

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet

Marginaler Randspalt und innere Passung
von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel

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

vorgelegt von
Konrad Fick
aus München
2003

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

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

Mitberichterstatter: Prof. Dr. A. Mehl

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. F. Beuer

Dekan: Prof. Dr. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 28.10.2003

In Dankbarkeit meinen Eltern gewidmet

Inhalt	Seite
1 Einleitung.....	1
2 Literaturübersicht.....	2
2.1 Keramik in der Zahnheilkunde.....	2
2.1.1 Definition.....	2
2.1.2 Geschichtliche Entwicklung.....	4
2.1.3 Werkstoffkundliche Aspekte.....	6
2.1.4 Gesinterte Feldspatkeramiken.....	7
2.1.5 Gießbare und pressbare Glaskeramiken.....	8
2.1.6 Oxidkeramiken.....	10
2.1.6.1 Infiltrationskeramiken.....	10
2.1.6.2 Dicht gesinterte Oxidkeramiken.....	11
2.2 Präparationstechniken bei Vollkeramik.....	14
2.3. CAD/CAM-Systeme.....	16
2.3.1 Entwicklung der CAD/CAM-Systeme.....	19
2.3.2 Technologische Grundlagen.....	20
2.3.3 Lava™.....	23
2.3.4 Cicero.....	24
2.3.5 etkon.....	25
2.3.6 Procera® AllCeram.....	25
2.3.7 Cercon smart ceramics®.....	26
2.4 Passgenauigkeit und Randschluss.....	27
2.5 Einfluss der Zementierung auf den Randspalt und die Passgenauigkeit.....	29
3 Material und Methode.....	32

3.1	Übersicht.....	32
3.2	Präparation der Frasacozähne.....	33
3.3	Abformung und Herstellung dimensionsgleicher Meistermodelle.....	34
3.4	Herstellung der Kronengerüste.....	34
3.5	Zementierung mit Ketac-Cem-Applikat.....	36
3.6	Anfertigung der REM-Proben.....	37
3.7	Qualitative Randalanalyse mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM).....	38
3.8	Statistische Auswertung.....	40
4	Ergebnisse.....	43
4.1	Vergleich der Messwerte vom Typ I.....	43
4.2	Vergleich der Messwerte vom Typ II.....	44
4.3	Vergleich der Messwerte vom Typ III.....	46
4.4	Vergleich der Messwerte vom Typ IV.....	47
4.5	Vergleich der Messwerte von aufgespalten und nicht aufgespalten Kronengerüsten.....	49
4.6	Vergleich der Messwerte von den Schnitten quer und parallel zur Fräsrichtung bei aufgespalten Kronengerüsten.....	54
4.7	Statistischer Test.....	60
4.7.1	Parameterfreier U-Test nach Mann und Whitney.....	60
5	Diskussion.....	62
5.1	In-vitro-Untersuchung.....	62
5.2	Material und Methode.....	62
5.3	Ergebnisse.....	66
5.3.1	Vergleich der Randspalt und Passgenauigkeiten.....	66
5.4	Schlussfolgerungen für die Praxis.....	70
6	Zusammenfassung.....	71
7	Literaturverzeichnis.....	73
8	Materialliste.....	86
9	Danksagung.....	87

10	Lebenslauf.....	88
----	-----------------	----

1 Einleitung

Die herkömmliche metallkeramische Verblendkrone mit ihrer ausgereiften Technik ist ein fester Bestandteil in der Kronen- und Brückenprothetik, jedoch wurden und werden aus Gründen der Ästhetik, der Biokompatibilität und der Wirtschaftlichkeit immer mehr neue Materialien und Techniken gerade auf dem Gebiet der Vollkeramik entwickelt.

Durch diese Entwicklungen konnten die pressbaren Glas- und die Infiltrationskeramiken in den letzten Jahren die Jacketkronen im Frontzahnbereich verdrängen und können heutzutage ohne Bedenken für diese Indikation verwendet werden [4, 12, 61, 78]. Bei den Infiltrationskeramiken sind Frakturen bei Einzelkronen im Frontzahnbereich sehr selten. Im Bereich der Seitenzähne sind es die hochfesten reinen Oxidkeramiken Aluminiumoxid und Zirkoniumoxid, denen das Interesse der Forschung gilt. Da Aluminiumoxid nicht über ausreichende mechanische Eigenschaften verfügt, um Brücken herzustellen, stellen vor allem die Zirkoniumoxidkeramiken als Gerüste für Kronen und Brücken, die auch mehrgliedrig sein können, eine wichtige Erweiterung des Indikationsspektrums für vollkeramische Restaurationen dar [87, 108, 123]. Die Bearbeitung von Zirkoniumoxidkeramiken findet nur rein maschinell in Form von Rohlingen mit CAD/CAM-Systemen statt. Da verschiedene Studien zeigen, dass die mechanischen Eigenschaften des Zirkoniumoxids für Kronen und Brücken im Seitenzahngebiet völlig ausreichend sind, entscheiden die innere Passgenauigkeit und der marginale Randspalt der einzelnen CAD/CAM-Systeme, über die Langlebigkeit der vollkeramischen Restauration [1, 9, 73, 87, 131, 132]. Bei marginalen Randspalten über 100µm steigt die Gefahr einer Sekundärkaries, einer Pulpitis und einer Schädigung des marginalen Parodonts. Darum sollte der marginale Randspalt einer Krone oder Brücke im Bereich von 20 – 30µm liegen [117].

Die vorliegende Arbeit untersucht am Cercon[®]-System der Firma Degussa Dental welche Konvergenzwinkel $\alpha/2$ die besten Messwerte für den marginalen Randspalt und die innere Passgenauigkeit erreichen und ob sie im klinisch tolerierbaren Bereich liegen. Zugleich wird ermittelt, wie groß die Differenz der Messwerte zwischen aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten ist. Die nicht aufgepassten Kronengerüste sollen dabei zeigen, wie genau das CAD/CAM-System arbeitet und inwiefern auf das Aufpassen der Kronengerüste verzichtet werden kann.

2 Literaturübersicht

2.1 Keramik in der Zahnheilkunde

2.1.1 Definition

Die Definition der heutzutage genutzten Keramiken muss wegen der Vielzahl der Neuentwicklungen auf diesem Gebiet sehr allgemein ausfallen. Unter Keramik versteht man verschiedene nichtmetallische anorganische Verbindungen, die in Wasser schwer löslich und zu mindestens 30% kristalliner Struktur sind [44, 51, 80]. Beim Brennen der Rohmaterialien bei Temperaturen, die meistens über 800°C liegen, erhalten die Keramiken ihre typischen Werkstoffeigenschaften. Manchmal kommt es auch erst bei erhöhter Temperatur oder über den Schmelzfluss mit anschließender Kristallisation zur Formgebung [44, 51]. In der Keramik unterscheidet man je nach Zusammensetzung und Aufbau der atomaren Struktur kristalline und nichtkristalline Anteile. Bei den kristallinen Anteilen handelt es sich um regelmäßige Anordnungen von Atomen z. B. über ionische oder kovalente Bindungen. Gibt es keine Regelmäßigkeiten spricht man von einer nichtkristallinen, das heißt amorphen Struktur. Oft können dieselben Atomkombinationen beide Strukturen ausbilden, je nachdem ob sie während der Herstellung genügend Zeit haben sich zu gruppieren oder nicht [51]. *Schüller* [112] teilt die keramischen Werkstoffe nicht nur nach ihrer chemischen Zusammensetzung ein, sondern berücksichtigt auch die unterschiedlichen Eigenschaften der Keramiken. Er unterscheidet silikatkeramische Werkstoffe, wie Töpfergut, Ziegel und die Dentalkeramik (Feldspatkeramik), oxidkeramische Werkstoffe, wie Aluminiumoxid, Zirkoniumoxid und Magnesiumoxid sowie nicht oxidische Werkstoffe, zu denen die Nitride und Carbide zählen [61, 99].

1. Silikatkeramische Werkstoffe						
Gefüge	grob		fein			
	porös	dicht	porös		dicht	
Wasseraufnahmefähigkeit [Gew.%]	> 6	< 6	> 2		< 2	
Scherben	farbig	farbig	farbig	hell bis weiß	farbig	hell bis weiß (fuchsindicht)
1.1 Tonkeramische Erzeugnisse (Scherben enthalten Mullit als wesentlichen Gefügebestandteil)						
Beispiele	Ziegel	Klinker Baukeramik	Töpferwaren	Tonsteingut	Fliesen Sanitärwaren	Hartporzellan Weichporzellan Dentalkeramik
1.2 Sonstige Silikatkeramische Erzeugnisse						
Beispiele	Silikatsteine	Schmelzgegossene, feuerfeste Steine		Cordierit	Cordierit	Steatit Li-Al-Silikat
2. Oxidkeramische Werkstoffe						
Gefüge	grob		fein			
2.1 Einfache Oxide						
Beispiele	Aluminiumoxid Magnesiumoxid Calciumoxid		Aluminiumoxid Magnesiumoxid Berylliumoxid Titanoxid Zirkoniumdioxid			
2.2 Komplexe Oxide						
Beispiele	Chromit		Perowskite Spinelle Granate			
3. Nichtoxidische keramische Werkstoffe						
Gefüge	grob		fein			
Beispiele	Kohlenstoff Graphit		Nitride Carbide Kohlenstoff			

Tab. 1: Systematik der keramischen Werkstoffe nach Schüller [51]

2.1.2 Geschichtliche Entwicklung

Die Keramik als Restaurationswerkstoff in der Zahnheilkunde hat mit der Forderung nach ästhetisch und funktionell optimaler Restauration von Zahnhartsubstanzdefekten und zugleich hohen Ansprüchen an die Biokompatibilität, gerade in den letzten Jahrzehnten, immer mehr an Bedeutung gewonnen. Natürlich hat die Keramik, vor allem außerhalb der Zahnheilkunde, schon seit sehr viel längerer Zeit ihren festen Platz; es wird angenommen, dass die Anfänge der Keramik einige tausend Jahre vor Christus liegen. Der Name Keramik kommt vom Griechischen „ceramos“ und bezeichnet den Töpferton [24].

Bei dem gewöhnlichen Töpferton handelt es sich um ein quellfähiges Aluminiumsilikat, das aus Plättchen mit weniger als 10µm Durchmesser besteht [24, 51]. Diese Plättchen verbinden sich beim Brennen durch eine glasige Zwischenschicht, und es entsteht eine poröse Keramik, die durch eine Oberflächenbehandlung abgedichtet werden muss. So wurden schon 4000 v. Chr. Methoden entwickelt, um die Oberfläche des Tons mit glasartigen Überzügen zu versiegeln [51]. Die heutigen dentalkeramischen Massen entwickelten sich aus dem Porzellan, das als das edelste Tonzeug gilt und etwa 700 n. Chr. in China entdeckt wurde, und aus den immer weiter verbesserten Glasurmaterialien. In Europa gelang es erstmals *J. F. Böttcher* im Jahre 1709 Porzellan herzustellen [24, 51, 61, 103]. Die erste dokumentierte Anwendung von Porzellan in der Zahnheilkunde geht auf *Nicolas Dubois de Chemant* zurück, der sich 1774 eine ganze Prothese aus Porzellan brennen ließ [24, 35, 51, 120]. Die industrielle Herstellung von Mineralzähnen begann 1825 in Amerika durch *S. W. Stockton* und ab 1844 auch durch die Firma *S. S. White Corporation*, die heute noch besteht [120]. Im Jahre 1889 meldete *Charles Land* das Patent für die erste Vollkeramikkrone an, die sogenannte Porzellanjacketkrone [51, 70]. Die Porzellanjacketkrone wird mit Zement befestigt und ist extrem fraktur anfällig. Dadurch kam es zur Entwicklung von metallkeramischen Kronen, die 1962 von *Weinstein, Katz* und *Weinstein* patentiert wurden, und parallel dazu in Europa 1962 durch die Firmen *Vita-Zahnfabrik* und *Degussa Dental* auf den Markt gebracht wurden. Diese Keramiken haben einen hohen thermischen Expansionskoeffizienten und sind über Oxide mit thermisch kompatiblen Metalllegierungen verbunden [51, 84].

Mit der Kombination von Keramik und Metalllegierungen war es nun möglich, im Seitenzahnbereich mehrgliedrige, stabile Brücken einzusetzen, die gleichzeitig über eine zufriedenstellende Ästhetik verfügten. Bei metallkeramischen Kronen entspricht die innere Passgenauigkeit der einer Vollgusskrone. Allerdings ist die Biokompatibilität und die Ästhetik nicht mit einer vollkeramischen Restauration vergleichbar, da Oxidationsprodukte zu einer verminderten Gewebeverträglichkeit führen und die ästhetische Wirkung durch mangelnde Transluzenz deutlich herabgesetzt wird [105, 120].

In den dreißiger Jahren setzte sich vor allem im Frontzahnbereich immer mehr die Keramikmantelkrone von *Brill* und *Lewin* durch. Diese wurde durch neue keramische Massen, Brennöfen, Präparationsinstrumente, Abformmaterialien und –methoden weiter verbessert. Die große Problematik aller vollkeramischen Restaurationen blieb aber auch weiterhin die indikationseinschränkende niedrige Bruch- und Scherfestigkeit. Entscheidende Materialverbesserungen wurden hier 1965 durch die Empfehlung von *McLean* und *Hughes*, Aluminiumoxidkristalle als Keramikverstärkung einzusetzen, eingeleitet. Auch Leuzitkristalle, Glimmer, Hydroxylapatit, Doppeloxyd-kristalle und keramische Kurzfasern (Whisker) wurden als Verstärkung für die Keramik verwendet und sind zum Teil noch heute im Gebrauch [24, 59, 111]. 1975 wurde von *Ron Garvie* das teilstabilisierte Zirkoniumoxid erfunden. Von ihm wurde auch der Name „ceramic steel“ geprägt [31]. Gleichzeitig wurden neben der bewährten Sinter-technologie noch andere Verfahren, wie das Guß-, Press- und Fräsverfahren, eingeführt. Durch die Maschinenfräsung von industriell gefertigten Keramikblöcken aus Zirkoniumoxid oder Aluminiumoxid mittels Anfang der 80er Jahren entwickelten CAD/CAM-Systemen sowie mittels Kopierfräsung ist es heutzutage möglich, Keramikrestaurationen mit verbesserten mechanischen Eigenschaften herzustellen [24, 59, 111]. Damit kann das Indikationsspektrum der vollkeramischen Restaurationen auf bisher noch nicht zu empfehlende Bereiche, wie zum Beispiel mehrgliedrige Brücken im Seitenzahnggebiet, ausgeweitet werden.

2.1.3 Werkstoffkundliche Aspekte

Da immer mehr zahnmedizinische Restaurationsmaterialien entweder wegen ihrer mangelnden Biokompatibilität oder ihrer unbefriedigenden Ästhetik in der Kritik stehen, ist gerade in der letzten Zeit die Versorgung mit vollkeramischen Restaurationen in den Mittelpunkt gerückt. Um die Vor- und Nachteile dieses Restaurationsmaterials beurteilen zu können, sollte man sich zuerst über die werkstoffkundlichen Aspekte der Keramiken klar werden.

Die mechanischen Eigenschaften der Keramik basieren überwiegend auf ihren atomaren Bindungsverhältnissen. Charakteristisch sind die große Härte und die hohe chemische und thermische Beständigkeit. Diese Eigenschaften sind auf die starken Bindungen der Atome zurückzuführen. Nachteilig an diesen starken atomaren Bindungen ist das hohe Elastizitätsmodul der Keramik, das über dem Elastizitätsmodul der Metalle liegt [51]. Die hohen Gitterenergien verhindern die von plastischen Materialien bekannten Fließeffekte und Wanderungen, die zur Selbstheilung von initialen Fehlstellen innerhalb der Gitterstruktur führen [60]. So kommt es bei großer Belastung nicht zur plastischen Verformung der Keramik, sondern bei Überschreiten des Bruchwertes zu Frakturen. Mitentscheidend für die Festigkeit der Keramik ist die Anzahl der winzigen Defekte, wie Poren, chemische Verunreinigungen oder Mikrorisse, die bei der Herstellung und der Bearbeitung entstehen. Durch diese Defekte bilden sich bei Belastung Spannungsspitzen, die zu Rissen führen können. Typisch hierfür ist, dass die Keramik Druckkräfte wesentlich besser toleriert als Zug- oder Scherkräfte. Bei Druckkräften werden beginnende Risse zusammengedrückt, das heißt ihr Wachstum verhindert oder verlangsamt, während bei Zug- oder Scherkräften die Risse erweitert werden. Die Risse wachsen auch bei Belastungen die unterhalb der Bruchspannung liegen. Dies nennt man subkritisches Risswachstum. So kann es zur Fraktur der Keramik bei Belastung unterhalb des Bruchwertes kommen [11, 51, 76, 90, 79].

Die Vorteile der Keramik liegen in der hohen Biokompatibilität [17, 29, 61, 101], der hervorragende Ästhetik [17, 29, 101], der Mundbeständigkeit [80, 101], der geringen Plaqueanlagerung [18] und der geringen thermischen Leitfähigkeit [120].

In Tab.2 werden die verschiedenen keramischen Werkstoffe in einer Übersicht dargestellt.

Oxidkeramische Werkstoffe	Silikatkeramische Werkstoffe
Glasinfiltriertes Aluminiumoxid	Feldspatkeramik
Glasinfiltriertes Mg-Al-Spinell	Glaskeramik
Glasinfiltriertes Zirkoniumoxid	
Dicht gesintertes Aluminiumoxid	
Dicht gesintertes Zirkoniumoxid	

Tab. 2: Einteilung der Keramiken [102]

2.1.4 Gesinterte Feldspatkeramiken

Die Hauptbestandteile der Feldspatkeramiken sind Feldspat zu 60-80%, Quarz zu 15-25% und Kaolin zu 0-5% [24, 80, 120]. Der Unterschied zum Porzellan liegt im hohen Feldspatanteil. Bei Feldspat handelt es sich um ein Mischkristallsystem, das hauptsächlich aus Kalifeldspat (Orthoklas), Natronfeldspat (Albit) und Kalkfeldspat (Anorthit) besteht [105, 120]. Feldspate sind stark verbreitete, aber nur selten in typenreiner Form vorkommende Minerale. Voraussetzung dafür, dass während des Brennens die modellierte Form nicht zerfließt, ist der Gehalt an Kalifeldspat, der in der schmelzflüssigen Phase Leuzitkristalle bildet, und damit den dentalkeramischen Schmelzen ihre hohe Viskosität und Standfestigkeit verleiht [24, 80].

Der Quarz ist eines der am weitesten verbreiteten Mineralien auf der Erde und hat kristalline Form. Man kann sieben Modifikationen Quarz (α und β), Tridymit (α , β und γ) und Cristobalit (α und β) unterscheiden [52]. Seine Verwendung in dentalkeramischen Massen findet er als Magerungsmittel und dadurch, dass durch sein thermovolumetrisches Verhalten die Schwindung beim Brennen verringert wird [105]. Beim Kaolin handelt es sich chemisch um ein Aluminiumsilikat, in dem Wasser in Form von Hydroxylgruppen gebunden ist. Es entsteht durch die Verwitterung von Feldspat und verleiht Porzellanmassen Plastizität und Formbarkeit [52].

In den dentalkeramischen Massen kommt es, wenn überhaupt, nur in sehr geringen Mengen vor.

Neben diesen Hauptbestandteilen gibt es noch etliche Zusätze für dentalkeramische Massen [105]. Dazu gehören Flussmittelzusätze wie Kaliumkarbonat, Natriumkarbonat, Borax, Bleioxide u.a., die die Schmelz- und Erweichungstemperaturen erniedrigen sollen.

Der Einsatz von Flussmittel ist aber durch ihre Toxizität eingeschränkt [86]. Weitere Zusätze sind brennfeste Metalloxide und -salze als Farbzusätze [105] sowie Fluoreszenzbilder, wie Caesium, Samarium und Uran [80]. Als gefügeverstärkende Kristalle werden hochschmelzende feste Oxide des Siliziums, Aluminiums, Zirkoniums und des Magnesiums verwendet. Glimmer, Leuzit und Hydroxylapatit werden ebenso benutzt. Durch diese Zusätze kann eine Erhöhung der Bruchfestigkeit erreicht werden [79].

Für die Verarbeitung von Feldspatkeramiken gibt es unterschiedliche Möglichkeiten. Die am längsten verwendete Methode ist die Sintertechnologie, bei der das keramische Pulver mittels Pinsel und destilliertem Wasser auf dublierte, feuerfeste Stümpfe aufgebracht und verdichtet wird [80, 106]. Danach wird die Keramik in einem Vakuumofen gebrannt. Dabei kommt es zur Sinterschrumpfung, die zwischen 20 % und 35 % liegt. Durch den Vakuumbrand können Porositäten fast vollständig verhindert werden, so dass sich die Festigkeit und die Transluzenz verbessern. Wegen der vergleichsweise niedrigen Festigkeit und der hohen Frakturgefahr, aber dagegen besten optischen Eigenschaften hat die Sinterkeramik ihre Indikation bei Inlays, Teilkronen und Veneers. Durch die adhäsive Befestigung wird ein kraftschlüssiger und dauerhafter Verbund mit der Zahnhartsubstanz erreicht, der zu einer erheblichen Erhöhung der Belastbarkeit führt [61].

2.1.5 Gießbare und pressbare Glaskeramiken

Bei den Glaskeramiken handelt es sich im Ausgangszustand um Gläser, das heißt sie besitzen eine amorphe Struktur, deren Endmikrostruktur durch eine partielle, gesteuerte Kristallisation, die von Kristallisationskeimen ausgeht, entsteht [59].

Durch das Einbringen von geeigneten, keimbildenden Zusätzen oder Katalysatoren erreicht man bei der Kristallisation eine gleichmäßige Verteilung der Kristalle. Da die Eigenschaften der glaskeramischen Massen stark von der Anzahl und der Art der Kristallisationskeime und des Kristallwachstums abhängen, lassen sie sich über diese variieren [24]. Da die Glaskeramiken über den sogenannten Chamäleon-Effekt verfügen, passen sie sich sehr gut in die umgebende Zahnreihe ein [61, 85].

Glaskeramiken können mittels Guß- oder Pressverfahren verarbeitet werden. Bei der gegossenen Glaskeramik wird die Restauration aufgewachst und der Glasrohling wird wie bei dem „Lost-Wax“-Verfahren gegossen [12]. Das Gussobjekt wird nun fein ausgearbeitet und in eine spezielle Einbettmasse eingebettet. Zur Kristallisation bzw. zum Keramisieren wird die Muffel sechs Stunden bei 1075°C getempert. Durch die Kristalle in der Glasmatrix sollen entstehende Risse abgelenkt und dadurch die Festigkeit gesteigert werden. Außerdem verringern sie die Transparenz der Glaskeramik. Die Farbgebung erfolgt durch mehrmaliges Auftragen und Brennen von Malfarben [118]. Die bekanntesten Vertreter der gegossenen Glaskeramiken sind Dicor [99, 105] und die Hydroxylapatitkeramik Cerapearl [24]. Dicor hat allerdings heute wegen der hohen Frakturnraten keine klinische Bedeutung mehr [61].

Die Herstellung von Presskeramiken wurde mit dem Empress[®]-System von *Wohlwend* [141] in der Zahnheilkunde eingeführt. Es handelt sich hierbei um eine leuzitverstärkte Glaskeramik. Die Restaurationen werden wie beim „Lost-Wax“-Verfahren hergestellt und in einer Muffel mit spezieller Einbettmasse eingebettet. Danach wird die Muffel in einem Ofen auf 800°C vorgewärmt. Der vorgefertigte Keramikrohling wird in ein Reservoir gelegt und im Empress[®]-Ofen auf 1050°C aufgeheizt. Mittels eines Aluminiumoxidkolbens wird die Keramik bei einem Druck von 5bar in die Form gepresst [120]. Die Krone kann entweder fertig gepresst und durch Oberflächenbemalung individualisiert werden oder es wird nur ein Gerüst gepresst, welches dann noch mit Verblendmassen charakterisiert wird [12, 120]. Die Indikationen für die Presskeramik Empress[®] 1 sind bei ausschließlich adhäsiver Befestigung Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers. Anfänglich gute klinische Erfahrungen mit adhäsiv befestigten Kronen im Seitenzahnbereich wurden durch Misserfolgsraten bis zu 12% nach sechs Jahren relativiert [122].

Im Gegensatz dazu kann das durch Lithiumdisilikat festere Empress[®] 2 für Kronen und für kleinspannige Brücken in der Front und bis zum zweiten Prämolare verwendet werden [59, 61].

2.1.6 Oxidkeramiken (Hochleistungskeramiken)

Unter Oxidkeramiken versteht man einphasige Materialien, die aus Oxiden zusammengesetzt sind. Die Oxide werden mit sehr unedlen Metallen gebildet. Das heißt ihre Oxidationspotentiale sind sehr hoch und die Oxide sind dadurch sehr stabil. Die Hauptvertreter dieser Werkstoffgruppe sind Aluminiumoxid-, Magnesiumoxid-, Zirkoniumoxid- und Titandioxidkeramiken [120]. In der Zahnheilkunde werden Aluminiumoxid- und Zirkoniumoxidkeramiken entweder als Infiltrationskeramiken oder in der CAD/CAM-Technologie als Gerüstkeramiken verwendet.

2.1.6.1 Infiltrationskeramiken

Bei den Infiltrationskeramiken unterscheidet man glasinfiltriertes Aluminiumoxid (In-Ceram[®]-Alumina), glasinfiltriertes Zirkoniumoxid (In-Ceram[®]-Zirconia) und glasinfiltriertes Magnesium-Aluminium-Spinell (In-Ceram[®]-Spinell) [102]. Beim In-Ceram[®]-Alumina-System wird feinstes Aluminiumoxidpulver nach dem Anmischen mit einer Spezialflüssigkeit mit einem Pinsel auf den Gipsstumpf aufgebracht. Dem Gemisch wird die Flüssigkeit entzogen und es kommt zu einem formstabilen Gerüst, welches bei 1120°C über zwei Stunden gebrannt wird. Die Aluminiumoxidpartikel backen an ihren Berührungsstellen zusammen, ohne aufzuschmelzen. Dabei findet fast keine Volumenschrumpfung statt. Dadurch entsteht ein poröses Aluminiumoxidgerüst, auf das ein lanthanhaltiges Farbglass aufgetragen wird. Der Infiltrationsbrand wird bei 1100°C über vier Stunden durchgeführt [13, 19, 69, 78]. Es entsteht ein hochfestes glasinfiltriertes Aluminiumoxidgerüst, das danach mit Verblendmassen charakterisiert wird [4]. Die Festigkeit und die Opazität des Gerüsts nehmen mit dem Aluminiumoxid-Kristallgehalt zu [120].

In-Ceram[®]-Alumina kann sowohl für Einzelkronen als auch für kurzspannige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich verwendet werden [12, 19, 78, 81, 93, 107]. Allerdings wiesen Seitenzahnbrücken eine deutlich höhere Frakturrate auf, während Kronen im Seitenzahnbereich gute Ergebnisse lieferten [13, 116]. Die Biegefestigkeit dieses Werkstoffes überragt herkömmliche Dentalkeramiken um das drei- bis vierfache [120]. Das In-Ceram[®]-Zirconia-System besitzt nochmals bessere mechanische Eigenschaften als das In-Ceram[®]-Alumina-System und lässt deshalb den Einsatz für kleinere dreigliedrige Brücken im Seitenzahnbereich gerechtfertigt erscheinen [4, 56, 81, 108, 135]. Bei diesem System werden 30% Zirkoniumoxidpulver zum Aluminiumoxidpulver dazu gemischt [108]. Das Gerüst aus glasinfiltriertem Zirkoniumoxid ist deutlich opaker als das In-Ceram[®]-Alumina Gerüst und findet deswegen nur im Seitenzahnbereich Anwendung [56, 120].

Durch das Hinzufügen von Magnesiumoxid zu In-Ceram[®]-Alumina erhält man eine Oxidkeramik aus komplexen Oxiden [102]. Das In-Ceram[®]-Spinnell-System hat im Gegensatz zu der im Vergleich zur Glaskeramik opaken Oxidkeramik eine erhöhte Lichtdurchlässigkeit. Allerdings nimmt auch die Festigkeit ab, so dass In-Ceram[®]-Spinnell nur für Inlays, Onlays und Kronen im Frontzahnbereich in Frage kommt [111, 130].

2.1.6.2 Dicht gesinterte Oxidkeramiken

Der Vorteil von dicht gesinteter, reiner Oxidkeramik liegt in ihrer zum Vergleich zu den Glaskeramiken und Infiltrationskeramiken deutlich höheren Biegebruchfestigkeit und Bruchzähigkeit (Abb.1). Dicht gesintertes Zirkoniumoxid weist dabei die besten Werte auf [37, 76, 132]. Es hat eine Festigkeit weit über 1000MPa und eine Risszähigkeit zwischen 5 und 10MPa/m [100, 129]. Sowohl Zirkoniumoxidkeramiken als auch Aluminiumoxidkeramiken verfügen über eine hohe Biokompatibilität, die in der Hüftgelenksprothetik schon hinreichend untersucht wurde [73, 75, 129, 137]. Die relativ dichte Sinterung von Oxidkeramiken bedingt aber eine vergleichsweise hohe Opazität und somit nur eine geringe Möglichkeit zur Farbanpassung durch Nutzung des Chamäleon-effekts.

Daher müssen Oxidkeramiken entweder durch eingefärbte Lasurmassen oder durch konventionelle keramische Dentalmassen verblendet werden [87, 132]. Im Gegensatz zu den oben beschriebenen Verfahren, bei denen die Restaurationen entweder durch direkte Modellation auf den Zahnstumpf oder indirekt mit dem „Lost-Wax-Verfahren“ hergestellt worden sind, werden Restaurationen aus dicht gesinterter Oxidkeramik im Allgemeinen mit Hilfe von industriell vorgefertigten Keramikblöcken gefräst. Diese Rohlinge haben den Vorteil, dass sie unter konstanten und optimalen Bedingungen hergestellt werden. Damit wird höchste Reinheit, Homogenität und Qualität des Materials gewährleistet [76, 133].

Ausgehend von industriell gesintertem Material benutzen das Kopierschleifverfahren Celay und die CAD/CAM-Systeme Precident, DCS und Cerec Aluminiumoxidkeramiken [73].

Bei Aluminiumoxidkeramiken ist wegen der hohen Sprödigkeit das Schleifen von Rohlingen erschwert. Alternativ werden Aluminiumoxidkeramiken entweder in einem zweiten Schritt wie z. B. bei In-Ceram[®]-Alumina glasinfiltriert oder durch das Pressen des Materials auf einem Duplikatstumpf (Procera[®], Cicero) verarbeitet [76]. Die Indikationen für Aluminiumoxidkeramiken sind Einzelkronen und kleinere Frontzahnbrücken. Die Herstellung von Brücken im Seitenzahnbereich ist aufgrund der limitierenden mechanischen Eigenschaften nicht Erfolg versprechend [108].

Die Herstellung von Zirkoniumoxidkeramiken erfolgt durch chemische Auflösung und Reinigung von Zirkonsand. Das Ausgangsprodukt wird mit verschiedenen Konzentrationen von Yttriumoxid legiert. Anschließend wird es wärmebehandelt und gemahlen. Es entsteht dadurch ein hochreiner reaktionsfreudiger Rohstoff, der in Form von Rohlingen in guter Qualität nur maschinell mit CAD/CAM-Systemen verarbeitet werden kann [87, 131]. So hergestellte Zirkonium-TZP-Keramiken (Tetragonal-Zirconia-Polycrystals) haben einen Yttriumoxidanteil von bis zu 5mol% [74]. Dadurch wird das Zirkoniumoxid bei Temperaturen unterhalb von 1170°C bis zur Raumtemperatur in der tetragonalen Modifikation teilstabilisiert [75].

Als Reaktion auf hohe Zugspannungen kommt es zur Bildung von Rissen in der Keramik. Bei der tetragonal teilstabilisierten Zirkoniumoxidkeramik findet an den Risspitzen eine Umwandlung in die monokline Phase mit einer Volumenausdehnung von 4% statt [75, 81, 134]. Die Volumenausdehnung und die sich innerhalb der Teilchen entwickelnde Scherspannung führen zu einer martensitischen Reaktion, die eine Druckspannung auf die Matrix induziert. Dadurch wird die zur Rissausbreitung notwendige Energie erhöht und die Risszähigkeit größer [73, 75]. Diesen Mechanismus nennt man martensitische Umwandlung oder Transformationsverfestigung [73]. Zusätzlich hemmt die geringe Korngröße der Zirkoniumoxidkristalle von ca. $0,4\mu\text{m}$ diese Umwandlung [75, 132]. So kommt es im Gegensatz zu den anderen Keramiken bei der Bearbeitung von Zirkoniumoxidkeramiken selten zur Bildung von Mikrorissen [32]. Zu den Eigenschaften von Zirkoniumoxid zählen ausgezeichnete Biokompatibilität, gute Biegefähigkeit und Bruchzähigkeit, günstiges Elastizitätsmodul, Korrosionsbeständigkeit, sehr feine Korngröße, keine Glasphase, extrem hohe Dichte, Porenfreiheit und hohe Dauerfestigkeit [34, 108, 131].

Die Festigkeit von Zirkoniumoxidkeramiken übersteigt die der Feldspatkeramiken fast um das Zehnfache. Darum können Kronen- und Brückengerüste wie Metallgerüste modelliert werden und für den gleichen Indikationsbereich verwendet werden [87, 123]. Die Befestigung kann mit Glasionomerezement oder adhäsiv vorgenommen werden [87, 108]. Der maschinell zu verarbeitende Rohling kann entweder im Grünkörperstadium, das heißt im vorgesinterten Stadium, oder im dicht gesinterten Stadium beschliffen werden. Bei der Grünkörperbearbeitung liegt der Vorteil in der schnelleren und einfacheren Fräsung [87, 123]. Außerdem wird das Werkzeug weniger verschliffen [123]. Nach der Fräsung muss das Gerüst noch nachgesintert werden. Hierbei kommt es zu einer Schrumpfung, die bei der Berechnung der Gerüstkonstruktion eingeplant werden muss. Bei der Bearbeitung des dicht gesinterten Rohlings ist die Verwendung von optimal, unter industriellen Bedingungen hergestellten Materialien möglich [87]. Das Fräsen erfordert aber sehr viel Zeit und ist mit einem hohen Werkzeugverschleiß verbunden. Zugleich ist die Reproduktion spezieller Präparationsgeometrien eingeschränkt und die Passung damit verschlechtert [108, 137]

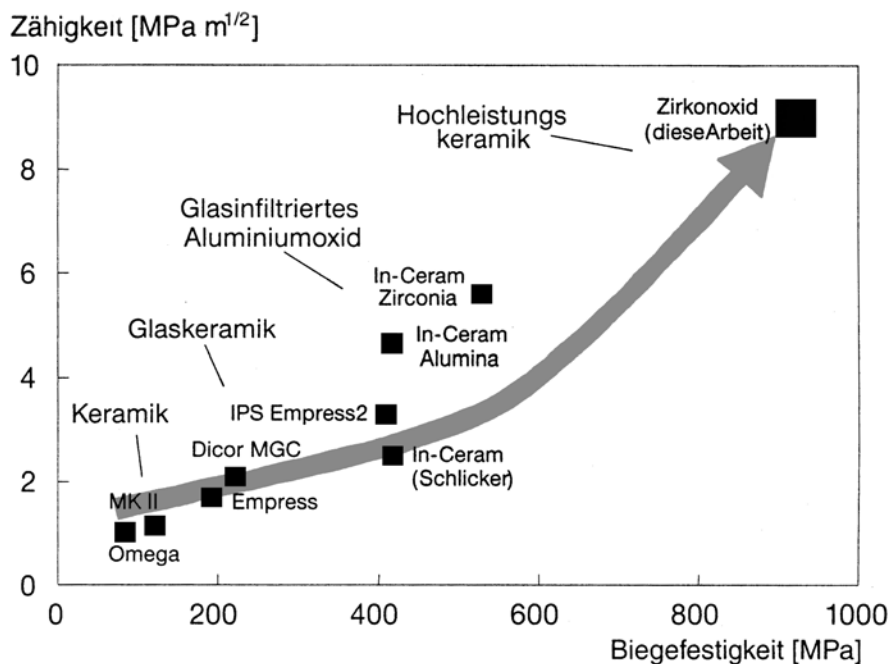


Abb. 1: Bruchzähigkeit von Keramik [31]

2.2 Präparationstechniken bei Vollkeramik

Für die Präparationstechniken bei vollkeramischem Kronenersatz, metallkeramischem Kronen oder Vollgußkronen gibt es eine Anzahl von übereinstimmenden Richtlinien. Die Präparation hat eine starke Auswirkung auf den langfristigen Erfolg der Restauration. Die technischen und biologischen Anforderungen stehen dabei oft im Widerspruch zueinander. Das Ausmaß des Zahnhartsubstanzabtrages sollte eine Restdentinstärke von über 0,7mm gewährleisten, so dass die Wahrscheinlichkeit einer irreversiblen Schädigung der Pulpa auf ein Mindestmaß begrenzt bleibt [92, 94, 97]. Bei konventionellen Kronenversorgungen wurde in Studien ein Vitalitätsverlust durch Präparationstraumen von 8 % angegeben [63]. Bei einer Restdentinstärke von 2mm und mehr wurden histologisch kaum Pulpreaktionen vorgefunden. Gleichzeitig kann es bei jeder Präparation zu einer thermischen Schädigung der Pulpa kommen. Hier spielen Umfang des Schleifkörpers, die Schleifkorngröße, die Länge des Fräasers und der Anpressdruck eine entscheidende Bedeutung [97]. Deshalb sollte eine Präparation nur mit Wasserkühlung stattfinden. Nach Möglichkeit sollte die Präparationsgrenze supragingival verlaufen, um die Schädigung des Parodonts zu minimieren [94, 109].

Die Retentions- und die Widerstandsform sind für Metallkeramikkronen, Vollgusskronen und Vollkeramikkronen unterschiedlich. Bei der Vollgusskrone wird ein Substanzabtrag von 0,8mm zirkulär und 1,2mm okklusal empfohlen. Der ideale Konvergenzwinkel $\alpha/2$ der Vertikalflächen zur Zahnachse liegt bei 3° . Für Metallkeramikkronen beträgt die zirkuläre Reduktion 1,2mm und die okklusale 1,5mm. Auch hier sollte der Konvergenzwinkel $\alpha/2$ 3° betragen [71, 120]. Die Präparation einer vollkeramischen Krone erfordert mehr Zahnhartsubstanzabtrag, um die Frakturgefahr zu verkleinern. Dadurch erhöht sich die Gefahr des Vitalitätsverlustes des Zahnes [28, 97]. Es wird eine zirkuläre Stufe mit abgerundeter Innenkante oder eine ausgeprägte Hohlkehle, beide jeweils mit 1,2mm Breite empfohlen. Die okklusale Reduktion sollte 1,5mm bis 2mm und der Konvergenzwinkel $\alpha/2$ 3° bis 5° betragen. Alle scharfen Kanten werden abgerundet, um Spannungsspitzen zu vermeiden [12, 30, 61, 83, 92, 94, 97, 101, 108, 118, 123, 133, 137]. Eine Stumpfhöhe von mindestens 4mm wird angestrebt [102].

Wissenschaftliche Studien zeigen, dass bei einer solchen Präparation nur bei etwa der Hälfte der Oberkiefermolaren eine Restdentinstärke von 0,7mm verbleibt. Die Molaren des Unterkiefers sind vor allem an der lingualen und mesialen Seite gefährdet [97]. Neuere Untersuchungen belegen, dass weder die Hohlkehlpräparation noch die Stufenpräparation mit 0,8 bzw. 1,2mm die Festigkeit einer vollkeramischen Krone wesentlich beeinflussen [18, 90]. Es liegen sogar wissenschaftliche Untersuchungen vor, wo bei gleicher Bruchfestigkeit eine höhere Materialsicherheit bei zervikal kleiner dimensionierten Kronen vorhanden ist [18, 28]. Prinzipiell sollte bei jeder Präparation darauf geachtet werden, keine iatrogenen Schäden zu setzen [121].

2.3 CAD/CAM – Systeme

Da auf dem Gebiet der vollkeramischen Restaurationen in den letzten Jahren die Hochleistungskeramiken, und hier vor allem Zirkoniumoxid, durch ihre guten mechanischen Eigenschaften mehr an Bedeutung gewonnen haben, ist es verständlich, dass der Herstellungsprozess dieser Keramiken im Blickwinkel der Dentalindustrie steht [111]. Zugleich machen auch die durch die Automatisierung der Produktionsabläufe mögliche Einsparung der Kosten und die gleichbleibend hohe Produktionsqualität die Entwicklung von CAD/CAM-Systemen für die Zahnheilkunde interessant [76, 89]. CAD/CAM-Systeme können nicht nur für Keramiken, sondern auch für Edelmetall- und Titanrestaurationen verwendet werden [14]. Unter CAD (Computer-Aided-Design) versteht man die Konstruktion einer Zahnrestauration am Computer und unter CAM (Computer-Aided-Manufacturing) die Herstellung des Zahnersatzes durch voll automatisierte Fräs-/Schleifeinheiten. Die Problematik dieser Herstellungsmethode liegt in den individuellen und dreidimensionalen Formen, die eine gute Passung und Funktion des maschinell hergestellten Zahnersatzes schwer machen [48, 139, 140]. Erst durch den technologischen Fortschritt in den letzten Jahren ist es überhaupt möglich, Zahnersatz mittels CAD/CAM-Systemen herzustellen [6]. Die computergestützten Konstruktions- und Fertigungsmöglichkeiten von Zahnersatz charakterisieren sich durch einen subtraktiven Arbeitsprozess, während die konventionellen Verfahren wie „Lost-Wax“- oder Sintertechniken die additive Herstellung von Zahnersatz ermöglichen. Die maschinellen Herstellungsmethoden können dabei in computergestützte Verfahren, das heißt CAD/CAM-Verfahren oder in analoge Verfahren unterteilt werden. Zu den analogen Systemen zählen das Kopierfräsen wie beim Celay-System oder das Erodierverfahren. Bei diesen Systemen wird in der Regel die gewünschte Zahnrestauration erst in einer Prorestauration angefertigt und nicht am Monitor konstruiert [88].

Bei den computerunterstützten Verfahren ist das primäre Ziel die dreidimensionale Form des präparierten Stumpfes präzise zu duplizieren [111]. Es kommt durch den Einsatz der digitalen Datenaufbereitung und –weiterverarbeitung zu einer weitgehenden Automatisierung des Herstellungsprozesses. Im Idealfall laufen alle Produktionsschritte, also 3D-Datenerfassung, Generierung des Datensatzes, Aufbereiten des Datensatzes und

Fräsen in der CNC-Fräsmaschine vollautomatisch ab. Eine Zwischenstellung zwischen Analogverfahren und CAD/CAM-Verfahren nehmen CAM-Systeme ein, bei denen eine modellierte Zahnrestauration automatisch abgetastet wird. Die im Computer gespeicherten und zum Teil veränderten Daten werden an eine Fräseinheit übermittelt, die dann die Zahnrestauration herstellt. Ein Beispiel für dieses Verfahren ist das Cercon[®]-System von Degussa Dental [88, 115, 140].

In der CAD/CAM-Technologie kommen industriell vorgefertigte, homogene Rohlinge zum Einsatz. Dadurch können verbesserte mechanische Eigenschaften und eine hohe Biokompatibilität gewährleistet werden. Es kann bei den Keramiken unterschieden werden zwischen Rohlingen aus Glas- oder Infiltrationskeramiken, aus denen vollständige Restaurationen gefräst werden, und Rohlingen zur Herstellung für hochfeste Gerüste aus Zirkoniumoxid, die später verblendet werden müssen [76]. Die hochfesten Gerüste aus Zirkoniumoxid erweitern den Indikationsbereich für vollkeramische Restaurationen auch auf weitspannige Brücken im Seitenzahnbereich [76, 96].

CAD/CAM-Systeme können außerdem in Chairside-Systeme wie das Cerec 3-System [15, 68] oder in Labside-Systeme eingeteilt werden (Abb.2). Bei den Chairside-Systemen wird die Präparation intraoral vermessen, die Restauration sofort hergestellt und eingesetzt. Eine konventionelle Abformung und die Provisorienherstellung entfällt [88]. Die Labside-Systeme teilen sich in zwei Varianten auf. Entweder erwirbt man das Gesamtsystem, das heißt Datenerfassungseinheit und Fräsmaschine, oder nur die Datenerfassungseinheit und schickt die Daten über das Internet zum Fräszentrum. Dort wird dann die Zahnrestauration hergestellt. Solche Fräszentren bieten die Firmen etkon und dentscan an. Firmen, die das Gesamtsystem veräußern, sind Bego, DCS, Degussa Dental, 3M Espe, Girrbach, KaVo Dental und Sirona [87, 88].

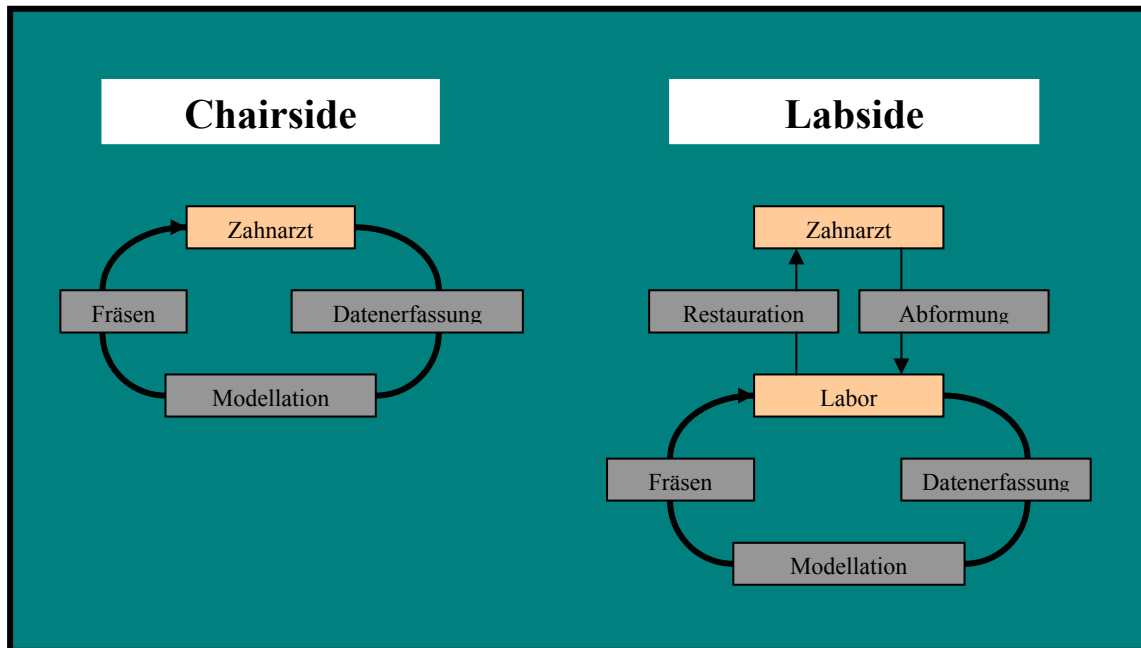


Abb. 2: Chairside/Labside [88]

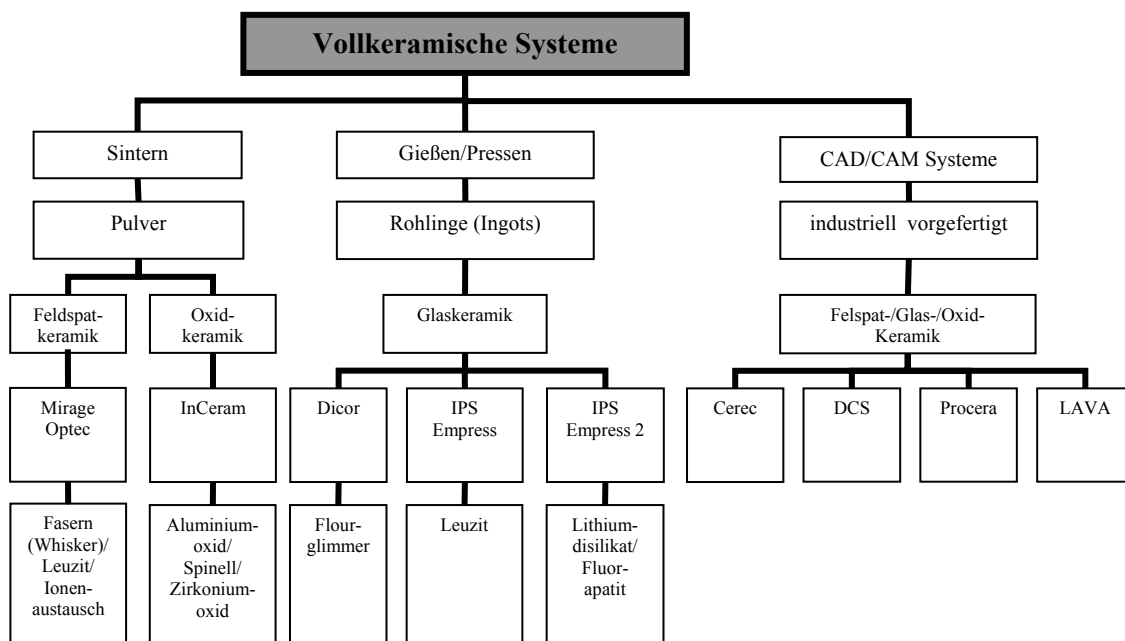


Abb. 3: Übersicht über die aktuellen Dentalkeramik-Systeme nach Pospiech [101]

2.3.1 Entwicklung der CAD/CAM – Systeme

Als Begründer der von CAD/CAM-Systemen produzierten Zahnrestorationen gilt *François Duret*. Er begann bereits 1971 mit der Planung eines CAD/CAM-Systems. 1985 wurde mittels des Durets-Systems unter großem Aufwand die erste Krone gefräst. Die Entwicklung dieses Systems wurde 1993 eingestellt. 1973 stellte *Altschulter* zum ersten Mal ein optisches Abdruckverfahren, das auf Holographie basierte, vor. *Mörmann* und *Brandestini* begannen 1980 mit der Entwicklung eines Chairside-Systems, aus dem später das Cerec-System entstand [89]. Im Jahre 1988 wurde das Cerec-System als erstes CAD/CAM-System zur praktischen Anwendung in der Zahnheilkunde eingeführt [15, 111]. Mitte der achtziger Jahre bemühte sich eine große Anzahl von Forschern CAD/CAM-Systeme zur Herstellung zahnmedizinischer Restaurationen zu entwickeln. Allerdings waren alle Systeme Anfang der neunziger Jahre nicht auf dem technologischen Stand, um rationellen und hochwertigen Zahnersatz herzustellen. Die erzielten inneren Passgenauigkeiten waren nicht ausreichend, die Anschaffungskosten sehr teuer und der Bedienungs- und Schulungsaufwand sehr hoch. Die Problematik lag vor allem in der individuellen Form der Präparation und in der notwendigen hohen Genauigkeit. Daraus ergab sich eine große Datenmenge, die eine hohe Rechenleistung und eine aufwendige Software benötigte. Damalige Computersysteme konnten eine solche Datenmenge nicht verarbeiten.

Bis Mitte der neunziger Jahre ging deshalb das Interesse an CAD/CAM-Systemen wieder zurück [89]. Erst in den letzten Jahren kam es durch die rasanten Fortschritte in der Computer- und Fertigungstechnologie wieder zur Entwicklung von mehreren CAD/CAM-Systemen [6, 38, 89, 87, 111]. Obwohl in der Anfangszeit der CAD/CAM-Forschung die Bearbeitung von Titan im Vordergrund stand, werden heutzutage die CAD/CAM-Systeme vor allem für die Beschleifung von Keramiken verwendet (Abb.4) [76].

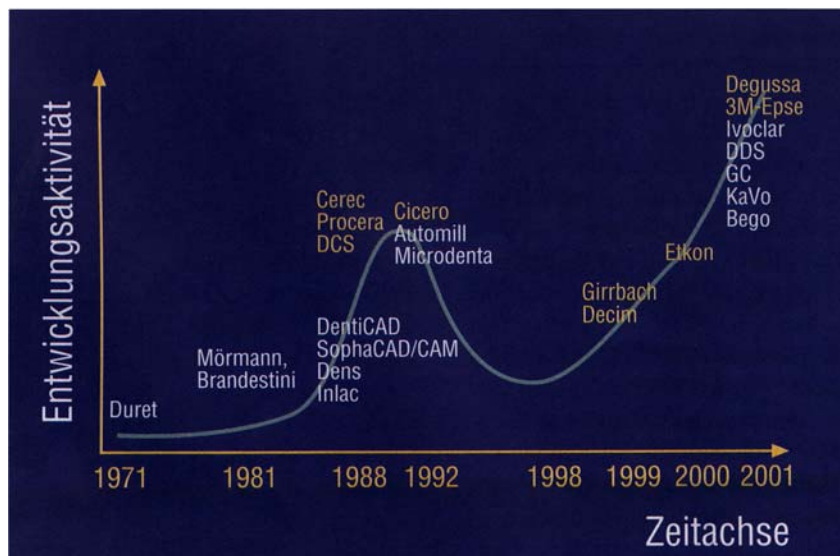


Abb. 4: Entwicklungsaktivität der CAD/CAM-Technologie nach Mehl [89]

2.3.2 Technologische Grundlagen

Die Herstellung von zahnmedizinischen Restaurationen mit CAD/CAM-Systemen baut sich auf den drei Schritten, die 3D-Datenerfassung der Präparation, die CAD-Konstruktion bzw. Computer-Modellation und das Fräsen mit der Schleifeinheit auf. Zur dreidimensionalen Datenerfassung des präparierten Stumpfes unterscheidet man prinzipiell taktile bzw. mechanische und berührungsfreie optische Digitalisierungsverfahren [76, 111, 133]. Bei den mechanischen Abtastnadeln handelt es sich um Punktsensoren, die über die Oberfläche geführt werden. Dabei wird jede Auslenkung registriert. Mit dieser Methode können bei ebenen Verhältnissen sehr hohe Genauigkeiten erzielt werden [88]. Allerdings ist die Messzeit auch dementsprechend lang und es kann an steilen Flanken oder Kanten durch Verbiegungen der Abtastnadel zu größeren Ungenauigkeiten kommen [6, 88].

Die optischen Messverfahren arbeiten berührungslos nach dem Grundprinzip der Triangulation, das heißt, aus einer Richtung wird das Objekt beleuchtet und aus einer anderen Richtung wird es betrachtet [76, 88]. Die Oberfläche wird entweder mit Punktsensoren oder mit Linien- bzw. Flächensensoren abgetastet. Die Daten werden digital auf einem CCD-Kamerachip gespeichert [6, 139].

Die Genauigkeit der optischen Datenerfassung hängt stark von der Reflektivität und der Streuung der zu vermessenden Oberfläche ab. Deshalb muss die transparente Zahnoberfläche im Gegensatz zum Gipsmodell vorher trockengelegt und mit weißem Puder überdeckt werden [88].

Die dreidimensionale Datenerfassung kann prinzipiell entweder intraoral oder extraoral anhand von Stumpfmodellen stattfinden [76]. Bei der intraoralen Vermessung kommen aber nur optische Flächensensoren in Frage, weil sie die kürzesten Messzeiten besitzen. Zurzeit wird vor allem den extraoralen Vermessungsmethoden der Vorzug eingeräumt, da im Gips sehr gute Verhältnisse für optische Vermessung herrschen und keine Störfaktoren wie Blut, Speichel oder Nachbarzähne die Messung stören [88].

Um die Restauration später mit einer Fräseinheit herstellen zu können, müssen die Daten aufbereitet werden. Fehlende Außenflächen und Kauflächen werden mit Hilfe des Computers rekonstruiert. Das CAD dieser Flächen findet mit Hilfe von gespeicherten Bibliothekszähnen, der Digitalisierung der Situation vor der Präparation oder dem Scannen der konventionell in Wachs hergestellten Restauration statt [76]. Da bei Inlays, Onlays, Kronen und Brücken die Kaufläche und die Außenform des Zahnes den gnathologischen Richtlinien entsprechen sollte, ist eine automatisierte Konstruktion der vollständigen Restauration am Computer sehr schwer zu realisieren. Die computergestützte Konstruktion von fertig modellierten Kronen befindet sich deswegen bei allen Systemen noch im Anfangsstadium. Dagegen ist die CAD-Konstruktion von Gerüsten relativ problemlos. Es muss hierfür neben dem Datensatz nur die Materialschichtstärke und der Steigungswinkel an der Präparationsgrenze angegeben werden [88]. Die eigentliche Rekonstruktion der individuellen Formen entsteht bei Gerüsten nicht am Computer, sondern konventionell mittels der Verblendung durch den Zahntechniker [76].

Danach wird die CAD-Konstruktion an die Fräseinheit übermittelt, die aus dem Materialblock, dem sogenannten Rohling, die Restauration herausfräst (Abb.5) [88]. Der Rohling besteht aus Materialien, die unter konstanten und optimalen Bedingungen industriell hergestellt wurden. Dies garantiert höchste Reinheit, Homogenität und Qualität des Materials [76, 133].

Gleichzeitig können aufgrund der Computersteuerung die Bearbeitungsparameter vorgewählt werden und somit eine optimale Oberflächenbeschaffenheit und beste Materialeigenschaften gewährleistet werden. Die Fräseinheit benützt zur Herstellung der Restauration von der Grob- zur Feinbearbeitung unterschiedliche Fräs- und Schleifwerkzeuge, die automatisch gewechselt werden [88]. Da es der Fräseinheit nicht möglich ist, alle Unebenheiten und Kanten exakt darzustellen, wird dieses Problem durch mathematische Interpolationsverfahren bei der Umrechnung der digitalen Abtastdaten in die Fräsbahnen gelöst [6].

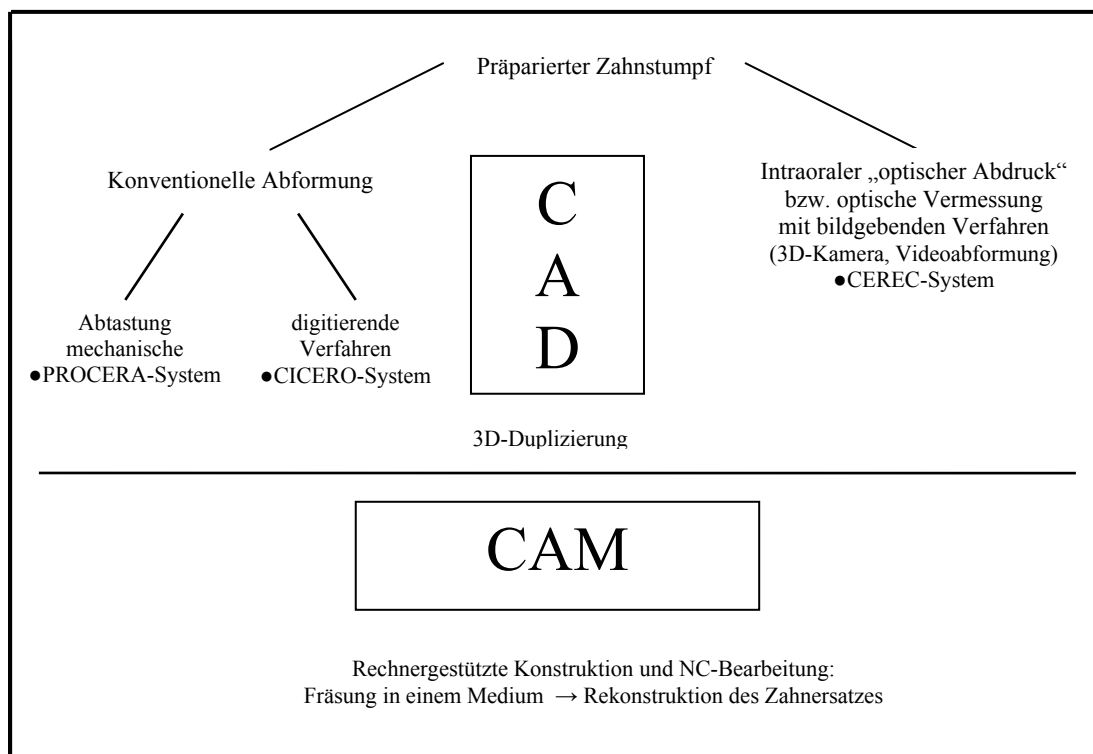


Abb. 5: Grundprinzipien der CAD/CAM-Verfahren [111]

2.3.3 Lava™

Das von 3M Espe entwickelte Lava™-System beruht auf der berührungslosen Erfassung der präparierten Stumpfoberflächen auf dem Sägeschnittmodell mittels eines lichtoptischen Abtastsystems. Dabei wird das Modell von mehreren Seiten gescannt. Die einzelnen Modellpositionen bilden die Basis für die CAD-Konstruktion der Restauration am Bildschirm. Der Scanvorgang dauert ca. 5min pro Einheit. Nach dem Scanvorgang wird das Modell dreidimensional auf dem Bildschirm wiedergegeben. Jetzt kann mit Hilfe der Lava™-Software das Kronen- oder Brückengerüst am Bildschirm geplant werden. Die Präparationsgrenze wird dabei automatisch vom Programm erkannt. Die Wandstärke, der Verlauf und die Dicke des Zementspaltes sind frei gestaltbar. Das Lava™-System erlaubt eine rein computertechnische Konstruktion der Restauration, das heißt es wird auf jegliche zeitaufwendige Wachsmodellation verzichtet. Die für Brückenkonstruktionen erforderlichen Zwischenglieder werden aus einer Bibliothek abgerufen und sind frei positionier- und skalierbar. Nach der Gestaltung der Restauration am Computer werden die Daten für die Fräsbahnen berechnet und an die Fräs-/Schleifeinheit übermittelt. Die Kronen- und Brückengerüste werden aus einem Zirkoniumoxid-Rohling im „Grünzustand“ herausgefräst, das heißt er ist vorgesintert und deshalb wesentlich weicher als ein dicht gesintertes Zirkoniumoxid-Rohling. Dadurch verkürzt sich die Fräszeit und der Werkzeugverschleiß wird reduziert, die Fräseinheit wird weniger belastet und die Präzision erhöht. Außerdem ist die Gefahr einer Schädigung des Gefüges an der Oberfläche, wie es beim Bearbeiten von dicht gesintertem Material öfter vorkommt, minimiert. Für den Fräsvorgang können Hartmetallfräser verwendet werden. Der Einsatz von Diamantwerkzeugen ist nicht notwendig. Die Fräseinheit benötigt für ein Kronengerüst durchschnittlich 35min und für ein dreigliedriges Brückengerüst etwa 75min. Zusätzlich besitzt die Fräseinheit ein Rohlingsmagazin, mit dessen Hilfe 21 Rohlinge in beliebiger Reihenfolge bearbeitet werden können. Damit wird ein kontinuierlicher und unbeaufsichtigter Schichtbetrieb ermöglicht. Bei der Fräsung wird die Schrumpfung von 20% bis 25%, die bei der darauffolgenden Sinterung auftritt, mit einberechnet und die Gerüste dementsprechend größer herausgefräst. Vor dem Sintern kann der Zahntechniker die Gerüste individuell einfärben.

Dazu steht eine Palette von sieben Farbtönen zur Verfügung. Dadurch ist auch bei supragingivaler Lage des Kronenrandes kein weiß durchschimmernder Rand zu sehen, der von der Ästhetik ähnlich ungünstig zu beurteilen ist wie ein Metallrand. Die fertig gefrästen und eingefärbten Gerüste werden bei einer Temperatur von bis zu 1500°C ca. sieben Stunden lang gesintert und schrumpfen dabei um die exakt berechnete Größe. Danach werden die Gerüste mit der systemeigenen Verblendkeramik verblendet [20, 45, 100, 115, 126, 127, 128, 129].

2.3.4 Cicero-System

Beim Cicero-System von der Firma Elephant handelt es sich um ein reines Laborsystem. Nach der Abformung und der Modellherstellung werden die Stumpfoberflächen der präparierten Zähne am Modell mit einem Laser nach dem Laserlichtschnitt-Triangulationsverfahren abgetastet. Zuerst erfolgt eine Grobabtastung, bei der am Bildschirm die kritischen Bereiche markiert werden. Danach folgt die Feinabtastung des Modells. Zusätzlich kann durch Abtastung eines Bisschlüssels das okklusale Relief der Antagonisten erfasst werden. Die Konstruktion der Restauration findet nur am Computer statt. Dazu steht für die Formgebung eine Programmbibliothek zur Verfügung. Die Gestaltung der Okklusalfäche wird automatisch nach virtuellem Einartikulieren durchgeführt. Die Daten werden nach Berechnung der Fräsbahnen an die Fräs-/Schleifeinheit übermittelt. Es können Feldspatkeramiken und Metalle beschliffen werden. Restaurationen, die mit dem Cicero-System hergestellt werden sind Inlays, Onlays, Kronen und Brücken. Bisher gibt es zu diesem System noch keine Untersuchungen zur inneren Passgenauigkeit, so dass sich erst in Zukunft herausstellen wird, ob das Cicero-System klinisch relevante Restaurationen produziert [22, 111].

2.3.5 etkon

Die Firma etkon bietet in ihrem Fräszentrum dicht gesintertes HIP-Zirkoniumoxid, Titan, Goldlegierungen, In-Ceram[®] und glasfaserverstärkte Polyamide als Materialien zur Bearbeitung an. Titan- und Goldlegierungen können ohne die Gefahr von Lufteinschlüssen in CNC-Fertigungsqualität hergestellt werden. Unter HIP (Hot Isostatic Pressing)-Zirkoniumoxidkeramik versteht man Zirkoniumoxid, das industriell gesintert und für drei bis vier Tage bei einem Druck von 2000bar und 1400°C unter Schutzglas verdichtet wird. Dadurch wird ein fast porenfreies Zirkoniumoxid erzeugt [125]. Das Modell muss zuerst im Labor mit dem Scanner es1 berührungslos abgetastet werden. Der 3D-Laserabtaster vermisst die Stumpfoberflächen des präparierten Zahnes und schickt die Daten über das Internet zum Fräszentrum. Die Vermessung eines Stumpfes dauert dabei ca. 45 Sekunden. Das Gerüst wird bei der Firma etkon am Computer konstruiert und mit der CNC-Fertigungseinheit aus dem jeweiligen Materialblock herausgefräst. Anschließend wird das fertige Gerüst an das Labor zurückgeschickt, wo die Weiterverarbeitung und die Verblendung je nach Material erfolgt [49, 55].

2.3.6 Procera[®] AllCeram

Das Procera[®] AllCeram-System von der Firma Nobel Biocare war eigentlich dazu entwickelt worden Titangerüste herzustellen. Durch entsprechende Weiterentwicklungen ist aber mittlerweile auch die Verarbeitung von Aluminiumoxidkeramik möglich. Bei diesem System wird der Modellstumpf durch eine Saphirspitze mit einem Druck von 20g mechanisch abgetastet. Damit das Abtastsystem die Stumpfform fehlerfrei übertragen kann, ist eine deutlich erkennbare Präparationsgrenze und eine riefenfreie Oberfläche notwendig. Mit den gewonnenen Daten wird die Präparationsgrenze festgelegt und das Kronengerüst am Bildschirm konstruiert. Danach werden die Daten über Internet zur zentralen Produktionsstation gesendet. Dort wird mit einer CNC-Fertigungsmaschine ein vergrößerter Zweitstumpf

hergestellt, der die Schrumpfung bei der späteren Sinterung exakt ausgleicht. Das Aluminiumoxid wird mit großem Druck auf den Zweitstumpf gepresst. Dadurch wird eine hohe Festigkeit und Dichte des Käppchens erzielt. Anschließend wird die Außenform des Käppchens gefräst. Darauf folgt die Sinterung, bei der das Käppchen auf die gewünschte Größe schrumpft [16, 46, 47, 61, 111]. Danach wird das Gerüst in das zahntechnische Labor zurückgeschickt, wo es mit der Hilfe von Verblendmassen individualisiert wird. Das Indikationsspektrum für das Procera[®] AllCeram-System liegt ausschließlich bei Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich [80, 111]. Wissenschaftliche Studien über den marginalen Randspalt von Vollkeramikronen, die mit dem Procera[®] AllCeram-System hergestellt wurden, weisen auf einen marginalen Randspalt von unter 100µm hin [16, 95, 111].

2.3.7 Cercon smart ceramics[®]

Das Cercon[®]-System von Degussa Dental hat sich aus dem DCM-System entwickelt [123]. Es handelt sich dabei nicht um ein CAD/CAM-System im eigentlichen Sinne, da die Modellation des Gerüsts nicht am Monitor, sondern durch das Aufwachsen eines Wachskäppchens auf dem Modell stattfindet [88]. Die Wachsmodellation wird vom Modell abgenommen und in einer speziellen Halterung mit Wachsdraht fixiert. Diese Halterung wird auf der linken Seite der kombinierten Scan- und Fräseinheit Cercon[®]brain eingespannt. Auf der rechten Seite wird der vorgesinterte Zirkoniumoxid-Rohling Cercon[®]base befestigt. Diesen gibt es in den Größen 12mm, 30mm und 38mm. Auf den Rohlingen ist jeweils ein Barcode angebracht, der den Vergrößerungsfaktor und andere Fräsparameter enthält. Genau wie bei den vorgesinterten Zirkoniumoxid-Rohlingen für das Lava[™]-System muss auch bei den Rohlingen für das Cercon[®]-System die genaue Schrumpfung, die später beim Sintern stattfindet, bei der Fräsung miteinberechnet werden. Nach Anbringen des Rohlings wird Cercon[®]brain gestartet, und es erfolgt vollautomatisch das berührungsfreie Scannen und das Grob- sowie das Feinfräsen. Dieser Vorgang dauert für ein Kronengerüst etwa 35min und für eine viergliedrige Brücke ca. 65min. Nach dem Fräsvorgang wird die

Halterung entnommen und das Gerüst aus den Anstiftungen vorsichtig herausgetrennt. Danach wird das gefräste Gerüst in den Sinterofen Cercon[®] heat gelegt und bei 1350°C ca. 6 Stunden lang dicht gesintert. Der Sinterofen verfügt über eine Tagesproduktion von ungefähr 30 Einheiten. Das hochfeste Zirkoniumoxidgerüst kann nun mit der Verblendung Cercon[®] ceram S ästhetisch in Form und Farbe gestaltet werden. Die Möglichkeit einer Einfärbung des Gerüsts bietet Degussa bis jetzt nicht an, so dass das Gerüstmaterial nach der Verblendung, vor allem im Randbereich, noch weiß durchscheinen kann [50, 61, 96, 108, 137]. Klinische Studien mit dem DCM-System ergaben, dass, nachdem 22 mehrgliedrige Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumoxid 385 Tage im Mund zementiert waren, keine einzige Fraktur vorlag [96, 123]. Das Cercon[®]-System ist bis jetzt für die Indikationen Einzelkronen und für drei- und viergliedrige Brücken im Front- oder Seitenzahnbereich freigegeben [50].

2.4 Passgenauigkeit und Randschluss

Die Qualität einer Krone hängt nicht nur von ihrer Ästhetik, ihrer Festigkeit und der Biokompatibilität der verwendeten Materialien ab, sondern insbesondere von der Beschaffenheit ihres Randschlusses und ihrer inneren Passgenauigkeit. Kommt es in diesem Bereich zu kritischen Mängeln, ist Sekundärkaries und marginale Parodontitis die Folge, und damit sinkt die Lebensdauer jeder Restauration. Einen besonderen Platz nimmt hier die Anlagerung der Plaque ein, die mit der Dichte, der Kontur, der Platzierung und der Oberflächengüte des Restaurationsrandes zusammenhängt [1, 3, 5, 9, 10, 36, 42, 54, 62, 67, 72, 119]. Die durch starke Plaqueanlagerung entstehende marginale Parodontitis stellt heute die wichtigste Indikation für die vorzeitige Abnahme von Kronen und Brücken dar [117]. Unter einem idealen marginalen Randspalt versteht man einen Kronenrand, der spaltfrei, nicht zu tasten und weder über- noch unterkonturiert ist [23,104]. Bei einer Überkonturierung des Randes kommt es zu einem chronischen Reiz im marginalen Parodont, der sogar zum Knochenabbau führen kann, während sich bei einer Unterkonturierung Karies entwickelt [66, 133]. Es besteht aber kein Zweifel daran, dass so ein fugenloser, marginaler Randspalt technisch- und materialbedingt nicht zu erreichen ist [21, 27].

Dabei hängt die Dimension des marginalen Randspaltes im Wesentlichen von der Güte der Laborarbeit, Art und Qualität der Präparationsrandgestaltung [36, 82], Bearbeitung der Restauration und der Zementierung ab. Allerdings ist es nahezu unmöglich die 1971 von *Rehberg* geforderten $20\mu\text{m}$ als maximalen Randspalt zu verwirklichen [25, 36, 104, 136]. Randspaltbreiten im Bereich von 50 bis $100\mu\text{m}$ gelten als klinisch erreichbar und werden von den meisten Autoren als akzeptabel angesehen [9, 23, 66, 82, 110, 117, 133].

Bei der inneren Passgenauigkeit wird der Abstand der inneren Oberfläche der Restauration bis zur axialen und okklusalen Wand gemessen [54]. Die innere Passgenauigkeit und der marginale Randspalt müssen nicht unbedingt im direkten Verhältnis zueinander stehen. So kann bei einem guten Randschluss die Krone innen vom Stumpf abstehen [25]. Gerade bei mit CAD/CAM-Systemen gefertigten Kronen ist durch die starke Bearbeitung der Innenfläche nicht nur die Untersuchung des Randes, sondern auch die Betrachtung der inneren Passgenauigkeit wichtig. In-vitro-Studien zeigen, dass im Bereich der Kanten die innere Passungsdiskrepanz deutlich größer ist als an den Flanken [15].

Der marginale Randspalt zahnmedizinischer Restaurationen wurde in vielen In-vivo- und In-vitro-Studien überprüft. Allerdings tauchen beim Vergleich der Studien etliche Probleme auf, die zu einer mangelnden Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit der einzelnen Arbeiten führen. Vor allem bei In-vivo-Studien, wo die Bewertung oft mit Spiegel und Sonde durchgeführt wird [62], können die einzelnen Ergebnisse kaum in Beziehung zueinander gebracht werden. Da In-vitro-Studien besser zu vergleichen sind, haben sie für Untersuchungen des marginalen Randspaltes und der inneren Passgenauigkeit eine große Bedeutung [36, 42]. Die Durchführung der In-vitro-Studien findet unter möglichst kliniknahen Bedingungen statt.

Ein weiteres Problem besteht darin, dass zur Bezeichnung der inneren Passgenauigkeit und des marginalen Randspaltes keine einheitliche Nomenklatur besteht. So gibt es in der Literatur die verschiedensten Vorschläge wie z.B. von *Holmes* [54], den marginalen Randspalt zu definieren.

Holmes fand in seiner Studie, bei der er den marginalen Randspalt von Dicor-Vollkeramikronen mit Goldkronen verglich, heraus, dass zwischen dem marginalen Randspalt beider Kronenarten kein signifikanter Unterschied besteht [53].

2.5 Einfluss der Zementierung auf den Randspalt und die Passgenauigkeit

Der Zement hat in der Zahnheilkunde mehrere Funktionen. Er kann als temporäres Verschlussmittel, als Isolation gegen chemische und physikalische Reize und als Befestigungsmaterial zum Einsetzen von Kronen, Brücken usw. dienen [98]. Während beim Zinkphosphatzement eine rein mechanische Befestigung der Restauration an den Zahnstumpf stattfindet, zeichnen sich neuere Zemente wie Polycarboxylat- und Glasionomerezemente durch ein zusätzliches physikalisches und chemisches Adhäsionspotential aus [26]. Trotz dieses Adhäsionspotentials ist es die Retentionsform des Stumpfes, welche den eigentlichen Halt der Restauration gewährleistet. Die Retention ist als Widerstandskraft gegen eine Dislokation entlang der Einschubrichtung definiert. Entscheidend für die Größe der Retention ist die Neigung der präparierten Zahnflanken. Je parallelere die Wände des Zahnstumpfes zueinander sind und je kleiner der Präparationswinkel damit ausfällt, desto besser ist der Halt der Restauration. In Laborversuchen wurde nachgewiesen, dass der Halt für festsitzenden Zahnersatz schon bei einer Wandneigung von 0° bis 10° erheblich abnimmt (Abb.6). Außerdem kommt es durch den starken Substanzverlust einer konischen Präparation zur Gefährdung der Vitalität des Zahnes. Der Präparationswinkel $\alpha/2$ eines Zahnstumpfes beeinflusst aber nicht nur den Halt einer Restauration, sondern auch ihre innere Passgenauigkeit und den marginalen Randspalt. Denn wird die Neigung der präparierten Wände zu steil, ist die Restauration auf den langen parallelen Wänden sehr schwer aufzusetzen und zu zementieren. Dadurch kommt es zu einer Verschlechterung der inneren Passgenauigkeit und des marginalen Randspalts.

Gleichzeitig ist es sehr schwierig intraoral parallele Wände zu schleifen. Aus diesen Gründen gilt bei Vollgusskronen ein Präparationswinkel $\alpha/2$ von 3° als optimal für eine ausreichende Retention, für eine gute innere Passung und einen minimalen marginalen Randspalt [65, 113].

Der Kronenrandspalt hängt von der Zementqualität, der Zementpartikelgröße, dem Zementierungsmodus [57], den Zementabflussmöglichkeiten, das heißt von der Oberfläche, dem Konvergenzwinkel und der marginalen Präparationsart und von der inneren Passgenauigkeit der Restauration ab [26, 33, 91]. Dabei wird die kleinste zu erreichende Zementfuge vorrangig von der Größe der Partikel im Zementpulver beeinflusst. Da die durchschnittliche Zementfilmdicke bei $20\text{-}30\mu\text{m}$ liegt, wird der marginale Randspalt exakt um diesen Betrag breiter [98]. Je kürzer die retentive Höhe des Zahnstumpfes und je konischer der Konvergenzwinkel ist, desto geringer fällt die Zementfuge aus [91]. Natürlich kann die Präparation nicht beliebig konisch gestaltet werden, weil sonst die Retention verloren geht, was zu einer frühzeitigen Lockerung der Restauration führen kann. Gleichzeitig kann der Zement mittels physikalischen und chemischen Reizen durch toxische Zwischenprodukte die Pulpa schädigen. In wissenschaftlichen Untersuchungen zeigt der Glasionomerezement Ketac-Bond bei geringer Restdentinstärke eine deutliche Reaktion der Pulpa, die auch zu einer ausgeprägten Pulpitis führen kann [41, 43, 138]. Die Zementdesintegration ist wiederum stark abhängig von der Spaltbreite. *Knappwost* hat bereits 1949 festgestellt, dass die Auflösungsgeschwindigkeit des Zementes mit der dritten Potenz der Spaltbreite wächst. Somit kommt es besonders an großen marginalen Randspalten zu einer Auflösung von Zementbestandteilen. Die Desintegration des Zementes ist aber nicht nur von der Spaltbreite, sondern auch von seiner Löslichkeit im Mundmilieu und von mechanischen Irritationen abhängig. An solchen freigewaschenen Spalten kann sich Plaque besonders gut akkumulieren, und damit wächst die Gefahr der Entstehung von Randkaries [58, 64, 114].

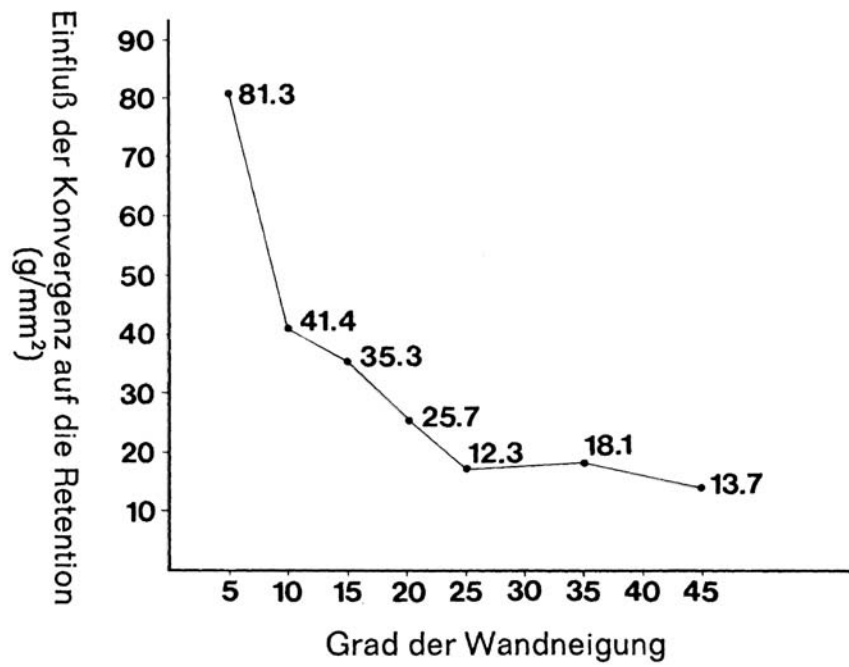


Abb. 6: Abhängigkeit der Retention von dem Grad der Wandneigung [113]

3. Material und Methode

3.1 Übersicht

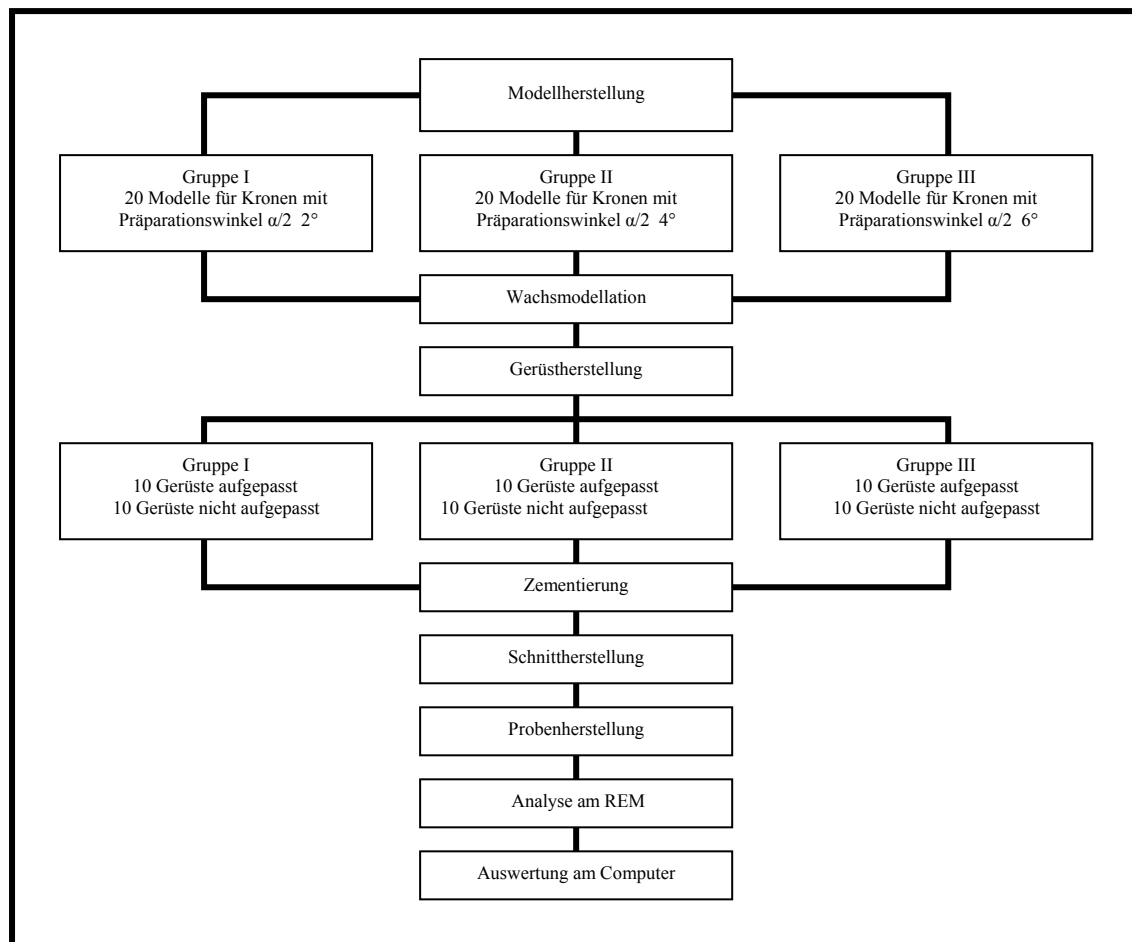


Abb. 7: Übersicht Material und Methode

Es wurden drei obere erste Frasacomolaren in Kunststoff gesockelt und nach den Präparationrichtlinien für vollkeramische Kronen präpariert, wobei der Konvergenzwinkel $\alpha/2$ 2°, 4° und 6° betrug. Die präparierten Frasacozähne wurden jeweils zwanzig Mal dupliert und je zwanzig Modelle aus Kunststoff hergestellt. Auf den Modellen wurden Kronengerüste mit einer Wandstärke von 0,4 mm aus Wachs modelliert.

Mit Hilfe des Cercon smart ceramics[®]-Systems von Degussa wurden insgesamt 60 Kronengerüste hergestellt, von denen 30 auf ihre jeweiligen Modelle aufgepasst wurden. Die Kronengerüste wurden auf ihre Modelle zementiert, in Kunststoff eingebettet und davon Schnitte angefertigt. Danach erfolgte die Untersuchung der Schnitte im REM und die Vermessung durch ein Computerprogramm. Die gemessenen inneren Passgenauigkeiten und marginalen Randspalten wurden mit dem Programm SPSS statistisch ausgewertet.

3.2 Präparation der Frasacozähne

Bei der In-vitro-Untersuchung wurden zuerst drei obere erste Frasacomolaren (Frasaco) in kaltpolymerisierenden Kunststoff (Palavit G, Heraeus Kulzer) gesockelt. Danach wurden sie unter Wasserkühlung mit der Turbine (GENTLEforce LUX 7000B, KaVo Dental) und konischen Diamantschleifkörpern (Ergo-Präp-Set, Komet[®]) vorpräpariert. Schon bei der Vorpräparation wurde darauf geachtet, dass die für die Vollkeramik vorgeschriebenen Präparationsrichtlinien eingehalten wurden.

Die Feinpräparation erfolgte am Parallelometer (Fräsgerät F1, Degussa Dental) mit speziellen, konischen Hartmetallfräsen (Komet[®]). Durch den jeweils unterschiedlichen Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2°, 4° und 6° der Hartmetallfräsen konnte bei der Präparation die exakte Winkelung der Flanken an den Frasacomolaren gewährleistet werden. Zur Abrundung der okklusalen Kanten und abschließenden Glättung kamen Arkanssasteine zum Einsatz.

Die retentive Höhe der Stümpfe betrug 6mm, der okklusale Abtrag 2mm und die Tiefe der ausgeprägten Hohlkehle 1,2mm. Damit der Substanzabtrag messbar und einheitlich stattfand, wurde von jedem beschliffenen Frasacozahn ein Provisorium aus Pro-TempTM3GarantTM (3M Espe) hergestellt. Die Provisorien wurden anschließend mit einem Tasterzirkel (Dial Caliper, Kori Seiki) vermessen. Durch diese Methode konnten drei präparierte Frasacomolarenstümpfe hergestellt werden, die in dem Abtrag der Substanz völlig identisch waren, ausgenommen dem jeweils unterschiedlichen Konvergenzwinkel $\alpha/2$ (Abb.8).



Abb. 8: Präparierter Frasacomolar von bukkal und approximal

3.3 Abformung und Herstellung dimensionsgleicher Meistermodelle

Im nächsten Schritt wurde jeder der drei Frasacomolarenstümpfe mit einer Dubliermasse (Kontursil, Siladent) zwanzig Mal abgeformt. Die so entstandenen Negativformen wurden nach Ablauf der Abbinde- und Rückstellzeit mit einem dimensionstremen Modellkunststoff (AlphaDie, Schütz-Dental) ausgegossen und 40min im Drucktopf polymerisiert. Von jedem der Frasacomolarenstümpfe wurden auf diese Weise 20 Meistermodelle hergestellt.

3.4 Herstellung der Kronengerüste

Nach Aufbringen von sechs Schichten Distanzlack (In-Ceram[®]-Lack, Vita) bis ca. 1mm über die Präparationsgrenze, wurde mit dem Aufwachsen (S-U-Ästhetikwachs, Schuler-Dental) der Käppchen durch den geübten Zahntechniker direkt auf den Meistermodellen begonnen. Die Schichtstärke des Distanzlackes lag bei ca. 40-50 μm . Bei der Wachsmodellation wurde besonders auf eine gleichmässige Gerüststärke, die mindestens 0,4mm betragen sollte, und einen optimalen Randschluss geachtet. Der Randschluss wurde nach dem Aufwachsen nochmals im Lichtmikroskop (Stemi DRC, Zeiss) kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert. Außerdem wurden in der Modellation

alle Kanten und scharfen Ecken abgerundet. Das Käppchen sollte leicht von dem Meistermodell abzunehmen sein. Die fertige Modellation wurde mit Wachssticks im Modellrahmen befestigt und anhand der Positionierschablone in die optimale Lage für den Cercon[®]base-Rohling (Degussa Dental) positioniert. Danach wurde die ganze Modellation mit dem Scanpuder (Degussa Dental) eingepudert und anschließend in die linke Aufnahme der Dreh- und Wendeeinheit (Cercon[®]brain, Degussa Dental) eingesetzt. In die rechte Aufnahme der Dreh- und Wendeeinheit (Cercon[®]brain, Degussa Dental) wurde nun der vorgesinterte Grünkörperrohling (Cercon[®]base 12, Degussa Dental), der von einem Fräsrahmen gehalten wurde, befestigt. Nach dem Schließen der Schutzhaube, wurde der Scan- und Fräsvorgang gestartet. Für diese Vorgänge benötigte Cercon[®]brain (Degussa Dental) pro Kronengerüst ca. 30min. Das gefräste Kronengerüst wurde mit einer Trennscheibe und durch vorsichtiges Abstrahlen der Befestigungskanäle aus seinem Rahmen getrennt. Die Ansatzstellen wurden mit Hartmetallfräsen und Silikonpolierern geglättet. Danach wurde das Gerüst mit seiner Okklusalfäche auf das Tray des Cercon[®]heat-Sinterofens (Degussa Dental) gelegt und bei 1350°C ca. 6 Stunden lang gesintert (Abb.9). Jedes Kronengerüst wurde dem Modell, auf dem die Wachsmodellation hergestellt worden war, wieder zugeordnet. Von den fertig gesinterten Kronengerüsten wurden 30 nicht weiter bearbeitet, während die anderen 30 Kronengerüste auf ihre Modelle aufgepasst wurden, so dass von jeder Präparationsart 10 aufgepasste und 10 nicht aufgepasste Kronenkäppchen existierten. Das Aufpassen wurde von einem mit Vollkeramik erfahrenen Zahntechniker durchgeführt. Für jedes Kronengerüst wurde die Zeit, die zum Aufpassen benötigt wurde, notiert. Um eventuell entstehende Sprünge zu vermeiden, fand die Bearbeitung nur bei Wasserkühlung und geringem Anpressdruck des Bohrers statt.



Abb. 9: Cercon® Gerät

3.5 Zementierung mit Ketac-Cem-Aplicap

Die Kroneninnenflächen wurden noch einmal sandgestrahlt (Aluminiumoxid, 1bar) und mit Alkohol gereinigt. Danach wurden alle 60 Kronengerüste mit einer eigens dafür entwickelten Vorrichtung, die das Kronengerüst zentral mit 5kg belastete, auf das jeweilige Modell mit einem Glasionomer-Kapselpräparat (Ketac-Cem-Aplicap, 3M Espe) zementiert (Abb.10).



Abb. 10: Gerät zur Zementierung

3.6 Anfertigung der REM-Proben

Nachdem die Zementreste nach Ablauf der Abbindezeit entfernt worden waren, wurden die Modelle in speziellen Kunststoffmuffeln in ein Kaltpolymerisat (Citofix[®], Struers) eingebettet. Die Muffel wurde nach dem Aushärten des Kunststoffes entfernt. Danach wurde das eingebettete Modell am Trimmer so zurechtgeschliffen, dass die Zahnachse in der Haltevorrichtung für das Trenngerät (Accutom-2, Struers) genau senkrecht von der Trennscheibe getroffen wurde. Das getrimmte Modell wurde in die Haltevorrichtung eingespannt und im Trenngerät unter Wasserkühlung durch vertikales Schneiden in Schnitte unterteilt. Von den nicht aufgepassten Kronengerüste wurden in oro-vestibulärer Richtung parallel zur Fräsrichtung 3 Schnitte pro Modell angefertigt. Die aufgepassten Kronengerüste wurden parallel zur Fräsrichtung in 2 Schnitte zertrennt. Zusätzlich wurden 3 Schnitte in mesio-distaler Richtung, also quer zur Fräsrichtung, hergestellt (Abb.11, 12, 13).

Die Schnitte hatten dabei einen Abstand von ca. 1,5mm. Jeder der Schnitte wurde beschriftet, damit eine genaue Zuordnung zum jeweiligen Modell möglich war. Nach mehrmaligem Reinigen mit Alkohol im Ultraschallbad wurden die Proben auf einen Probenteller (Plano W. Plannet) geklebt und anschließend 1,5min unter Argon-Atmosphäre bei 15mA in einer Sputteranlage (SCD 030, Balzers Union) mit Gold bedampft. Die Proben werden aus dem Grund mit Gold bedeckt, um nicht elektrisch leitende Oberflächen mit einer leitenden Schicht zu versehen. Nur leitende Proben können unter dem Rasterelektronenmikroskop betrachtet werden.

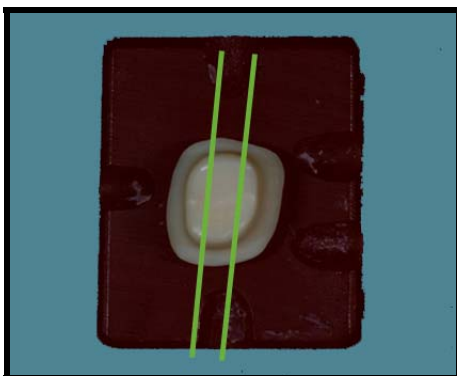


Abb. 11: Schnitte parallel zur Fräsrichtung

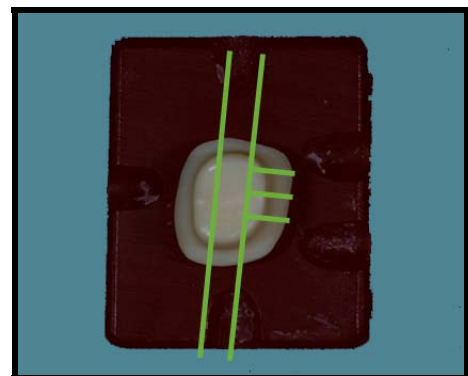


Abb. 12: Schnitte parallel und quer zur Fräsrichtung



Abb. 13: Schnitt parallel zur Fräsrichtung durch die Probe

3.7 Qualitative Randanalyse mit dem REM

Die besputterten Proben wurden im Rasterelektronenmikroskop (Stereoscan 250 Cambridge, Leica) bei 200-facher Vergrößerung dargestellt. Um eine etwaige Verzerrung des Bildes zu vermeiden, wurde darauf geachtet, eine möglichst senkrechte Aufsicht auf die Schnitte zu bekommen. Die im Rasterelektronenmikroskop gewonnenen Bilder wurden mit Hilfe einer digitalen Kamera (Fine Pix S1 Pro, Fujifilm) aufgenommen und auf einen PC übertragen. Am PC konnte durch ein eigens unter Optimas 6.5 (MediaCybernetics) für diese Auswertung entwickeltes Programm der Spalt zwischen Kronenkäppchen und Modell exakt vermessen werden. Dafür wurde jeder Schnitt in vier Typen unterteilt. Typ I umfasste dabei alle Messwerte zwischen dem Punkt der stärksten Krümmung der Hohlkehle und dem marginalen Randspalt. Typ II beinhaltete Messwerte zwischen dem Punkt der stärksten Krümmung am Übergang der Flanken zur okklusalen Fläche und dem Punkt der stärksten Krümmung der Hohlkehle. In Typ III wurden Messwerte zwischen den beiden stärksten Krümmungen am Übergang der Flanken zur okklusalen Fläche gesammelt. Zum Typ IV gehörten die Messwerte am marginalen Randspalt zwischen Kronenkäppchen und Präparation (Abb.14). Die Messwerte lagen ca. 40µm auseinander und so ergaben sich insgesamt 86852 Messpunkte.

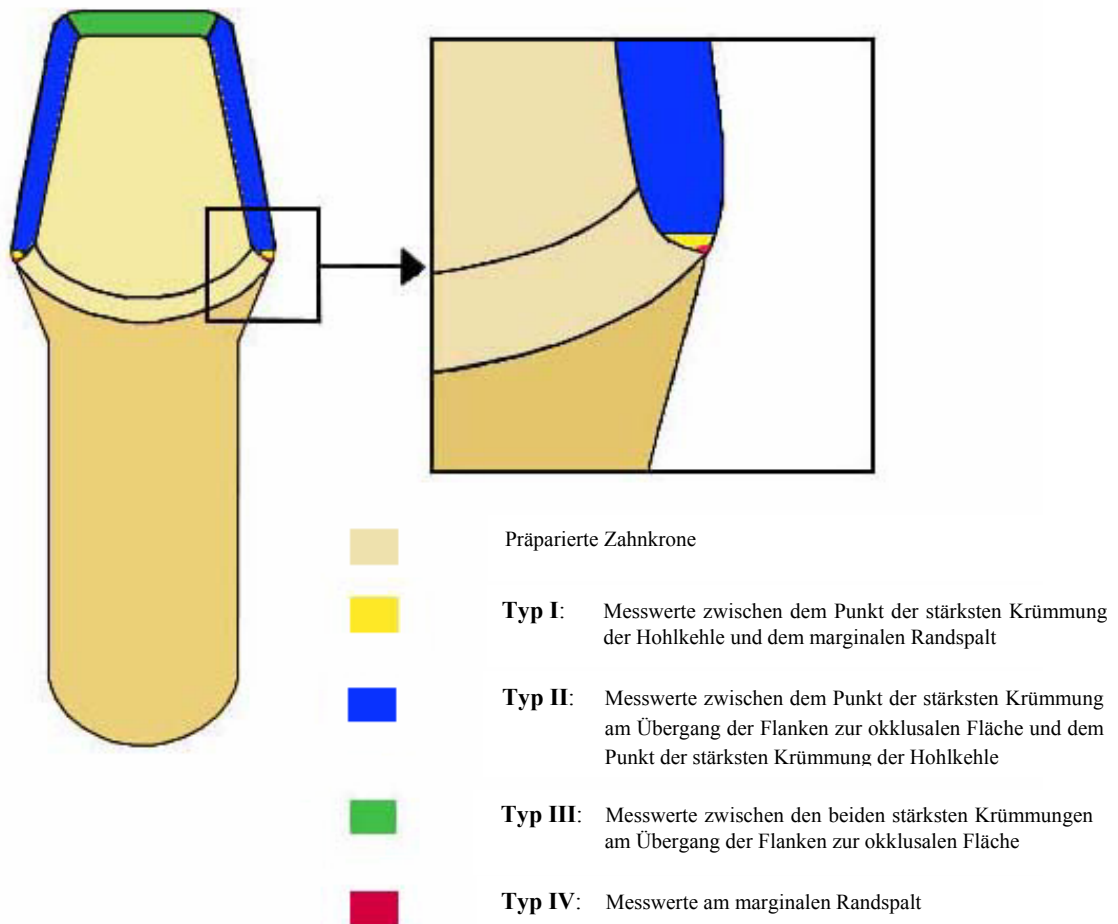


Abb.14: Schematische Darstellung der Typen

Zur besseren Verständlichkeit der REM-Bilder wurde folgende Legende verwendet:

K	Kronengerüst aus Zirkoniumoxid
Z	Zementspalt
M	Modell des präparierten Zahnes aus Kunststoff

Tab. 3: Legende zu den REM-Bildern

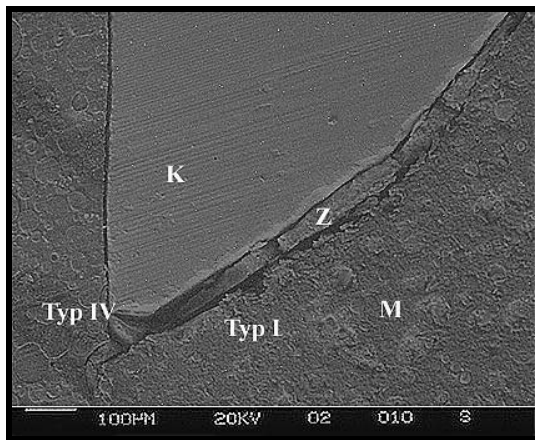


Abb. 15: REM-Bild von Typ I und Typ IV bei 200-facher Vergrößerung

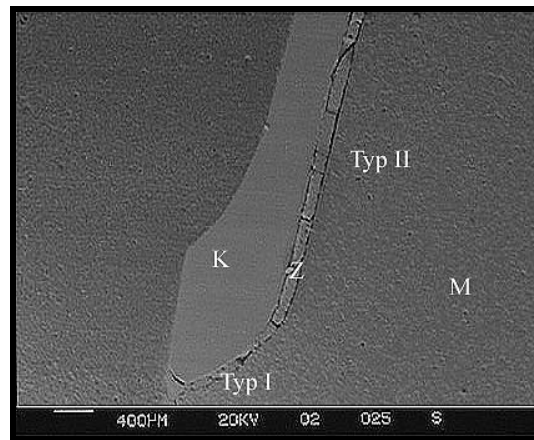


Abb. 16: REM-Bild von Typ I und Typ II bei 50-facher Vergrößerung

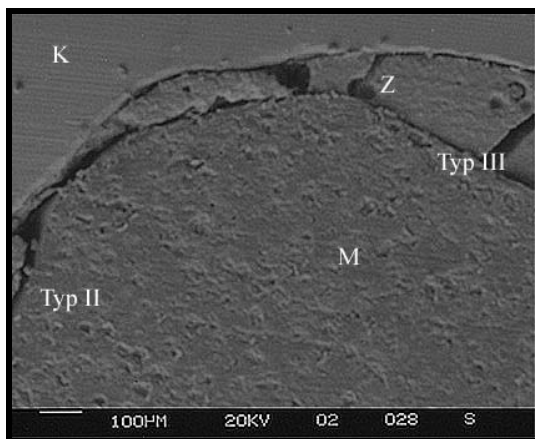


Abb. 17: REM-Bild von Typ II und Typ III bei 200-facher Vergrößerung

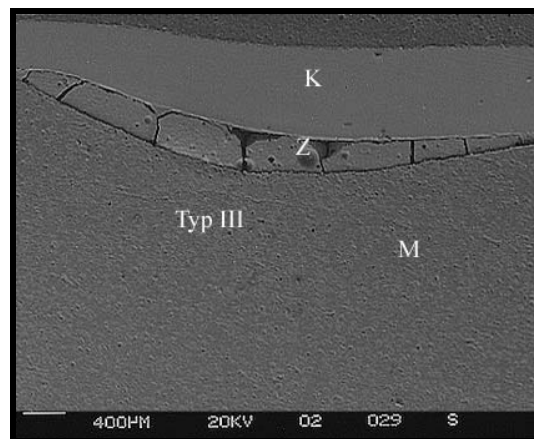


Abb. 18: REM-Bild vom Typ III bei 50-facher Vergrößerung

3.8 Statistische Auswertung

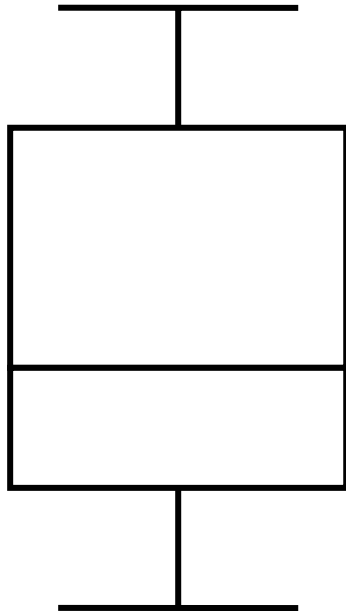
Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm SPSS (Version 10.0, SPSS Inc.). Die Messwerte wurden dafür aus dem Programm Optimas in das Programm SPSS importiert. Danach wurden aus den Messwerten für die verschiedenen Präparationswinkel und für die aufgepassten und nicht aufgepassten Kronenkäppchen die einzelnen Typen anhand des Mittelwertes, der Standardabweichung, des 95 % Konfidenzintervalls, sowie des Minimal- und Maximalwertes miteinander verglichen. Die einzelnen Werte wurden in Tabellen zusammengefasst.

Für die graphische Darstellung der Ergebnisse kamen aufgrund der guten Übersichtlichkeit Box-Plots zum Einsatz (Tab.4, Abb.19).

Die Messergebnisse für die marginalen Randspalten (Typ IV) sollten mit einem statistischen Signifikanztest überprüft werden. Bei der Auswertung von Daten mit Hilfe von Signifikanztests sind grundsätzlich parametrische Tests zu bevorzugen. Da für diese die Voraussetzung der Normalverteilung und Varianzhomogenität gegeben sein muss, wurden die Messwerte mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test und dem Levene-Test auf diese Prämissen hin überprüft. Es konnte nur in Einzelfällen eine Normalverteilung und eine Varianzhomogenität festgestellt werden. Aus diesem Grund wurde die Signifikanzwahrscheinlichkeit p durch den parameterfreien U-Test nach Mann und Whitney bestimmt. Das Signifikanz-Niveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

NA	Nicht aufgepasste Kronengerüste
A	Aufgepasste Kronengerüste
2°, 4°, 6°	Konvergenzwinkel $\alpha/2$
p	Schnitte parallel zur Fräsrichtung
q	Schnitte quer zur Fräsrichtung

Tab. 4: Legende zu den Boxplots-Grafiken und zu den Ergebnistabellen



Maximum: größter gemessener Wert, der kein Ausreißer /Extremwert ist

75% Quartil

Median: Wert, über und unter dem jeweils die Hälfte der Werte liegen

25% Quartil

Minimum: kleinster gemessener Wert, der kein Ausreißer /Extremwert ist

Abb. 19: Erklärung der Box-Plots

4 Ergebnisse

4.1 Vergleich der Messwerte vom Typ I

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
NA 6° Typ I	2376	13,05	315,74	111,01	45,74	109,17	112,85
NA 4° Typ I	2312	12,44	341,36	131,06	75,36	127,99	134,14
NA 2° Typ I	2319	57,69	893,20	256,37	133,60	250,93	261,81
A 6° p Typ I	1644	19,74	174,40	80,93	24,22	79,77	82,11
A 4° p Typ I	1708	8,62	309,14	89,96	38,77	88,12	91,80
A 2° p Typ I	1464	7,17	206,30	69,93	33,68	68,21	71,66

Tab. 5: Statistische Auswertung Typ I

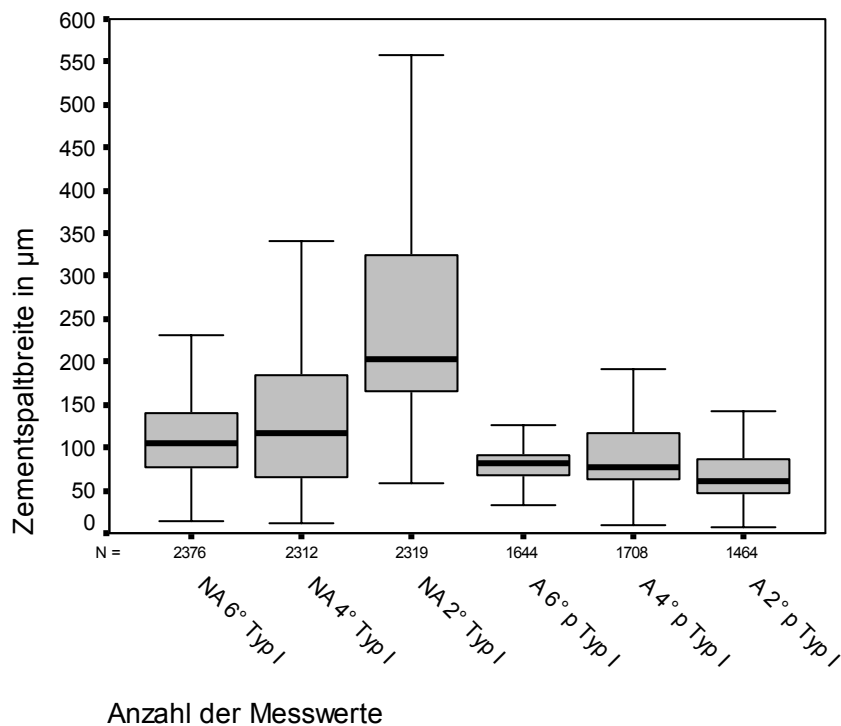


Abb. 20: Vergleich der Messwerte vom Typ I

Die Untersuchung im Bereich der Hohlkehle ergab für den Typ I 11823 Messwerte. Bei einem Vergleich der Ergebnisse vom Typ I stellt sich heraus, dass die aufgepassten Kronengerüste deutlich bessere Mittelwerte für die Spaltbreite als die nicht aufgepassten Kronengerüste aufweisen. Dabei haben die Kronengerüste bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° mit $69,93\mu\text{m}$ den kleinsten Wert. Bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten liegt das Käppchen bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° mit einem Mittelwert von $111,01\mu\text{m}$ am besten an der Hohlkehle an. Die deutlich schlechtesten Werte ergeben sich für die nicht aufgepassten Kronengerüste bei dem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° . Der Mittelwert beträgt hier $256,37\mu\text{m}$ und auch die Streuung, die durch die Standardabweichung wiedergegeben wird, ist mit einem Wert von $133,60$ hoch. Die geringste Standardabweichung weist der Wert von $24,22$ bei den aufgepassten Kronengerüsten mit dem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° auf. Auffällig ist daran, dass auch bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten diejenigen mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° den besten Wert mit $45,74\mu\text{m}$ erzielen.

4.2 Vergleich der Messwerte vom Typ II

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
NA 6° Typ II	6277	0,09	1453,70	83,57	70,07	81,83	85,30
NA 4° Typ II	6200	2,58	1572,30	94,78	61,19	93,26	96,30
NA 2° Typ II	6829	0,52	507,70	117,44	63,26	115,94	118,94
A 6° p Typ II	3945	22,74	295,00	122,29	41,61	120,99	123,59
A 4° p Typ II	4334	5,59	326,90	151,51	60,26	149,71	153,30
A 2° p Typ II	4485	15,12	848,50	144,44	62,73	142,61	146,28

Tab. 6: Statistische Auswertung Typ II

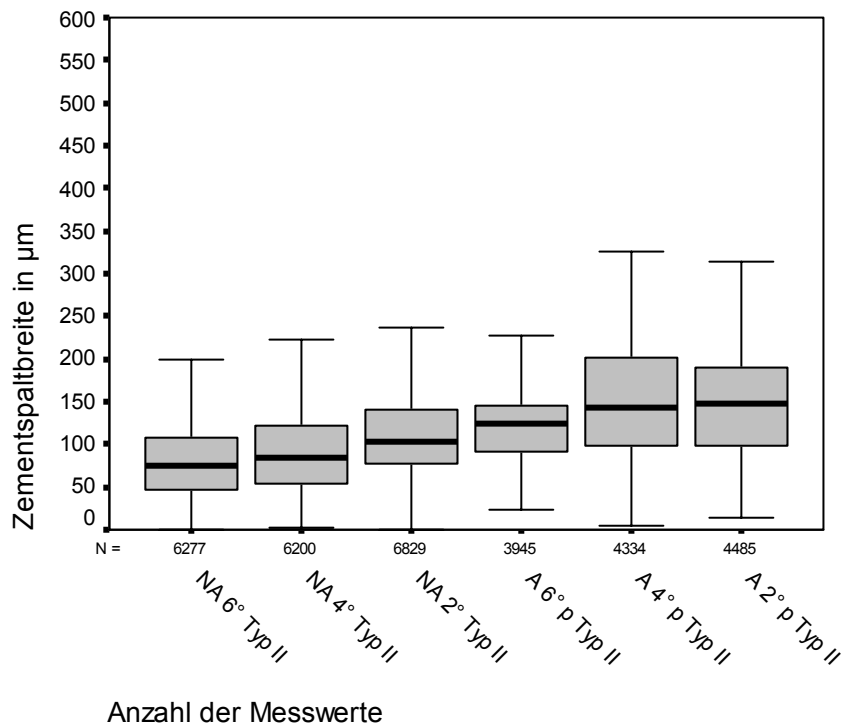


Abb.21: Vergleich der Messwerte vom Typ II

Für den Bereich der Flanke wurden 32070 Messwerte ausgewertet. Auffällig für den Typ II ist, dass bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten die Minimalwerte für die Spaltbreite bis nahe null gehen. Unter den Mittelwerten haben die nicht aufgepassten Kronengerüste bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° den besten Wert. Dieser beträgt $83,57\mu\text{m}$. Allerdings ist bei dieser Gruppe auch die Streuung mit einem Wert von $70,07$ am größten. Das schlechteste Ergebnis für Mittelwerte liegt mit einem Wert von $151,51\mu\text{m}$ bei den aufgepassten Kronengerüsten bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° vor.

4.3 Vergleich der Messwerte vom Typ III

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
NA 6° Typ III	5248	19,33	1294,32	215,31	66,18	215,52	217,10
NA 4° Typ III	5166	48,27	585,49	277,48	71,99	275,51	279,44
NA 2° Typ III	5340	0,73	1242,60	396,84	147,04	392,89	400,78
A 6° p Typ III	3444	24,99	508,36	200,68	58,54	198,72	202,63
A 4° p Typ III	3559	30,68	563,90	195,97	73,94	193,54	198,40
A 2° p Typ III	3535	36,07	620,16	294,03	127,30	289,83	298,23

Tab. 7: Statistische Auswertung Typ III

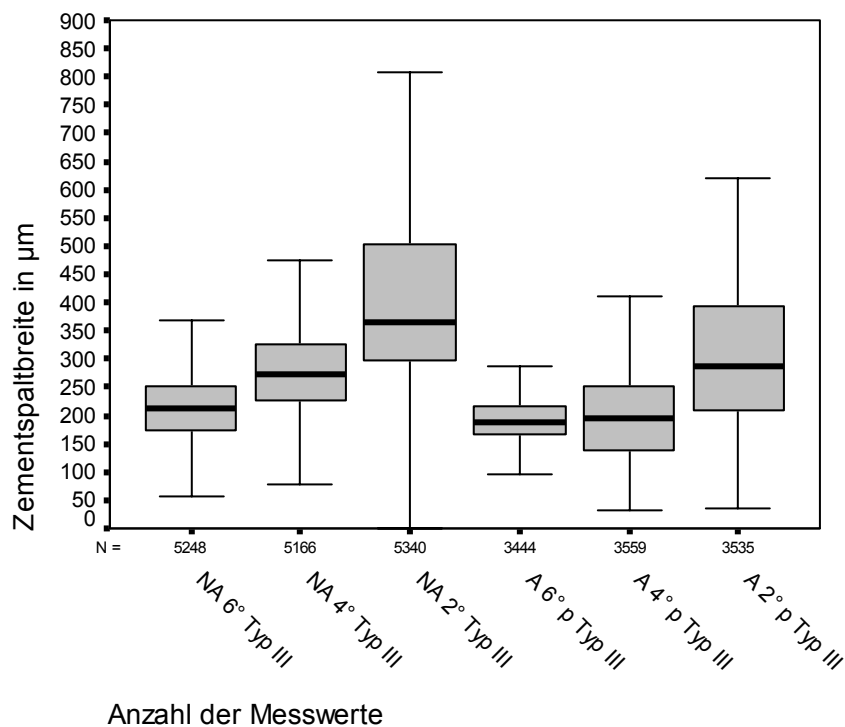


Abb. 22: Vergleich der Messwerte vom Typ III

Bei der Vermessung der Spaltbreiten im okklusalen Gebiet der Präparation wurden insgesamt 26292 Messwerte ermittelt. Es wird deutlich, dass sowohl die aufgepassten Kronengerüste bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° , als auch die nicht aufgepassten Kronengerüste bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° mit $294,03\mu\text{m}$ und $396,84\mu\text{m}$ die schlechtesten Mittelwerte aufweisen. Die besten Ergebnisse für die Mittelwerte liegen mit $195,47\mu\text{m}$ für die aufgepassten Kronengerüste bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° und für die aufgepassten Kronengerüste bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° mit $200,68\mu\text{m}$ vor. Bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° ergibt sich mit $147,04\mu\text{m}$ eine extrem große Streuung. Außerdem fallen die hohen Maximalwerte von $1294,32\mu\text{m}$ und $1242,60\mu\text{m}$ bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° und 2° auf.

4.4 Vergleich der Messwerte vom Typ IV

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
NA 6° Typ IV	60	20,78	260,46	91,34	58,47	76,23	106,44
NA 4° Typ IV	60	42,48	486,46	179,06	90,03	155,80	202,32
NA 2° Typ IV	60	132,60	820,85	347,31	179,72	300,88	393,73
A 6° p Typ IV	40	15,49	99,04	49,89	17,98	44,14	55,64
A 4° p Typ IV	40	22,27	101,45	60,74	24,34	52,96	68,53
A 2° p Typ IV	40	3,78	202,20	70,58	52,91	53,66	87,50

Tab. 8: Statistische Auswertung Typ IV

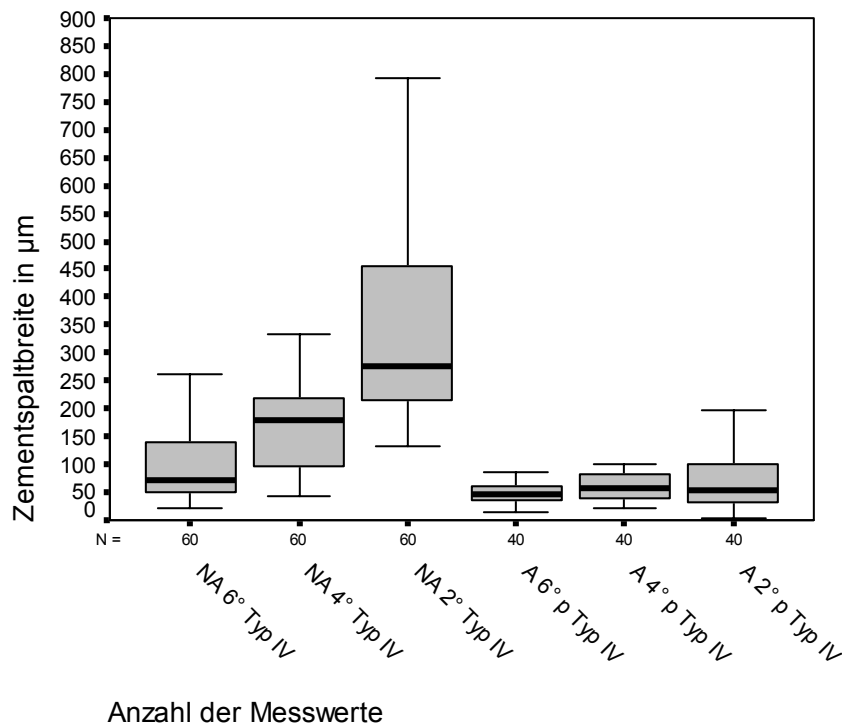


Abb. 23: Vergleich der Messwerte vom Typ IV

Typ IV, der den eigentlichen marginalen Randspalt umfasst, wurde mit insgesamt 300 Messwerten untersucht. Diese im Vergleich zu den anderen Typen viel geringere Anzahl der Messwerte entsteht dadurch, dass pro marginalen Randspalt nur der äußerste Punkt vermessen wurde. Es fällt auf, dass sich alle Mittelwerte, bis auf die Werte der nicht aufgepassten Kronengerüste, bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° und 2° , im klinisch tolerierbaren Bereich liegen. Die niedrigsten Mittelwerte $49,89\mu\text{m}$ und $60,74\mu\text{m}$ haben dabei die aufgepassten Kronengerüste bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° und 4° . Den höchsten Mittelwert haben mit $347,31\mu\text{m}$ die nicht aufgepassten Kronengerüste bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° . Zugleich ist bei dieser Gruppe die ansonsten bei dem Typ IV recht geringe Standardabweichung mit $179,72$ am höchsten.

4.5 Vergleich der Messwerte von aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten

Um die Übersichtlichkeit der Ergebnisse zu verbessern, werden die Messwerte von aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten, die parallel zur Fräsrichtung geschnitten wurden, noch einmal in Tabellen mit immer gleichem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ dargestellt.

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
NA 6° Typ I	2376	13,05	315,74	111,01	45,74	109,17	112,85
NA 6° Typ II	6277	0,09	1453,70	83,57	70,07	81,83	85,30
NA 6° Typ III	5248	19,33	1294,32	215,31	66,18	215,52	217,10
NA 6° Typ IV	60	20,78	260,46	91,34	58,47	76,23	106,44
A 6° p TypI	1644	19,74	174,40	80,93	24,22	79,77	82,11
A 6° p TypII	3945	22,74	295,00	122,29	41,61	120,99	123,59
A 6° p TypIII	3444	24,99	508,36	200,68	58,54	198,72	202,63
A 6° p TypIV	40	15,49	99,04	49,89	17,98	44,14	55,64

Tab. 9: Statistische Auswertung der aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten mit Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6°

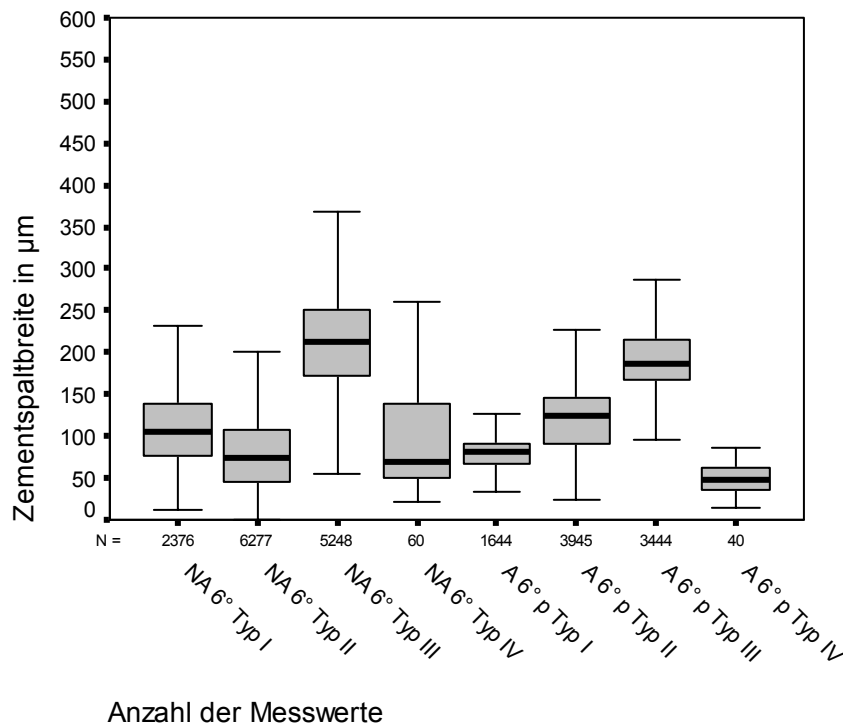


Abb. 24: Vergleich der Messwerte der aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6°

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Zement 4° Typ I	2312	12,44	341,36	131,06	75,36	127,99	134,14
Zement 4° Typ II	6200	2,58	1572,30	94,78	61,19	93,26	96,30
Zement 4° Typ III	5166	48,27	585,49	277,48	71,99	275,51	279,44
Zement 4° Typ IV	60	42,48	486,46	179,06	90,03	155,80	202,32
Aufgepasst 4° p Typ I	1708	8,62	309,14	89,96	38,77	88,12	91,80
Aufgepasst 4° p Typ II	4334	5,59	326,90	151,51	60,26	149,71	153,30
Aufgepasst 4° p Typ III	3559	30,68	563,90	195,97	73,94	193,54	198,40
Aufgepasst 4° p Typ IV	40	22,27	101,45	60,74	24,34	52,96	68,53

Tab. 10: Statistische Auswertung der aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten mit Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4°

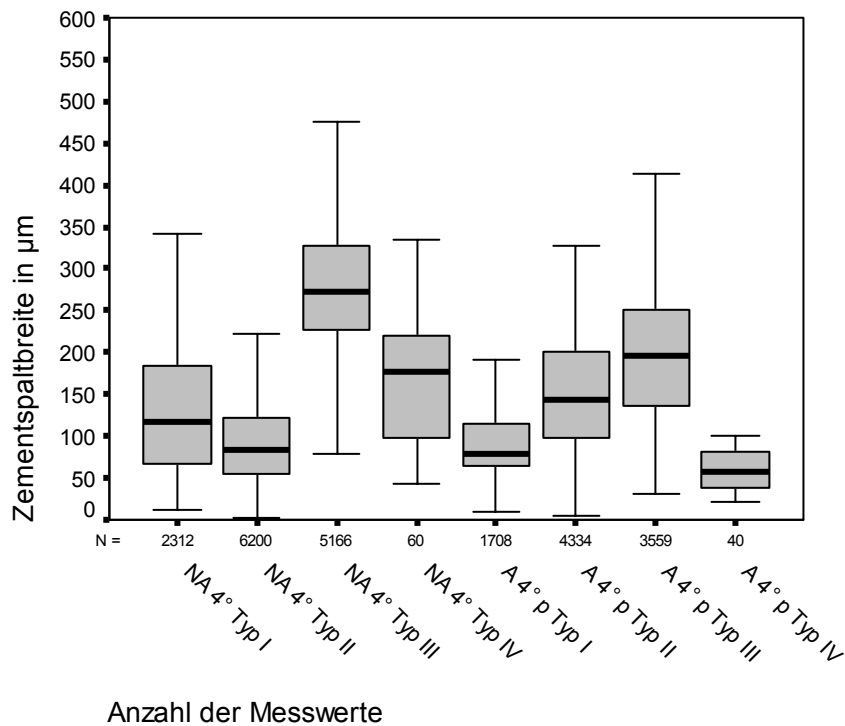


Abb. 25: Vergleich der Messwerte der aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4°

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Zement 2° Typ I	2319	57,69	893,20	256,37	133,60	250,93	261,81
Zement 2° Typ II	6829	0,52	507,70	117,44	63,26	115,94	118,94
Zement 2° Typ III	5340	0,73	1242,60	396,84	147,04	392,89	400,78
Zement 2° Typ IV	60	132,60	820,85	347,31	179,72	300,88	393,73
Aufgepasst 2° p TypI	1464	7,17	206,30	69,93	33,68	68,21	71,66
Aufgepasst 2° p TypII	4485	15,12	848,50	144,44	62,73	142,61	146,28
Aufgepasst 2° p TypIII	3535	36,07	620,16	294,03	127,30	289,83	298,23
Aufgepasst 2° p TypIV	40	3,78	202,20	70,58	52,91	53,66	87,50

Tab. 11: Statistische Auswertung der aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten mit Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2°

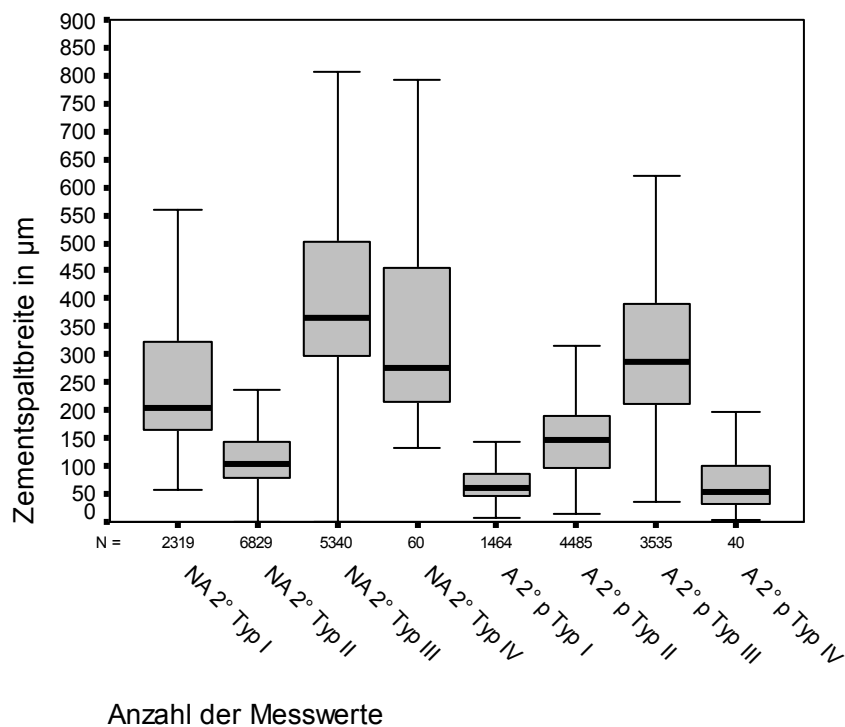


Abb. 26: Vergleich der Messwerte der aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2°

Der Vergleich der verschiedenen Typen von aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüste ergibt, dass bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° der Typ IV der aufgepassten Kronengerüste den niedrigsten Mittelwert von $49,89\mu\text{m}$ und die niedrigste Standardabweichung von $17,98$ hat. Dies sind zugleich die besten Ergebnisse für den Mittelwert und die Standardabweichung für alle Typen der aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüste. Der höchste Mittelwert mit $215,31\mu\text{m}$ für die Typen mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° liegt bei den nicht aufgepassten Kronengerüste vom Typ III vor.

Bei den Typen mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° liegt für den Typ IV mit $60,74\mu\text{m}$ der niedrigste Mittelwert vor. Wie schon bei den Kronengerüsten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° hat hier zugleich die Standardabweichung mit $24,34$ den kleinsten Wert.

Der größte Mittelwert mit $277,48\mu\text{m}$ für die Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° ergibt sich für die nicht aufgepassten Kronengerüste des Typ III.

Bei den Kronengerüsten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° liegt der niedrigste Mittelwert mit $69,93\mu\text{m}$ bei den aufgepassten Kronengerüsten vom Typ I. Allerdings ist der Mittelwert der aufgepassten Kronengerüste vom Typ IV mit $70,58\mu\text{m}$ nur unwesentlich größer. Genauso verhält es sich bei der Standardabweichung, die bei den aufgepassten Kronengerüsten vom Typ I mit $33,68\mu\text{m}$ den niedrigsten Wert besitzt. Darauf folgen mit $52,91\mu\text{m}$ die aufgepassten Kronengerüste vom Typ IV. Den höchsten Mittelwert mit $396,84\mu\text{m}$ haben die nicht aufgepassten Kronengerüste vom Typ III. Dies ist gleichzeitig der höchste Mittelwert die verschiedenen Typen aller Konvergenzwinkel.

Das Maximum liegt mit $1453,70\mu\text{m}$ bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° vom Typ II.

4.6 Vergleich der Messwerte von den Schnitten quer und parallel zur Fräsrichtung bei aufgepassten Kronengerüsten

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
A 6° p Typ I	1644	19,74	174,40	80,93	24,22	79,77	82,11
A 6° q Typ I	1374	18,42	196,90	76,76	32,09	75,06	78,45
A 4° p Typ I	1708	8,62	309,14	89,96	38,77	88,12	91,80
A 4° q Typ I	1441	14,44	306,12	85,50	44,75	83,19	87,82
A 2° p Typ I	1464	7,17	206,30	69,93	33,68	68,21	71,66
A 2° q Typ I	1012	16,94	358,13	113,89	49,81	110,82	116,97

Tab. 12: Statistische Auswertung der aufgepassten Kronengerüste vom Typ I bei unterschiedlichen Konvergenzwinkeln $\alpha/2$ und bei quer und parallel zur Fräsrichtung verlaufenden Schnitten

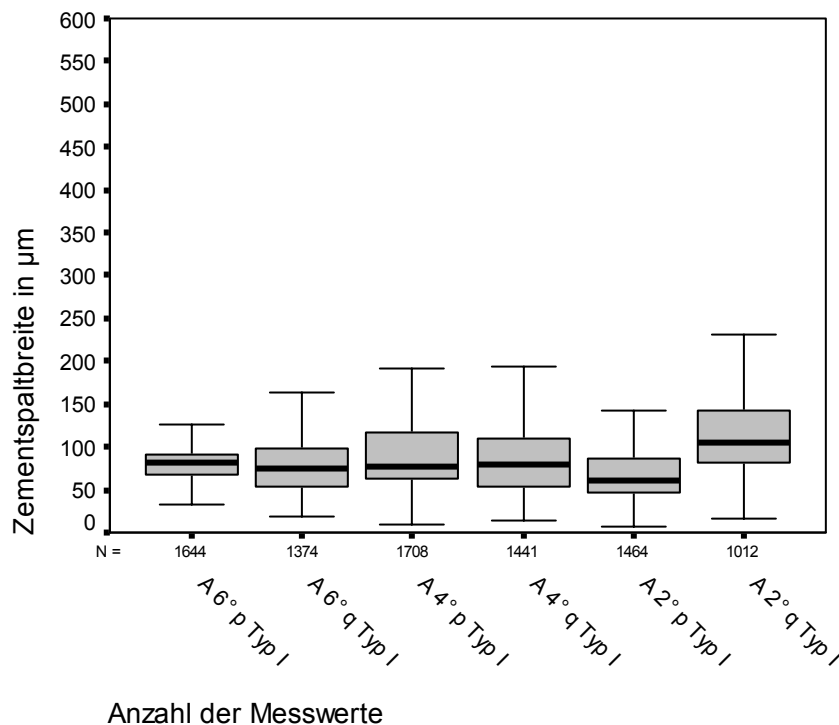


Abb. 27: Vergleich der Messwerte der aufgepassten Kronengerüste vom Typ I bei quer und parallel zur Fräsrichtung verlaufenden Schnitten

Beim Vergleich der Schnitte parallel und quer zur Fräsrichtung bei aufgepassten Kronengerüsten vom Typ I wurden insgesamt 8643 Messwerte bestimmt. Aus den Ergebnissen ergibt sich, dass die Schnitte parallel zur Fräsrichtung bei den Kronengerüsten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° mit $69,93\mu\text{m}$ den niedrigsten Mittelwert haben. Den höchsten Mittelwert mit $113,89\mu\text{m}$ besitzen die Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° und den Schnitten quer zur Fräsrichtung. Die kleinste Streuung liegt mit $24,22$ bei den Kronengerüsten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° und den Schnitten parallel zur Fräsrichtung vor.

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
A 6° p Typ II	3945	22,74	295,00	122,29	41,61	120,99	123,59
A 6° q Typ II	2996	15,13	255,54	118,58	39,78	117,15	120,00
A 4° p Typ II	4334	5,59	326,90	151,51	60,26	149,71	153,30
A 4° q Typ II	3016	21,92	463,87	157,19	56,73	155,17	159,22
A 2° p Typ II	4485	15,12	848,50	144,44	62,73	142,61	146,28
A 2° q Typ II	3048	33,64	474,74	171,88	46,96	170,21	173,55

Tab. 13: Statistische Auswertung der aufgepassten Kronengerüste vom Typ II bei unterschiedlichen Konvergenzwinkeln $\alpha/2$ und bei quer und parallel zur Fräsrichtung verlaufenden Schnitten

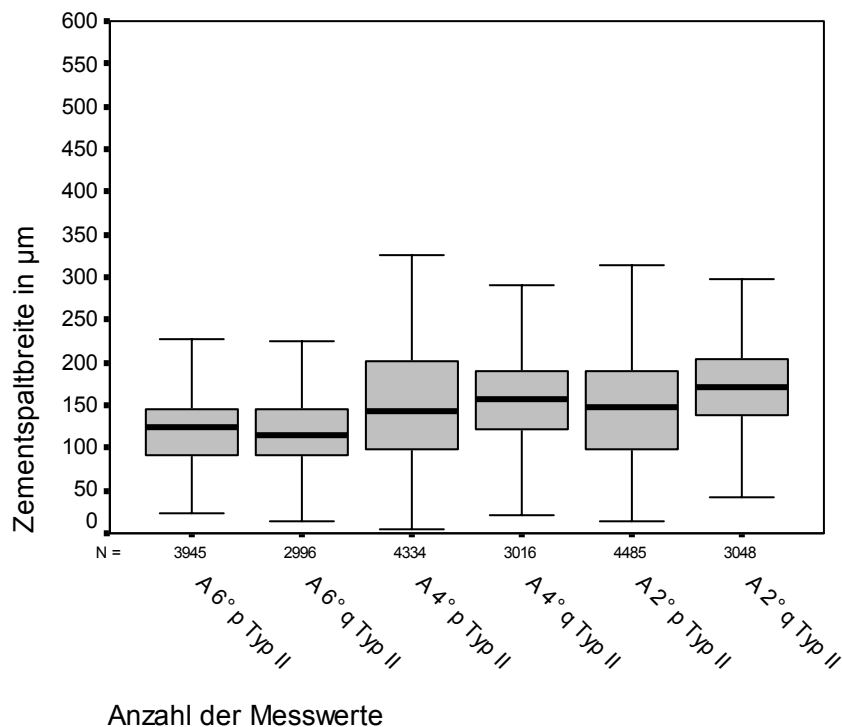


Abb. 28: Vergleich der Messwerte der aufgepassten Kronengerüste vom Typ II bei quer und parallel zur Fräsrichtung verlaufenden Schnitten

Bei den aufgepassten Kronengerüsten vom Typ II haben die Käppchen mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° mit Werten von $118,58\mu\text{m}$ für die Schnitte quer zur Fräsrichtung und $122,29\mu\text{m}$ für die Schnitte parallel zur Fräsrichtung die niedrigsten Mittelwerte. Die höchsten Mittelwerte haben mit $171,88\mu\text{m}$ und $157,19\mu\text{m}$ die Kronengerüste mit den Schnitten quer zur Fräsrichtung und einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° und 4° . Die geringste Streuung mit 39,78 weisen die Schnitte quer zur Fräsrichtung der Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° auf. Es wurden insgesamt 21824 Messwerte bestimmt.

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
A 6° p Typ III	3444	24,99	508,36	200,68	58,54	198,72	202,63
A 6° q Typ III	1183	38,25	366,02	177,65	53,53	174,60	180,71
A 4° p Typ III	3559	30,68	563,90	195,97	73,94	193,54	198,40
A 4° q Typ III	1123	28,28	481,04	195,37	79,29	190,73	200,02
A 2° p Typ III	3535	36,07	620,16	294,03	127,30	289,83	298,23
A 2° q Typ III	1084	43,24	378,02	172,88	62,40	169,16	177,59

Tab. 14: Statistische Auswertung der aufgespaltten Kronengerüste vom Typ III bei unterschiedlichen Konvergenzwinkeln $\alpha/2$ und bei quer und parallel zur Fräsrichtung verlaufenden Schnitten

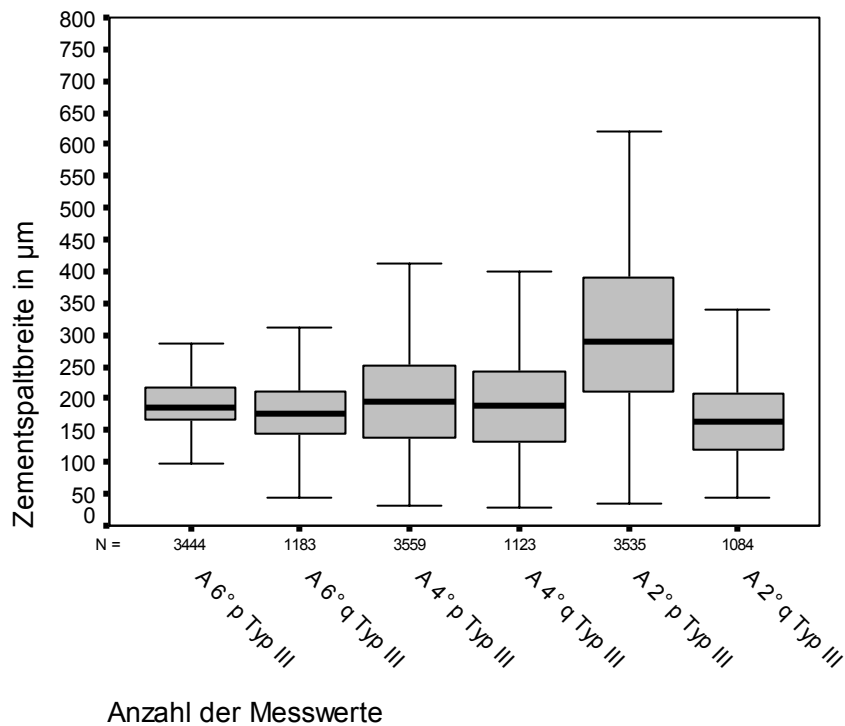


Abb. 29: Vergleich der Messwerte der aufgespaltten Kronengerüste vom Typ III bei quer und parallel zur Fräsrichtung verlaufenden Schnitten

Beim Vergleich der verschiedenen Schnitte vom Typ III ergibt sich für die Schnitte quer zur Fräsrichtung der Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° mit $172,88\mu\text{m}$ der niedrigste Mittelwert.

Der höchste Mittelwert beträgt $294,03\mu\text{m}$ für die Schnitte parallel zur Fräsrichtung der Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° . Die beste Standardabweichung liegt bei $53,53$. Insgesamt wurden 13928 Messwerte gemessen.

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
A 6° p Typ IV	40	15,49	99,04	49,89	17,98	44,14	55,64
A 6° q Typ IV	30	27,95	115,52	53,04	23,18	44,39	61,70
A 4° p Typ IV	40	22,27	101,45	60,74	24,34	52,96	68,53
A 4° q Typ IV	30	13,56	123,06	57,08	31,26	45,41	68,76
A 2° p Typ IV	40	3,78	202,20	70,58	52,91	53,66	87,50
A 2° q Typ IV	30	9,04	228,37	67,04	51,61	47,77	86,31

Tab. 15: Statistische Auswertung der aufgepassten Kronengerüste vom Typ IV bei unterschiedlichen Konvergenzwinkeln $\alpha/2$ und bei quer und parallel zur Fräsrichtung verlaufenden Schnitten

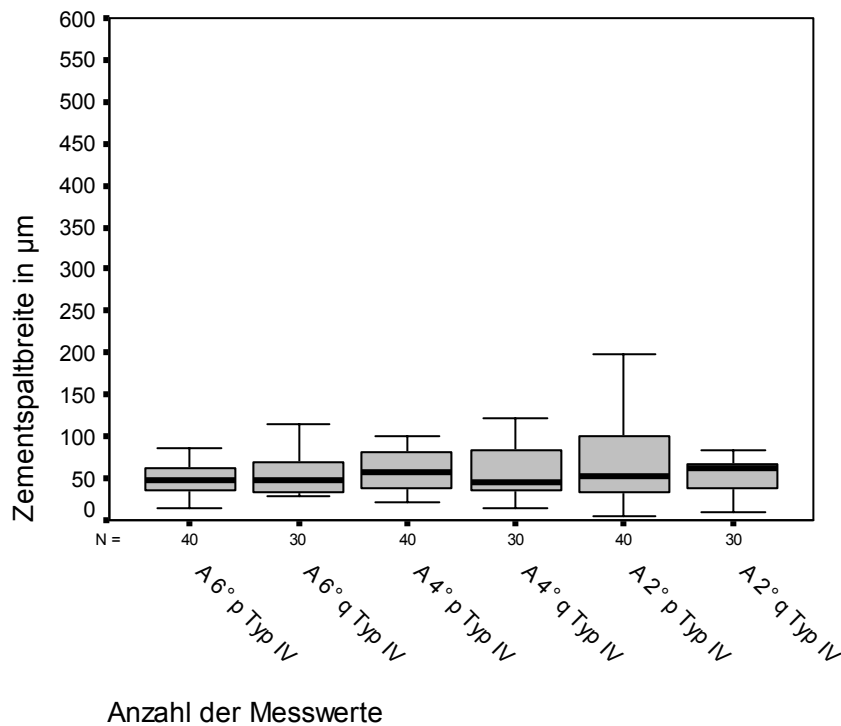


Abb. 30: Vergleich der Messwerte der aufgespalteten Kronengerüste vom Typ IV bei quer und parallel zur Fräsrichtung verlaufenden Schnitten

Für die marginalen Randspalten liegt der niedrigste Mittelwert bei $49,89\mu\text{m}$ und die kleinste Standardabweichung bei $17,98$. Diese Werte ergeben sich für die Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° und den Schnitten parallel zur Fräsrichtung. Die deutlich höchsten Mittelwerte mit $70,58\mu\text{m}$ und $67,04\mu\text{m}$ liegen für die Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° vor. Insgesamt wurden 210 Messwerte bestimmt.

4.7 Statistischer Test

4.7.1 Parameterfreier U-Test nach Mann und Whitney

(I) Gruppe	(II) Gruppe	N	Mann-Whitney-U	Z	Asymptotische Signifikanz
NA 6° Typ IV N=60	NA 4° Typ IV	60	661,00	-5,978	0,000
	NA 2° Typ IV	60	118,00	-8,828	0,000
	A 6° p Typ IV	40	602,00	-4,208	0,000
	A 6° q Typ IV	30	518,00	-3,270	0,001
	A 4° p Typ IV	40	893,00	-2,160	0,031
	A 4° q Typ IV	30	555,00	-2,953	0,003
	A 2° p Typ IV	40	875,00	-2,287	0,022
	A 2° q Typ IV	30	659,50	-2,059	0,040
NA 4° Typ IV N=60	NA 6° Typ IV	60	661,00	-5,978	0,000
	NA 2° Typ IV	60	656,00	-6,004	0,000
	A 6° p Typ IV	40	93,00	-7,789	0,000
	A 6° q Typ IV	30	87,00	-6,959	0,000
	A 4° p Typ IV	40	192,00	-7,092	0,000
	A 4° q Typ IV	30	140,00	-6,505	0,000
	A 2° p Typ IV	40	313,00	-6,241	0,000
	A 2° q Typ IV	30	189,00	-6,086	0,000
NA 2° Typ IV N=60	NA 6° Typ IV	60	118,00	-8,828	0,000
	NA 4° Typ IV	60	656,00	-6,004	0,000
	A 6° p Typ IV	40	0,000	-8,443	0,000
	A 6° q Typ IV	30	0,000	-7,703	0,000
	A 4° p Typ IV	40	0,000	-8,443	0,000
	A 4° q Typ IV	30	0,000	-7,703	0,000
	A 2° p Typ IV	40	34,00	-8,204	0,000
	A 2° q Typ IV	30	36,00	-7,395	0,000
A 6° p Typ IV N=40	NA 6° Typ IV	60	602,00	-4,208	0,000
	NA 4° Typ IV	60	93,00	-7,789	0,000
	NA 2° Typ IV	60	0,000	-8,443	0,000
	A 6° q Typ IV	30	596,00	-0,047	0,962
	A 4° p Typ IV	40	621,00	-1,722	0,085
	A 4° q Typ IV	30	579,00	-0,249	0,803
	A 2° p Typ IV	40	703,00	-0,933	0,351
	A 2° q Typ IV	30	494,50	-1,252	0,211
A 6° q Typ IV N=30	NA 6° Typ IV	60	518,00	-3,270	0,001
	NA 4° Typ IV	60	87,00	-6,959	0,000
	NA 2° Typ IV	60	0,000	-7,703	0,000
	A 6° p Typ IV	40	596,00	-0,047	0,962
	A 4° p Typ IV	40	467,00	-1,578	0,114
	A 4° q Typ IV	30	418,00	-0,473	0,636
	A 2° p Typ IV	40	537,50	-0,742	0,458
	A 2° q Typ IV	30	419,00	-0,458	0,647

(I) Gruppe	(II) Gruppe	N	Mann-Whitney-U	Z	Asymptotische Signifikanz
A 4° p Typ IV N=40	NA 6° Typ IV	60	893,00	-2,160	0,031
	NA 4° Typ IV	60	192,00	-7,092	0,000
	NA 2° Typ IV	60	0,000	-8,443	0,000
	A 6° p Typ IV	40	621,00	-1,722	0,085
	A 6° q Typ IV	30	467,00	-1,578	0,114
	A 4° q Typ IV	30	531,50	-0,813	0,416
	A 2° p Typ IV	40	748,00	-0,154	0,878
	A 2° q Typ IV	30	550,00	-0,593	0,553
A 4° q Typ IV N=30	NA 6° Typ IV	60	555,00	-2,953	0,003
	NA 4° Typ IV	60	140,00	-6,505	0,000
	NA 2° Typ IV	60	0,000	-7,703	0,000
	A 6° p Typ IV	40	579,00	-0,249	0,803
	A 6° q Typ IV	30	418,00	-0,473	0,636
	A 4° p Typ IV	40	531,50	-0,813	0,416
	A 2° p Typ IV	40	542,00	-0,688	0,491
	A 2° q Typ IV	30	423,00	-0,399	0,690
A 2° p Typ IV N=40	NA 6° Typ IV	60	875,00	-2,287	0,022
	NA 4° Typ IV	60	313,00	-6,241	0,000
	NA 2° Typ IV	60	34,00	-8,204	0,000
	A 6° p Typ IV	40	703,00	-0,933	0,351
	A 6° q Typ IV	30	537,50	-0,742	0,458
	A 4° p Typ IV	40	784,00	-0,154	0,878
	A 4° q Typ IV	30	542,00	-0,688	0,491
	A 2° q Typ IV	30	599,00	-0,012	0,991
A 2° q Typ IV N=30	NA 6° Typ IV	60	659,50	-2,059	0,040
	NA 4° Typ IV	60	189,00	-6,086	0,000
	NA 2° Typ IV	60	36,00	-7,395	0,000
	A 6° p Typ IV	40	494,50	-1,252	0,211
	A 6° q Typ IV	30	419,00	-0,458	0,647
	A 4° p Typ IV	40	550,00	-0,593	0,553
	A 4° q Typ IV	30	423,00	-0,399	0,690
	A 2° p Typ IV	40	599,00	-0,012	0,991

Tab. 16: Signifikanztest nach Mann und Whitney

Der parameterfreie U-Test von Mann und Whitney zeigt folgende Ergebnisse. Die Messwerte der marginalen Randspalten (Typ IV) für die nicht aufgespalteten Kronengerüste sind bei den Konvergenzwinkeln $\alpha/2$ 2°, 4° und 6° extrem hoch signifikant unterschiedlich. Auch zu den Messwerten der marginalen Randspalten von den aufgespalteten Kronengerüsten zeigen sie signifikante Unterschiede.

Die Messwerte der marginalen Randspalten der aufgespalteten Kronengerüste sind für die Konvergenzwinkel $\alpha/2$ 2°, 4° und 6° parallel oder quer zur Fräsrichtung nicht signifikant unterschiedlich.

5 Diskussion

5.1 In-vitro-Untersuchung

Um den Randschluss und die innere Passgenauigkeit von Kronen, die aus neu entwickelten Materialien oder mit innovativen Herstellungsmethoden hergestellt worden sind, zu überprüfen, werden in der Zahnheilkunde oft In-vitro-Untersuchungen durchgeführt [1, 36, 53]. Nur wenn die Versuche unter möglichst klinischen Bedingungen ablaufen, ist eine Übertragbarkeit der bei In-vitro-Untersuchungen gewonnenen Erkenntnisse auf die klinische Situation möglich. Außerdem sollte darauf geachtet werden, die einzelnen In-vitro-Untersuchungen so zu gestalten, dass eine gewisse Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der Ergebnisse gewährleistet ist. Leider ist es aber gerade durch die Vielzahl unterschiedlicher In-vitro-Untersuchungen zum Randspalt- und Passgenauigkeitsverhalten, die fast alle in ihrem Versuchsaufbau differieren, kaum möglich, die einzelnen Ergebnisse der Studien sinnvoll miteinander zu vergleichen [15, 17, 58, 133]. Ein weiteres Problem besteht darin, dass jeder noch so ausgeklügelte In-vitro-Test nur eine technisch machbare Annäherung an die klinische Situation darstellt [36].

5.2 Material und Methode

In der vorliegenden Arbeit wurde der marginale Randspalt und die innere Passgenauigkeit von Kronengerüsten, die mit dem Cercon[®]-System von Degussa hergestellt wurden, bei den unterschiedlichen Präparationswinkeln $\alpha/2$ von 2°, 4° und 6° untersucht. Der gesamte Versuchsaufbau wurde nach möglichst klinischen Bedingungen konzipiert.

In der Literatur werden viele Möglichkeiten zur Präparation einer vollkeramischen Krone diskutiert. Es gibt Autoren, die die Präparation einer Stufe mit abgerundeter Innenkante bei vollkeramischen Kronen bevorzugen [61, 72], während von den meisten Autoren die ausgeprägte Hohlkehle oder die Stufe mit abgerundeter Innenkante als Präparation für vollkeramische Kronen zur Wahl gestellt wird.

Dabei zeigt die Hohlkehllpräparation bei tendenziell höheren Bruchfestigkeiten eine höhere Materialsicherheit [30, 90]. Die Meinungen differieren über das Ausmaß des zirkulären Substanzabtrags zwischen Werten von 1,0mm und 1,5mm. Die okklusale Reduktion liegt im Bereich zwischen 1,5 und 2mm [12, 30, 61, 92, 94, 105, 101, 108, 118, 123, 133, 137]. Nach neuesten Studien ist aber bei hochfesten Dentalkeramiken auch ein zirkulärer Substanzabtrag von nur 0,8mm völlig ausreichend, um genügend Stabilität der Restauration zu gewährleisten [90]. Beim Präparationswinkel wird die ideale Neigung mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 3° bis 5° angegeben [61]. Eine Retentionshöhe von mindestens 4mm sollte vorhanden sein [102]. Bei der vorliegenden Studie wurde als Präparationsform die ausgeprägte Hohlkehle gewählt. Es wurden zirkulär 1,2mm und okklusal 2mm Substanz abgetragen. Die Retentionshöhe des Stumpfes betrug 6mm.

Diese in der Literatur als optimale Präparation für eine Vollkeramikkrone beschriebene Form gibt dem Kronengerüst die besten Voraussetzungen für gute Randspalt- und Passgenauigkeiten. Daraus folgt, dass die Passung des Kronengerüsts nur durch die unterschiedlichen Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2°, 4° und 6° und natürlich von der Herstellungsmethode beeinflusst wurden. Somit war ein Vergleich der marginalen Randspalten und der inneren Passgenauigkeiten von Kronengerüsten, die auf Stümpfen mit unterschiedlichen Präparationswinkeln und mit einer neuen Herstellungsmethode hergestellt worden waren, möglich.

Abweichend vom klinischen Ablauf wurden die präparierten Frasacomolaren mit Dubliermasse abgeformt und später direkt auf dem Meistermodell anstatt auf dem Patientenmodell untersucht. Für die Messwerte der Passgenauigkeits- und Randspaltuntersuchungen bedeutet das, dass jeglicher Fehler der normalerweise durch die Abformung entstehen könnte, von vornherein ausgeschlossen wurde. Somit dürften die Messwerte um einen Minimalbetrag besser ausfallen.

Danach wurden die Abformungen mit einem kaltpolymerisierenden Kunststoff ausgegossen und polymerisiert. Da bei dem CAM-System Cercon® vom Hersteller die Anwendung von Distanzlack empfohlen wird, wurde bei der Vorbereitung der Meistermodelle nicht darauf verzichtet. Die Schichtdicke des Distanzlacks beträgt ca. 40–50µm.

Diese Schicht ist allerdings sehr schwer messbar und trägt zu einer Vergrößerung der Zementfuge bei. Um diese Vergrößerung einheitlich zu gestalten, wurde jedes Meistermodell mit 6 Schichten behandelt. Andere wissenschaftliche Studien zeigen, dass es bei CAD/CAM-Systemen durch den Verzicht auf Distanzlack zu sehr eng anliegenden Gerüsten kommen kann, die eventuell überhaupt nicht auf das Meistermodell passen [2].

Von einer Verblendung der Gerüste wurde Abstand genommen, da in verschiedenen Studien nachgewiesen wurde, dass das Verblenden keinen nachträglichen Einfluss auf die innere Passgenauigkeit und den Randschluss hat [40, 93, 133].

Im Unterschied zu In-vitro-Untersuchungen, bei denen die Krone mit Sekundenkleber auf dem Modell befestigt [93] oder der Spalt mit einem „light-body“-Silikon ausgefüllt wurde [133], wurden bei dieser In-vitro-Studie die Kronengerüste mit einem Glasionomermzement auf dem Modell zementiert. Bei der Zementierung wurde darauf geachtet, dass die Kronengerüste gleichmäßig mit Zement gefüllt aber nicht überfüllt wurde, da bei überfüllten Kronen der marginale Randspalt größer wird [57]. Die Zementierung der Kronengerüste auf ihren Meistermodellen hat für die Untersuchung des marginalen Randspalts und der inneren Passgenauigkeit eine hohe Bedeutung. Denn durch den Zement kommt es automatisch zu einer Vergrößerung des marginalen Randspalts, die auch in der klinischen Situation nicht zu vermeiden ist. Diese Vergrößerung liegt unter idealen Bedingungen, das heißt der Zement weist eine geringe Schichtdicke und gute Flieseigenschaften auf, bei mindestens $20\mu\text{m}$ [98]. Bei der Fräsung von Kronengerüsten mit dem Cercon[®]-System kam es allerdings durch die Fräsbahnen zur Bildung von Treppen und Kanten auf der Innenseite des Gerüsts. Dadurch wird der Zement sehr stark verdrängt und es können marginale Randspalten unter $20\mu\text{m}$ auftreten. Im Gegensatz zu früher verwendeten Vollkeramik-Systemen wie Dicor kam es bei der Zementierung mit einer Belastung von 5kg zu keiner einzigen Fraktur innerhalb der Versuchsreihe [1].

Ein weiteres Problem war das Zersägen der Modelle am Trenngerät. Da bei der folgenden Messung im Rasterelektronenmikroskop der Schnitt in der Draufsicht vermessen wird, ist es entscheidend, dass das Modell genau parallel zur Zahnachse zerschnitten wird.

Denn nur so kann gewährleistet werden, dass es nicht durch einen schiefen Schnitt zu Verzerrungen des Spaltes kommt. Dadurch, dass das Modell per Hand auf die Haltevorrichtung eingespannt wird, ist es immer möglich, dass das Modell nicht exakt parallel zur Zahnachse befestigt wird. Es kann also zu kleinen Verzerrungen kommen. Außerdem geht durch die destruktiven Schleifvorgänge ein Teil der Information verloren. Es gibt deshalb Studien, bei denen der marginale Randspalt nicht durch das Vermessen von Schnitten, sondern durch die direkte Aufsicht unter dem Rasterelektronenmikroskop bestimmt wird. Der Vorteil dieser Methode ist, dass der Randspalt der Krone an der ganzen Circumferenz untersucht werden kann. Wo hingegen bei einem einzigen Schnitt immer nur Stichproben des Randes zu sehen sind. Es gibt aber auch einige Nachteile bei dieser Methode. So entfällt die Untersuchung der inneren Passgenauigkeit, die für die eindeutige Positionierbarkeit und den dauerhaften Halt durch die Friktion von großer Bedeutung ist. Zugleich ist der Randspalt durch Zementüberschüsse oft nicht messbar. Der Vorteil von Schnittpräparaten liegt darin, dass mit ihnen der Verlauf des Zementspaltes in seiner Gesamtheit beurteilbar ist. Nachteile sind die oben schon erwähnten wenigen Messpunkte für Randspalten und der große Aufwand, mit dem Schliffpräparate hergestellt werden müssen [2, 39].

Zur Beurteilung des marginalen Randspaltes und der inneren Passgenauigkeit wurden die einzelnen Schnitte im Rasterelektronenmikroskop untersucht. Da diese Methode qualitativ und quantitativ reproduzierbare Ergebnisse liefert, ist sie trotz ihres hohen zeitlichen und finanziellen Aufwands die praktikabelste und auf jeden Fall anderen Methoden wie z.B. die Untersuchung mit dem Lichtmikroskop vorzuziehen. Bei der Vermessung am Rasterelektronenmikroskop kommt es aber auch zur Addition von kleinen Fehlerquellen, die eine Quote von 10% erreichen können. Solche Fehler hängen von dem Winkel der Linsenoberfläche, vom Fokusabstand oder Arbeitsabstand und von der Vergrößerung ab [40, 133]. Gleichzeitig muss die Probe in möglichst senkrechter Ansicht betrachtet werden, um Verzerrungen der Zementfuge zu vermeiden.

5.3 Ergebnisse

Das Ziel der Studie lag darin, herauszufinden ob und in welchen Größenverhältnissen ein unterschiedlicher Konvergenzwinkel $\alpha/2$ den marginalen Randspalt und die innere Passgenauigkeit eines Kronengerüstes beeinflusst. Gleichzeitig sollte der Präparationswinkel ermittelt werden, mit dem die besten Randspalt- und Passgenauigkeitswerte erzielt werden, ohne dass ein langwieriges Aufpassen nötig ist.

5.3.1 Vergleich der Randspalten und Passgenauigkeiten

Beim Vergleich der marginalen Randspalten, die in der vorliegenden Studie als Typ IV gekennzeichnet wurden, liegen die Mittelwerte der aufgepassten Kronengerüste mit marginalen Randspalten von $49,89\mu\text{m}$ bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° , von $60,74\mu\text{m}$ bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° und von $70,58\mu\text{m}$ bei einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° im Bereich der klinisch tolerierbaren Randspalten. Eine Studie von *Luthardt* über den marginalen Randspalt von Gerüsten aus Zirkoniumoxid, die mit dem des DCS Precident-System hergestellt wurden, erzielte Mittelwerte zwischen $55\mu\text{m}$ und $88\mu\text{m}$. Jedes Gerüst wurde dabei höchstens 15 Sekunden aufgepasst [75]. Bei anderen Studien über marginale Randspalten von In-Ceram[®], Aluminiumoxidkeramiken und IPS Empress ergaben sich jeweils Mittelwerte von $161\mu\text{m}$, $83\mu\text{m}$ und $63\mu\text{m}$ [124]. Da das Lava[™]-System von 3M Espe genau wie das Cercon[®]-System mit Rohlingen im „Grünkörperzustand“ arbeitet, hat der Vergleich mit deren Mittelwerten für marginale Randspalten, die zwischen 50 und $100\mu\text{m}$ liegen, für das Cercon[®]-System besondere Bedeutung [129]. Zwischen den einzelnen Gruppen des Typ IV für die aufgepassten Kronengerüste konnte für die Mittelwerte mit dem Mann-Whitney-U-Test kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Die Ergebnisse dieser Studien zeigen, dass das Cercon[®]-System in der Lage ist, auch bei sehr steilen Flanken des präparierten Zahnstumpfes durch das Aufpassen des Kronengerüstes noch einen akzeptablen Randschluss zu gewährleisten. Es ist aber eine deutliche Verschlechterung der Mittelwerte mit abnehmendem Konvergenzwinkel zu

beobachten. Bei abnehmendem Konvergenzwinkel nimmt die Steilheit der Flanken zu und die Distanz zwischen den einzelnen Messpunkten nimmt automatisch ab. Wenn der Scanner die Präparation über ein Modell abtastet, hat er die Möglichkeit dieses aus verschiedenen Blickwinkeln einzuscannen. Dadurch ist es ihm möglich, die sehr nah aneinander liegenden Messpunkte von steilen Flanken und sogar unter sich gehenden Stellen zu erkennen. Der Scanner des Cercon[®]-Systems, der sich in der Fräs-/Schleifeinheit befindet, tastet das aufgewachste Kronengerüst optisch ab, das heißt, der Scanner kann die Innenseite des Käppchens, die entscheidend für den Randspalt ist, von oben betrachten und der Blickwinkel wird nur minimal verändert. Damit hat er Probleme, die Dimensionen an steilen Stellen exakt zu erfassen, und es kommt zur ungenauen Vermessung an der Innenseite des aufgewachsenen Käppchens, die dann zu einem größeren marginalen Randspalt führen können. Unter sich gehende Stellen können mit der Scaneinheit des Cercon[®]-Systems aus diesem Grund überhaupt nicht erfasst werden.

Die Mittelwerte für die nicht aufgepassten Kronengerüste vom Typ IV sind mit 91,34µm für die Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6°, mit 179,06µm für die Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° und mit 347,31µm für die Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° deutlich schlechter ausgefallen. Gerade die 347,31µm für die Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° bestätigen die These, dass der Scanner des Cercon[®]-Systems nicht in der Lage ist steile Wände exakt zu vermessen. Ein weiteres Indiz hierfür ist die große Streuung mit 179,72 und der extrem hohe Maximalwert von 820,85µm. Auch bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten erkennt man eine starke Verschlechterung der Mittelwerte bei abnehmendem Konvergenzwinkel. Es fällt außerdem auf, dass der niedrigste Mittelwert von 91,34µm für die Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° gerade noch im klinisch tolerierbaren Bereich für marginale Randspalten liegt. Diese Werte zeigen, dass mit dem Cercon[®]-System hergestellte Kronengerüste auf jeden Fall aufgepasst werden sollten.

Beim Aufpassen der Kronengerüste durch einen erfahrenen Zahntechniker wurde für jedes einzelne Käppchen die Zeit gemessen, um einen Eindruck davon zu bekommen,

wie lange das Aufpassen bei dem jeweiligen Konvergenzwinkel dauert. Es stellte sich heraus, dass die Kronengerüste mit dem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° mehr Zeit brauchten, um einen klinisch akzeptablen marginalen Randspalt zu gewährleisten.

Damit steht fest, dass das Kronengerüst auf der Innenseite mehr Störkontakte bei einem Konvergenzwinkel von 2° besitzt als bei den Kronengerüsten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° oder 6° . Gleichzeitig zeigte sich bei den Kronengerüsten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° nach dem Aufpassen oft eine Rotation des Kronenkäppchens auf dem Stumpf. Bei allen Kronengerüsten gab es Stellen, an denen der Rand im Gegensatz zu Studien über andere Systeme [133] häufig zu kurz war. Wie bei anderen Untersuchungen beschrieben [2], kam es bei der Fräsung der Kronengerüste vereinzelt zu Randaussprengungen, die an der entsprechenden Stelle zu Randungenauigkeiten und damit zu verschlechterten Messwerten führten. Dieses Problem hängt nach *Luthardt* [74] erheblich mit der Topographie der Schleifwerkzeuge zusammen. So ist die aktuelle Schneidefähigkeit des Werkzeuges Haupteinflussfaktor für die bearbeitungsinduzierte Randzonenschädigung. Bedingt durch die Randzonenschädigung kommt es zur Reduktion der mechanischen Eigenschaften von Zirkoniumoxid. Die Folge sind Randaussprengungen bei der Fräsung der Gerüste, da hier die geringste Dimensionierung des Kronengerüstes vorliegt. Sie können minimiert werden, in dem verschlissene Werkzeuge immer rechtzeitig ausgewechselt werden und somit eine optimale Schneidefähigkeit gewährleistet ist [75, 74].

Durch die Messung der Passung einer Krone bzw. einer Brücke kann der Verlauf der Zementfuge im Inneren der Restauration beurteilt werden. 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 [98]. Im Bereich der Hohlkehle (Typ I) zeigt sich bei den aufgepassten Kronengerüsten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° mit $69,93\mu\text{m}$ der niedrigste Mittelwert. Auch die anderen aufgepassten Kronengerüste bleiben mit ihren Mittelwerten unter $100\mu\text{m}$, während die nicht aufgepassten Kronengerüste deutlich höhere Mittelwerte aufweisen. Bei der Betrachtung der REM-Bilder fällt auf, dass vor allem im Bereich der stärksten Krümmung der Hohlkehle das Kronengerüst weiter von dem Modell absteht. Dies lässt

sich dadurch erklären, dass die Schleifwerkzeuge, die in ihrem Durchmesser limitiert sind, nicht alle Feinheiten exakt wiedergeben können und somit einen größeren Spalt an der stärksten Krümmung der Hohlkehle verursachen. An der Flanke (Typ II) des Meistermodells liegen die nicht aufgepassten Kronengerüste zum Teil sehr eng an.

Dies zeigen Minimalwerte, die im Bereich von $0\mu\text{m}$ liegen. Die Stellen, an denen das Kronengerüst sehr nahe oder direkt auf dem Meistermodell aufliegt, liegen vor allem im Bereich des Übergangs von der Flanke zur Okklusalfäche der Präparation. Wie schon weiter oben beschrieben, hat der Scanner mit seinem eingeschränkten Triangulationswinkel Probleme mit der Erfassung von steilen Flanken. Im Gegensatz zu der bei *Bornemann* [15] beschriebenen großzügigeren Fräsung der Kantenbereiche beim Cerec 3-System, findet beim Cercon[®]-System keine Hohllegung der Kantenbereiche statt. Dadurch kommt es hier zu sehr kleinen Werten bei der Passgenauigkeit. Da an diesen Punkten eine gleichmäßige Zementschichtstärke nicht mehr vorhanden ist, kann es zum Verklemmen der Kronengerüste kommen. Dies könnte sowohl den erhöhten marginalen Randspalt als auch die sehr hohen Passgenauigkeitswerte für den okklusalen Bereich (Typ III) bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten erklären. Die Entstehung dieser Berührungspunkte hängt wahrscheinlich mit der Berechnung der Fräsbahnen und der Lagerung bei der Sinterung zusammen. Bei der Fräsung kommt durch die Werkzeuge ein Treppenrelief und damit keine glatte Oberfläche an der Innenseite des Kronengerüsts zustande. An den Kanten und Spitzen der Treppen klemmt sich das Kronengerüst an besonders engen Stellen fest. Daraus folgt, dass hier Messpunkte vermessen werden, die sehr klein oder nahe null sind. Das Treppenrelief könnte dadurch verhindert werden, indem die Fräsung auch in diagonaler Richtung stattfindet und damit die Kanten und Spitzen glättet. Es wurde deshalb auch untersucht, ob die Passgenauigkeit bei parallel oder quer zur Fräsbahn angefertigten Schnitten unterschiedlich ist. Es konnten allerdings zwischen den einzelnen Gruppen keine deutlichen Unterschiede festgestellt werden.

Die Sinterung der Kronengerüste findet beim Cercon[®]-System in dem Sinterofen Cercon[®] heat bei 1350°C in ca. 6 Stunden statt [50, 61, 96, 108, 137]. Das Kronengerüst wird dabei mit der okklusalen Fläche auf das Tray gelegt. Dadurch kann es zum

Absacken der Zirkoniumoxidpartikel kommen und somit wäre eine größere Sinterschrumpfung im Bereich der Kanten am Übergang zum okklusalen Anteil die Folge. Durch die größere Schrumpfung kommt es vor allem in diesem Bereich der Kronengerüste zu sehr eng anliegenden Käppchen, die dort zum Teil auch festklemmen können.

Der Versuch, die Kronengerüste wie beim Lava™-System hängend zu sintern, zeigte am marginalen Rand deutlich bessere Ergebnisse, jedoch war die Anzahl der Proben zu klein, um Aussagen zu treffen.

Insgesamt wäre eine Verbesserung der Software wünschenswert, um bei Präparationen unter klinischen Bedingungen, die nicht immer ideal gestaltet werden können, dennoch tolerierbare marginale Randspalten und innere Passgenauigkeiten zu erreichen.

5.4 Schlussfolgerungen für die Praxis

Für die Praxis empfiehlt sich aus den Ergebnissen dieser In-vitro-Studie bei der Präparation darauf zu achten, dass der Konvergenzwinkel $\alpha/2$ nicht zu klein wird. Ideal wäre ein Winkel von 6° , weil dann ein guter marginaler Randschluss und eine akzeptable Passgenauigkeit zu erwarten ist. Allerdings steigt bei einer derart konischen Präparation auch die Gefahr der Schädigung der Pulpa. Auf ein Aufpassen der Kronengerüste durch den geübten Zahntechniker sollte nicht verzichtet werden. Gleichzeitig muss bei der Präparation darauf geachtet werden eine möglichst glatte Oberfläche zu erhalten, da eventuell vorhandene Kanten und Spitzen die innere Passgenauigkeit negativ beeinflussen können.

6 Zusammenfassung

In der vorliegende In-vitro-Untersuchung wurden auf Meistermodellen mit den unterschiedlichen Konvergenzwinkeln $\alpha/2$ von 2° , 4° und 6° Kronengerüste mit dem Cercon[®]-Systems hergestellt. Das Ziel dieser Studie war es, herauszufinden, bei welchem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ die Kronengerüste den besten marginalen Randspalt und die höchste innere Passgenauigkeit aufweisen. Gleichzeitig sollte untersucht werden, ob der Randschluss im klinisch akzeptablen Bereich zwischen $20 - 100\mu\text{m}$ liegt und wie groß die Unterschiede zwischen den aufgepassten und nicht aufgepassten Kronengerüsten sind. Zusätzlich wurde überprüft, inwiefern sich die inneren Passgenauigkeiten von quer oder parallel zur Fräsrichtung geschnittenen Proben unterscheiden.

Hierfür wurden die einzelnen Kronengerüste entweder aufgepasst oder nicht aufgepasst auf ihr Meistemodell mit Glasionomerzement zementiert. Zur qualitativen und quantitativen Beurteilung im Rasterelektronenmikroskop wurden Schnitte angefertigt.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Mittelwerte von $49,89\mu\text{m}$, $60,74\mu\text{m}$ und $70,58\mu\text{m}$ im marginalen Bereich für die aufgepassten Kronengerüste mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 6° , 4° und 2° im klinisch tolerierbaren Bereich liegen. Zugleich ist zu erkennen, dass der marginale Randspalt mit zunehmendem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ kleiner und damit besser wird. Die Mittelwerte der marginalen Randspalten für die nicht aufgepassten Kronengerüste sind alle höher als die Mittelwerte für die aufgepassten Kronengerüste. Sie nehmen aber genauso bei zunehmendem Konvergenzwinkel ab. Bei den Messwerten für die inneren Passgenauigkeiten ergeben sich für die Flanken bei den nicht aufgepassten Kronengerüsten am Übergang zum okklusalen Anteil immer wieder Stellen, an denen das Kronengerüst festklemmt. Diese Stellen konnten durch manuelles Aufpassen entfernt und so die innere Passgenauigkeit und der marginale Randspalt verbessert werden. Dabei kam es vereinzelt zur Rotation des Kronengerüstes auf dem Modell. Insgesamt konnte gezeigt werden, dass das Cercon[®]-System die Schrumpfung bei der Sinterung der Zirkoniumoxid-Grünlinge exakt berechnet und daraus für die aufgepassten Kronengerüste ein gleichmäßiger Zementspalt resultiert.

Um noch bessere Randspalt- und Passgenauigkeitswerte zu erzielen und damit den Aufpassvorgang zu verkürzen, sollte das Abtasten des Wachskäppchens durch den Scanner und die Software der Fräs-/Schleifeinheit verbessert werden. Außerdem sollte das Fräsen in mehreren Richtungen möglich sein, damit die Bildung eines störenden Treppenreliefs verhindert wird.

1. *Abbate M.F., Tjan A., Fox W.:* Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems.
J Prosthet Dent 61, 527-531 (1989)
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, 53-58 (2002)
4. *Apholt W., Bindl A., Lüthy H., Mörmann W.H.:* Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In Ceram-Alumina and In Ceram-Zirconia bars.
Dent Mater 17, 260-267 (2001)
5. *Bader J.D., Rozier R.G., McFall T., Ramsey D.L.:* Effect of crown margins on periodontal conditions in regular attending patients.
J Prosthet Dent 65, 75-79 (1991)
6. *Becker J.:* CAC - Ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen.
Dtsch Zahnärztl Z 51, 511-517 (1996)
7. *Besimo C.E., Jäger C., Guggenheim R.:* Marginal adaption of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques.
Int J Prosthodont 10, 541-546 (1997)
8. *Besimo C.E., Spielmann H.P., Rohner H.P.:* Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures.
Int J Comput Dent 4, 243-262 (2001)
9. *Bieniek K.W., Küpper H.:* Zur Randspaltproblematik von Keramikronen.
Zahnärztl Welt 97, 1048-1051 (1988)
10. *Bieniek K.W., Küpper H., Richter E.-J.:* Histologische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zur marginalen Passform von Dicor-Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 44, 783-784 (1989)

11. *Bieniek K.W., Marx R.:* Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 284-289 (1994)
12. *Bieniek K.W., Spiekermann H.:* Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung.
Quintessenz 44, 529-542; 689-697 (1993)
13. *Bindl A., Mörmann W.:* An up to 5 year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns.
Int J Prosthodont 15, 451-456 (2002)
14. *Böhm U.:* CAD/CAM contra Gießen.
Quintessenz Zahntech 28, 114-120 (2002)
15. *Bornemann G, Lemelson S., Claas H., Luthardt R.:* Analyse der internen 3D-
Paßgenauigkeit von Vollkeramikronen (Cerec 3).
Dtsch Zahnärztl Z 56, 619-622 (2001)
16. *Brunton P.A., Smith P., McCord J.F., Wilson N.H.F.:* Procera all-ceramic crowns:
A new approach to an old problem?
Br Dent J 186, 430-434 (1999)
17. *Chan C., Haraszthy G., Geis-Gerstorfer J., Weber H., Huettemann H.:* Scanning
electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns.
Quintessence Int 20, 189-192 (1989)
18. *Chan C., Weber H.:* Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns:
A comparative study.
J Prosthet Dent 56, 666-671 (1986)
19. *Chong K.-H., Chai J., Takahashi Y., Wozniak W.:* Flexural strength of In-Ceram
Alumina and In-Ceram Zirconia core materials.
Int J Prosthodont 15, 183-188 (2002)
20. *Clauss C.:* Vollkeramischer Zahnersatz auf Basis von gefrästem Zirkonoxid.
ZMK Magazin für Zahnheilkunde, Management und Kultur 6, 436-442 (2002)
21. *Demmel H.J.:* Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluß
paßgenauer Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 26, 700-705 (1971)

22. *Denissen H.W., Van der Zel J.M., Van Waas J.:* Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM.
Int J Prosthodont 12, 395-400 (1999)
23. *Dreyer K.:* Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren.
Dtsch Zahnärztl Z 7, 461-469 (1958)
24. *Eichner K., Kappert H.F.:* Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Hüthig Verlag, Heidelberg (1996)
25. *Eichner K., Voss R.:* Der Kronenrand.
Dtsch Zahnärztl Z 26, 742-757 (1971)
26. *Eppenberger J., Marinello C.P., Scherle W., Schärer P.:* Komposit als Befestigungszement? Erste klinische Erfahrungen in der Kronen- und Brückenprothetik.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 97, 1237-1250 (1987)
27. *Felton D.A., Kanoy B.E., Bayne S.C., Wirthman B.S.:* Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health.
J Prosthet Dent 65, 357-364 (1991)
28. *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, 732-734 (1999)
29. *Fenske C., Sadat-Khonsari M.R., Münz N., Schildbach O., Jüde H.D.:* In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von In-Ceram-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite.
ZWR 109, 223-226 (2000)
30. *Fenske C., Sadat-Khonsari M.R., Shahin R.Z., Jüde H.D.:* In-vitro-Untersuchung zur Präparationsform von IPS-Empress-Kronen.
ZWR 109, 533-536 (2000)
31. *Filser F., Lüthy H., Kocher P., Schärer P., Gauckler L.J.:* Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich.
Quintessenz Zahntech 28, 48-60 (2002)

32. *Fischer H., Weinzierl P., Weber M., Marx R.:* Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramiken.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 484-487 (1999)
33. *Gavelis J.R., Morency J.D., Riley E.D., Sozio R.B.:* The effect of various finish line preparation on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations.
J Prosthet Dent 45, 138-145 (1981)
34. *Geis-Gerstorfer J., Fäßler P.:* Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 692-694 (1999)
35. *Geist-Jacobi G.P.:* Geschichte der Zahnheilkunde.
Verlag von Franz Pietzcker, Tübingen 146-149 (1896)
36. *Geurtsen W.:* Der Kronen- und Füllungsrand.
Dtsch Zahnärztl Z 45, 380-386 (1990)
37. *Göbel R., Luthardt R., Welker D.:* Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 295-298 (1998)
38. *Gojowy T.:* Wie arbeitet ein CAD/CAM-Fräszentrum?
Quintessenz Zahntech 28, 648-653 (2002)
39. *Groten M., Axmann D., Pröbster L., Weber H.:* Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltenmessungen an Einzelkronen.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 260-265 (1998)
40. *Groten M., Girthofer S., Pröbster L.:* Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro.
J Oral Rehabil 24, 871-881 (1997)
41. *Grund P., Raub W.:* Zur Pulpentoxizität von Befestigungszementen.
Dtsch Zahnärztl Z 45, 736-739 (1990)
42. *Haas M., Wegscheider W.A., Bratschko R.O.:* Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikronen im Vergleich.
Quintessenz 4, 625-633 (1988)

43. *Hannig M., Albers H.-K., Bößmann K.:* Die Pulpaverträglichkeit von Glasionomerzement.
ZWR 101, 272-275 (1992)
44. *Hennicke H.W.:* Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe.
Ber Dtsch Keram Ges 44, 209 (1997)
45. *Herstellerinformation:* LAVA™-System - CAD/CAM System für vollkeramische Restaurationen.
3M Espe AG (2002)
46. *Herstellerinformation:* Procera® All Ceram - Stark und Schön.
Nobel Biocare Dtl GmbH (2002)
47. *Herstellerinformation:* Brillante Produkte.
Nobel Biocare Dtl GmbH (2002)
48. *Herstellerinformation:* Hightech-Plattform für Zahntechnik.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 22-24 (2001)
49. *Herstellerinformation:* etkon - Centrum für CAD/CAM Technologie.
etkon AG (2002)
50. *Herstellerinformation:* Cercon smart ceramics® - das CAM-gestützte Vollkeramiksystem.
Degussa Dental GmbH (2002)
51. *Hickel R., Kunzelmann K.-H.:* Keramikinlays und Veneers.
Hanser Verlag, München (1997)
52. *Hohmann A., Hielscher W.:* Lehrbuch der Zahntechnik. Bd 3
Quintessenz Verlag Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio (1987)
53. *Holmes J.R., Bayne S.D., Holland G.A., Sulik W.D.:* Marginal fit of castable ceramic crowns.
J Prosthet Dent 67, 594-599 (1992)
54. *Holmes J.R., Bayne S.D., Holland G.A., Sulik W.D.:* Considerations in measurement of marginal fit.
J Prosthet Dent 62, 405-408 (1989)

55. *Holzner S.*: Perfektion schaffen.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 34 (2001)
56. *Hornberger H., Vollmann M., Thiel N.*: Vita In-Ceram® Zirconia,
Verarbeitungsanleitung Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002)
57. *Ishikiriyama A., Oliveira J.F., Vieira D.F., Mondelli J.*: Influence of some factors
on the fit of cemented crowns.
J Prosthet Dent 45, 400-404 (1981)
58. *Kappert H.F., Altvater A.*: Feldstudie über die Paßgenauigkeit und das
Randschlußverhalten von In-Ceram-Kronen und –Brücken.
Dtsch Zahnärztl Z 46, 151-153 (1991)
59. *Kappert H.F., Krahe M.*: Keramiken - Eine Übersicht.
Quintessenz Zahntech 27, 668-704 (2001)
60. *Kerkhof F.*: Grundlagen der Festigkeit und des Bruchverhaltens von keramischen
Werkstoffen. Handbuch der Keramik.
Schmid Verlag, Freiburg (1982)
61. *Kern M., Pröbster L.*: Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen.
dental-praxis 14, 269-276 (2002)
62. *Kerschbaum T., Mentler-Koessler M., Stender E.*: Qualitätskontrolle mit der
zahnärztlichen Sonde?
Zahnärztl Mitt 80, 2200-2210 (1990)
63. *Kerschbaum T., Voß R.*: Die praktische Bewährung von Krone und Inlay.
Dtsch Zahnärztl Z 36, 243-249 (1981)
64. *Knappwost A.*: Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der
Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle.
Dtsch Zahnärztl Z 5, 1022-1030 (1950)
65. *Körber K.H.*: Zahnärztliche Prothetik.
Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York (1995)
66. *Körber K.H., Lenz P.*: Beitrag zum Problem der Randgestaltung von
Ersatzkronen.
Zahnärztl Welt 69, 440-445 (1968)

67. *Kraft E.*: Die Gestaltung des Kronenrandes.
Dtsch Zahnärztl Z 24, 750-757 (1969)
68. *Kunzelmann K.-H., Chen H.Y., Manhart J., Hickel R.*: Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec-Keramikkronen.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 681-687 (1999)
69. *Kurbart A., Reichel K.*: Cerec inLab - State of the art.
Quintessenz Zahntech 27, 1056-1074 (2001)
70. *Lässig H.E.*: Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte.
Du Mont Verlag, Köln (1983)
71. *Lehmann K., Hellwig E.*: Einführung in die restaurative Zahnheilkunde.
Verlag Urban & Schwarzenbeck, München (1993)
72. *Lenz M., Patyk A.J., Kobes L.W.R.*: Randschlußverhalten von vollkeramischen Kronen in Abhängigkeit von der geometrischen Form des Stumpfes.
ZWR 109, 154-159 (2000)
73. *Luthardt R., Herold V., Sandkuhl O., Reitz B., Knaak J.P., Lenz E.*: Kronen aus Hochleistungskeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 280-285 (1998)
74. *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, 785-789 (2000)
75. *Luthardt R., Musil R.*: CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 380-384 (1997)
76. *Luthardt R., Rudolph H.*: Der richtige Werkstoff.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 12-16 (2001)
77. *Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M.*: Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz.
ZWR 110, 747-754, 797-802 (2001)

78. *Marc S.:* Vita In-Ceram® Alumina, Verarbeitungsanleitung.
Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002)
79. *Marx R.:* Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen -
Verstärkung und Bruchzähigkeit.
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236 (1993)
80. *Marxkors R., Meiners H.:* Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.
Carl Hanser Verlag, München 157-170 (1993)
81. *Massimiliano G., Mohammad A., Swain M.V., Ironside J.:* Mechanical properties
of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia.
Int J Prosthodont 15, 339-346 (2002)
82. *Maxkors R.:* Der Randschluß der Gusskronen.
Dtsch Zahnärztl Z 35, 913-915 (1980)
83. *McDonald A.:* Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic
restorations.
Dent Update 28, 84-90 (2001)
84. *McLean J.W.:* Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik.
Quintessenz Verlag, Berlin (1978)
85. *McLean J.W.:* Evolution of dental ceramics in the twentieth century.
J Prosthet Dent 85, 61-66 (2001)
86. *McLean J.W., Hughes T.H.:* The reinforcement of dental porcelain with ceramic
oxides.
Br Dent J 119, 251-267 (1965)
87. *Mehl A.:* Innovationen für Zahnarzt und Zahntechniker.
ZBay Online Quintessenz 5, 1-6 (2001)
88. *Mehl A.:* Technologische Grundlagen und Klassifizierungen.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 6-9 (2001)
89. *Mehl A.:* Von den Anfängen bis heute.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 10-11 (2001)

90. *Meier M., Fischer H., Richter E.-J., Maier H.R., Spiekermann H.:* Einfluß unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen.
Dtsch Zahnärztl Z 50, 295-299 (1995)
91. *Moore J.H., Barghi N., Brukl C.E., Kaiser D.A.:* Marginal distorsion of cast restorations included by cementation.
J Prosthet Dent 54, 336-340 (1985)
92. *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, 333-339 (1998)
93. *Nakamura T., Nonaka M., Maruyama T.:* In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns.
Int J Prosthodont 13, 189-193 (2000)
94. *Ottl P., Lauer H.-C.:* Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen.
Quintessenz 47, 623-640 (1996)
95. *Ottl P., Piwowarczyk A., Lauer H.C. Hegenbarth E.A.:* The Procera® AllCeram system.
Int J Periodontics Restorative Dent 20, 151-161 (2000)
96. *Pohling J.:* Hand in Hand. Auf gewohnte Zusammenarbeit setzen.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 26-29 (2001)
97. *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, 643-647 (1998)
98. *Porsche A.:* Die Eignung der Zinkoxid-Phosphatzemente als Befestigungsmittel.
Dtsch Zahnärztl Z 16, 87-90 (1961)
99. *Pospiech P.:* Think ceramics! Vollkeramische Restaurationen: Theorie, Praxis und Langzeitbewährung.
Vortrag, München (2001)

100. *Pospiech P.*: Erste klinische Erfahrungen.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 35-39 (2001)
101. *Pospiech P.*: Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken.
dental-praxis, 9/10, 255-257 (2002)
102. *Pröbster L.*: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?
Wissenschaftliche Stellungnahme DGZMK (1999)
103. *Rech H.*: Keramische Prothetik.
Meusser Verlag, Berlin (2002)
104. *Rehberg H.J.*: Der Kronenrand: Exakter Randschluß - was ist das?
Dtsch Zahnärztl Z 26, 696-699 (1971)
105. *Reuling N., Siebert G.K.*: Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung.
Dent Lab 37, 67-71 (1989)
106. *Riedling W.*: Fortschritte der gegossenen Glaskeramik.
Zahnärztl Mitt 79, 1678 (1989)
107. *Rinke S., Margraf G., Jahn L., Hüls A.*: Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/In-Ceram).
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 1495-1499 (1994)
108. *Rinke S., Zenatschke R.*: Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis.
Quintessenz 52, 1151-1159 (2001)
109. *Sassen H.*: Klinische und labortechnische Problematik subgingivaler Präparationsgrenzen.
Dtsch Zahnärztl Z 36, 254-257 (1981)
110. *Schäfers F., Järschke J., Meyer G.*: Paßgenauigkeit von Vollkeramiksystemen.
ZWR 103, 686-689 (1994)
111. *Schmidt A., Michael W., Böning K.*: CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin.
Quintessenz 49, 1111-1122 (1998)

112. *Schüller K.H., Hennicke H.W.:* Zur Systematik der keramischen Werkstoffe.
Ceram Forum Int 62, 259-263 (1985)
113. *Shillingburg H.T., Hobo S., Fisher D.W.:* Atlas der Kronenpräparation.
Quintessenz Verlag Berlin (1974)
114. *Sidler P., Strub J.R.:* In vivo-Untersuchung der Löslichkeit und des
Abdichtungsvermögens von drei Befestigungszementen.
Dtsch Zahnärztl Z 38, 564-57 (1983)
115. *Sohmura T., Takahashi J.:* Use of CAD/CAM System to fabricate dental
protheses. Part1: CAD for a clinical crown restoration.
Int J Prosthodont 8, 252-258 (1995)
116. *Sorensen J.A., Kang S.K., Torres T.J., Knode H.:* In-Ceram fixed partial dentures:
Three year clinical trials.
J Cal Dent Assoc 27, 207-214 (1998)
117. *Spiekermann H.:* Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken.
Dtsch Zahnärztl Z 41, 1015-1019 (1986)
118. *Strub J.R.:* Vollkeramische Systeme.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 182-187 (1983)
119. *Strub J.R., Belser U.C.:* Parodontalzustand bei Patienten mit kronen- und
brückenprothetischem Ersatz.
Acta Parodontologica 7, 569-581 (1978)
120. *Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M.:* Curriculum Prothetik
Band I – III.
Quintessenz Verlag, Berlin 43-61 (1999)
121. *Strübig W., Opitz J.:* Präparationsdefekte an Nachbarzähnen bei Inlay- und
Kronenversorgung.
Dtsch Zahnärztl Z 55, 101-103 (2000)
122. *Studer S., Lehner C., Schärer P.:* Seven-year results of leucite-reinforced glass-
ceramic inlays and onlays.
J Dent Res 77, 803 (1998)

123. *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, 131-139 (2000)
124. *Sulaiman F., Chai J., Jameson L.M., Wozniak W.T.*: A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns.
Int J Prosthodont 10, 478-484 (1997)
125. *Suttor D.*: Zur wirtschaftlichen Fertigung vollkeramischer Zirkonoxidrestaurationen: Ob grün, gesintert oder gehippt - ein Vergleich lohnt sich.
DZW-Die Zahnarzt Woche 4 (2002)
126. *Suttor D.*: Blick in die Werkstoffkunde.
ZWP Spezial 4, 32-33 (2001)
127. *Suttor D., Bunke K., Höscheler S., Hauptmann H., Hertlein G.*: Lava™- The system for all-ceramic zirconiumoxide crown and bridge frameworks.
Int J Comput Dent 4, 195-206 (2001)
128. *Suttor D., Hauptmann H., Höscheler S., Hertlein G., Bunke K.*: Das Lava™ von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid-Kronen- und Brückengerüste.
Quintessenz Zahntech 27, 1018-1026 (2001)
129. *Suttor D., Hoescheler S., Hauptmann H., Hertlein G., Bunke K.*: Lava™ - Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid-Kronen- und Brückengerüste.
Quintessenz 52, 805-808 (2001)
130. *Thiel N.*: Vita In-Ceram® Spinell, Verarbeitungsanleitung.
Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002)
131. *Tinschert J.*: Materialkunde Zirkonoxid.
ZWP Spezial 4, 43 (2001)
132. *Tinschert J., Natt G., Doose B., Fischer H., Marx R.*: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550 (1999)

133. *Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Spiekermann H., Anusavice K.J.*: Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system.
Oper Dent 26, 367-374 (2001)
134. *Tinschert J., Schimmang A., Fischer H., Marx R.*: Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 695-699 (1999)
135. *Tinschert J., Schimmang A., Fischer H., Marx R.*: Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 695-699 (1999)
136. *Valderhaug J.*: Die Bedeutung der Füllungen, Kronen und Brücken für das Parodontium.
ZWR 87, 230-235 (1978)
137. *Völkl L.*: Cercon® - Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental.
Quintessenz 52, 811-814 (2001)
138. *Welker D., Hirschlipp A., Hollwege H.-W.*: Toxizität, Löslichkeit, Säuregrad und Fluoridabgabe von Glasionomer-Werkstoffen.
ZWR 106, 586-683 (1997)
139. *Willer J.*: Neues CAD/CAM-System zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz.
ZWR 107, 180-185 (1998)
140. *Witkowski S.*: Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor.
Quintessenz Zahntech 28, 374-386 (2002)
141. *Wohlwend A., Schärer P.*: Die Empress-Technik; Eine neue Möglichkeit Einzelkronen, Inlays und Verblendschalen herzustellen.
Quintessenz Zahntech 16, 966-978 (1990)

8 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[®] Präparationswerkzeuge, Robert Breuning GmbH, Besigheim
- Hartmetallfräser 2°, 4°, 6°, Komet[®] Präparationswerkzeuge, Robert Breuning GmbH, Besigheim
- Pro-Temp[™]3Garant[™], Provisorienkunststoff, 3M Espe, Seefeld
- Dial Caliper, Tasterzirkel, Kori Seiki, Japan
- Kontursil, Dubliermasse, Siladent, Goslar
- AlphaDie, Modellkunststoff, Schütz-Dental GmbH, Rosbach
- In-Ceram[®]-Lack, Distanzlack, Vita, Bad Säckingen
- Scan-Puder, Degussa Dental GmbH, Hanau
- Cercon base 12, Zirkoniumoxidrohling, Degussa Dental GmbH, Hanau
- Cercon smart ceramics[®], Degussa Dental GmbH, Hanau
- S-U-Ästhetikwachs nach M. H. Polz, Schuler-Dental, Ulm
- Ketac-Cem-Aplicat, Glasionomermzement, 3M Espe, Seefeld
- Citofix[®], Einbettungskunststoff, Struers, Rodovre, Dänemark
- Accutom-2, Trenngerät, Struers, Rodovre, Dänemark
- Stereoscan 250 Cambridge, Rasterelektronenmikroskop, Leica, Bensheim
- Fräsggerät F1, Parallelometer, Degussa Dental GmbH, Hanau
- SCD 030, Sputtermaschine, Balzers Union, Wiesbaden
- Parlamat practic[®], Drucktopf, Heraeus Kulzer, Hanau
- SPSS 10.0, SPSS Inc., Chicago, USA
- Optimas 6.1, MediaCybernetics, Silver Spring, USA
- Stemi DRC, Lichtmikroskop, Zeiss, Jena
- Probenteller, Plano W. Plannet GmbH, Wetzlar
- Fine Pix S1 Pro, digitale Kamera, Fujifilm, Japan

9 Danksagung

Mein Dank gilt zunächst 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 vor allem bei Herrn Dr. F. Beuer für die Aufgabenstellung und seine tatkräftige und kompetente Betreuung dieser Dissertation.

Herrn K. Erdelt möchte ich für seine Unterstützung am Computer und für die stets gern gegebene Hilfe bei technischen Problemen danken.

Herrn S. Schweiger danke ich für seinen Rat und die Bereitstellung seiner Zeit zur Verwirklichung dieser Studie.

Für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung gilt mein Dank Herrn B. Frost und Herrn A. Niedermeier.

Meinen Eltern gilt mein besonderer Dank für die ideelle und finanzielle Unterstützung, während des Studiums und der Dissertation.

Zuletzt möchte ich mich herzlich bei Frau D. Frost bedanken, die es durch ihre moralische Unterstützung immer wieder geschafft hat, mich für diese Arbeit zu motivieren.

10 Lebenslauf

- Name:** Konrad Fick
- Geburtsdatum:** 18.11.1974
- Geburtsort:** München
- Eltern:** Alexander Fick, Dipl. Ing.
Anita Fick, geb. Kandlbinder, Beamtin
- Schulbildung:** September 1981 – Juli 1985
Grundschule Inning a. A.
September 1985 – Juli 1994
Christoph-Probst-Gymnasium Gilching
01.07.1994 Allgemeine Hochschulreife
- Grundwehrdienst:** 01.10.1994 – 30.09.1995
Versorgungsstaffel
Fliegerhorst Penzing
- Studium:** 01.10.1995 – 15.02.2001
Ludwig-Maximilians-Universität München
09.08.2001 Zahnärztliche Approbation
- Berufliche Tätigkeit:** seit 15.10.2001 wissenschaftlicher Mitarbeiter
in der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
(Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet)