20,20	62,55	81,45	

Tabelle 4.9: Statistische Auswertung der Messdaten in Abhängigkeit der Schnittrichtung mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$ . Alle Messwerte sind in  $\mu m$  angegeben.

Beim Typ IV ergab sich mit  $20,97 \mu m$  in mesio-distaler Richtung und  $20,20 \mu m$  in oro-vestibulärer Richtung nahezu die gleiche Streuung innerhalb der Messwerte. Die Mittelwerte waren jedoch deutlich unterschiedlich.

Den niedrigsten Minimalwert wiesen die Schnitte in mesio-distaler Richtung mit  $10,77 \mu m$  beim Typ II auf.

4.4.3 Stümpfe mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$ 

Messwerte vom Konvergenzwinkel $\alpha/2 = 6^\circ$							
	Mittelwert	Minimalwert	Maximalwert	Standardabweichung	95%Konfidenzintervall		
					Untergrenze	Obergrenze	
m-d Typ I	77,09	28,74	171,41	11,87	71,39	82,80	
o-v Typ I	71,71	32,46	116,08	8,01	67,86	75,56	
m-d Typ II	84,19	26,10	219,99	17,01	76,02	92,36	
o-v Typ II	107,07	27,47	136,56	32,33	91,55	122,60	
m-d Typ III	84,28	25,22	175,67	19,19	75,07	93,50	
o-v Typ III	100,46	40,98	200,26	24,60	88,65	112,28	
m-d Typ IV	49,80	28,39	70,84	9,93	45,03	54,57	
o-v Typ IV	49,86	20,87	105,51	11,75	44,22	55,51	

Tabelle 4.10: Statistische Auswertung der Messdaten in Abhängigkeit der Schnittrichtung mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$ . Alle Messwerte sind in  $\mu m$  angegeben.

Beim Vergleich der Messwerte nach Schnittrichtung bei den Kronengerüsten mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  fielen die fast identischen Mittelwerte beim Typ IV von  $49,80 \mu m$  bei mesio-distaler Schnittrichtung und von  $49,86 \mu m$  bei oro-vestibulärer Schnittrichtung auf. Sie stellten die weitaus niedrigsten Mittel-

werte innerhalb der Typen dar. Die größten Unterschiede bei den Schnittrichtungen zeigten die Typen II und III, wobei die Schnitte in mesio-distaler Richtung die besseren Mittelwerte aufwiesen. Außer bei Typ I ergaben sich bei den Messungen in mesio-distaler Richtung niedrigere Mittelwerte als in oro-vestibulärer Richtung.

Den höchsten Minimalwert mit  $40,98 \mu\text{m}$  erreichten die Werte bei Typ III, die in oro-vestibulärer geschnitten wurden. Der Typ IV zeigte mit  $70,84 \mu\text{m}$  den niedrigsten Maximalwert, der in mesio-distaler Schnittrichtung gemessen wurde.



## 5 Diskussion

Die innere Passgenauigkeit und der marginale Randschluss sind neben der Stabilität für den dauerhaften Erfolg einer prothetischen Versorgung von großer Bedeutung. Da ein vollkommen stufen- und spaltfreier Übergang der Restauration zum Zahn nahezu unmöglich ist, wird ein Zementspalt von 50 - 100  $\mu\text{m}$  als klinisch akzeptabel angegeben [118]. Zur Untersuchung der Passgenauigkeit kommen in der Zahnmedizin häufig In-vitro-Studien zur Anwendung [1, 44].

Um die Ergebnisse von In-vitro-Studien auf die klinische Situation übertragen zu können, wird versucht, die Bedingungen so gut wie möglich zu imitieren. Gleichzeitig ist es wichtig, standardisierte Versuchsaufbauten und Arbeitsabläufe zu schaffen, um eine gewisse Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu erzielen. Da dies nicht immer möglich ist, erweist sich der Vergleich einzelner Studienergebnisse oft als problematisch [13, 46].

### 5.1 Material und Methode

In der vorliegenden Arbeit wurde der marginale Randspalt und die innere Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxideinzelkronen in Abhängigkeit vom Präparationswinkel mit und ohne Nachbearbeitung durch einen Zahntechniker untersucht. Die Kronengerüste wurden mit Hilfe des Cercon-Systems der Firma Degudent aus Zirkonoxidkeramik hergestellt.

Es wurden drei obere erste Frasacomolaren mit den Präparationswinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ, 4^\circ$  und  $6^\circ$  beschliffen. Als Präparationsform kam die ausgeprägte Hohlkehle zur Anwendung. Sie wird neben der Stufe mit abgerundeter Innenkante als bevorzugte Präparation für vollkeramische Kronen in der Literatur beschrie-

ben [59]. Als Richtlinie für die Präparation von Vollkeramikrestaurationen wird ein zirkulärer Substanzabtrag von 1,0 bis 1,5 mm sowie eine okklusale Reduktion um 2 mm empfohlen [11, 27, 41, 62, 83, 89, 103]. Nach neuesten Studien wäre jedoch bei Verwendung hochfester Dentalkeramiken, wie Zirkonoxid, ein zirkulärer Substanzabtrag von 0,8 mm ausreichend, um die Bruchfestigkeit und Stabilität einer Restauration zu gewährleisten [76]. In dieser Untersuchung wurde ein zirkulärer Abtrag von 1,2 mm gewählt. Die okklusale Reduktion lag bei 2 mm. Die Retentionshöhe des Stumpfes betrug 6 mm. Sie trägt neben dem Präparationswinkel  $\alpha/2$  zu einer ausreichend hohen Friktion der Restauration am Zahnstumpf bei [93]. Diese Art der Stumpfpräparation, die nach wissenschaftlich anerkannten Richtlinien für die Vollkeramikpräparation erfolgte, ermöglichte gute Passgenauigkeiten und die selektive Untersuchung des Randspaltes und der inneren Passgenauigkeit nur in Abhängigkeit vom Präparationswinkel und der Herstellungsmethode.

Die Abformungen der präparierten Frasacomolaren wurden abweichend vom klinischen Vorgehen mit einem dünnfließenden Silikon hergestellt. Mögliche Fehler, die bei der Abformung unter klinischen Bedingungen entstehen könnten, wurden durch die standardisierte labortechnische Herstellung ausgeschlossen. Auf diese Weise entstanden exakt dimensionsgleiche Meistermodelle der präparierten Zahnstümpfe. Die gefrästen Kronengerüste wurden nicht auf den Patientenmodellen sondern auf den Meistermodellen untersucht. Mögliche Fehlerquellen bei der Modellherstellung durch den Zahntechniker konnten somit vernachlässigt werden. Die Messwerte der Passgenauigkeitsuntersuchung könnten daher geringfügig besser ausfallen als unter klinischen Bedingungen. Im Unterschied zu einer vorangegangenen In-vitro-Studie wurden die einzelnen Meistermodelle direkt mit einem

neuentwickelten CAD-Modul des Cercon-Systems eingescant [8]. Die dreidimensionale Laserabtastung dauerte ca. drei Minuten pro Modell. Zuvor war es nötig, jedes Stumpfmodell in einen dafür vorgesehenen Modellhalter zu montieren. Mit Hilfe einer Schablone für die optimale Scanposition konnte dies problemlos erfolgen. Im Gegensatz zur Wachsmodellation der Kronengerüste, bei der ein Distanzlackauftrag von 40-50  $\mu\text{m}$  Schichtstärke und eine gleichmäßige Gerüststärke von mindestens 0,4 mm gefordert wurden, konnte durch das neue Scanverfahren eine enorme Zeit- und Materialersparnis erzielt werden. Desweiteren wurden Fehler bei der Herstellung der Wachskäppchen, wie zum Beispiel scharfe Kanten oder Verformungen des Wachskerüsts beim Abheben vom Modell, vermieden, die zu Passungsungenauigkeiten führen könnten. Um die Passung nach der Fräsung der Kronengerüste zu optimieren, wurden die Hälfte der Gerüste mit den Präparationswinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  durch den Zahntechniker unter lichtmikroskopischer Kontrolle bis zur subjektiv optimalen Endposition mittels Entfernung von Störkontakten durch die Turbine aufgearbeitet. Die durchschnittliche Nachbearbeitungszeit lag bei den Gerüsten mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  im Mittel bei 4,04 Minuten pro Gerüst. Bei den Kronenkäppchen mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  dagegen nur bei 2,83 Minuten pro Gerüst. Dies ist auf die bessere primäre Passung der Gerüste mit größerem Konvergenzwinkel zurückzuführen.

Die gefrästen Kronengerüste wurden bei dieser In-vitro-Untersuchung konventionell mit einem Glasionomierzement befestigt. Um eine möglichst dünne Zementschicht zu erreichen, wurden die Kronengerüste bei der Zementierung nicht vollständig mit Zement aufgefüllt, sondern mit Hilfe eines Spatels gleichmäßig dünn ausgestrichen. Aus einer Überfüllung der Kronengerüste hätte ein größe-

rer marginaler Randspalt resultieren können [45]. Zudem wurde darauf geachtet, während der Abbindezeit einen konstanten Druck auf die zu zementierenden Restaurationen auszuüben, um sicherzustellen, dass die Kronengerüste ihre Endposition erreicht haben. Dieser Druck wurde durch eine Kraft von 50 N in axialer Richtung auf die Gerüste ausgeübt. Bei der Zementierung kam es zu keiner Fraktur der Kronengerüste, wie es bei einigen älteren Vollkeramiksystemen der Fall war [1].

Der nächste Schritt bestand in der Herstellung von Schnittproben der mit Superhartgips eingebetteten, zementierten Kronengerüste. Um einen möglichst axialen Schnitt parallel zur Zahnachse zu erhalten, wurden bereits vor der Einbettung die späteren Schnittachsen mit einem wasserfesten Stift auf der Unterseite des Probensockels angezeichnet. Dadurch konnte sichergestellt werden, dass die Kronengerüste mittig durchtrennt wurden und keine Verzerrungen des Zementspaltes durch einen schrägen Schnitt entstanden. Durch das manuelle Einspannen der Proben in die Haltevorrichtung des Trenngerätes bestand die Gefahr, dass es trotzdem zu minimalen Verzerrungen des Spaltes kommen konnte. Diese wurde jedoch aufgrund der Geringfügigkeit vernachlässigt. Ein Nachteil der Anfertigung von Schnittproben zur Vermessung des Zementspaltes ist, dass durch die destruktiven Schleifvorgänge große Teile an Information verloren gehen und zu einer begrenzten Aussagekraft der Methode führen [58, 118]. Deshalb werden in manchen In-vitro-Studien keine Schnittproben hergestellt, sondern der marginale Randspalt in direkter Aufsicht unter dem Rasterelektronenmikroskop vermessen. Mit dieser Methode ist es zwar möglich, die Messpunkte über den kompletten Kronenrandbereich zu verteilen, aber es kann nur der marginale Randspalt einer Restauration untersucht werden. Die innere Passgenauigkeit, die für eine eindeu-

tige Positionierung und den dauerhaften Halt einer Restauration von entscheidender Bedeutung ist, kann somit nicht beurteilt werden. Ebenfalls ist eine Vermessung des Randspaltes aufgrund überschüssigen Zementes in einzelnen Bereichen nicht möglich. Durch den Einsatz moderner optischer Digitalisierungsmethoden (3D-Passgenauigkeit) ist es möglich, Objekte dreidimensional zu vermessen. Die Anzahl der Messpunkte ist gegenüber konventioneller Verfahren deutlich höher. Diese Methode ist jedoch sehr aufwendig und noch nicht vollends ausgereift. In der vorliegenden Arbeit wurden zur Untersuchung der marginalen Randspalten und der inneren Passgenauigkeiten von Kronengerüsten Schnittproben angefertigt. Auf diese Weise konnte der gesamte innere Verlauf des Zementspaltes vermessen werden. Als Nachteil erwies sich der hohe zeitliche Aufwand für die Herstellung der Schnittproben und die begrenzte Anzahl von Messpunkten im Bereich des Randspaltes [2, 37].

Der nächste Arbeitsschritt bestand in der Vermessung der Randspalten und inneren Zementspaltbreiten mit Hilfe eines Lichtmikroskops am Computer. Der Vorteil der lichtmikroskopischen Auswertung ist, dass im Gegensatz zur Rasterelektronenmikroskopie der gesamte Verlauf der Zementfuge einer Restauration beurteilt werden kann und durch die Vermessung am „Profil“ der Probe keine Verzerrungen der Ergebnisse entstehen können. Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung ist zudem fehleranfällig. Wird der zu vermessende Zementspalt vom Elektronenstrahl nicht im  $90^\circ$  Winkel getroffen, kommt es durch Verzerrungen zu Ungenauigkeiten der Ergebnisse [126]. Da die in dieser Studie angewandten Vergrößerungen (50-fach und 200-fach) problemlos mit dem Lichtmikroskop möglich und ausreichend für die Vermessung sind, kam die Untersuchung der Proben mittels Lichtmikroskop zur Anwendung.

## 5.2 Ergebnisse

In dieser In-vitro-Studie sollte untersucht werden, inwiefern verschiedene Präparationswinkel  $\alpha/2$  bei ansonsten standardisierten Bedingungen die Größe des marginalen Randspaltes und die innere Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxidkronengerüsten beeinflussen. Anhand der Ergebnisse sollte der Präparationswinkel, der die optimale Passung ohne Nachbearbeitung durch den Zahn-techniker erzielt, ermittelt werden.

### 5.2.1 Vergleichende Analyse der marginalen Randspalten

Dieser Abschnitt beschränkt sich auf die Beurteilung des marginalen Randspaltes, der in der Untersuchung als Typ IV bezeichnet wird.

Alle Randspalten der drei Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$ ,  $4^\circ$  und  $6^\circ$  liegen im Mittel im Bereich von 50 - 100  $\mu\text{m}$ , der von *Spiekermann* als klinisch akzeptabel angesehen wird [118]. Den besten Mittelwert für den marginalen Randschluss erzielten die Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  mit 49,83  $\mu\text{m}$ , obwohl sie unaufgepasst zementiert wurden. Bei den aufgepassten Kronengerüsten lagen die Mittelwerte beim Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  bei 65,61  $\mu\text{m}$  und beim Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  bei 66,83  $\mu\text{m}$ . Der parameterfreie U-Test von Mann und Whitney zeigte, dass die Messwerte der nicht-aufgepassten Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  im Bereich des marginalen Randspaltes zu den Werten der nicht-aufgepassten Gerüsten mit den Präparationswinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  signifikante Unterschiede aufwiesen. Die Ergebnisse der aufgepassten Kronengerüste vom Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  mit 65,61  $\mu\text{m}$  waren im Vergleich zu den Ergebnissen der nicht-aufgepassten Gerüste mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  mit 49,83  $\mu\text{m}$  hoch signifikant unterschiedlich.

Dieses Ergebnis ist darauf zurückzuführen, dass der Scanner des Cercon-Gerätes Probleme hat, steile Flanken exakt zu vermessen, was zu Verschlechterungen der Messwerte bei kleinen Konvergenzwinkeln führt.

Beim Lava-System von 3M Espe, das im Hinblick auf die Verarbeitung von Zirkonoxidrohlingen dem Cercon-System sehr ähnlich ist, liegen die Mittelwerte für die marginalen Randspalten ebenfalls zwischen 50 und 100  $\mu\text{m}$  [124]. Bei der In-vitro-Studie von *K.Fick*, die sich mit dem marginalen Randspalt und der inneren Passgenauigkeit von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel beschäftigte, ergaben sich Mittelwerte von 70,58  $\mu\text{m}$  beim Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$ , 60,74  $\mu\text{m}$  beim Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  und 49,89  $\mu\text{m}$  beim Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  bei den aufgepassten Kronengerüsten. Der Vergleich mit dieser Studie ist für die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit wichtig, da die Versuchsaufbauten nahezu identisch sind. Nur die Art der Herstellung unterscheidet sich. In der vorliegenden Studie erfolgte die Herstellung der Kronengerüste mit Hilfe eines neuen CAD-Moduls, wodurch auf die Modellation eines Gerüstes aus Wachs verzichtet werden konnte.

Es kann festgestellt werden, dass die Mittelwerte vom Typ IV bei beiden Studien nahe zusammen liegen. Der einzige Unterschied zeigt sich beim Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$ , bei dem in dieser Arbeit trotz des Verzichtes auf eine nachträgliche Aufpassung ein geringfügig besserer Wert von 49,83  $\mu\text{m}$  resultiert. Dieses Ergebnis zeigt, dass das neue CAD-Modul des Cercon-Systems eine Verbesserung hinsichtlich der primären Passung im Bereich des marginalen Randspaltes bei grossen Konvergenzwinkeln erzielt hat. Desweiteren ist zu erkennen, dass sich die marginale Passung nach der Innenbearbeitung durch den Zahntechniker sowohl beim Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  von 90,84  $\mu\text{m}$  auf 65,61  $\mu\text{m}$  als auch beim

Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  von  $83,55 \mu\text{m}$  auf  $66,83 \mu\text{m}$  verbessert hat. Daraus kann man folgern, dass vor allem Präparationen mit steilen Flanken, also kleinem Konvergenzwinkel  $\alpha/2$ , von einer nachträglichen Aufpassung profitieren.

Insgesamt ist eine deutliche Verbesserung der marginalen Passung mit flacherem Präparationswinkel zu beobachten. Wie bereits erläutert, ist dies einerseits darauf zurückzuführen, dass der Scanner des Cercon-Systems möglicherweise Probleme bei der genauen Abtastung steiler Stumpfwände hat. Aus dieser ungenauen Vermessung mit wenigen Messpunkten resultieren dann schlechtere Werte für den marginalen Randspalt. Andererseits ist es möglich, dass der Zementabfluss bei der Befestigung der Kronengerüste durch eine stärkere Friktion der Restauration am Zahnstumpf bei kleinen Präparationswinkeln behindert wird. Dies führt ebenfalls zu einer Verbreiterung des Randspaltes. Desweiteren gab es bei den Kronengerüsten mit den Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  Stellen am Kronenrand, die zu lange waren und an der Präparationsgrenze anstanden. Erst durch den Abtrag dieser Störkontakte war es möglich, die Kronengerüste auf die optimale Endposition zu bringen. Möglicherweise konnte die Scannersoftware die Präparationsgrenze bei der optischen Abtastung an einigen Stellen nicht exakt berechnen. Desweiteren ist es möglich, dass nicht alle Stümpfe in der gleichen Weise in die Scanvorrichtung eingebracht wurden. Mit Hilfe der Positionierschablone wird zwar die exakte vertikale Position des Gipsmodelles angegeben, geringfügige Kippungen in horizontaler Richtung bleiben jedoch unberücksichtigt. Diese Kippungen könnten zu Ungenauigkeiten beim Scanvorgang führen.

Die Ergebnisse der Randspaltbreiten zeigen, dass mit dem Cercon-System hergestellte Kronengerüste mit großem Präparationswinkel nicht zusätzlich aufpasst werden müssen. Bei Stümpfen mit steilem Präparationswinkel ist es wiederum

empfehlenswert, eine Nachbearbeitung zur Verbesserung der marginalen Passung vorzunehmen.

Bei der Aufpassung der Kronengerüste wurde bei jedem Käppchen die Zeit, die zur Nachbearbeitung nötig war, mit Hilfe einer Stoppuhr gemessen. Dabei fiel auf, dass die Aufpassung der Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  im Durchschnitt mit 4,04 Minuten längere Zeit in Anspruch nahm als die der Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  mit im Mittel 2,83 Minuten. Daraus resultiert, dass die Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  mehr Störkontakte auf der Innenfläche aufwiesen als Kronengerüste mit größerem Konvergenzwinkel. Daraus erklärt sich auch die Tatsache, dass die Messwerte für den marginalen Randspalt bei diesen beiden Präparationswinkeln nach Aufpassung nahezu identisch waren. Aufgrund der langen Nachbearbeitungszeit der Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  konnte eine deutliche Verbesserung der marginalen Passung erzielt werden. Dies zeigt, dass es beim Cercon-System möglich ist, durch eine exakte und ausgiebige Aufpassung der Gerüste die Messwerte für den marginalen Randspalt bei Präparationen mit steilen Flanken nachträglich zu optimieren.

Zu Randaussprengungen nach dem Fräsvorgang, wie es in einigen Studien beschrieben wird, kam es nur in Einzelfällen [2, 63]. Die damit verbundenen Randausgenauigkeiten führten jedoch nur zu minimalen Verschlechterungen der Messwerte. Mögliche Ursachen für diese Aussprengungen sind zu grobe Materialbearbeitung und verschlissene Fräswerkzeuge. Ein regelmäßiger Austausch abgenutzter Fräswerkzeuge kann unerwünschte Randzonenschädigungen minimieren [63, 65]. Daher besteht das Cercon-System nach 100 Einheiten auf einen Fräserwechsel.

### 5.2.2 Vergleichende Analyse der inneren Passgenauigkeiten

Bei der Herstellung dentaler Restaurationen mittels CAD/CAM-Systemen stellt nicht nur die Fertigung der Randzonen, sondern auch die Bearbeitung der Innenflächen einen kritischen Bereich dar. Durch die Anfertigung von Schnittproben konnte der Verlauf des Zementspaltes zwischen Kronengerüst und Zahnstumpf beurteilt werden. Die Untersuchung der inneren Passgenauigkeit ermöglichte Aussagen über die Breite und Gleichmäßigkeit der Zementfuge. Ein gleichmäßig dünner Zementspalt im Bereich von 20-30  $\mu\text{m}$  ist nötig, um eine ausreichende Friktion der Restauration am präparierten Zahnstumpf und einen guten Zementabfluss zu erreichen.

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass die aufgepassten Kronengerüste einen zirkulär (Typ I, Typ II, Typ III) gleichmäßigeren und kleineren Zementspalt aufwiesen als die nicht aufgepassten Kronengerüste. Dies ist auf die Beseitigung von Störkontakten durch die nachträgliche Bearbeitung durch den Zahntechniker zurückzuführen, wodurch ein gleichmäßigeres Anliegen der Kroneninnenfläche am Zahnstumpf erreicht wurde.

Im Bereich der Hohlkehle (Typ I) wiesen die aufgepassten Kronengerüste einen deutlich niedrigeren Mittelwert auf als die nicht aufgepassten Kronengerüste und lagen alle unter 100  $\mu\text{m}$ . Die Kronenkäppchen mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 4^\circ$  passten nach Aufpassung im Mittel mit 67,95  $\mu\text{m}$  beim Typ I am besten. Insgesamt war bei den Messwerten vom Typ I zu erkennen, dass die nicht aufgepassten Gerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  mit einem Mittelwert von 74,40  $\mu\text{m}$  eine sehr gute innere Passung erzielten. Die niedrige Standardabweichung von 10,36  $\mu\text{m}$  sprach für einen gleichmäßigen Randspalt. Als auffällig erwies sich bei der Vermessung der Schnitte beim Typ I, dass im Bereich der

stärksten Krümmung der Hohlkehle der Zementspalt bei nahezu allen Aufnahmen am grössten war. Ursache dafür ist die Grösse bzw. der Durchmesser der Schleifgeräte des Cercon-Systems. Da sie in ihrem Durchmesser limitiert sind, können feine Strukturen nur unzureichend bearbeitet werden. Daraus resultiert ein grösserer Spalt an der stärksten Krümmung der Hohlkehle.

Im Bereich der Flanken (Typ II) der Stumpfmodelle wurden sowohl bei den nicht aufgepassten als auch bei den aufgepassten Kronengerüsten höhere Mittelwerte als bei den Messwerten vom Typ I beobachtet. Vor allem am Übergang von den Flanken zur Okklusalfäche des Zahnstumpfes fiel bei der Betrachtung im Lichtmikroskop eine Verbreiterung des Zementspalt auf. Hierfür ist vermutlich die Software zur Erstellung der Fräsbahnen verantwortlich. Sie berechnet eine großzügige Ausfräsung des Kronenlumens im Bereich der Kanten, um ein Aufliegen des Kronengerüsts im Kantenbereich des Stumpfes zu vermeiden.

Die Zementspaltbreiten im okklusalen Abschnitt (Typ III) wiesen wieder kleinere Messwerte auf. Während die Mittelwerte der Typen II und III für die Kronengerüste mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  mit  $95,63 \mu\text{m}$  und  $92,37 \mu\text{m}$  nahezu gleich waren, waren die Differenzen zwischen den aufgepassten Kronengerüsten mit dem Konvergenzwinkel  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  bezüglich dieser Typen etwas größer. Daraus ist ersichtlich, dass die Zementschichtstärke am Übergang von der Flanke zur Okklusalfäche bei den Stümpfen mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  am gleichmäßigsten ist. Dies bestätigt wiederum die These, dass der Scanner des Cercon-Gerätes aufgrund seines eingeschränkten Triangulationswinkels Schwierigkeiten hat, steile Flanken exakt zu erfassen. Dies führt zu schlechteren Passungen bei den Kronengerüsten mit kleineren Präparationswinkeln.

Bei der Sinterung im Cercon-Ofen erfuhren die Kronengerüste eine Schrumpfung

von ca. 25-30%. Diese Schrumpfung erfolgte gleichmäßig und linear in allen drei Raumrichtungen. Spezielle Kügelchen im Sintertray gewährleisteten eine ungehinderte Schwindung bis zur exakten Passung.

Um zu untersuchen, ob die innere Passgenauigkeit in Abhängigkeit von der Schnitt- richtung der Proben unterschiedliche Messwerte ergeben würde, wurden die auf- zementierten Kronengerüste sowohl in mesio-distaler als auch in oro-vestibulärer Richtung durchtrennt. Die Vermessung der Schnitte ergab insgesamt jedoch keine deutlichen Unterschiede zwischen den beiden Schnitt- richtungen.

Insgesamt ist festzustellen, dass mit dem CAD/CAM-System Cercon smart cera- mics gut passende Kronengerüste aus Zirkonoxid hergestellt werden können. Vor allem das neue CAD-Modul erleichtert und beschleunigt die Arbeitsvorgänge.

### **5.3 Vergleich der Ergebnisse mit einer früheren In-vitro Untersuchung [8]**

In der In-vitro-Studie von *K.Fick* wurde der marginale Randspalt und die in- nere Passgenauigkeit von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel untersucht. Da das Cercon-System zu dieser Zeit ein reines CAM-System darstellte, war es nötig, die Kronengerüste für den Scanvorgang in Wachs zu modellieren. Der Unterschied zum neuen CAD/CAM-Gerät besteht darin, dass Fehlerquellen beim Aufwachsen und Verarbeiten der Kronengerüste heute vermieden werden können. Mit dem neuen CAD-Modul war es möglich, direkt das Stumpfmodell des präparierten Zahnes einzulesen. Die optimale Mate- rialschichtstärke wurde automatisch festgelegt. Auf die Anwendung von Distanz- lack wurde im Gegensatz zur vorangegangenen Studie verzichtet. Da die Dicke dieser Lackschicht schwer zu bestimmen ist, kann sie durch einen uneinheitlichen

Auftrag zu einzelnen Vergrößerungen der Zementfuge beitragen und die Ergebnisse verfälschen. Die genannten Nachteile der Fertigung mittels CAM-Technik konnten mit dem neuen Scanverfahren ausgeschlossen werden.

*Fick* kam in seiner In-vitro-Studie zu dem Ergebnis, dass bei der Präparation einer Vollkeramikkrone darauf zu achten ist, den Präparationswinkel  $\alpha/2$  nicht zu klein zu wählen. Ein Winkel von  $6^\circ$  wäre seiner Meinung nach ideal, um einen guten marginalen Randschluss und eine akzeptable innere Passgenauigkeit zu erreichen. Diese Schlussfolgerung stimmt mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit überein. Auch hier erreichten die Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  trotz Verzichts auf Aufpassung die besten Messwerte für die marginale und innere Passung. Daraus wird ersichtlich, dass die Scaneinheit des Cercon-Gerätes sowohl als reines CAM- als auch als CAD/CAM-System Probleme beim Scannen von steile Flanken aufweist. Allerdings sollte bei der Präparation mit konischen Winkeln darauf geachtet werden, eine Schädigung der Pulpa zu vermeiden.

Insgesamt konnten in dieser Arbeit bessere Messwerte für alle Typen und Präparationswinkel erzielt werden. Dies ist offensichtlich auf die Verbesserung der Software mit der Entwicklung des CAD-Moduls zurückzuführen. Ein generelles Aufpassen der Gerüste, wie es *Fick* in seiner Studie forderte, ist für Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$  nicht mehr zwingend notwendig. Bei Präparationen mit den Konvergenzwinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  wäre es jedoch sinnvoll. Im Einzelfall muss darüber entschieden werden, ob eine zusätzliche Nachbearbeitung eine Verbesserung des marginalen Randspaltes und der inneren Passgenauigkeit ergeben würde.



## 6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, den marginalen Randspalt und die innere Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxid-Einzelkronen in Abhängigkeit vom Präparationswinkel mit und ohne Nachbearbeitung durch den Zahntechniker zu beurteilen. Mit Hilfe des Cercon-Systems der Firma Degudent (Hanau) wurden insgesamt 50 Einzelkronengerüste aus vorgesintertem Zirkonoxid hergestellt. Es sollte gezeigt werden, bei welchem Präparationswinkel der marginale Randschluss und die innere Passung im klinisch akzeptablen Bereich von unter  $100\ \mu\text{m}$  liegen und inwiefern eine nachträgliche Aufpassung der Kronengerüste zur Verkleinerung der Zementspaltbreiten beiträgt. Außerdem wurde untersucht, ob sich die Passgenauigkeiten bei verschiedenen Schnittrichtungen der Proben unterscheiden.

Die aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüste wurden konventionell mit Glasionomierzement auf ihren Meistermodellen befestigt und im Schliiffpräparat unter dem Lichtmikroskop auf Randschluss und innere Passung untersucht. Die gewonnenen Mittelwerte für die marginalen Randspalten waren sowohl bei den unaufgepassten als auch bei den aufgepassten Kronengerüsten unter dem klinisch akzeptablen Grenzwert von  $100\ \mu\text{m}$ . Der marginale Randschluss der Kronengerüste mit den Präparationswinkeln  $\alpha/2 = 2^\circ$  und  $4^\circ$  konnte nach Aufpassung durch den Zahntechniker mit den Mittelwerten  $65,61\ \mu\text{m}$  und  $66,83\ \mu\text{m}$  als gut bewertet werden. Die besten Ergebnisdaten erzielten die Kronengerüste mit dem Präparationswinkel  $\alpha/2 = 6^\circ$ . Mit einem Mittelwert von  $49,83\ \mu\text{m}$  erreichten sie trotz Verzichts auf Aufpassung eine gute marginale Passung. Daraus war zu erkennen, dass die Messwerte für den marginalen Randspalt und die innere Passung bei zunehmendem Präparationswinkel  $\alpha/2$  geringer wurden. Ein Präparationswinkel  $\alpha/2$

von 6° wäre demnach ideal, um zu optimalen Passungen zu gelangen. Insgesamt konnte gezeigt werden, dass das Cercon-System passgenaue Einzelkronengerüste aus Zirkonoxidkeramik herzustellen vermag. Die Weiterentwicklung des reinen CAM-Systems zu einem CAD/CAM-System ermöglichte es unter Optimalbedingungen auf eine Nachbearbeitung der Restauration im Sinne einer zusätzlichen Aufpassung teilweise verzichten zu können.

# Literaturverzeichnis

- [1] ABBATE M.F., TJAN A., FOX W.: Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems.  
*J Prosthet Dent* 61 (1989), S. 527–531
- [2] ABDIN-BEY S.: Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme.  
*Med Diss München* (2003)
- [3] ADDI S., HEDAYATI-KHAMS A., POYA A., SJÖGREN G.: Interface gap size of manually and CAD/CAM- manufactured ceramic inlays/onlays in vitro.  
*J Dent* 30 (2002), S. 53–58
- [4] AKAGAWA Y., ICHIKAWA Y., NIKAI H., TSURU H.: Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing.  
*J Prosthet Dent* 69 (1993), S. 599–604
- [5] APHOLT W., BINDL A., LÜTHY H., MÖRMANN W.H.: Flexural strength of Cerec2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars.  
*Dent Mater* 17 (2001), S. 260–267
- [6] ASSIF D., ANTOPOLSKI B., HELFT M., KAFFE I.: Comparison of methods of clinical evaluation of the marginal fit of complete cast gold crowns.  
*J Prosthet Dent* 54 (1985), S. 20–24

- [7] BECKER J., HEIDEMANN D.: Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 48 (1993), S. 611–617
- [8] BEUER F., FICK K., ERDELT K.J., GERNET W.: Marginale und innere Passung von CAM-gefrästen Zirkoniumoxid-Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 58(9) (2003), S. 517–521
- [9] BIENIEK K. W., KÜPPER H.: Zur Randspaltproblematik von Keramikkrone-  
nen.  
*Zahnärztl Welt* 97 (1988), S. 1048–1051
- [10] BIENIEK K. W., KÜPPER H., RICHTER E.-J.: Histologische und rasterelektronmikroskopische Untersuchungen zur marginalen Passform von Dicor-Kronen.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 44 (1989), S. 783–784
- [11] BIENIEK K.W., MARX R.: Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung.  
*Quintessenz* 44 (1993), S. 529–542,689–697
- [12] BIFFAR R.: Zur Auswertung von Randspaltnmessungen an festsitzendem Zahnersatz.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 46 (1991), S. 523–525
- [13] BORNEMANN G., LEMELSON S., CLAAS H., LUTHARDT R.: Analyse der internen 3D-Passgenauigkeit von Vollkeramikkrone (Cerec 3).  
*Dtsch Zahnärztl Z* 56 (2001), S. 619–622

- [14] BOSE M., OTT K.H.R.: Wissenschaftliche Erkenntnisse über das Cerec-System.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994), S. 671–673
- [15] BUONOCORE M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.  
*J Dent Res* 34 (1955), S. 849–853
- [16] CHRISTENSEN G.J.: Marginal fit of gold inlay castings.  
*J Prosthet Dent* 16 (1966), S. 297–305
- [17] COVACCI V., BRUZZESE N., MACCAURO G., ANDREASSI C., RICCI G.A., PICONI C., MARMO E., BURGER W., CITTADINI A.: In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic.  
*Biomaterials* 20(4) (1999), S. 371–376
- [18] DEMMEL H.J.: Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluß paßgenauer Kronen.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 26 (1971), S. 700–705
- [19] DONATH K., ROTH K.: Histologisch-morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen.  
*Z Stomatol* 84 (1987), S. 53–73
- [20] DREYER JØRGENSEN K.: Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gußverfahren.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 7,13 (1958), S. 461–469
- [21] DURET F.: CAD/CAM in Dentistry.  
*J Amer Dent Assoc* 117 (1998), S. 715–720

- [22] EICHNER K., KAPPERT H.F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.  
*Hüthig Verlag* Heidelberg (1996)
- [23] EICHNER K., VOSS R.: Der Kronenrand.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 26 (1971), S. 742–757
- [24] EINFELDT H.: Passgenauigkeit gegossener Metallarbeiten.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 24 (1969), S. 1087–1093
- [25] EPPENBERGER J., MARINELLO P., SCHERLE W., SCHÄRER P.: Komposit als Befestigungszement? Erste klinische Erfahrungen in der Kronen- und Brückenprothetik.  
*Schweiz Monatsschr Zahnmed* 97 (1987), S. 1237–1250
- [26] FENSKE C., JURREN M.P., SADAT-KHONSARI M.R., JÜDE H.D.: In-vitro Untersuchung zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 54 (1999), S. 732–734
- [27] FENSKE C., SADAT-KHONSARI M.R., SHAHIN R.Z., JÜDE H.D.: In-vitro Untersuchung zur Präparationsform von IPS-Empress-Kronen.  
*ZWR* 109 (2000), S. 533–536
- [28] FRIEDL K.-H., SCHMALZ G., HILLER K.-A.: Flüssigkeitskulturen zur Prüfung der Wirkung zahnärztlicher Werkstoffe auf das Bakterienwachstum.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 47 (1992), S. 826–831
- [29] GARVIE R.C., HANNINK R.H., PASCOE R.T.: Ceramic steel?  
*nature* 258 (1975), S. 703–704

- [30] GAVELIS J.R., MORENCY J.D., RILEY E.D., SOZIO R.B.: The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations.  
*J Prosthet Dent* 45 (1981), S. 138–145
- [31] GÖBEL R., LUTHARDT R., WELKER D.: Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 53 (1998), S. 295–298
- [32] GEHRKE P., STOCK M.: Implantataufbauten aus Zirkoniumdioxid: Eine neue Ära der Bruchfestigkeit, Lichtdynamik und Biokompatibilität.  
*Herstellerinformation FRIADENT* (2004)
- [33] GEIS-GERSTORFER J., FÄSSLER P.: Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram.  
*Dtsch Zahnärztl Z*. 54 (1999), S. 692–694
- [34] GERNET W.: Kronen und Brücken.  
*Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde* Bd. 3 Carl Hanser Verlag, München, Wien (1987)
- [35] GEURTSSEN W.: Der Kronen- und Füllungsrand.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 45 (1990), S. 380–386
- [36] GRABER G., BESIMO Ch.: Das DCS-Hochleistungskeramiksystem: Ein neuer Weg zur computergestützten Herstellung von metallfreien Zirkonoxid-Kronen und -Brücken.  
*Quintessenz Zahntech* 20 (1994), S. 57–64

- [37] GROTEN M., AXMANN D., PRÖBSTER L., WEBER H.: Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltnmessungen an Einzelzahnkronen.  
*Dtsch Zahnärztl Z.* 53 (1998), S. 260–265
- [38] HAAS M., WEGSCHEIDER W. A., BRATSCHKO R. O.: Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikkrone im Vergleich.  
*Quintessenz* 4 (1988), S. 625–633
- [39] HAAS M., WEGSCHNEIDER W.A., PERMANN R., KUDERNA F., RIEDL R., BRATSCHKO R.O.: Die ästhetische Frontzahnkrone und ihr Randschluß.  
*Z Stomatol* 84 (1987), S. 449–455
- [40] HANNIG M., ALBERS H.-K., BÖSSMANN K.: Die Pulpaverträglichkeit von Glasionomerzement - Eine humanhistopathologische Studie.  
*Zahnärztl Welt* 101 (1992), S. 272–275
- [41] HEGENBARTH E.A.: Die Symbiose aus Computertechnologie und Kreativität.  
*Dent-Lab* 43 (1995), S. 797–809
- [42] HERSTELLERINFORMATION: Lava-System.  
*3M Espe AG* (2002)
- [43] HOLMES J. R., BAYNE S. D., HOLLAND G. A., SULIK W. D.: Considerations in measurement of marginal fit.  
*J Prosthet Dent* 62 (1989), S. 405–408
- [44] HOLMES J.R., BAYNE S.D., HOLLAND G.A., SULIK W.D.: Marginal fit of castable ceramic crowns.  
*J Prosthet Dent* 67 (1992), S. 594–599

- [45] ISHIKIRIAMA A., OLIVEIRA J.F., VIEIRA.D.F., MONDELLI J.: Influence of some factors on the fit of cemented crowns.  
*J Prosthet Dent* 45 (1981), S. 400–404
- [46] KAPPERT H.F., ALTVATER A.: Feldstudie über die Paßgenauigkeit und das Randschlußverhalten von In-Ceram-Kronen und -Brücken.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 46 (1991), S. 151–153
- [47] KAPPERT H.F., KNIPP U., WEHRSTEIN A., KMITTA M., KNIPP J.: Festigkeit von Zirkonoxidverstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 50 (1995), S. 683–685
- [48] KAPPERT H.F., KRAH M.: Keramiken - eine Übersicht.  
*Quintessenz Zahntech* 27 (2001), S. 668–704
- [49] KAUFMANN U.: KaVo Everest Zirkonkeramik.Für exzellenten Zahnersatz.  
*Sonderdruck: Forschungszentrum Karlsruhe* 4 (2005)
- [50] KERN M., PRÖBSTER L.: Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen.  
*dental-praxis* (2002), S. 269–276
- [51] KERN M., PRÖBSTER L.: Who is Who in der Welt vollkeramischer Restaurationssysteme.  
*Arbeitsgemeinschaft Keramik* (2005)
- [52] KERSCHBAUM T., MENTLER-KOESSER M., STENDER E.: Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde?  
*Zahnärztl Mitt* 80 (1990), S. 2200–2210

- [53] KLAIBER B.: Füllung oder Krone für kariöse Seitenzahnläsionen.  
*Zahnärztl Mitt* 76 (1986), S. 762–765
- [54] KNAPPWOST A.: Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 5 (1950), S. 1022–1030
- [55] KÖRBER K. H., LENZ P.: Beitrag zum Problem zur Randgestaltung von Eratzkronen.  
*Zahnärztl Welt* 69 (1968), S. 440–445
- [56] KUNZELMANN K.-H., HICKEL R.: Zur Präzision des Cerec-Systems: Die Schleifeinheit.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 45 (1990), S. 277–280
- [57] KURBAD A., REICHEL K.: CEREC inLab - State of the art.  
*Quintessenz Zahntech* 27 (2001), S. 1056–1074
- [58] LEHMANN K.M., KRAUTH G.: Der Randschluß von Gußkronen - hergestellt im propädeutischen Unterricht.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 39 (1984), S. 750–752
- [59] LENZ M., PATYK A.J., KOBES L.W.R.: Randschlußverhalten von vollkeramischen Kronen in Abhängigkeit von der geometrischen Form des Stumpfes.  
*ZWR* 109 (2000), S. 154–159
- [60] LÄSSIG H.E., MÜLLER-KÖLN R.A.: Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte.  
*DuMont, Köln* (1983)

- [61] LUTHARDT R.: Ästhetische Restaurationen aus Zirkoniumdioxidkeramik.  
*zm* 95 (2005), S. 62–66
- [62] LUTHARDT R., HEROLD V., SANDKUHL O., REITZ B., KNAAK J.P., LENZ E.: Kronen aus Hochleistungskeramik.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 53 (1998), S. 280–285
- [63] LUTHARDT R., HOLZHÜTER M., SANDKUHL O., HEROLD V., WALTER M.: Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirkonia-TZP-Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 55 (2000), S. 785–789
- [64] LUTHARDT R., KÜHMSTEDT P., BRAKHAGE P.: Digitalisierung vollständiger Kiefermodelle und CAD-Modellation von Okklusalfächern.  
*ZWR* 108 (1999), S. 574–580
- [65] LUTHARDT R., MUSIL R.: CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 52 (1997), S. 380–384
- [66] LUTHARDT R.G., RUDOLPH H., BENZINGER S., WALTER M.H.: Vergleich von Validität und Reliabilität der konventionellen Replika-Technik gegenüber einer 3D-Replika-Technik.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 59 (2004), S. 462–467
- [67] LUTHARDT R.G., SANDKUHL O., BRACKHAGE P., KÜHMSTEDT P., LAZAREK K.: Analyse einzelner Fehlerquellen innerhalb der Verfahrenskette Abformung- Modellherstellung- Digitalisierung.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 54 (1999), S. 627–630

- [68] LUTHARDT R.G., SANDKUHL O., HEROLD V., WALTER M.H.: Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont* 14 (2001), S. 146–151
- [69] LUTHARDT R.G., SANDKUHL O., REITZ B.: Zirconia-TZP and Alumina-Advanced Technologies for the Manufacturing of Single Crowns. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 7 (1999), S. 113–119
- [70] MARX R.: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 48 (1993), S. 229–236
- [71] MARXKORS R.: Der Randschluß der Gußkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 35 (1980), S. 913–915
- [72] MC LEAN J.W.: Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. *Die Quintessenz* Berlin (1978)
- [73] MCLAREN E.A.: Using copy milling technology in restorative dentistry. *Dent Today* 16 (1997), S. 80–85
- [74] MEHL A.: Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. *ZWP* 4 (2001), S. 6–9
- [75] MEHL A., GLOGER W., KUNZELMANN K.H., HICKEL R.: Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmessgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. *Dtsch Zahnärztl Z* 51 (1996), S. 23–27
- [76] MEIER M., FISCHER H., RICHTER E.-J., MAIER H.R., SPIEKERMANN H.: Einfluß unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit

- vollkeramischer Molarenkronen.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 50 (1995), S. 295–299
- [77] MEINERS H.: Das Problem der Paßgenauigkeit - Der Randschluß von Gußkronen.  
*Dent Labor* 34 (1986), S. 1939–1944
- [78] MÜHLEMANN H.R., RATEITSCHAK K.H., RENGGLI H.H.: Parodontologie.  
*Thieme-Verlag Stuttgart* (1978)
- [79] MINIMAZATO T.: Slip-cast zirconia dental roots with tunnels drilled by laser process.  
*J Prosthet Dent* 63 (1990), S. 677–684
- [80] MÖNKMEYER U.R., POERSCHKE F., KURBAD A., REICHEL K., SCHARL V.: Die präfabrizierte, anatomische, polychrome CAD/CAM-Krone.  
*Quintessenz Zahntech* 4 (2005), S. 368–380
- [81] MOLDOVAN O., RUDOLPH H., QUAAS S., BORNEMANN G., LUTHARDT R.G.: Interne und externe Passgenauigkeit CAM-gefertigter Zirkondioxidbrücken.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 61 (2006), S. 38–42
- [82] MOORE J.H., BARGHI N., BRUKL C.E., KAISER D.A.: Marginal distortion of cast restorations included by cementation.  
*J Prosthet Dent* 54 (1985), S. 336–340
- [83] MÖRMANN W.H., BINDL A., LÜTHY H., RATHKE A.: Effects of preparation and luting system on all-ceramics computer-generated crowns.  
*Int J Prosthodont* 11 (1998), S. 333–339

- [84] NAGAI N., TAKESHITA N., HAYASHI J.: Biological reaction of zirconia ceramic as a new implant material in the dental field.  
*Jpn J Oral Biol* 24 (1982), S. 759–762
- [85] OTTL P., LAUER H.-C.: Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen.  
*Quintessenz* 47 (1996), S. 623–640
- [86] PELKA M., KRÄMER N., KUNZELMANN K.H.: Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 48 (1993), S. 488–491
- [87] PETERS M.C., DELONG R., PINTADO M.R., PALLESEN U., QUIST V., DOUGLAS W.H.: Comparison of two measurements techniques for clinical wear.  
*J Dent* 27 (1999), S. 479–485
- [88] POLANZKY R., REICHHOLD Ch., LORENZONI M., HAAS M., ARNETZL G., BRATSCHKO R.O.: Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnbereich nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 53 (1998), S. 643–647
- [89] POSPIECH P.: Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken.  
*dental-praxis* 9/10 (2002), S. 255–257
- [90] POSPIECH P., RAMMELSBERG P., GERNET W., SCHNEIDER-FEYRER S.: Untersuchungen der Biegefestigkeit und der Gefügestruktur der faserverstärkten Keramik Mirage II im Vergleich mit bekannten Keramiken.  
*ZWR* 101 (1992), S. 436–438

- [91] POSPIECH P., TINSCHERT J., RAIGRODSKI A.: Keramik-Vollkeramik.  
*Produktinformation 3M Espe* (2004)
- [92] PRÖBSTER L.: Metallfreie Keramikbrücken-Eine Standortbestimmung.  
*Phillip J 6* (1993), S. 271–278
- [93] PRÖBSTER L.: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?  
*Wissenschaftliche Stellungnahme DGZMK* (1999)
- [94] PRÖBSTER L.: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?  
*Zahnärztl Mitt 1* (2002), S. 28–31
- [95] PRODUKTBESCHREIBUNG: Cercon smart ceramics - das Zirkonoxid Vollkeramiksystem.  
*DeguDent GmbH* (2005)
- [96] PRODUKTBESCHREIBUNG: InLab - das multifunktionale CAD/CAM-System für das zahntechnische Labor.  
*Sirona Dental Systems GmbH* (2005)
- [97] PRODUKTBESCHREIBUNG: CAD/CAM von etkon.  
*etkon AG* (2006)
- [98] PRODUKTBESCHREIBUNG: Das ZenoTec System.  
*Wieland Dental+Technik GmbH & Co.KG* (2006)
- [99] PRODUKTBESCHREIBUNG: Zirkonzahn Frässystem.  
*Zirkonzahn GmbH Enrico Steger* (2006)

- [100] REHBERG H. J.: Der Kronenrand. Exakter Randschluß-was ist das?  
*Dtsch Zahnärztl Z* 26 (1971), S. 696–699
- [101] REULING N., SIEBERT G.K.: Keramische Werkstoffe Entwicklungsstand und Bedeutung.  
*dental-labor* 67 (1989)
- [102] RINKE S., MARKGRAF G., JAHN L., HÜLS A.: Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/Inceram).  
*Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104 (1994), S. 1495–1499
- [103] RINKE S., ZENATSCHKE R.: Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis.  
*Quintessenz* 52 (2001), S. 1151–1159
- [104] RIQUIER R., GIRRBACH K.: Digident - CAD/CAM in zahntechnischer Hand.  
*Quintessenz Zahntech* 27 (2001), S. 1036–1042
- [105] ROULET J.F.: Marginal integrity:clinical significance.  
*J Dent* 22 (1994), S. 9–12
- [106] ROULET J.F., HERDER S.: Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten.  
*Zahnärztl Mitt* 79 (1989), S. 910–913
- [107] RUDOLPH H., BORNEMANN G., QUAAS S., SCHÖNE C., WEBER A., BENZINGER S., LUTHARDT R.G.: Innovatives Modell zur Prüfung der internen und externen Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Restaurationen.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 57 (2002), S. 540–544

- [108] RUDOLPH H., QUAAS S., LUTHARDT R.G.: CAD/CAM - Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 58 (2003), S. 559–569
- [109] SASSEN H.: Klinische und labortechnische Problematik subgingivaler Präparationsgrenzen.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 36 (1981), S. 254–257
- [110] SCHÄFERS F., JÄRSCHKE J., MEYER G.: Paßgenauigkeit von Vollkeramiksystemen.  
*ZWR* 103 (1994), S. 686–689
- [111] SCHMIDT A., MICHAEL W., BÖNING K.: CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin.  
*Quintessenz* 49 (1998), S. 1111–1122
- [112] SCHWEIGER M.: Microstructure and properties of a pressed glass-ceramic core to a zirconia post.  
*QDT* 21 (1998), S. 73–79
- [113] SCHWICKERATH H.: Randspalt und Löslichkeit.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 34 (1979), S. 664–669
- [114] SHILLINGBURG H.T., HOBBS S., LOWELL D., WHITTSET R.: Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik.  
*Quintessenz Verlag Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Tokio* (1989)
- [115] SIDLER P., STRUB J.R.: In-vivo-Untersuchung der Löslichkeit und des Abdichtungsvermögens von drei Befestigungszementen.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 38 (1983), S. 564–571

- [116] SIERVO S., BANDETTINI B., SIERVO P., FALLENI A., SIERVO R.: The Celay system: a comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques. *Int J Prosthodont* 7 (1994), S. 434–439
- [117] SORENSEN J.A.: A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 64 (1990), S. 18–24
- [118] SPIEKERMANN H.: Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 41 (1986), S. 1015–1019
- [119] STRUB J.R.: Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 47 (1992), S. 566–571
- [120] STURZENEGGER B., FEHER A., LÜTHY H.: Klinische Studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnggebiet hergestellt mit dem DCM-System. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 110 (2000), S. 131–139
- [121] STURZENEGGER B., FEHER A., LÜTHY H., LOEFFEL O., FILSER F., KOCHER P., GAUCKLER L., SCHÄRER P.: Clinical study of zirconiumoxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM-System. *Acta Med Dent Helv* 5 (2000), S. 131–139
- [122] SUDHOFF C., SCHNELLBÄCHER K., KIELHORN J.: Zirkonoxid als Werkstoff in der Implantat- und Kombinationsprothetik. *Quintessenz Zahntech* 6 (2003), S. 730–740
- [123] SULAIMAN F., CHAI J., JAMESON L.M., WOZNIAC W.T.: A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 10 (1997), S. 478–484

- [124] SUTTOR D., HOESCHELER S., HAUPTMANN H., HERTLEIN G., BUNKE K.: Lava TM - Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid-Kronen- und Brückengerüste.  
*Quintessenz* 52 (2001), S. 805–808
- [125] SWIFT E.J., PERDIGAO J., HEYMANN H.O.: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art,95.  
*Quintessenz International* 26 (1995), S. 95–110
- [126] THIELE J.: Rasterelektronenmikroskopische und histologische Untersuchungen zur marginalen Paßform von vollkeramischen Kronen aus In-Ceram.  
*Med Diss Aachen* (1997)
- [127] TINSCHERT J., NATT G., DOOSE B., FISCHER H., MARX R.: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 54 (1999), S. 545–550
- [128] TINSCHERT J., NATT G., MAUTSCH W., SPIEKERMANN K. J. H. Anusavice A. H. Anusavice: marginal fit of alumina-and zirconia- based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system.  
*Oper Dent* 26 (2001), S. 367–374
- [129] TOUTENBURG H., TOUTENBURG S., WALTHER W.: Datenanalyse und Statistik für Zahnmediziner.  
*Hanser Verlag* (1991)
- [130] VALDERHAUG J.: Periodontal conditions and caries lesions following the insertion of fixed prostheses: a 10-year follow-up study.  
*Int Dent J* 30 (1980), S. 296–304

- [131] VAN MEERBECK B., INOKOSHI S., BRAEM M., LAMBRECHTS P., VANHERLE G.: Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems.  
*J Dent Res* 71 (1992), S. 1530–1540
- [132] VÖLKL L.: Cercon - Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental.  
*Quintessenz* 52 (2001), S. 811–814
- [133] WALTHER W.: Vergleichende histologische Untersuchungen nach Präparation mit unterschiedlichen Techniken.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 39 (1984), S. 787–790
- [134] WEBER H., GEIS-GERSTORFER J., SIMONIS A., DIEHL J., FRANK G.: Voll- und Glaskeramikkronen klinisch betrachtet.  
*Zahnärztl Mitt* 77 (1987), S. 2416–2421
- [135] WELKER D., HIRSCHLIPP A., HOLLWEGE H.-W.: Toxizität, Löslichkeit, Säuregrad und Fluoridabgabe von Glasionomer-Werkstoffen.  
*ZWR* 106 (1997), S. 586–683
- [136] WILLER J.: Neues CAD/CAM-System zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz.  
*ZWR* 107 (1998), S. 180–185
- [137] WILMSHOFER B.: Das Rocatec-System.  
*Quintessenz Zahntech* 16 (1990), S. 413–417
- [138] WITKOWSKI S.: Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor.  
*Quintessenz Zahntech* 28 (2002), S. 374–386

- [139] ZALKIND M., HOCHMAN N.: Direct core buildup using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post.  
*J Prosthet Dent* 80 (1998), S. 730–732

## Materialliste

Frasacozähne, Frasaco, Tett nang

Palavit G, Kunststoffkaltpolymerisat, Heraeus Kulzer, Hanau

GENTLEforce LUX 7000B, Turbine, KaVo Dental, Biberach

Ergo-Präp-Set nach Dr.Rinke, Komet<sup>®</sup> Präparationswerkzeuge, Robert Breuning GmbH, Besigheim

Fräsgerät F1, Parallelometer, Degussa Dental GmbH, Hanau

Hartmetallfräser 2°, 4°, 6°, Komet<sup>®</sup> Präparationswerkzeuge, Robert Breuning GmbH, Besigheim

Adisil blau, Dubliersilikon, Siladent, Goslar

Resin Rock, Superhartgips, WhipMix, Dortmund

Cercon<sup>®</sup> base Gr.12, Zirkonoxidrohling, Degudent GmbH, Hanau

Cercon<sup>®</sup> base Gr.38, Zirkonoxidrohling, Degudent GmbH, Hanau

Cercon smart ceramics<sup>®</sup>, Degudent, Hanau

Rotring-Diamantschleifkörper, Komet, Besigheim

Alkohol (Isopropanol 70%)

Ketac-Cem-Aplicap, Glasionomerzement, 3M Espe, Seefeld

Duomat<sup>®</sup>, Kapselmischgerät, Degussa Dental GmbH, Hanau

Accutom-2, Trenngerät, Struers, Rodovre, Dänemark

Axioskop 2 MAT, Lichtmikroskop, Zeiss, Jena

FinePix S1, Digitalkamera, Fujifilm, Tokyo, Japan

Optimas 5.0, MediaCybernetics, Silver Spring, USA

SPSS 10.0, SPSS Inc., Chicago, USA

## **Danksagung**

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. Dr. h. c. W. Gernet, Direktor der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München, der die Durchführung dieser Studie ermöglichte.

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. F. Beuer für die Aufgabenstellung und die freundliche und kompetente Betreuung dieser Dissertation.

Ebenso bedanke ich mich bei allen Mitarbeitern der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, vor allem bei Herrn J. Schweiger und Herrn Dr. K. Erdelt für die tatkräftige Unterstützung bei den praktischen Versuchen und der Auswertung der Messdaten.

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie.

Ein liebes Dankeschön an meine Mutter und Herrn F. Hiermeyer, die mir durch die finanzielle und mentale Unterstützung das Studium und die Dissertation ermöglichten.

Ganz herzlich möchte ich mich bei Herrn M. Fürst für die unermüdliche Hilfe bei der Erstellung und Layoutgestaltung dieser Arbeit bedanken.

## Lebenslauf

Name: Eva-Maria Fürst

Geburtsdatum: 26. Januar 1978

Geburtsort: Schrobenhausen

Konfession: römisch-katholisch

Familienstand: verheiratet

Eltern: Ludwig Behringer  
Josefine Behringer

Schulbildung: 1984-1989 Volksschule an der Stollstrasse in  
Ingolstadt  
1990-1998 Apian-Gymnasium in Ingolstadt

Schulabschluß: 1998 Abitur

Studium: 1998-2004 Studium der Zahnheilkunde an  
der LMU München

Studienabschluß: Staatsexamen im Februar 2004  
Approbation am 26.März 2004

Berufliche Tätigkeit: Assistenz Zahnärztin in Ingolstadt  
seit Juni 2004