

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

**Vergleich der marginalen und internen Passung
von drei verschiedenen Zirkondioxid-Systemen
anhand dreigliedriger Brückengerüste**

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

vorgelegt von
Tilman Fischer
aus München

2006

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

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

Mitberichterstatter: Prof. Dr. R. Hickel
Prof. Dr. I. Rudzki-Janson

**Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:** Dr. F. Beuer

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 07.12.2006

Meinen Eltern

	Inhaltsverzeichnis	Seite
1	Einleitung	8
2	Literaturübersicht	9
2.1	Keramik in der Zahnheilkunde.....	9
2.1.1	Geschichtliche Entwicklung.....	9
2.1.2	Definition, Zusammensetzung und Systematik.....	11
2.1.3	Werkstoffkundliche Betrachtungen.....	14
2.1.4	Silikatkeramiken.....	16
2.1.4.1	Gesinterte Feldspatkeramiken.....	16
2.1.4.2	Gießbare und pressbare Glaskeramiken.....	18
2.1.5	Oxidkeramiken.....	19
2.1.5.1	Glasinfiltrierte polykristalline Oxidkeramiken.....	20
2.1.5.2	Polykristalline Oxidkeramiken.....	22
2.2	CAD/CAM-Systeme.....	24
2.2.1	Überblick und Klassifizierungen.....	24
2.2.2	Entwicklung der CAD/CAM-Systeme.....	28
2.2.3	Technologische Grundlagen.....	30
2.2.4	Cercon smart ceramics®.....	34
2.2.5	Cerec® 3D bzw. Cerec® inLab.....	35
2.2.6	etkon.....	37
2.3	Präparationstechniken bei vollkeramischem Zahnersatz.....	39
2.4	Passgenauigkeit und Randschluss.....	41
2.5	Einfluss der Zementierung auf die Passgenauigkeit.....	44
3	Material und Methode	46
3.1	Übersicht.....	46
3.2	Herstellung des Präparationsmodells und Präparation der Frascozähne...47	47
3.3	Doublierung und Herstellung der Meistermodelle.....	49
3.4	Herstellung der Brückengerüste.....	50
3.4.1	Herstellung der Cercon® Brückengerüste.....	50
3.4.2	Herstellung der Cerec® inLab Brückengerüste.....	53

3.4.3	Herstellung der etkon Brückengerüste.....	58
3.5	Aufpassen der Zirkonoxidgerüste.....	60
3.6	Zementierung mit Glasionomermzement.....	61
3.7	Anfertigung der Schnittproben.....	61
3.8	Quantitative Randanalyse mit dem Lichtmikroskop.....	62
3.9	Statistische Datenauswertung.....	65
4	Ergebnisse.....	67
4.1	Berechnung der Mittelwerte innerhalb der einzelnen Proben.....	67
4.2	Vergleich der Randspaltnesswerte.....	67
4.2.1	Überblick.....	67
4.2.2	Vergleich der Randspalttypen innerhalb der CAD/CAM-Systeme.....	69
4.2.2.1	Cercon®-System.....	69
4.2.2.2	Cerec® inLab-System.....	71
4.2.2.3	etkon-System.....	72
4.2.3	Vergleich der CAD/CAM-Systeme innerhalb der Randspalttypen.....	73
4.2.3.1	Randspalttyp 1 – Hohlkehle	73
4.2.3.2	Randspalttyp 2 – seitliche Flanken.....	74
4.2.3.3	Randspalttyp 3 – okklusales Relief.....	75
4.2.3.4	Randspalttyp 4 – marginaler Spalt.....	76
4.2.4	Vergleich der Messwerte für Pfeilerzahn 45 und 47 innerhalb der CAD/CAM-Systeme.....	78
4.2.4.1	Überblick.....	78
4.2.4.2	Cercon®-System.....	80
4.2.4.3	Cerec®-System.....	81
4.2.4.4	etkon-System.....	82
4.2.5	Vergleich der Aufpasszeiten.....	84
4.2.6	Vergleich der marginalen Randspaltwerte in Relation zur Aufpasszeit....	85
4.2.7	Statistische Tests.....	87
4.2.7.1	Parameterfreier U-Test nach Mann und Whitney für CAD/CAM – Systeme.....	87
4.2.7.2	Parameterfreier U-Test nach Mann und Whitney für Pfeilerzähne.....	88
4.2.7.3	Parameterfreier U-Test nach Mann und Whitney für Aufpasszeiten.....	89

5	Diskussion	90
5.1	In-vitro-Untersuchung.....	90
5.2	Material und Methode.....	90
5.3	Ergebnisse.....	96
5.3.1	Cercon®-System.....	97
5.3.2	Cerec®-System.....	101
5.3.3	etkon-System.....	104
5.4	Vergleich der CAD/CAM-Systeme.....	107
5.4.1	Aufpasszeiten, marginaler Randschluss und innere Passung.....	107
5.4.2	Fräsbahnen.....	110
5.4.3	Wirtschaftliche Betrachtungen.....	114
5.5	Schlussfolgerungen für die Praxis.....	116
6.	Zusammenfassung	118
7.	Literaturverzeichnis	120
8.	Anhang	130
8.1	Tabellen.....	130
8.2	Materialliste.....	135
9.	Danksagung	137
10.	Lebenslauf	138

1 Einleitung

Die in jüngster Zeit intensiv geführte Diskussion über die Biokompatibilität traditionell verwendeter zahnärztlicher Werkstoffe hat zur verstärkten Suche nach alternativen metallfreien Restaurationsmaterialien geführt [45, 122]. „Die Kompatibilität mit der biologischen Struktur des Menschen, die physikalische Neutralität zu anderen Restaurationswerkstoffen im Mund, die dem Zahnschmelz gleichende Lichttransmission und besonders die Ästhetik, nicht zuletzt durch einen nahezu unsichtbaren Kronenrand“ [157], machen vollkeramische Versorgungen zum Gegenstand höchsten Interesses [17].

Während schon seit Jahren mit den glasinfiltrierten Oxidkeramiken Versorgungen ohne Metallgerüst für Einzelzahnkronen und Brücken im Frontzahnbereich möglich sind [7, 42, 88, 101, 127, 140, 220], zeigten die klinische Erfahrung und Frakturanalysen, dass zuverlässiger vollkeramischer Zahnersatz mehrgliedriger Seitenzahnbrücken erst durch den Werkstoff Zirkonoxid möglich ist, einer reinen Oxidkeramik mit hohen Biegefestigkeitswerten, die aus industriell vorgefertigten Rohlingen nur durch spezielle CAD/CAM-Systeme bearbeitet werden kann [38, 45, 97, 121, 136, 173, 196]. Da neben der Bruchfestigkeit die Langlebigkeit eines Zahnersatzes entscheidend von der Passung abhängt [14, 54, 125, 187, 192], kommt der Genauigkeit dieser Scan- und Frässysteme eine entscheidende Rolle zu. Präzise Systeme sollten einen marginalen Randschluss von weniger als 50 µm ermöglichen. Bei Randspalten über 100 µm steigt die Gefahr einer Sekundärkaries, einer Pulpitis und einer Schädigung des marginalen Parodontiums [14, 34, 37, 54, 91, 106, 126, 134, 166, 178, 187, 209, 213].

Aus diesem Grund war es Ziel dieser Arbeit, anhand von dreigliedrigen Zirkonoxidbrückengerüsten zum Ersatz eines Molaren interne und marginale Passung drei verschiedener CAD/CAM-Systeme zu untersuchen. Die zu untersuchenden Systeme waren das Cerec® inLab der Firma Sirona (Bensheim), das System der Firma etkon AG (Gräfelfing) und als reines CAM-System das Cercon smart ceramics® der Firma DeguDent. Die Untersuchung sollte einen Vergleich des marginalen Randschlusses, der internen Passung und der Aufpasszeiten zwischen den Systemen erlauben, sowie absolute Aussagen über die klinische Anwendbarkeit und Wirtschaftlichkeit.

2 Literaturübersicht

2.1 Keramik in der Zahnheilkunde

2.1.1 Geschichtliche Entwicklung

Die Ursprünge der heutigen dentalkeramischen Werkstoffe lassen sich in der Frühgeschichte des Menschen finden. Der Name Keramik leitet sich vom griechischen Wort „keramos“ ab und bezeichnet den Töpferthon [36]. Es wird angenommen, dass die Ursprünge der Keramik schon einige Tausend Jahre v. Chr. in den gesinterten Tongefäßen zu sehen sind, die aus quellfähigen Aluminosilikaten bestanden und damals schon zur Oberflächenbehandlung mit vorgebrannten, pulverisierten und mit Wasser angemischten Glasurmassen überzogen wurden [81]. Aus den Tonen entstand ca. 700 v. Chr. in China erstmals das Porzellan, das nun Quarz- und Feldspatanteile enthielt. Als Weiterentwicklung der Glasurtechniken wurden im 12. Jahrhundert die sogenannten Seladonglasuren entwickelt, die mit den aktuellen Glaskeramiken vergleichbar sind [214].

Die heutigen dentalkeramischen Massen entwickelten sich aus dem Porzellan und aus den im Zusammenhang mit den keramischen Technologien historisch entstandenen Glasurmaterialien [36].

Nachdem *J.F. Böttcher* erstmals 1708 in Europa die Herstellung des Porzellans gelungen war, wurden Anfang des 18. Jahrhunderts durch *Guillemeau* und *Fauchard* die ersten Versuche unternommen, Keramik als zahnärztlichen Werkstoff einzusetzen [36, 167]. Eine erste dokumentierte Anwendung des neuen Werkstoffes ist in der Dissertation von *Nicolas Dubois de Chemant* 1788 über Herstellung künstlicher Porzellanzähne beschrieben, die später durch die Firma S. S. White Corporation industriell hergestellt wurden [36, 167, 193].

Das erste Verfahren zur Herstellung vollkeramischer Kronen wurde 1896 von *Charles Henry Land* vorgestellt. Dabei brannte der Zahntechniker Feldspatkeramik auf einen mit Platinfolie abgedeckten Zahnstumpf auf. Erst 1965 führte dies durch die Untersuchungen von *McLean* über eine Festigkeitssteigerung der bislang zu fragilen Kronen durch Aluminiumoxidzusatz zur Popularität der sogenannten Porzellan-

Mantelkrone (Jacketkrone). Das damals wohl bekannteste Produkt war das Vitadur-System (Vita, Bad Säckingen) [36, 95, 167].

Ab den fünfziger Jahren lag das Augenmerk der Forschung aber vor allem auf der keramisch verblendeten Metallkrone, so dass 1962 von den Firmen Vita-Zahnfabrik und Degussa bzw. 1966 von DeTrey und Heraeus metallkeramische Systeme entwickelt wurden. Hier wird eine auf die Legierung abgestimmte Keramikmasse auf ein Kronenmetallgerüst aufgebrannt, wobei über Haftoxide unedler Legierungszusätze ein sicherer Keramik-Metall-Verbund geschaffen wurde [193]. Damit waren aufgrund größerer Festigkeitswerte selbst mehrspannige Brückengerüste im Seitenzahnbereich bei akzeptabler Ästhetik möglich, und so entstand eine Technik, die bis heute als Standard bei zahnfarbenem Zahnersatz anzusehen ist [95, 167].

Die Entwicklung vollkeramischer Versorgungen war durch die Etablierung der Metallkeramik zunächst verzögert. Es wurden auf der Basis der Forschungen McLeans erneut Versuche mit Aluminiumoxidzusätzen unternommen; man brannte jetzt auf feuerfesten Stümpfen. Allerdings konnten diese neuen Produkte (Mirage, Optec, Hi-Ceram) ebenso keine überzeugenden klinischen Erfahrungswerte liefern [95].

Zu Beginn der achtziger Jahre setzte neben der Sintertechnologie die Entwicklung der gießbaren Glaskeramiken ein, die vor allem für Einlagefüllungen Anwendung fanden. Trotz einiger früherer Bemühungen waren erst jetzt durch die neu entwickelte adhäsive Einsetztechnik ausreichende Langzeiterfolge erzielbar. Allerdings war für die Seitenzahnversorgung mit Vollkronen auch der bekannte Vertreter Dicor (Dentsply, Dreieich) nicht geeignet und zeigte eine hohe Misserfolgsrate [95].

Die Firma Ivoclar (Schaan-Liechtenstein) entwickelte gegen Ende der achtziger Jahre mit der pressbaren, leuzitverstärkten Keramik IPS-Empress® ein Produkt, das nach der „Lost-Wax“-Technik verarbeitbar ist und dessen Nachfolger Empress2® heute noch breite Anwendung für gepresste, vollkeramische Inlays, Teilkronen und auch Kronen findet [41, 220].

Einen Durchbruch in der erreichbaren Bruchstabilität versprach die Entwicklung von Oxidkeramiken zur Herstellung hochfester Brückengerüste. Seit Einführung der glasinfiltrierten Aluminiumoxidkeramik In-Ceram® der Firma Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen) im Jahre 1989 erschien die Konstruktion von Seitenzahnkronen und Frontzahnbrücken möglich [28, 91, 140, 186].

Das Bestreben, alle Quadranten mit vollkeramischen Restaurationen einschließlich Brückenkonstruktionen im Seitenzahnbereich versorgen zu können, führte letztendlich

zur Einführung der Hochleistungskeramik Zirkonoxid in die Zahnheilkunde. Dank komplexer, computergesteuerter Fräsmaschinen (CAD/CAM- Systeme) ist es heutzutage möglich, vorgefertigte Zirkonoxidrohlinge zu verarbeiten und damit Brückenversorgungen mit adäquaten mechanischen Eigenschaften für den Seitenzahnbereich herzustellen [30, 45, 95, 121, 137, 157, 173, 196].

2.1.2 Definition, Zusammensetzung und Systematik

Die Dentalkeramiken umfassen eine große Gruppe anorganischer Werkstoffe innerhalb der Gruppe der Nichtmetalle [101]. Gemäß der Deutschen Keramischen Gesellschaft lautet die Definition der keramischen Werkstoffe wie folgt:

„Keramische Werkstoffe sind anorganisch, nichtmetallisch, im Wasser schwer löslich und zu mindestens 30 % kristallin. In der Regel werden sie bei Raumtemperatur aus einer Rohmasse geformt und erhalten ihre typischen Werkstoffeigenschaften durch eine Temperaturbehandlung meist über 800 °C. Gelegentlich geschieht die Formgebung auch bei erhöhter Temperatur oder gar über den Schmelzfluss mit anschließender Kristallisation.“ [188]

Eine Einteilung der Keramiken nur nach chemischen Gesichtspunkten würde dazu führen, dass innerhalb einer Gruppe Werkstoffe mit stark unterschiedlichen Eigenschaften zusammengefasst würden. *Schüller* unterscheidet deshalb nach der atomaren Anordnung (glasig-amorph, kristallin) und der chemischen Zusammensetzung (Oxide, Nichtoxide) zwischen silikatischen, oxidischen und nichtoxidischen Keramiken (siehe Abb. 1). Silikatkeramische Werkstoffe bestehen aus einer quasiamorphen Glasmatrix aus Siliziumoxid, in der die kristalline Phase als willkürlich verteilte Partikel eingebettet ist. Bei den oxidischen Keramiken dagegen lässt sich hauptsächlich oder ausnahmslos eine kristalline Struktur finden, während nichtoxidische Keramiken, zu denen die Nitride und Carbide zählen, für die Zahnmedizin ohne Bedeutung sind [180]. Verschiedene Autoren fordern weitere systematische Einteilungen der Dentalkeramiken nach anderen Gesichtspunkten. So sieht *Kappert* die Einordnung nach dem Anwendungsbereich (Verblendkeramik, Gerüstkeramik), physikalischen Eigenschaften (z.B. Wärmeausdehnungskoeffizient, Brenntemperatur) sowie auch nach der chemischen Zusammensetzung als geeignet. Aus werkstoffkundlicher Sicht fordert

er eine Einteilung in Glaskeramiken, Infiltrationskeramiken, Aluminiumoxid-verstärkte Keramiken, Aluminiumoxid und Zirkonoxid [95].

Andere gängige Klassifikationen differenzieren nach Zementierungsart (konventionell, adhäsiv), klinischer Anwendung (Veneers, Inlays, Teilkronen, Kronen, Brücken) oder Herstellungsverfahren (siehe Abb. 2) [157, 159].

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	Schmelzge- gossene, 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			

Abb. 1: Systematik der keramischen Werkstoffe nach Schüller [180]

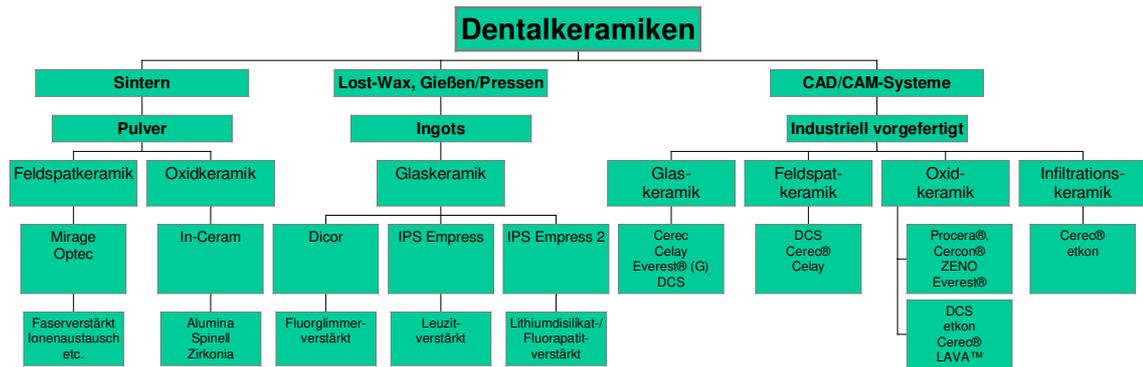


Abb. 2: Systematik Dentalkeramiken nach Pospiech [157]

Bei den traditionellen dentalkeramischen Massen handelt es sich um Silikatschmelzen beruhend auf den Basisstoffen Feldspat, Quarz und Kaolin in einer Vielzahl von Modifikationen und Zusammensetzungen. Beim Porzellan überwiegt der Anteil des Kaolins, während bei der Dentalkeramik dieser Bestandteil zugunsten eines erhöhten Feldspatanteils (Kalifeldspat, Natronfeldspat) am geringsten ist [36, 167]. So erklärt sich die Abgrenzung durch *Eichner*: „Wenn man die im technischen Bereich übliche Einteilung der Silikatwerkstoffe in Keramik, Glas und Bindebaustoffe zugrunde legt, so nehmen dentalkeramische Produkte bezüglich ihrer Zusammensetzung, Struktur und Verarbeitung eine Zwischenstellung zwischen Keramik und Glas ein“ [36].

Silikatkeramische Werkstoffe sind auf supramolekularer Ebene sowohl kristallin als auch nichtkristallin aufgebaut [36]. Bei den kristallinen Anteilen handelt es sich um regelmäßige Anordnungen von Atomen zum Beispiel über ionische oder kovalente Bindungen. Die nichtkristallinen Anteile liegen als quasiamorphe, also unregelmäßige Strukturen vor und können von denselben Atomkombinationen wie die kristallinen Anteile gebildet werden. Ob genügend Zeit für die Ausbildung geordneter supramolekularer Strukturen bleibt, ist abhängig vom Herstellungsmodus [81]. Silikatkeramiken, in denen bei hohen Temperaturen Kristalle aus der Glasphase entstehen können, nennt man Glaskeramiken [167].

Im Gegensatz zu den Silikatkeramiken besitzen die Oxidkeramiken keine nennenswerten Silikatanteile, sondern bestehen aus einer einphasigen kristallinen Struktur. Vertreter dieser Werkstoffgruppe sind die Hochleistungskeramiken Aluminiumoxid oder Zirkonoxid, die auch in Kombination mit konventionellen

Keramiken zur Festigkeitserhöhung als oxidverstärkte Keramiken Anwendung finden [93, 95].

2.1.3 Werkstoffkundliche Betrachtungen

Entscheidend für das Verhalten der Keramiken ist ihr molekularer Aufbau. Die atomaren Bindungsverhältnisse bilden sehr hohe intramolekulare Kräfte aus. Diese hohen Bindungsstärken der Atome führen zu großer Härte und großer chemischer und thermischer Beständigkeit [81, 101]. Daraus resultieren die positiven Eigenschaften der Keramik wie die hohe Biokompatibilität wegen einer äußerst geringen Reaktionsfreudigkeit und damit eine große Mundbeständigkeit und geringe Plaqueanlagerung [26, 65, 171]. Außerdem ist im Vergleich zu Metallen die thermische Leitfähigkeit durch den Mangel an freien Elektronen sehr klein [95]. Aufgrund der hohen Transluzenz und der geeigneten Farbe lässt sich eine optimale Ästhetik erzielen [36, 101, 116, 126, 157].

Für die in der Mundhöhle geforderten mechanischen Eigenschaften jedoch ist der molekulare Aufbau der Keramiken in einigen Beziehungen eher problematisch. Die aus den intramolekularen Kräften resultierenden hohen Gitterenergien verhindern die von plastischen Materialien bekannten Fließeffekte und Wanderungen innerhalb der Gitterstruktur, die zur Selbstheilung von initialen Fehlstellen führen (Duktilität) [98]. Somit zeigen die Keramiken eine wegen ihres hohen E-Moduls geringe elastische Verformung bei Druck, allerdings gibt es bei Überschreitung der elastischen Deformationsgrenze keinen Übergang in eine plastische Verformung, sondern ein „katastrophales“ Versagen. Dies nennt man Sprödbbruchverhalten [81, 123]. Diese Eigenschaften der keramischen Werkstoffe beschreibt das Spannungs-Dehnungsdiagramm anschaulich (siehe Abb. 3).

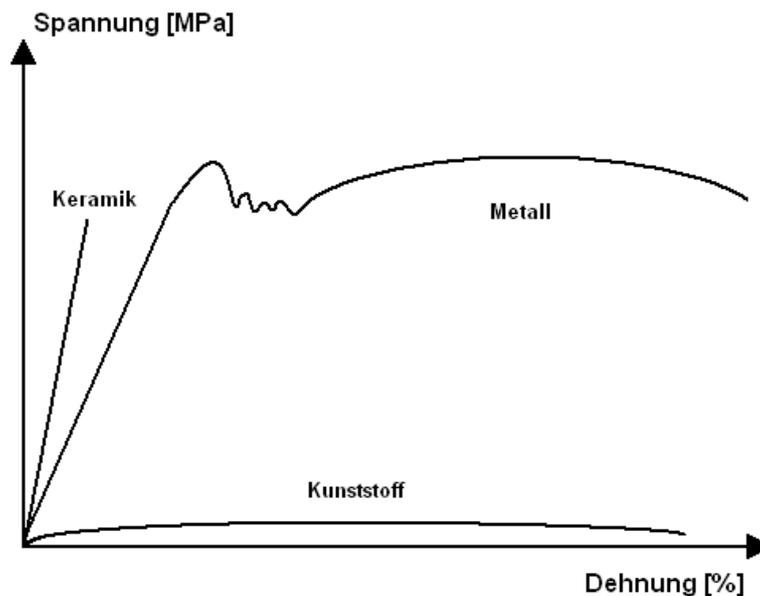


Abb. 3: Spannungs-Dehnungsdiagramm unterschiedlicher Werkstoffe [48]

Die Dauerfestigkeit einer Keramik wird durch die Anzahl der winzigen Defekte, wie Poren, chemische Verunreinigungen oder Mikrorisse, die bei der Herstellung und der Bearbeitung entstehen, entscheidend mit beeinflusst [121]. Bei Zug- oder Biegebeanspruchung kommt es zur Vergrößerung dieser Mikroschwachstellen und zur Rissbildung, so dass die Keramik Druckkräfte, die diese Fehlstellen komprimieren, wesentlich besser toleriert als Zug- oder Scherkräfte. Zudem ist die Dauerfestigkeit unter Belastung zeitlich nicht konstant. Das heißt, auch Kräfte, die die Dehngrenze nicht überschreiten, schwächen das Werkstück und können auf Dauer auch bei unter dem Bruchwert liegenden Belastungen zur Fraktur führen. Dieses Risswachstumsphänomen wird subkritisches Risswachstum genannt [16, 81, 121, 123].

Bei Keramiken, die ohne Metallunterstützung verwendet werden sollen, ist es darum sehr wichtig, dass Mechanismen in den Werkstoff eingebaut werden, durch die das Rissfortschreiten behindert oder erschwert wird. Hierfür findet einmal die Partikelverstärkung Anwendung, bei der kleine kristalline Partikel (z.B. Leuzit, Aluminiumoxid) in der Glasmatrix mit einem festen Verbund zum Glas eingelagert werden. Risse werden an solchen Kristallen gestoppt oder umgeleitet, indem Energie dissipiert wird, wodurch sich die Risszähigkeit des keramischen Körpers erhöht [45, 123]. Hier resultiert eine umso größere Festigkeitssteigerung, je kleiner die Kristalle, je größer die Dichte und je homogener die Verteilung der Partikel ist [36, 193]. Zusätzlich

können bei Einlagerungen von Teilchen Verstärkungen durch das Erzeugen von „Misfit-Spannungen“ erzielt werden, die durch einen von der Matrix unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten der Partikel erzeugt werden. Auf solche Teilchen zulaufende Risse werden noch effektiver gestoppt [36, 123].

Eine andere Möglichkeit, die Umwandlungsverstärkung, ergibt sich durch die Einlagerung von geeigneten Kristalliten, die eine dreidimensionale Umstrukturierung (martensitische Phasentransformation) vollziehen können [123, 157]. Unter Spannungsbelastung wandeln sich Zirkonoxidkristallite aus der tetragonalen in die monokline Form um (3-5 % Volumenzunahme) und induzieren auf diese Weise eine Druckspannung im Material, die den Riss zusammendrückt und so eine Ausbreitung verhindert oder zumindest verlangsamt (siehe Kap. 2.1.5.2) [36, 119, 123, 154, 157, 193, 206].

2.1.4 Silikatkeramiken

2.1.4.1 Gesinterte Feldspatkeramiken

Die gesinterten Feldspatkeramiken sind aus den drei Basisstoffen Feldspat, Quarz und Kaolin aufgebaut. Mit einem Anteil von ca. 60-80 Gew.% bildet der Feldspat ein Mischkristallsystem aus Kalifeldspat (Orthoklas), Natronfeldspat (Albit) und Kalkfeldspat (Anorthit) [36, 167]. Er dient in der Dentalkeramik als Flussmittel aufgrund seines relativ niedrigen Schmelzpunktes zwischen 1160 °C – 1530 °C und ist für die Transparenz bedeutsam [167]. Der Kalifeldspat ist für die Bildung von Leuzitkristallen in der schmelzflüssigen Phase verantwortlich. Diese verleihen den dentalkeramischen Schmelzen ihre hohe Viskosität und Standfestigkeit, damit während des Brennvorgangs die modellierte Form nicht zerfließt [36, 126]. Außerdem werden die mechanischen Eigenschaften und der Wärmeausdehnungskoeffizient vom Leuzitgehalt bestimmt, so dass in der metallkeramischen Verblendtechnik eine Anpassung an die Aufbrennlegierung stattfinden kann [36, 193].

Der Quarz mit einem Anteil von 15-25 Gew.% kann in sieben verschiedenen dreidimensionalen Modifikationen vorkommen: Quarz (α und β), Tridymit (α , β und γ) und Cristobalit (α und β) [36]. Da es zu temperaturabhängigen Modifikationsumwandlungen kommt, entstehen sprungartige Volumenveränderungen zwischen

120 °C und 1470 °C. Durch dieses thermovolumetrische Verhalten verringert der Quarz die Schwindung der Dentalkeramiken [36, 82, 167].

Das in nur sehr geringen Mengen (0-5 Gew.%) vorkommende Kaolin bildet als feinkristallines, weiches Pulver mit Wasser ein modellierfähiges System und verleiht der Keramikmasse Plastizität und Formbarkeit bzw. Formbeständigkeit, da es mit einem Schmelzpunkt über 1750 °C nahezu unerschmelzbar ist [36, 167].

Im klassischen Porzellan bildet das Kaolin die typischen Mullitkristalle, die in der Dentalkeramik wegen der Verschiebung des Feldspat-Kaolin Verhältnisses durch die Leuzitkristalle des Kalifeldspats ersetzt werden [36, 126].

Neben diesen Hauptbestandteilen können die silikatischen Dentalkeramiken Flussmittelzusätze (Kalium- und Natriumcarbonat, Kaliumphosphat, Borax etc.), die für eine Erniedrigung der Erweichungstemperatur sorgen, Farbzusätze (brennfeste Metalloxide), transluzenzverringende Trübungsmittel (tetravalente Metalloxide mit hohem Brechungsindex z.B. Titanoxid) und Fluoreszenzbildner (Caesium, Samarium) enthalten. Zur Gefügeverstärkung können im Sinne einer Dispersionsverstärkung feinverteilte Fasern (whisker) oder Kristallite (Glimmer, Leuzit, Hydroxylapatit) zugesetzt sein [36, 193]. Im Übergang zu den Oxidkeramiken werden hierfür auch feste Oxide des Siliziums, Aluminiums und Zirkoniums verwendet, die eine Erhöhung der Druck-, Zug- und Biegefestigkeit, aber auch eine Erniedrigung der Transluzenz bewirken [135].

Sinterkeramiken werden als Keramikpulver mit Modellierflüssigkeit (destilliertes Wasser, evtl. organische Zusätze) angemischt und mit einem Pinsel auf einen feuerfesten Stumpf, auf eine Platinfolie oder ein Gerüstmaterial aufgetragen und kondensiert [126]. Das Sintern mittels eines Vakuumbrands bei Temperaturen von ca. 900 °C verdichtet das Gefüge der geformten Rohmasse und führt zur Bildung eines Festkörpers. „Der Sinterbrand ist mit einer erheblichen, die Gestaltung und Passfähigkeit individueller keramischer Objekte erschwerenden Volumenschrumpfung verbunden, die bis zu 40 Vol% betragen kann“ [36]. Die Festigkeit und die Lichttransmission hingegen werden durch das Zusammensintern der Pulverkörner und die Ausbildung einer zusammenhängenden Matrix verbessert [36]. Durch mikroskopische Studien ist bekannt, dass bei der Feldspatkeramik die Bruchlinien in der Regel die Glasmatrix durchlaufen, wobei sie die eingelagerten Leuzitkristalle umgehen. Die Zug- und Biegefestigkeit der Feldspatkeramik ist darum vergleichbar mit der von einfachen Silikatgläsern, die in der Größenordnung von 100-200 MPa liegt [193]. Die

Indikation der Feldspatkeramiken beschränkt sich deshalb auf Inlays, Teilkronen und Veneers unter Zuhilfenahme der adhäsiven Zementierung [101]. Durch einen kraftschlüssigen, mikromechanisch-chemischen Verbund zwischen Zahnschmelz, Befestigungskomposit und keramischer Matrix werden die Restzahnschmelz und die primär instabile Restauration im Sinne einer Verbundkonstruktion gegeneinander hinreichend stabilisiert [161].

2.1.4.2 Gießbare und pressbare Glaskeramiken

Glaskeramiken zeigen gegenüber den herkömmlichen Keramiken verbesserte mechanische Eigenschaften [45]. Im Ausgangszustand liegen die Glaskeramiken als Gläser vor. Die Bezeichnung „Glas“ charakterisiert ein Stoffgemenge, das nach einem Schmelzvorgang zu einer amorphen, homogenen Phase erstarrt und dabei keine Kristallisation aufweist [167]. Keramiken, in denen chemisch ähnliche Kristalle ausgehend von Kristallisationskeimen aus der amorphen Glasphase wachsen können, werden Glaskeramiken genannt [95, 167]. Die mineralische Masse liegt folglich im geschmolzenen Zustand als Glas vor und entsteht erst während der Abkühlung. Dies ist mit natürlichem Feldspat möglich, aus dessen anteiligem Kalifeldspat Leuzitkristalle bei der Erstarrung der Glasphase entstehen [126]. Neben dem Feldspat dienen auch andere synthetisch hergestellte Rohstoffe als Kristallisationsursprung [95]. Die Kristallite ermöglichen in fein verteilter Form eine Festigkeitssteigerung und streuen das einfallende Licht, wodurch sie das transparente Glas in transluzente Keramik verändern [95]. Eine Beeinflussung des Kristallwachstums, des Kristallanteils und der Kristallverteilung durch Anzahl und Art der Kristallisationskeime ist möglich und findet Anwendung, um Glaskeramiken mit verschiedenen Eigenschaften zu erhalten [36, 95, 168].

Die Verarbeitung kann mittels der Gusstechnik eines Glasrohlings im „Lost-Wax“-Verfahren analog der Metallgusstechnik erfolgen, aber auch in der Presstechnik im plastisch verformbaren Zustand [17, 36, 154, 168].

Bei der Gießtechnik wird die fertig modellierte Krone aus einem Glasmaterial bei einer Temperatur von 1370 °C gegossen. Nach dem Ausbetten erfolgt eine Glühphase (Tempern) in einem feuerfesten Material für weitere sechs Stunden, wobei das Glasmaterial keramisiert, so dass nach Abschluß der Kristallisation nur noch etwa 45 %

Glasbestandteile vorliegen [167]. Es entstehen Kristalle (Glimmer, Hydroxylapatit) eingebettet in die Glasphase, die analog zu den leuzitverstärkten Dentalkeramiken die Festigkeit durch Rissablenkung steigern sollen [95]. Die Farbgebung erfolgt durch das Aufbrennen von Malfarben oder durch Verblendung mit Feldspatkeramik [168, 191].

Der bekannteste Vertreter, Dicor (DeTrey Dentsply, Dreieich), ist heute aufgrund der geringen Biegefestigkeit (ca. 150MPa), des komplizierten Herstellungsverfahrens und nicht zuletzt durch die vielen auf Unkenntnis beruhenden Fehler bei der Präparation, Herstellung und Zementierung, die die Langzeiterfahrung ungünstig beeinflussten, klinisch nicht mehr von Bedeutung [17, 193, 101].

Bei der Presstechnik wird die Keramik durch Wärmeverbehandlung in einen plastisch verformbaren Zustand versetzt und in eine Hohlform gepresst, die ebenfalls über Modellation und das „Lost-Wax“-Verfahren entsteht [17]. Die Farbanpassung kann über Malfarben und auch durch Verblendung in Schichttechnik erfolgen [17, 36]. Vorteile dieser Herstellungsmethode sind die hohe Homogenität des Materials, hohe Präzision und Transluzenz bei relativ einfacher Vorgehensweise [95]. Beim klassischen Vertreter IPS-Empress® der Firma Ivoclar (Schaan, Liechtenstein) handelt es sich wie bei den meisten anderen presskeramischen Produkten am derzeitigen Markt um eine leuzitverstärkte Glaskeramik, die durch optimale Verteilung dieser Kristalle (Misfit-Spannungen) in der Glasphase eine Biegefestigkeit von ca. 150-200 MPa erreicht. Somit sind Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers im adhäsiven Zementierverfahren möglich [45, 95, 101].

Das Nachfolgeprodukt IPS-Empress2®, eine synthetisch hergestellte Glaskeramik, enthält ineinander verschachtelte Lithiumdisilikat-Kristalle [157]. Durch die unter den Glaskeramiken ausgesprochen hohe Biegefestigkeit von mehr als 300 MPa sind damit Front- und Seitenzahnkronen sowie kleine Brücken im Frontzahnbereich möglich [95, 101]. Der gleiche Kristalltyp liegt zur Zeit nur noch mit der Presskeramik Optec OPC 3G (Jeneric Pentron, Kusterdingen) vor [95].

2.1.5 Oxidkeramiken

Während die Silikatkeramiken hauptsächlich aus Siliziumdioxid bestehen, liegen bei den Oxidkeramiken einphasige Oxidverbindungen unedler Metalle (v.a. Aluminium, Magnesium, Zirkonium und Titan) vor. Sie besitzen keine oder nur eine geringe Menge

(20 %) an Glasphase [63, 193, 157]. Da mit dieser Werkstoffgruppe weitaus höhere Dauerfestigkeitswerte erzielbar sind, werden sie auch Hochleistungskeramiken genannt [173]. In der Zahnheilkunde lassen sich glasinfiltrierte und reine Oxidkeramiken unterscheiden [157, 193].

2.1.5.1 Glasinfiltrierte polykristalline Oxidkeramiken

Für diese Werkstoffgruppe steht das In-Ceram®-System (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen). Hier wird das Prinzip der partikelverstärkten Presskeramiken, aus einer Glasphase Kristalle wachsen zu lassen, umgekehrt. Denn „bei der Glas-Infiltrationskeramik wird eine initial gesinterte, poröse Keramik nachträglich glasinfiltriert“ [36].

Bei dieser Schlickermethode genannten Vorgehensweise wird eine Aluminiumoxid-Suspension direkt auf feuerfeste Spezialgipsstümpfe aufgetragen und gesintert, so dass die Aluminiumoxidpartikel über oberflächliche Diffusionsprozesse an ihren Kontaktpunkten Verbindungen eingehen, aber relativ volumenstabil bleiben [189]. Dadurch entfällt wie bei der Presstechnik die unerwünschte Sinterschrumpfung und die Passgenauigkeit verbessert sich damit gegenüber der Sintertechnik deutlich [95]. Das Aufpassen und Nachbearbeiten fällt wegen der kreidig weichen Konsistenz leicht. Anschließend erfolgt die Glasinfiltration mit speziellem niedrigviskösem Lanthanglas, das dem Gerüst seine endgültige Härte gibt. Es resultiert ein hochfestes, opakes Gerüst, das anschließend mit Feldspatkeramik (Vitadur®, Vita Zahnfabrik/ Bad Säckingen) verblendet wird [189]. Durch die verschiedenen Farben des Glas-Schlickers kann eine Grundfarbe und gewisse Transparenz erreicht werden, so dass zur geeigneten ästhetischen Wirkung lediglich dünne Verblendkeramikstärken ausreichen [181]. Je höher der Anteil an Aluminiumoxid-Kristallen, desto opaker, aber bruchfester wird das Gerüst [193].

Das System beinhaltet derzeit drei verschiedene Varianten. Beim klassischen In-Ceram® Alumina besteht das Grundgerüst aus reinem Aluminiumoxid, während bei In-Ceram® Zirkonia ein Gemisch aus 30-55 % Zirkoniumoxid und 45-70 % Aluminiumoxid geschlickert wird. Der dritte Vertreter ist In-Ceram® Spinell, ein glasinfiltriertes komplexes Magnesium-Aluminiumoxid [87, 161, 189, 204].

Vollkeramische Restaurationen aus In-Ceram® Alumina weisen eine gegenüber konventionellen glas- bzw. leuzitkeramischen Restaurationen besonders hohe Festigkeit auf [206]. Die Werte für die Biegefestigkeit schwankten je nach Testmethode zwischen 236 MPa und 446 MPa. Die Bruchfestigkeit von Kronen entsprach der von metallkeramischen Kronen [206]. So führte die Anwendung von glasinfiltrierten Gerüsten aus Aluminiumoxid bei Einzelkronen und kleinen Frontzahnbrücken zu einer ausreichenden klinischen Erfolgsprognose [127, 173], blieb wegen höherer Frakturanfälligkeit bei Seitenzahnbrücken allerdings hierauf beschränkt [28, 95, 172, 186, 189, 206].

Durch die erhöhte Opazität findet Zirkonia überwiegend im Seitenzahngebiet Verwendung und kann dort auch für dreigliedrige Brückengerüste angewendet werden, da durch den Zirkonoxidanteil eine höhere Festigkeit erreicht wird. Dies geschieht über die Phasentransformation des Zirkonoxids von der tetragonalen in die monokline Phase und die damit verbundenen Rissstoppmechanismen (siehe Kap. 2.1.5.2) [36, 154, 157, 193, 206].

Spinell ist weitaus transluzenter, hat aber deshalb auch eine geringere Festigkeit als die beiden anderen Varianten des In-Ceram® und wird somit lediglich für Inlays, Onlays und Kronen im Frontzahnbereich eingesetzt [179, 204].

Ein grundsätzliches Problem für den klinischen Einsatz der In-Ceram® Versorgungen ist, dass die Gerüste einer großen Bandbreite an Festigkeiten unterliegen [93, 206]. Möglicherweise kann die industrielle Fertigung von In-Ceram®-Blöcken und die maschinelle Herstellung von Gerüsten über CAD/CAM-Systeme, wie dies mit dem Cerec® inLab-System (Sirona, Bensheim) möglich ist, diese Probleme lösen, da die in fehleranfälliger Schlickertechnik hergestellten Gerüste hier weitaus homogener und damit konstanter fest sind [16, 52, 87, 119, 127, 146].

Eine Sonderstellung bei In-Ceram® nimmt das Wolceram-System der Firma Belladent ein. Hier wird das Gerüst über Elektrophorese „geschlickert“, anschließend gefräst, gesintert und glasinfiltriert [101].

Die Versorgungen aus glasinfiltrierten Oxidkeramiken werden nach konventionellen Methoden zementiert [17, 88]. Beim adhäsiven Zementieren über Dualkomposite muss das aufgebrachte Silan über Sauerstoffbrücken bzw. Si-O-Si-Atombindungen an die aktivierten Kristallanteile binden. Die Ausbildung dieser Bindungen ist durch den hohen Anteil an ungebundenem Siliziumoxid bei den meisten Voll- und Glaskeramiken, nicht aber bei In-Ceram® möglich [17, 55]. Außerdem ist bei Alumina- und Zirkonia-

Versorgungen die Transluzenz der Käppchen so gering, dass auch aus ästhetischen Gesichtspunkten sowohl Glasionomerezemente als auch Phosphatzemente angewandt werden können, während bei Spinell der lichtdurchlässigere Glasionomerezement zu bevorzugen ist [17, 88].

2.1.5.2 Polykristalline Oxidkeramiken

Die monophasigen polykristallinen Oxidkeramiken, in erster Linie das Zirkonoxid, werden in der Orthopädie schon seit 1969 erfolgreich für die Herstellung künstlicher Hüftgelenksköpfe genutzt. Hierbei wurde das Zirkonoxid bereits in Studien genau auf seine Biokompatibilität untersucht. Es konnte weder eine mutagene oder kanzerogene Wirkung entdeckt, noch konnten lokale toxische Effekte auf Weichgewebe oder Knochen beobachtet werden [173]. Aber gerade die mechanisch exzellenten Eigenschaften machen die Strukturkeramik Zirkonoxid zur Hochleistungskeramik in der Zahnheilkunde. *Tinschert et al.* [208] bestimmten in-vitro die statistische Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxid. Die Restaurationen zeigten mit einer Biegefestigkeit von 900-1000 MPa gegenüber dreigliedrigen Brücken aus IPS-Empress2® und In-Ceram® Alumina zwei- bis dreifach höhere Bruchlastwerte [95, 173, 199, 208]. Auch in der Dauerfestigkeit übertrifft Zirkonoxid mit 480 MPa die glasinfiltrierte Aluminiumoxidkeramik bezüglich den absoluten Werten um mehr als das Dreifache [52]. Somit sind vollkeramische Brücken aus Zirkonoxid auch im Seitenzahnbereich möglich; sie können vielmehr gleichwertig wie Metallgerüste gesehen und für dieselben Indikationsbereiche verwendet werden [45, 95, 121, 157, 173, 196, 206, 215].

Die hervorragenden mechanischen Eigenschaften lassen sich in der hohen Eigenfestigkeit des Zirkons sehen, vor allem aber durch seine dreidimensionalen molekularen Eigenschaften erklären. Zirkonoxid liegt temperaturabhängig in verschiedenen Modifikationen vor: monoklin bei Raumtemperatur, tetragonal bei über 1170 °C und kubisch bei über 2370 °C [154]. Durch die Zugabe von Yttriumoxid in bestimmten Konzentrationen wird die tetragonale Modifikation bis zur Raumtemperatur stabilisiert. Bei einem Yttriumoxidgehalt von 5 mol% entsteht teilstabilisiertes Zirkonoxid (Zirconia-TZP), in dem monokline neben tetragonalen Kristallen vorliegen. Unter äußerer Spannung kann nun eine Umwandlung der tetragonalen Modifikation in

die monokline Phase erfolgen, die mit einer Volumenausdehnung von 3-5 % verbunden ist. Auf diese Weise wird durch lokale Druckspannung die Ausdehnung eines Risses verhindert. Dieser als Umwandlungsverstärkung bezeichnete Vorgang wird als Ursache für die hervorragenden Eigenschaften des Zirkonoxids angesehen. [36, 119, 123, 154, 157, 193, 206].

Da der Werkstoff durch die dicht gesinterte Gefügestruktur allerdings relativ opak ist, kann aus ästhetischen Gründen nur eine Gerüsterstellung mit anschließender Verblendung mit silikatkeramischen Massen stattfinden [137, 215].

Die zahntechnische Herstellung von individuellen Einzelrestorationen aus dicht gesinterten Oxidkeramiken ist nicht unproblematisch, da die Sintertemperatur sehr hoch, die Sinterschrumpfung sehr groß und die zahntechnische Aus- und Nacharbeitung wegen der großen Festigkeit und Härte sehr mühsam und kostspielig ist [193]. So können diese Werkstoffe nur mit Hilfe von CAD/CAM-Systemen aus industriell vorgefertigten Keramikblöcken gefräst werden. Das hat den Vorteil, dass der Zahntechniker stets mit Keramiken eines konstanten und sehr homogenen Gefüges hoher Qualität arbeiten kann [121, 205]. Der maschinell zu verarbeitende Rohling kann entweder im dicht gesinterten Stadium oder als Grünkörper, das heißt, im vorgesinterten Zustand, beschliffen werden. Bei der Bearbeitung des dicht gesinterten Rohlings werden industriell, unter optimalen Bedingungen hergestellte Materialien verwendet [137]. Allerdings erhöht sich bei enormem Werkzeugverschleiß die Fräszeit drastisch. Bei der Grünkörperbearbeitung liegt der Vorteil in der Zeitersparnis beim Fräsvorgang und der für Werkzeug, Maschine und Werkstück schonenderen Fräsung des weichen Materials [137, 196]. Da nach der Fräsung das Gerüst noch nachgesintert werden muss, kommt es durch den Sinterprozess zu einer Schrumpfung, die bei der Konstruktion und Fräsung berücksichtigt werden muss [215, 173].

Neben dem Zirkonoxid wird auch reines, dicht gesintertes Aluminiumoxid für zahnmedizinische Restaurationen verwendet. Da wegen der hohen Sprödigkeit das Schleifen von Rohlingen erschwert ist, werden neben der bereits beschriebenen Glasinfiltration Gerüste auf anderem Wege hergestellt. Dabei wird das Material auf einen Duplikatstumpf aufgedrückt und anschließend gesintert (Procera®, Cicero) [101, 117, 121]. Wie bei In-Ceram® Alumina führen Einzelkronen und kleine Brücken im Frontzahnbereich aus Aluminiumoxid im dicht gesinterten Zustand zu einer ausreichenden klinischen Erfolgsprognose, während für Brücken im Seitenzahnbereich die Festigkeitswerte nicht ausreichen [173].

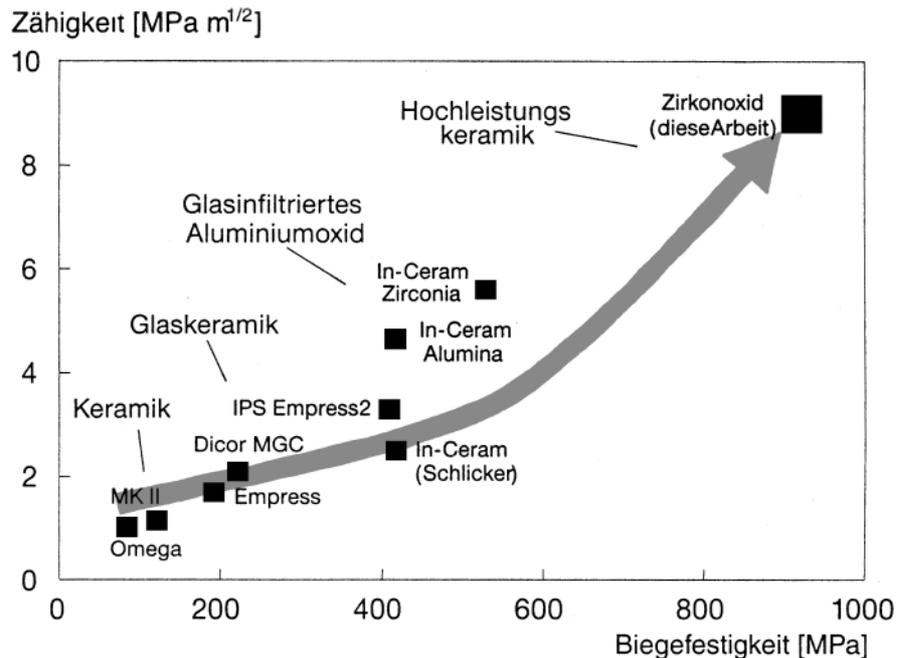


Abb. 4: Biegefestigkeit und Risszähigkeit kommerziell verfügbarer Dentalkeramiken [45]

2.2 CAD/CAM-Systeme

2.2.1 Überblick und Klassifizierungen

Computerunterstützte, automatisierte Fertigungsverfahren (CAD/CAM Technologien) von Zahnrestorationen haben sich ohne Zweifel als neuer Trend für die Zukunft in der Zahnmedizin und Zahntechnik herauskristallisiert [136]. Die durch die Automatisierung der Produktionsabläufe mögliche Einsparung der Kosten und die gleichbleibend hohe Produktionsqualität (Qualitätssicherung) machen die Entwicklung von CAD/CAM-Systemen marktwirtschaftlich interessant [121, 137].

Will man vollkeramische Brücken für den Seitenzahnbereich konstruieren, reichen die Festigkeitswerte konventioneller Keramiken nicht aus. Mit üblichen zahntechnischen Mitteln könnte die Hochleistungskeramik Zirkonoxid nicht in dem Maße genutzt werden, wie es mit der Anwendung der CAD/CAM-Technologie möglich ist [156]. Gerade bei Brückengerüsten liegt ein weiterer enormer Vorteil dieser Herstellungsmethode darin, dass durch die Verwendung vorgefertigter Keramikblocks,

die unter perfekten Bedingungen hergestellt werden können, die bei konventionellen Verfahren große Fehlerstreuung nicht auftritt. Denn bei Brückenversorgungen, bei denen in überwiegendem Maße auch Zugspannungen auftreten, führte diese oftmals zu einer nicht vorhersagbaren Zuverlässigkeit [156].

Es ist zutreffend, dass manche Hochleistungskeramiken, wie zum Beispiel Zirkoniumoxid, nur mit einer CAD/CAM- oder zumindest CAM-Anlage zu verarbeiten sind, also eine Abhängigkeit zwischen Material und Fertigungsanlage besteht. Weiterhin sind einige CAD/CAM-Systeme nicht zwangsläufig auf diesen Werkstoff angewiesen; sie werden vielmehr nicht nur für Keramiken, sondern auch für Edelmetall- und Titanrestorationen verwendet [20]. „Die in Entwicklung befindlichen bzw. auf dem Markt erhältlichen CAD/CAM-Systeme legen allerdings den Schwerpunkt auf die Bearbeitung von keramischen Werkstoffen. Dem gegenüber tritt die Bearbeitung von Metallen oder Kunststoff in der aktuellen Entwicklung in den Hintergrund“ [121].

Die in der CAD/CAM-Technologie verwendeten industriell vorgefertigten, homogenen Rohlinge, die dem endgültigen Zahnersatz verbesserte mechanische Eigenschaften und eine hohe Biokompatibilität beschere, können grundsätzlich der Fräsung vollständiger Restaurationen dienen (z.B. Glaskeramiken) oder zur Herstellung von Gerüstkeramiken (vor allem Oxidkeramiken) benutzt werden, die später verblendet werden müssen [121, 151].

Zusammenfassend zeigt die Automatisierung zahntechnischer Herstellungsprozesse die Vorteile, die Passgenauigkeit und Ästhetik zu verbessern, den Zeitaufwand des Fertigungsprozesses zu senken, verarbeitungsbedingte Mängel konventioneller Fertigungstechniken zu beseitigen sowie die Verwendung vorgefertigter industrieller Werkstoffe zu ermöglichen [179].

Die Dentaltechnik benötigte eine längere Zeit als andere Zweige für das Erschließen der neuen Technologie, da die industrielle Fertigung von Unikaten hohe Ansprüche an Messtechnik und Rechnerleistung stellt. Doch auch hier hat die rasante Entwicklung in der Chiptechnologie dies nun ermöglicht [56].

Unter CAD (Computer-Aided-Design) versteht man die Konstruktion einer Zahnrestauration am Computer und unter CAM (Computer-Aided-Manufacturing) die Herstellung des Zahnersatzes durch automatisierte Fräs-/Schleifeinheiten [190].

Die computergestützten Konstruktions- und Fertigungsmöglichkeiten von Zahnersatz charakterisieren sich durch einen subtraktiven Arbeitsprozess. Während die konventionellen Verfahren wie „Lost-Wax“- oder Sintertechniken die additive

modellierend-aufbauende Herstellung von Zahnersatz ermöglichen, wird beim subtraktiven Prozess das Werkstück aus einem Materialblock herausgefräst [137].

Je nach Bearbeitungsstrategie können die maschinellen Herstellungsmethoden dabei in computerunterstützte (CAD/CAM-) Verfahren oder in analoge Verfahren unterteilt werden. Zu den analogen Systemen zählen das Kopierfräsverfahren des Celay-Systems oder das Erodierverfahren. Bei diesen Systemen wird in der Regel die gewünschte Zahnrestauration erst in einer Vorform (Prorestauration) angefertigt und nicht am Monitor konstruiert [137]. Das primäre Ziel der computerunterstützten Verfahren liegt in der präzisen Duplizierung dreidimensionaler Körper, genauer gesagt des präparierten Zahnstumpfes [179]. Durch den Einsatz der digitalen Datenaufbereitung und -weiterverarbeitung läuft der automatisierte Herstellungsprozess von der dreidimensionalen Datenerfassung der Präparation über die Generierung und Aufbereitung des Datensatzes für die vollständige Zahnrestauration bis hin zum Fräsen der Daten in der CNC-Fräsmaschine im Idealfall vollautomatisch ab. Eine Zwischenstellung zwischen Analogverfahren und CAD/CAM-Verfahren nehmen Systeme ein, bei denen die vom Zahntechniker zuvor modellierte Restauration abgetastet wird und diese Daten an die Fräsmaschine weitergeleitet werden. Da hier trotz einer Datenbearbeitung (Vergrößerung und Nachbearbeitung) streng genommen kein CAD-Teil durchlaufen wird, werden diese Geräte reine CAM-Systeme genannt. Ein Beispiel für dieses Verfahren ist das Cercon® smart ceramics der Firma DeguDent [137, 185, 219].

Entsprechend dem wirtschaftlichen Konzept und der Zielgruppe unterscheidet *Mehl* in ein Chairside-, Labside- und modifiziertes Labsidekonzept (siehe Abb. 5 und 6) [137]. Beim Chairside-Konzept erfolgt die Vermessung des Zahnstumpfes intraoral durch den Zahnarzt. In der selben Sitzung findet die computerunterstützte Herstellung der Restauration in der Zahnarztpraxis statt, so dass der Patient direkt ohne Abformung und Provisorienherstellung versorgt werden kann. Einziger Vertreter hierfür ist das Cerec®-System [22, 109, 111, 137, 146, 218].

Beim Labsidekonzept erfolgen nach konventioneller Abformung durch den Zahnarzt die gesamten CAD/CAM-Abläufe im Labor. Hier werden extraoral von einem Modell die Daten erfasst und danach die Restauration hergestellt. Als Beispiele seien Cercon® smart ceramics (DeguDent/ Hanau), DCS Digident (Girrbach Dental GmbH/ Pforzheim), Everest® (KaVo Dental/ Biberach) und Lava™ (3M Espe®/ Seefeld) genannt [137].

Beim modifizierten Labside-Konzept findet eine räumliche Trennung zwischen Vermessung bzw. CAD-Konstruktion und CAM-Fräsung statt, indem die im Labor ermittelten Daten an ein Fräszentrum geschickt werden, in dem die Restauration geschliffen wird. Durch diese Aufteilung kann die Fertigung weitaus ökonomischer und qualitativ besser werden, da eine größere Auslastung der Geräte gewährleistet ist und kostspieligere, präzisere Systeme erworben werden können [137].

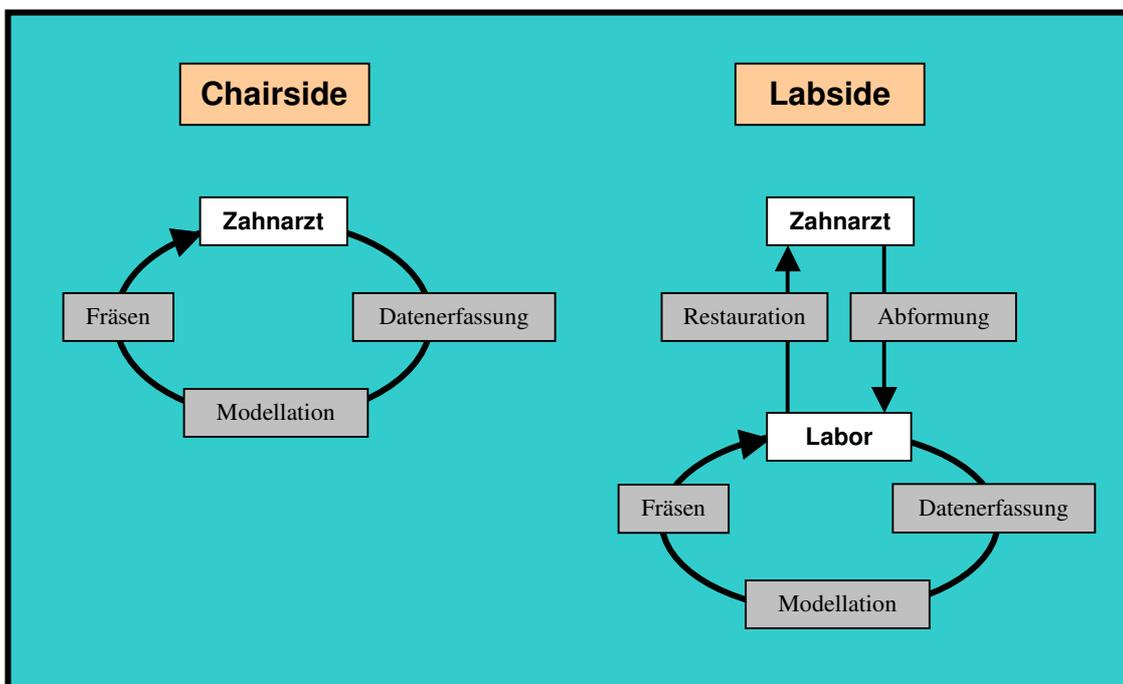


Abb. 5: Chairside- und Labside-Konzept nach Mehl [137]

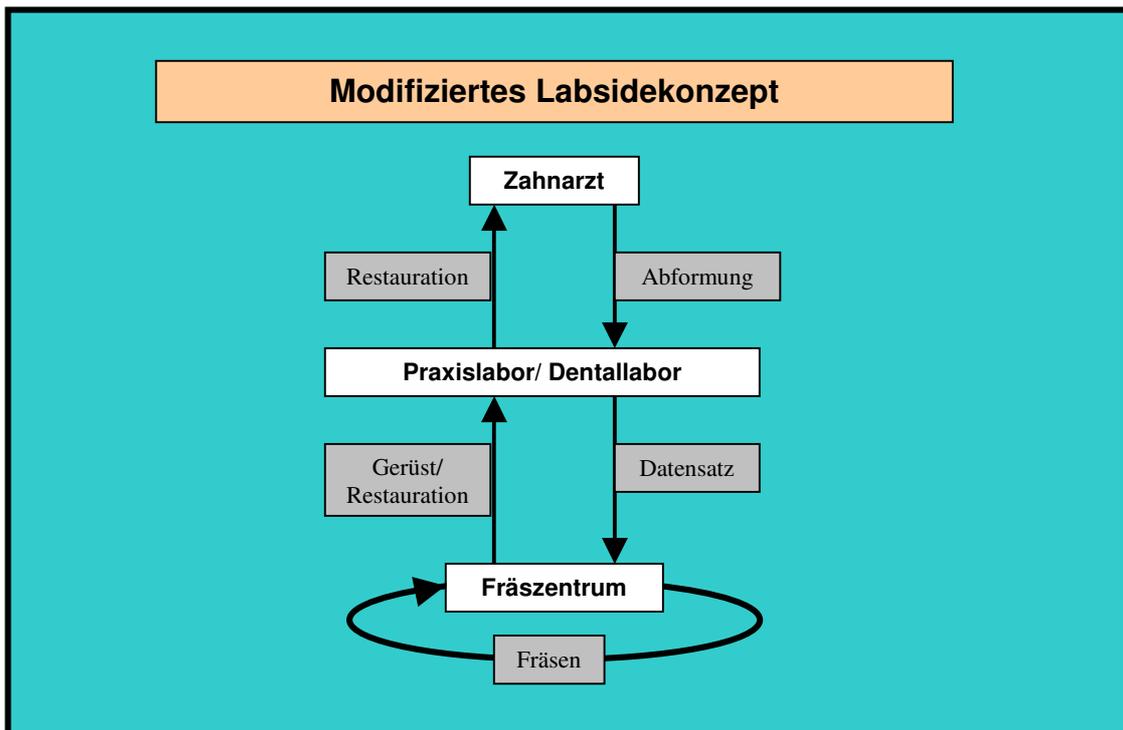


Abb. 6: modifiziertes Labside-Konzept nach Mehl [137]

2.2.2 Entwicklung der CAD/CAM-Systeme

François Duret äußerte bereits 1971 erste Gedanken zur automatisierten Herstellung von Zahnersatz und gilt mit dem 1985 (–1993) in Betrieb genommenen Duret-System als Begründer der CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin. „1973 wurde von Altschuler erstmals ein optisches Abdruckverfahren, basierend auf der Holographie, für die CAD/CAM-Technik vorgestellt“ [137]. Seit Beginn der achtziger Jahre gibt es innovative Verfahren zur Entwicklung computergestützter Fertigungsprozesse und Anstrengungen mehrerer Forschergruppen, Zahnersatz automatisiert herzustellen [137, 179]. „Mit der Einführung des Cerec®-Systems im Jahre 1988, [das aus der Entwicklung einer Chairside-CAD/CAM-Anlage durch *Mörmann* und *Brandestini* erwuchs], begann die praktische Anwendung eines CAD/CAM-Systems in der Zahnheilkunde“ [179]. Weitere Firmen wie Nobel Biocare, Siemens und DCS zeigten Interesse an der neuen Technologie, aber auch Anfang der neunziger Jahre war die Entwicklung noch nicht so weit ausgereift, dass qualitativ hochwertige Restaurationen rationell hergestellt werden konnten. Eine industrielle Fertigung von Unikaten, wie sie

in der Zahnheilkunde im Gegensatz zu anderen Industriezweigen üblich ist, stellte hohe Ansprüche an Messtechnik und Computer. Da jedoch große Rechnerleistungen und aufwändige Software, die für die enormen Datenmengen benötigt wurden, damals nicht zur Verfügung standen, waren die Passgenauigkeiten unzureichend, die Kosten enorm und die Automatisierung nicht abgeschlossen, so dass ein hoher Bedienungsaufwand entstand [56, 137].

Bis Mitte der neunziger Jahre ging deshalb das Interesse an CAD/CAM-Entwicklungen wieder zurück und man konzentrierte sich auf die analogen Systeme, die als Kopierschleifverfahren ohne computergesteuerte Komponenten auskamen. Doch in der letzten Zeit ebnete die rasante Entwicklung in der Chiptechnologie und den Fertigungsverfahren den computerunterstützten Systemen den Weg, so dass heute nahezu jede Dental-Firma an einem eigenen CAD/CAM-System arbeitet, mit dem mittlerweile vor allem oder ausschließlich Zirkonoxid verarbeitet wird [56, 138]. Die aktuellen Anforderungen an das Gesamtsystem beschreibt *Suttor* wie folgt: „Durchgängige Lösungen sind entscheidend, vom Maschinenbau bis zur Optoelektronik, von der Softwareentwicklung zum Datenmanagement oder von den optischen Eigenschaften der Keramik zu Lebensdauermodellen. All das ist nötig, um am Ende eine vollkeramische Restauration zu erhalten, die den heutigen Anforderungen entspricht“ [198].

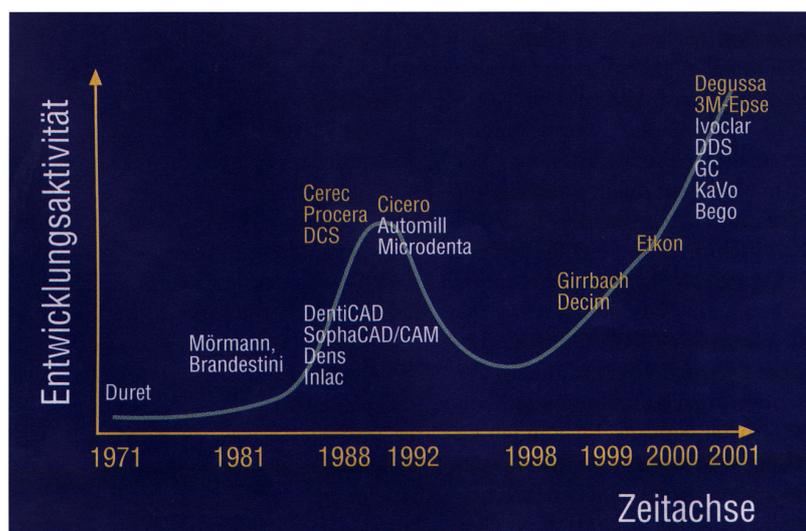


Abb. 7: Entwicklungsaktivität der CAD/CAM-Technologie nach Mehl [138]

2.2.3 Technologische Grundlagen

Ein CAD/CAM-Fertigungsprozess besteht aus der dreidimensionalen Datenerfassung der Präparation, der Generierung des Datensatzes für die vollständige Zahnrestauration durch Softwaremodule (CAD) und das Aufbereiten und Fräsen des Datensatzes in der CNC-Fräsmaschine (CAM) [137].

Am Anfang steht die Datenerfassung, deren Umfang je nach Art der Restauration variiert. Für Kronengerüste müssen mindestens die Oberflächendaten des präparierten Zahnes digitalisiert werden, bei Brückengerüsten zusätzlich die Relation der Pfeilerzähne zueinander. Bei voll anatoformen Versorgungen sollten außerdem restaurationsabhängig Daten der Nachbarzähne und die Relation der antagonistischen Zahnreihe erfasst werden [121]. Für Brückengerüste muss eine Vielzahl von Präparationsformen sowie Divergenzen einzelner Pfeilerstümpfe messbar sein. Ein Messsystem, welches einen Präparationswinkel von 3° (oder mehr) benötigt, scheidet bei dem Großteil aller Brückenkonstruktionen schon von vornherein aus. Moderne Messsysteme ermöglichen Messzeiten zwischen einer Minute und fünf Minuten [174].

Generell unterscheidet man zwischen taktilen und berührungsfrei-optischen Digitalisierverfahren. Bei den mechanischen Systemen wird die Oberfläche mit Hilfe einer Abtastnadel abgefahren und die Auslenkung registriert. Durch diesen taktilen Messvorgang lassen sich an ebenen Flächen hohe Genauigkeiten von bis zu $1\mu\text{m}$ erzielen; allerdings können an steilen Kanten oder Flanken Messfehler mit der Größenordnung von $100\mu\text{m}$ entstehen. Durch das Abfahren jedes Punktes auf dem Stumpf (Punktesensoren) entstehen als weiterer Nachteil lange Messzeiten, die von der Größe des Objekts und dem Abstand zwischen den Messpunkten abhängen [121, 137, 198].

Die berührungsfrei-optischen Digitalisierverfahren basieren auf einer Projektor- und einer Detektoreinheit, die in einem bekannten Winkel zueinander angeordnet sind. Nach dem Grundprinzip der Triangulation wird die Objektoberfläche somit aus einer Richtung beleuchtet und aus einer anderen das entstandene Bild betrachtet. Über den bekannten Winkel und den lateralen Versatz der Projektion kann eindeutig auf die Entfernung geschlossen werden und somit ein dreidimensionales Abbild generiert werden. Optische Messsysteme können als Punktesensoren wie bei den taktilen Verfahren oder als Linien- oder Flächensensoren eingesetzt werden. Projektoren können Laserpunkte oder -linien bzw. strukturiertes (Weiß-)Licht sein. Als Detektoreinheit

dienen meist CCD-Kameras (Charged Coupled Devices = ladungsgekoppelte Bauelemente). Bei den optischen Systemen kommt es wegen des berührungslosen Vorgehens zu keiner Aberration an steilen Flächen oder der Präparationsgrenze, allerdings hängt die Genauigkeit von Lichtreflexionen und -streuungen, Abschattungen oder zu dunkler Modellfarbe der Objektoberfläche ab [121, 137].

Aufgrund der benötigten kurzen Messzeiten kommen für intraorale Messungen lediglich Flächensensoren in Frage, die innerhalb von 160 ms die gesamte Präparation digitalisieren können. Die Arbeitsschritte „Abformung“ und „Modellherstellung“ können hierbei umgangen werden. Allerdings birgt die Vermessung im Patientenmund einige andere Probleme. So ist die Darstellung der Präparationsgrenze mit möglichen Blutungen, Speichelfluss und Sulkusfluid erschwert, die Zahnstümpfe müssen zur Verringerung der Reflektivität getrocknet und bepudert werden und Nachbarzähne können eventuell die Aufsicht auf die Präparation behindern [137, 190].

Das Resultat der dreidimensionalen Erfassung der Präparation ist in jedem Falle eine mehr oder weniger präzise virtuelle Kopie des Stumpfes, die sich als digitaler Datensatz (Punktewolke) darstellt. Von der Qualität der Punktewolke und ihrer Weiterbearbeitung wird die Passgenauigkeit der zu erstellenden Restauration entscheidend beeinflusst. Die Genauigkeit der Messung hängt neben den bereits beschriebenen systemimmanenten Nachteilen der optischen bzw. taktilen Messverfahren entscheidend von der Qualität der Präparation ab (siehe Kap. 2.3) [121, 190].

Im nächsten Schritt wird in der CAD-Konstruktion oder Computer-Modellation der Datensatz für die vollständige Zahnrestauration generiert. Hierfür wird die Punktewolke aufbereitet und über eine CAD-Software computergestützt entsprechend in einen Restaurationsdatensatz umgewandelt, der an eine CNC-Fräseinheit weitergeschickt werden kann [121]. Die Software bietet meist die Möglichkeit, die Präparationsgrenze automatisch zu ermitteln. Ein rein manuelles Vorgehen ist hier wohl fehlerträchtiger, obgleich in einigen Systemen eine halbautomatische Festlegung favorisiert wird [137, 190]. Bei der Modellation wird meist echtes CAD, das heisst ein voll automatisches Modellieren, umgangen, da die mathematisch schwer fassbaren Formen der Kauflächen und Außenformen, die nach allen Richtlinien der Gnathologie gestaltet sein sollten, nur schwer über einen softwarebasierenden Prozess berechenbar sind. Stattdessen greift man auf Bibliothekszähne zurück, scannt die konventionell in Wachs angefertigte Restauration oder digitalisiert die klinische Situation vor der Präparation [121, 137].

Bei der Erstellung von Gerüsten entfällt die okklusale sowie approximale Gestaltung, die dort später durch die Modellation der Verblendung entsteht. Die CAD-Software kann nach Vorgabe der gewünschten Materialstärke, des Steigungswinkels an der Präparationsgrenze und der Zementspaltdicke einen vollständigen CAD-Datensatz der Gerüstrestauration erzeugen [137]. „Im Falle von Brückenkonstruktionen muss [zusätzlich] die Grundform eines oder mehrerer Brückenglieder und Lage, Form und Größe der Verbinderquerschnitte festgelegt werden“ [121]. Anders als bei den Hardware-Komponenten, wie Scanner oder Fräsmaschine, ist die CAD-Software grundsätzlich in hohem Maße ausbau- und anpassungsfähig und unterliegt in einem System wohl der größten Veränderung [174].

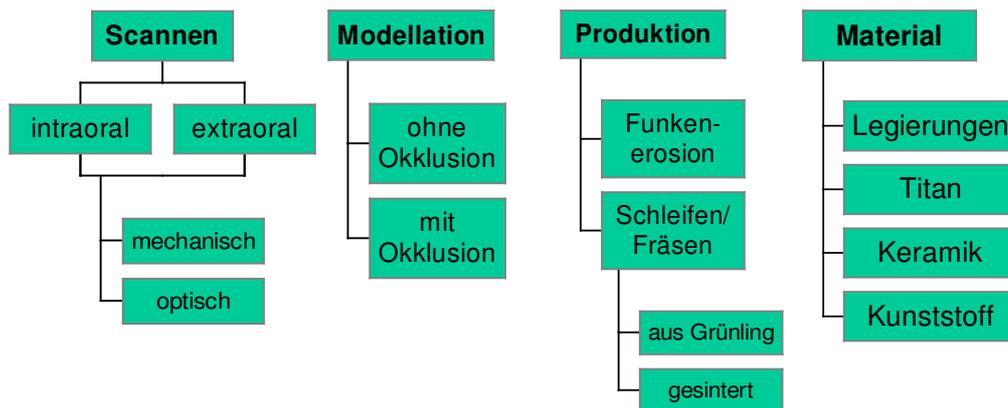


Abb. 8: Schematische Darstellung von Bestandteilen der CAD/CAM-Ketten [190]

Der CAM-Prozess beinhaltet die Weiterverarbeitung der in der CAD-Konstruktion gewonnenen Daten und die eigentliche Produktion der Restauration. Hierbei wird zunächst die an die CNC-Fräs-/Schleifeinheit übermittelte dreidimensionale Geometrie des digitalisierten Zahnersatzes in Fräs- beziehungsweise Schleifbahnen umgerechnet, wobei mittels mathematischer Interpolationsverfahren gewisse Strukturen umgerechnet werden müssen, da es der Fräseinheit aus werkzeuggeometrischen und maschinellen Gründen nicht möglich ist, alle Unebenheiten und Kanten exakt herauszuarbeiten [9, 137]. Die im CAM-Modul festgelegten Parameter umfassen unter anderem die Bearbeitungsstrategie, Arbeitsbereiche, Werkzeuge, Vorschübe und Zustellungen. Aus diesen Informationen werden mit Hilfe eines NC-Postprozessors die Werkzeugbahnen

berechnet und ein Maschinenprogramm für die Fräsung erzeugt. Hierbei werden die Werkzeugbewegungen in das benötigte NC-Format der jeweiligen Werkzeugmaschine und ihrer CNC-Steuerung übertragen und das NC-Programm in die CNC-Maschine transferiert. Dabei muss die Bauart der Fräseinheiten beachtet werden, die über unterschiedliche Anzahlen von Freiheitsgraden oder Achsen verfügen. So stehen bei einigen Systemen neben den drei linearen Achsen der dreidimensionalen Raumrichtungen zwei Rotationsbewegungen zur Verfügung. Mit Hilfe der zusätzlichen zwei Freiheitsgrade ist eine Bearbeitung von Kronenaußenformen möglich, da auch Unterschnitte erreicht werden können. Zudem lassen sich aber auch höhere Oberflächengüten und Maßgenauigkeiten erreichen, da über eine optimale Anstellung des Werkzeugs zur Arbeitsfläche die Zerspanbedingungen verbessert werden können. Mit zunehmender Anzahl an Bewegungsachsen erhöht sich die Komplexität der entsprechenden NC-Programme, da die Kollisionsprüfung zur Vermeidung einer Konturverletzung des Werkstücks komplizierter wird [121].

Schließlich wird das Werkstück aus einem vorgefertigten Materialblock, dem sogenannten Rohling, herausgefräst, der aus Materialien besteht, die unter konstanten und optimalen Bedingungen industriell hergestellt wurden. Dies garantiert höchste Reinheit, Homogenität und Qualität des Materials [120, 137, 190, 205]. Der maschinell zu verarbeitende Rohling kann entweder im dicht gesinterten Stadium oder als Grünkörper, das heißt im vorgesinterten Zustand, beschliffen werden. Da bei der Grünkörperbearbeitung das Gerüst nach der Fräsung noch nachgesintert werden muss, kommt es allerdings durch den Sinterprozeß zu einer Schrumpfung, die bei der Konstruktion und Fräsung berücksichtigt werden muss [173, 215]. Von Vorteil ist die Zeitersparnis beim Fräsvorgang und die für Werkzeug, Maschine und Werkstückrandzonen schonendere Fräsung des weichen Materials [137, 196, 198]. Bei dicht gesinterten Rohlingen sind längere Bearbeitungszeiten, ein höherer Werkzeugverschleiß, eine eventuelle Randzonenschädigung des Werkstücks und eine stärkere Belastung der Maschine zu erwarten. Allerdings verursacht hier keine Nachsinterung Einbußen bei der Maß- und Formgenauigkeit [121, 173, 215]

Der Fräsvorgang erfolgt im Allgemeinen in zwei Bearbeitungsschritten. Das konturbegrenzte Ausräumen (Schruppen) soll mit einem möglichst großen Zeitspanvolumen die grobe Kontur herstellen, während beim flächengeführten Schlichten die erreichbare Maß-, Form- und Oberflächengüte im Vordergrund steht [121].

Für eine optimale Bearbeitung mit geringem Werkzeugverschleiß kommen unterschiedliche Fräs- oder Schleifinstrumente zum Einsatz. Der Werkzeugwechsel wird entweder manuell oder häufiger vollautomatisch softwarekontrolliert gesteuert. Aufgrund der Computersteuerung können die Bearbeitungsparameter vorgewählt werden und somit eine optimale Oberflächenbeschaffenheit und beste Materialeigenschaften gewährleistet werden [137].

Laut *Mehl* „gilt prinzipiell, dass, je fester und härter das zu bearbeitende Material und je höher die gewünschte Genauigkeit ist, desto stabiler, verwindungssteifer und damit aufwändiger muss die Fräsmaschine konstruiert sein, auch wenn man nur den relativ kleinen Zahnersatz anfertigen will.“ So sind heute mit aufwändigen industriellen Fertigungsanlagen leicht Genauigkeiten bis zu 1 µm zu erreichen, allerdings unter betriebswirtschaftlichen Gesichtspunkten nicht tragbar [137].

2.2.4 Cercon smart ceramics®

Das aus dem DCM-System entwickelte Cercon smart ceramics® der Firma DeguDent (Hanau) ist kein CAD/CAM-System im engeren Sinne [196]. Da kein CAD-Prozess mit softwareunterstützter Konstruktion am Monitor abläuft, muss das Cercon® als reines CAM-System betrachtet werden. Der Hersteller fordert eine Stufen- oder Hohlkehlpräparation mit ca. 1 mm Tiefe, wobei das Gerüst eine Mindeststärke von 0,4 mm aufweisen sollte. Der okklusale Abtrag für eine ästhetische Restauration beträgt 1,5-2 mm und ein Konvergenzwinkel von mindestens 3-4° gilt als Empfehlung. Bei Brückengerüsten sollte laut Herstellerangaben ein Konnektorenquerschnitt von 9 mm² nicht unterschritten werden [215, 77].

Bei der Herstellung wird nach Präparation, Abformung und Modellherstellung eine konventionelle Wachsmodellation durch den Zahntechniker erstellt, die dann vollautomatisch in der Scan- und Fräseinheit Cercon®brain berührungsfrei durch einen punktförmigen Laserscanner abgetastet und aus dem vorgesinterten Rohling Cercon®base gefräst wird. Dieser Prozess dauert für ein Kronengerüst etwa 35 min, für eine dreigliedrige Brücke ca. 50 min und für eine viergliedrige Brücke etwa 65 min. Die anschließende Sinterung erfolgt im Cercon®heat Ofen bei 1350 °C für sechs Stunden. Die Gerüste können mit den speziell abgestimmten Keramiken Cercon® ceramS und Cercon® ceram kiss verblendet werden [77, 215].

Als Werkstoff dient Yttriumoxid stabilisiertes Zirkonoxid (Y-TZP) der Firma DeguDent, das neben dem Yttrium (5 %) als Stabilisator für das tetragonale Zirkonoxid noch Hafniumoxid (<2 %) und Aluminium- und Siliziumoxid (<1 %) enthält. Beim Sinterungsbrand nach der Fräsung schrumpft dieses noch nicht endgesinterte Material um ca. 30 %. Zur Wahrung der Dimension sind auf jedem Cercon®base Rohling mittels Strichcode die exakte Zusammensetzung hinterlegt, damit die Volumenverringerung durch entsprechend vergrößerte Fräsung kompensiert werden kann. Die Rohlinge sind entsprechend der anatomischen Breite in den Größen 12 mm, 30 mm, 38 mm und 47 mm erhältlich. Der Sinterofen verfügt über eine Tagesproduktion von ungefähr 30 Einheiten [77, 215].

Klinische Studien mit dem DCM-System ergaben eine 100 % Überlebensrate für 22 mehrgliedrige Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumoxid nach durchschnittlich 385 Tagen Tragedauer [151, 196]. Als Indikationsbereich für das System gelten Einzelkronen und bis zu viergliedrige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich.

2.2.5 Cerec® 3D bzw. Cerec® inLab

Die Ursprünge der Cerec®-Methode liegen in der Entwicklung des Cerec® 1 in den achtziger Jahren an der Universität Zürich, das 1994 als wissenschaftliche Methode anerkannt und kurz darauf vom Nachfolger Cerec® 2 abgelöst wurde [141]. Mit der aktuellen dritten Generation Cerec® 3 (seit April 2001) wird die Firma Sirona (Bensheim) der rasanten Computerentwicklung gerecht und bietet ein CAD/CAM-System an, das als Cerec® 3D für die Zahnarztpraxis und als Cerec® inLab für das Zahntechnikerlabor zur Verfügung steht. Beim Cerec® 3D wurde die Konstruktions- und Steuerungssoftware auf Windows NT formatiert und läuft jetzt auf einem in der Aufnahmeeinheit integrierten, leistungsfähigen PC, deren Herzstück die Cerec® 3 Mundkamera ist. Diese arbeitet berührungsfrei mit Streifenlichtprojektion und entwickelt durch Doppeltriangulation eine Tiefenschärfe von 20 mm. Der „optische Abdruck“ steht innerhalb von Sekundenbruchteilen zur Verfügung und kann sofort beliebig oft wiederholt werden. Die Konstruktion mit Hilfe der Cerec® Software findet direkt an der Aufnahmeeinheit statt und wird per Funk an die angebundene Schleifeinheit übertragen, in der die Restauration hergestellt wird [79, 111, 141].

Das Cerec® inLab entbehrt der getrennten Aufnahmeeinheit und besteht lediglich aus einem PC mit installierter Cerec® Software und der angeschlossenen Schleifeinheit, die hier als kombinierte Scan- und Schleifeinheit dient. Nach Präparation, konventioneller Abformung und Modellherstellung wird das getrimmte Modell in der kombinierten Scan- und Schleifeinheit berührungslos mit einem punktförmigen Laser abgetastet und anschließend als dreidimensionales Bild am PC dargestellt. Der Laser arbeitet mit einer Wellenlänge von 670 nm, einem festen Arbeitsabstand und erzeugt einen Lichtpunkt mit einem Durchmesser von 25 µm auf dem Modell. Der Messbereich gestattet Stumpfhöhen von 16 mm und einen Abtastbereich von maximal 40 mm mal 20 mm in der Schleifkammer. Die Scanung von Einzelstümpfen etwa für Kronenkäppchen geschieht über eine Abtastung der Einzelstümpfe in einem topfförmigen Halter von lateral unter einer langsamen 360° Drehung des Stumpfes. Bei Brückengerüsten müssen zur Wahrung der Relation alle Pfeiler gleichzeitig erfasst werden. Dabei erfolgt die Abtastung von inzisal/okklusal und in zwei Winkeln jeweils um 45° in der Horizontalen gekippt. In der sagittalen Ausdehnung erfolgt keine Neigung beim Abtasten, so dass hier keine Unterschnitte erfasst werden können. Die Modellerfassung für Kronenkäppchen dauert ca. 10 min und für ein Brückengerüst etwa 20 min. Der Messfehler der Cerec® inLab Scannung wird mit ca. 15-40 µm angegeben [111, 141 174]. Die Tageskapazität beläuft sich auf 120 Kronenkappen oder 65 Brückengerüste [151].

Es folgt die CAD-Konstruktion am Bildschirm, bei der die Präparationsgrenze automatisch detektiert wird und anschließend die Fräsung des erstellten Zahnersatzes in der kombinierten Scan- und Schleifeinheit. Die 6-Achsen-Zwillings-Schleifeinheit arbeitet mit zwei Fingerschleifern, einem Zylinderdiamanten mit 1,6 mm beziehungsweise 1,2 mm Durchmesser und einem Zylinderkegel- beziehungsweise Langkegeldiamanten, die jeweils mit einer Diamantierung von 64 µm Korngröße belegt sind und beim Formschleifen symmetrisch eingreifen [141, 174].

Da das System in seiner Entwicklungsgeschichte zunächst auf Inlay- und Veneerversorgungen ausgelegt und mit Entdeckung neuer keramischer Materialien erst später auf Kronen und Brücken erweitert wurde, sind als Materialien von Feldspatkeramiken über Glaskeramiken bis zu In-Ceram® verschiedenste Rohlinge der Firma Vita (Bad Säckingen) erhältlich. Der Zirkonoxidgrünling Vita In-Ceram® YZ-Cube for Cerec® YZ-40 für Brückenlängen bis ca. 28 mm besteht laut Herstellerangaben aus Yttrium-stabilisiertem Zirkoniumdioxid mit einem Anteil von

Yttriumoxid (5 %), Hafniumoxid (<3 %) und Aluminium- und Siliziumoxid (<1 %) [78]. Der vorgesinterte Rohling muss nach der Fräsung nachgesintert werden und verliert ca. 30% seines Volumens. Ähnlich dem Cercon® ist mittels Strichcode die genaue Zusammensetzung auf dem Block hinterlegt, um ein korrekt vergrößertes Ausschleifen zu gewährleisten. Für ein dreigliedriges Brückengerüst liegt die Fräsdauer bei ca. 60 min. Die anschließende Sinterung benötigt 7,5 Stunden bei 1530 °C. Die Gerüste können mit speziell abgestimmten Keramikmassen der Firma Vita verblendet werden (Vita Verblendkeramik D) [79, 111].

Bei Versorgungen aus YZ-Cubes empfehlen die Hersteller für die Präparation eine abgerundete Stufe oder ausgeprägte Hohlkehle mit einem Konuswinkel von mindestens 3–5°, einen zirkulären Abtrag von 1 mm und eine okklusale Reduktion von 1,5 mm. Es sollen alle Kanten abgerundet werden und eine Unterschreitung der Gerüstmindestschichtstärke von 0,5 mm zirkulär und 0,7 mm okklusal meldet die Software automatisch. Für Brückengerüste sollte die Konnektorenfläche mindestens 9 mm² betragen. Die Indikation ist für Kronen sowie dreigliedrige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich freigegeben; viergliedrige Brücken sind derzeit in Prüfung [78, 79, 174].

Die lange Geschichte der Cerec®-Methode bestätigen wissenschaftliche klinische Studien [6, 19, 109, 110, 141, 146]. Hier wurden vor allem die Inlay- und In-Ceram® Kronen-Technik untersucht, so befinden *Bindl et al.* mit Cerec® 3 gefräste In-Ceram® Alumina und Spinell Seitenzahnkronen in einer klinischen 5-Jahres-Studie für exzellent [19].

2.2.6 etkon

Das etkon-Fräszentrum stellt modernste Produktionstechnologien zur Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten zur Verfügung. Gemäß dem modifizierten Labsidekonzept nach *Mehl* (siehe Kap. 2.2.1) umfasst der Produktionsablauf eine Scannung des auf konventionellem Wege hergestellten Sägemodells im Labor [138]. Die Fertigung der Restauration erfolgt nach Datentransfer über das Internet an das Fräszentrum an verschiedenen dort verfügbaren CNC-Fräsmaschinen. Nach abgeschlossenem Schleifprozess wird die Restauration wiederum an den Auftraggeber

zurückgeschickt und es erfolgt die Verblendung und Nachbearbeitung im Zahntechniker-Labor [74, 85].

Die Modellvermessung geschieht durch den etkon-Scanner es1 und der zugehörigen Software visual 2001. Der optische Laserscanner durchläuft 14000 Messpunkte pro Sekunde mit einer Genauigkeit von 5 µm und benötigt für das Abtasten eines Stumpfes ca. 45 Sekunden [151]. Er ist für alle gängigen Modellsituationen geeignet und erfasst bis zu 16 verbundene Kronen- und Brückenglieder. Für Brückenversorgungen werden die Gesamtsituation und anschließend die Einzelstümpfe getrennt abgetastet. Dadurch sind steile Präparationen bis zu 0° und komplexe Brückensituationen mit sehr engen Approximalräumen darstellbar. Die konventionell freigelegte Präparationsgrenze wird vollautomatisch durch die Software erfasst und der Bediener kann eine Einschubrichtung festlegen, wobei mögliche Unterschnitte nach Unterschnittstiefe farbcodiert dargestellt werden [74, 85]. Die Tageskapazität beläuft sich auf bis zu 1400 Kronen [151].

Die Firma etkon AG bietet die Bearbeitung von Edelmetalllegierungen, Titan, glasfaserverstärktem Polyamid, In-Ceram®, sowie Zirkonoxid im Grünzustand als auch als HIP-Zirkon an. Unter HIP (Hot Isostatic Pressing)-Zirkoniumoxidkeramik versteht man Zirkoniumoxid, das industriell gesintert und für drei bis vier Tage bei einem Druck von 2000 bar und 1400 °C unter Schutzgas verdichtet wird. Dadurch wird ein fast porenfreies Zirkoniumoxid erzeugt [198]. Das vorgesinterte Grünzirkon enthält etwa 5% Yttriumoxid und stabilisiert so den tetragonalen Anteil des Zirkondioxids. Beide Formen stehen als diskusförmige Xawex-Rohlinge in verschiedenen Größen zur Verfügung. Als CNC-Fertigungsanlage findet unter anderem die Zeno 4820 Premium Maschine von i-mes Anwendung, deren Maschinenkonzept aus der Industrie stammt. Die Hochfrequenz-Spindel des 750 kg schweren Gerätes arbeitet mit 60000 Umdrehungen pro Minute und besitzt einen automatischen zwanzigfach Werkzeugwechsler. Durch die massive Bauweise in Stahl und Granit lässt sich eine hohe Steifigkeit und Genauigkeit auch beim Vorschub erreichen. Der Schleifprozess läuft unter Werkzeugvermessung mit Bruchkontrolle vollautomatisch ab und nutzt für die Bearbeitung bis zu vier Achsen simultan [74, 75].

Um eine optimale Genauigkeit beim Sinterprozess zu gewährleisten, wird ein Rohrofen eingesetzt. Hier werden die Zirkonoxideinheiten bei über 1500 °C innerhalb von 16 Stunden gesintert. Als mögliche Verblendkeramiken empfiehlt der Hersteller Vita D,

Vita VM9, GC initial Zr und Cercon Ceram. Die Genauigkeit des Gesamtsystems wird mit 20-50 µm angegeben [74, 85].

2.3 Präparationstechniken bei vollkeramischem Zahnersatz

Die Präparation stellt eine Behandlungsmaßnahme dar, die für die „Vitalerhaltung der Pulpa, den Schutz der verbliebenen Zahnhartsubstanz, die Integrität des marginalen Parodontiums, eine korrekte statische und dynamische Okklusion, ein gutes ästhetisches Ergebnis und die Lebensdauer der Restauration von entscheidender Bedeutung ist“ [149].

Auch bei vollkeramischem Zahnersatz sind allgemein gültige Präparationsrichtlinien zu beachten. Bei konventionellen Kronenversorgungen wurde in Studien ein Vitalitätsverlust durch Präparationstraumen von 8-10 % angegeben, in der 10-Jahres-Beobachtung sogar 15% [103, 152]. So wird ein Sicherheitsabstand zur Pulpa von 1 mm empfohlen, mindestens aber eine Restdentinstärke von 0,7 mm gefordert, um eine mögliche Nervirritation zu verhindern [143, 149, 152]. Damit eine Schädigung der Pulpa durch Wärmeentwicklung verhindert wird, ist eine Dreistrahl-Spraykühlung von 50 ml pro Minute beim Schleifen einzurichten. Je länger der Schleifkörper, desto geringer die Kühlung an der Spitze, so dass Instrumente über 20 mm Länge sehr kritisch zu beurteilen sind. Die Hitzeentwicklung steigt zudem mit Durchmesser, Körnung, Rotationsgeschwindigkeit des Schleifers sowie dem Anpressdruck, so dass eine intermittierende Arbeitsweise zu empfehlen ist [149].

Es sollten möglichst wenig unterschiedliche Schleifkörper verwendet werden, deren Form die gewünschte Präparationsart vorgibt. Der Einsatz von entsprechenden Finierdiamanten in 50 µm Körnung ergibt eine glatte Oberfläche mit genügend mikroretentivem Friktionsverhalten [114, 149, 154].

Weiterhin wird eine klar erkennbare Präparationsgrenze gefordert, die aus karies- und parodontalprophylaktischen Gründen supragingival liegen sollte. Zudem ist der Randschluss nicht subgingival gelegener Versorgungen wegen der erleichterten Kontrollierbarkeit und Abformung signifikant besser [40, 125, 149, 176]. Wenn aus ästhetischen, retentiven oder defektbedingten Gründen der Kronenrand in den Sulcus verlagert werden muss, dann sollten 0,5-0,8 mm ausreichen, da bei Unterschreitung

eines Abstandes von 2-3 mm zum limbus alveolaris Entzündungserscheinungen die Folge sind [149].

Während früher die Tangentialpräparation breite Anwendung fand, gilt heute die Hohlkehle als bester Kompromiss für gutes Randschlussverhalten, klar erkennbare Präparationsgrenzen und harmonischen Konturverlauf bei Vollguss- und Metallkeramikversorgungen [149, 176, 193]. Für den stärkeren Substanzabtrag bei vollkeramischen Kronen und Brücken wird entweder eine ausgeprägte Hohlkehle oder eine Stufe mit abgerundeter Innenkante favorisiert [130, 176]. Während für Vollgussversorgungen 0,8 mm zirkulärer und 1,2 mm okklusaler Abtrag genügen, muss für Metallkeramiken 1,2 mm zirkulär und 1,5 mm okklusal reduziert werden. Für genügend Retention, das heißt Widerstand gegen Abzugskräfte in vertikaler Richtung, ist bei beiden Versorgungen ein Konvergenzwinkel $\alpha/2$ der Vertikalflächen zur Zahnachse von 3° gefordert [114, 193]. Bei vollkeramischen Restaurationen ist ein zirkulärer Abtrag für die ausgeprägte Hohlkehle oder abgerundete Stufe von 1,2 mm erforderlich sowie eine okklusale Reduktion um 1,5-2 mm. Die Präparation sollte minimal konischer sein, so dass der Konvergenzwinkel $\alpha/2$ Werte um $3-5^\circ$ erreicht. Alle scharfen Kanten sollten abgerundet werden, um Spannungsspitzen zu vermeiden, und eine Stumpfhöhe von mindestens 4 mm wird angestrebt [17, 43, 101, 130, 143, 149, 152, 157, 161, 173, 191, 196, 205, 215].

Die bisher ausgeführten technischen und biologischen Anforderungen stehen nun im Widerspruch zueinander, da bei erhöhtem Substanzabtrag der Vitalitätsverlust droht [41, 152]. So kommt *Polansky* zu dem Schluss, dass, wenn die Forderung nach 0,7 mm Restdentinstärke bei einer 1,2 mm breiten Stufe eingehalten werden soll, nur 50 % aller Oberkiefer-Seitenzähne beschliffen werden könnten. Bei den Unterkiefermolaren würde sich der Wert auf unter 25% erniedrigen [152]. Der Gefahrenpunkt für eine iatrogene Pulpaeröffnung liegt vor allem im Approximalraum. Diese zu vermeiden, muss höheres Ziel sein, als das ästhetisch höchste Niveau zu erreichen, so dass eine Therapieplanung individuell durchgeführt werden sollte [149, 152, 194].

Untersuchungen zum Vergleich der Bruchfestigkeit der Versorgungen ergaben für die ausgeprägte Hohlkehle und die abgerundete Stufe mit 0,8 mm beziehungsweise 1,2 mm keine signifikanten Unterschiede [139]. Vielmehr konnten bei weit größeren Präparationsstärken eher erniedrigte überkritische Bruchfestigkeiten beobachtet werden, die vermutlich aus der Schwächung des Reststumpfes und der damit verbundenen Flexibilitätszunahme sowie der statistischen Erhöhung der versagensauslösenden

Gefügefehler resultieren, so dass bei zervikal kleiner dimensionierten Kronen eine höhere Materialsicherheit zu vermuten ist [42]. Eine wissenschaftliche Studie von *Lenz* zeigt, dass auch der gleichmäßige Substanzabtrag für vollkeramische Versorgungen entscheidend ist, da die Sinterkontraktionen an Stellen überwiegender Masseanteile erhöht sind und somit Dimensionsänderungen im Objekt resultieren können [115].

2.4 Passgenauigkeit und Randschluss

Die Lebensdauer einer prothetischen, festsitzenden Restauration hängt neben ihrer Festigkeit vor allem von der inneren Passung und der Beschaffenheit ihres Randes ab. Eine fehlerhafte Gestaltung des Randbereichs einer Füllung oder Krone kann zu einer Sekundärkaries, einer marginalen Parodontitis oder möglicherweise zu einer Kombination dieser beiden Erkrankungen führen. Ursächlich für beide Erkrankungen ist eine Bildung und Anlagerung von Plaque, die maßgeblich von der zervikalen Kontur, der Oberflächenbeschaffenheit und der Randständigkeit der Restauration sowie der Lage des Kronenrandes abhängt [1, 3, 8, 14, 15, 40, 54, 62, 84, 102, 108, 115, 192, 213]. Die durch starke Plaqueanlagerung entstehenden Parodontopathien stellen heute die wichtigste Indikation für die vorzeitige Abnahme von Kronen und Brücken beziehungsweise auch für die Extraktion überkronter Zähne dar [187].

Bei der zervikalen Formgebung des Zahnersatzes gilt zu beachten, dass der Restaurationsrand weder über- noch unterkonturiert wird. Indem weitestgehend die natürliche Form des Zahnes wiederhergestellt wird, sollen die Gingiva gestützt, aber nicht gedehnt, keine Plaques erzeugen und die Interdentalpapillen nicht gequetscht werden. Ein überkonturierter Rand kann zu einer chronischen Reizung des marginalen Parodonts führen. Diskutiert wurde hier vor allem ein mechanischer Reiz auf das innere Saumepithel bei physiologischer Zahnbewegung, der zu einer chronischen Entzündung des Zahnhalteapparates mit folgenden Destruktionen des alveolären Knochens führen kann. Bei einer Unterkonturierung besteht die Gefahr in einer erhöhten Anfälligkeit für Sekundärkaries [34, 54, 106, 166, 205].

Die früher vertretene Theorie, dass der Kronenrand zur Kariesprävention subgingival liegen sollte, wurde durch zahlreiche Studien widerlegt, so dass heute ein supragingival gelegener Kronenrand gefordert wird, solange ästhetisches Verlangen in der Front,

Retentionsmangel bei kurzen klinischen Kronen oder die Ausdehnung kariöser Läsionen in unterhalb des Zahnfleisches gelegene Bereiche dies nicht verbieten [40, 54, 125, 149, 176].

Die für parodontale Probleme maßgebliche Oberflächenbeschaffenheit ist materialabhängig. So beeinflussen Polierbarkeit, Biokompatibilität und Homogenität des Restaurationsmaterials die Plaqueanlagerung mit. Hier ist die Keramik durch ihre glatte Oberfläche und inerten Eigenschaften am verträglichsten, während etwa Komposite weitaus stärkere Entzündungszeichen des Zahnbettes provozieren [26, 54].

Den mit entscheidendsten Einfluss auf die Haltbarkeit von Zahnersatz übt nun der Randspalt zwischen Zahn und Versorgung aus. Ein fugenloser Übergang sowie die 1971 von *Rehberg* geforderten Randspaltwerte im Bereich von 20 µm sind technisch- und materialbedingt kaum erreichbar, so dass heute von den meisten Autoren Randspaltbreiten im Bereich von 50-100 µm als klinisch akzeptabel angesehen werden, wobei sich aus einer Studie von *McLean* und *von Fraunhofer* an 1000 Restaurationen über 5 Jahre 120 µm als maximale klinisch vertretbare Größe ergibt [14, 34, 37, 54, 91, 106, 126, 134, 166, 178, 187, 205, 213].

Die Dimension des marginalen Randspaltes hängt vor allem von der zahntechnischen Leistung, Art und Qualität der Präparationsrandgestaltung und der Zementierung ab [54, 125, 187]. So minimiert maschinell erzeugter Zahnersatz die individuellen Schwankungen der Laborarbeit und erhöht damit die qualitative Konstanz der Fertigung [154]. Weiterhin stellt eine klar definierte und klar sichtbare Präparationsgrenze in Form einer Hohlkehle eine gute Voraussetzung für optimales Randschlussverhalten dar. Denn im Gegensatz zur tangentialen Präparation entstehen keine dünn auslaufenden Restaurationsränder, die den harmonischen Konturverlauf erschweren, und der Übergang zwischen beschliffenem und unbeschliffenem Stumpf ist gut erkennbar [130, 149, 176, 193].

Man muss zwischen interner Passgenauigkeit und marginalem Randschluss unterscheiden. Diese können unabhängig voneinander sein, denn eine Versorgung mit gutem marginalen Sitz muss nicht unbedingt eine hohe innere Passung aufweisen und umgekehrt muss eine innen eng anliegende Krone nicht zwingend einen guten Randschluss besitzen [37]. *Holmes et al.* definieren innere Passung als Abstand verschiedener Punkte zwischen der inneren Oberfläche der Restauration und der axialen beziehungsweise okklusalen Wand des Zahnes. Für den Randschluss gilt dasselbe am marginalen Spalt [84]. *Holmes* erkannte auch die Problematik, dass in seiner

Nomenklatur bei unter- oder überkonturierten Kronenrändern dieser marginale Abstand nicht unbedingt aussagekräftig für die tatsächliche Qualität des Randschlusses bleibt. Hier wird die Einführung der vertikalen und horizontalen marginalen Diskrepanz sinnvoll, wie sie auch von anderen Autoren übernommen oder modifiziert wurde [57, 84]. Dennoch kann in der Literatur keine übereinstimmende Nomenklatur für die interne und marginale Passung gefunden werden, womit ein Vergleich von Randspaltuntersuchungen nur eingeschränkt möglich ist.

Die innere Passgenauigkeit kann die Bruchfestigkeitswerte von Zahnersatz beeinflussen, ist mit dem marginalen Randschlussverhalten für den Widerstand gegen die physikalisch-chemische Auflösung der Zementfuge bestimmend und damit auch für die Haltbarkeit der Restauration verantwortlich [3, 54]. Gerade bei mit CAD/CAM-Systemen gefertigten Restaurationen ist durch die starke Bearbeitung der Innenfläche nicht nur die Untersuchung des Randes, sondern auch die Betrachtung der inneren Passgenauigkeit interessant. *Bornemann et al.* fanden in einer In-vitro-Studie heraus, dass im Bereich der Kanten die innere Passungsdiskrepanz im Gegensatz zu den untersuchten Wandbereichen deutlich größer ist [22].

Der marginale Randspalt laborgefertigter Restaurationen wurde in vielen Studien überprüft. Dabei sind vor allem mit Spiegel und Sonde durchgeführte In-vivo-Studien problematisch, da unterschiedliche Taktilität der Untersucher, verschiedene Sondendurchmesser und mangelnde Quantifizierbarkeit der Messergebnisse eine geringe Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit erlauben. Aber auch quantifizierbare In-vivo-Studien, bei denen mit Hilfe von Abformungen und mikroskopischen Untersuchungen Restaurationen begutachtet werden, sind nachteilig, da der kritische proximale Bereich nicht untersucht werden kann. Von höherem Wert sind Untersuchungen an extrahierten versorgten Zähnen, die eine Vorstellung von klinisch in Wirklichkeit erreichten Passgenauigkeiten geben können. Mittels In-vitro-Studien ist eine qualitative und quantitative Auswertung wesentlich einfacher, weshalb sie für die Untersuchung der marginalen und internen Passung eine große Bedeutung haben. Hier lassen sich Schnittuntersuchungen am Licht- oder Rasterelektronenmikroskop, Penetrationstests und profilometrische Untersuchungen unterscheiden [54].

2.5 Einfluss der Zementierung auf die Passgenauigkeit

Der Zement in der Zahnheilkunde wird als temporäres Verschlussmittel und als provisorisches und definitives Befestigungsmaterial eingesetzt. Letzteres dient dem Halt von feststehendem Zahnersatz und als Isolationsschicht gegen chemische, physikalische und thermische Reize dem Schutz und der Vitalerhaltung der Pulpa [153]. Auch wenn aktuelle Befestigungszemente wie Polycarboxylat- und Glasionomerezemente neben der rein mechanischen Verankerung eine zusätzliche physikalische und chemische Adhäsion entwickeln können, ist dennoch die Retentionsform des Stumpfes für den eigentlichen Halt der Restauration entscheidend [39]. Die Retention ist definiert als Widerstand gegen abziehende Kräfte entlang der Einschubrichtung und wird auch als Friktion bezeichnet. Mit steigendem Winkel der präparierten Zahnflanken zueinander sinkt diese Widerstandskraft, während sie mit kleiner werdenden Winkeln zunimmt. Bei sehr steilen Stümpfen wird allerdings durch die Parallelität der Wände zueinander das Aufsetzen und Zementieren der Restauration erschwert. Dadurch wird auch die innere und marginale Passung beeinflusst, so dass sich bei Erniedrigung des Konvergenzwinkels die Zementfuge vergrößert [39]. Als Werte für die Präparation von Vollkeramiken gilt deshalb ein Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 3-5° als ideal, da bei genügender Stumpflänge eine ausreichende Friktion eingestellt wird und bei guter innerer Passung ein minimaler marginaler Randspalt entsteht [17, 43, 101, 105, 157, 173].

Neben dem Konvergenzwinkel hängt die Zementfugenbreite von der Zementqualität und der Zementviskosität während der Einsetzphase, der Zementpartikelgröße, dem Zementierungsmodus, das heißt der Größe und Dauer der Kraftapplikation, der Zementabflussmöglichkeit, also der Oberfläche, und der marginalen Präparationsart ab [39, 51, 144].

Schon 1961 beschrieb *Porsche*, dass die größten Partikel des Zementpulvers die kleinste zu erreichende Stärke des Zementfilms bestimmen. So sind mit den heute zur Verfügung stehenden Zementen unter optimalen Laborbedingungen Zementfugenbreiten von 20-30 μm erreichbar, da schon ein geringer prozentualer Anteil an Partikeln in der Größenordnung um 30 μm keinen Zementfilm unter 20 μm Stärke unter klinischen Bedingungen mehr zulässt [39, 153]. Somit verbreitert sich der marginale Randspalt exakt um diesen Betrag [153].

Der direkte Kontakt des Befestigungszementes mit dem Mundmilieu führt zu einer allmählichen chemischen und physikalischen Zementdesintegration, deren Geschwindigkeit vor allem von der Spaltbreite abhängt [184]. Je größer der Randspalt und der damit freigelegte Zementanteil ist, desto rascher wird der Zement ausgewaschen. Dabei gilt, dass die Auflösungsgeschwindigkeit des Zementes mit der dritten Potenz der Spaltbreite wächst [104]. Weiterhin ist die Zementdesintegration vom Ausmaß mechanischer Einwirkung und der Löslichkeit des verwendeten Zements in der Mundflüssigkeit sowie von der korrekten Verarbeitung abhängig. Besonders bei Glasionomorzementen spielt die Einhaltung der korrekten Pulver-Flüssigkeit-Dosierung und die Trockenhaltung des Arbeitsfeldes bis zur Aushärtung eine entscheidende Rolle [184]. Der Verlust von Befestigungszement hinterlässt einen Spaltraum zwischen Rekonstruktion und Zahn, der von Plaquebakterien besiedelt wird, welche die Entstehung einer Parodontalerkrankung oder Sekundärkaries begünstigen [91, 104, 184].

Auch wenn Befestigungszemente als Aufgabe unter anderem den Schutz der Pulpa erfüllen sollen, so können sie selbst durch toxische Zwischenprodukte die Pulpa schädigen [59, 64, 216]. So führt der Glasionomorzement Ketac-Cem® bei Präparationen mit geringer Restdentinstärke zu einer deutlichen Reaktion der Zahnpulpa, während bei größerer Dentinstärke keine reaktive Veränderung der Durchblutung des Zahnnervs entsteht. Untersuchungen von *Grund* und *Raub* deuten darauf hin, dass die Pulpatoxizität bei Befestigungszementen primär von der freien Säure abhängt [59]. Dies bedeutet, dass auch aus diesem Grund Abweichungen vom exakten Anmischverhältnis unbedingt vermieden werden sollten. Mit Kapsel-Systemen wie dem Ketac-Cem®-Aplicap (3M Espe/ Seefeld) kann dieses Problem elegant umgangen werden [59].

3 Material und Methode

3.1 Übersicht

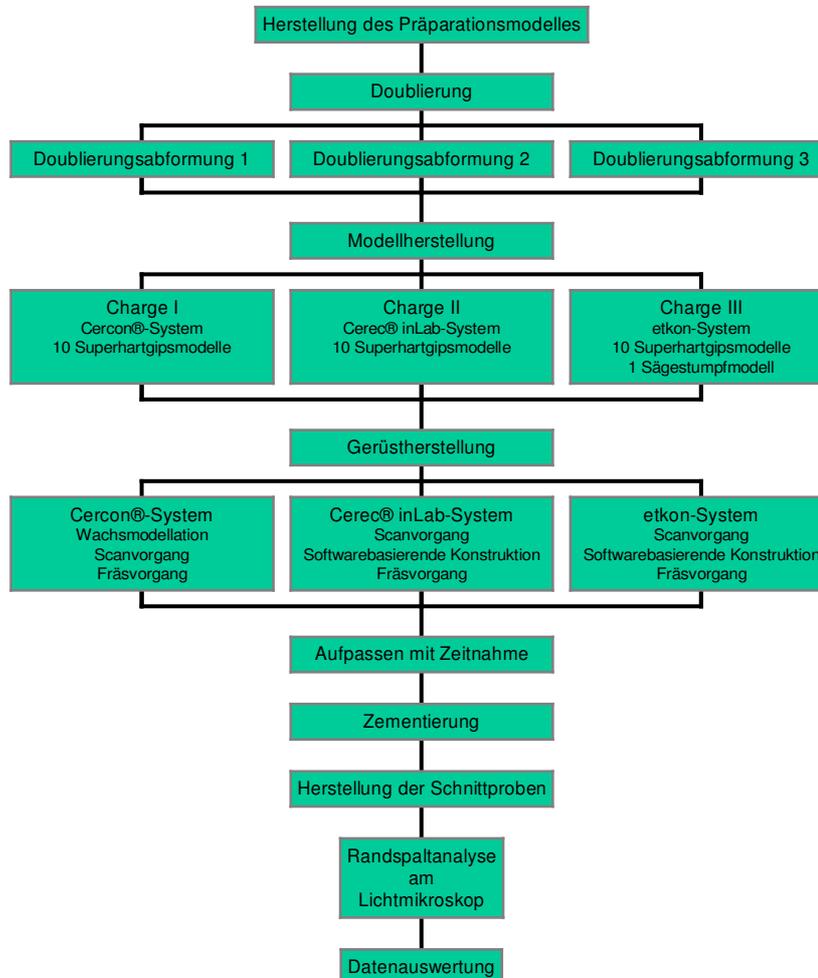


Abb. 9: Übersicht Material und Methode

Es wurde ein Frascozahn-Präparationsmodell einer dreigliedrigen Vollkeramikbrücke zum Ersatz von Zahn 46 hergestellt. Mittels Dublierung entstanden daraus drei Chargen Meistermodelle aus Superhartgips zu je zehn Modellen. Auf diesen wurden jeweils zehn Zirkonoxidgerüste des CAM-Systems Cercon smart ceramics® (DeguDent/ Hanau), sowie der CAD/CAM-Systeme Cerec® inLab (Sirona/ Bensheim) und des etkon-Systems (etkon AG/ Gräfelfing) hergestellt. Die Brückengerüste wurden unter Zeitnahme bis zu einem subjektiv zufrieden stellenden Randschluss aufpasst, mit

Glasionomerzement auf die Meistermodelle zementiert und in Superhartgips eingebettet. Durch transversale, achsengerechte Schnitte der Brücken an ihren Ankerzähnen wurden Schnittproben zur lichtmikroskopischen Untersuchung angefertigt, am Computer vermessen und die gewonnenen Randspalt Daten für marginale und innere Passung statistisch ausgewertet.

3.2 Herstellung des Präparationsmodells und Präparation der Frasacozähne

Bei der Modellherstellung wurden zunächst ein unterer zweiter Frasacoprämolar (Frasaco/ Tett nang) sowie ein unterer zweiter Frasacomolar (Frasaco/ Tett nang) in kaltpolymerisierenden Kunststoff (Palavit G/ Heraeus Kulzer GmbH/ Hanau) gesockelt. Dafür wurden die Zähne in das Frasacomodell (Frasaco/ Tett nang) an die entsprechende Position eingeschraubt, die Nachbarzähne sowie der erste Molar entfernt und die Alveolen mit rosa Modellierwachs ausgeblockt. Mittels einer Polyetherabformung (Impregum, 3M Espe®/ Seefeld), die anschließend mit kaltpolymerisierendem Kunststoff (Palavit G, Heraeus Kulzer GmbH/ Hanau) ausgegossen wurde, konnte die Position der Pfeilerzähne im Frasacomodell auf das entstandene Kunststoffmodell übertragen werden. Eine von diesem Modell hergestellte Überabformung aus Silikon (Optosil® comfort, Heraeus Kulzer GmbH/ Hanau) diente später zur Provisorienherstellung.

Anschließend wurden die Kunststoffzähne unter Wasserkühlung mit dem roten Winkelstück (Intra matic - Lux 2-24 LS, KaVo Dental/ Biberach) und rundkopffylindrischen Diamantschleifkörpern (Ergo-Präp-Set, Komet®/ Lemgo) vorpräpariert. Bereits die Vorpräparation wurde nach den für die Vollkeramik vorgeschriebenen Präparationsrichtlinien durchgeführt.

Die Feinpräparation erfolgte am Parallelometer (Fräsgerät F1, DeguDent/Hanau) mit konischen Hartmetallfräsen (Komet®, Lemgo), die einen Konvergenzwinkel von 4° aufwiesen und als Präparationsgrenze eine ausgeprägte Hohlkehle erzeugten.

Durch optische Kontrolle des entstehenden Schleifstaubes konnte gewährleistet werden, dass die gesamte zirkuläre Fläche der beiden Frasacozähne mit einem Winkel von 4° beschliffen wurde. Die hier verwendete gelb farbcodierte Verzahnung schuf eine

finierte, matt glänzende Oberfläche. Entstandene okklusale Kanten wurden mit Hartmetallfräsen der gleichen Verzahnung abgerundet.

Um einen einheitlichen und messbaren Substanzabtrag zu gewährleisten, wurden mit Hilfe der zuvor genommenen Überabformung Provisorien von den beschliffenen Frasacozähnen aus Pro-Temp™3Garant™ (3M Espe®/ Seefeld) hergestellt. Die Provisorien wurden anschließend mit einem Tasterzirkel (Dial Caliper 300MM, Kori Seiki-LP/ Japan) vermessen. Durch Schleifkorrekturen und erneute Kontrolle mittels Provisorienherstellung konnte die gewünschte präparatorische Reduktion exakt realisiert werden.



Abb. 10: Präparationsdiamanten und 4°-Konus-Hartmetallfräse

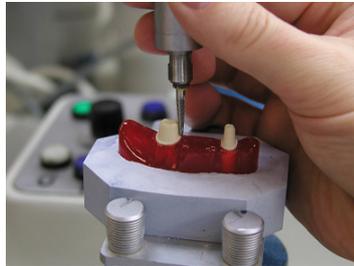


Abb. 11: Feinpräparation am Parallelometer

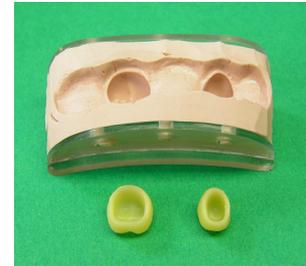


Abb. 12: Silikonüberabformung und Provisorien 45 und 47

Es entstand schließlich ein Frasacozahn-Präparationsmodell einer dreigliedrigen Brücke zum Ersatz von Zahn 46. Die Pfeiler wiesen eine retentive Höhe von 6 mm und einen okklusalen Abtrag von 2 mm auf. Die Tiefe der ausgeprägten Hohlkehle betrug 1,2 mm; der Konvergenzwinkel $\alpha/2$ wurde auf 4° eingestellt.



Abb. 13-15: Präparationsmodell von okkusal, mesial und vestibulär

3.3 Doublierung und Herstellung der Meistermodelle

Im weiteren Vorgehen wurde das hergestellte Präparationsmodell mit der Doubliermasse Kontursil (Siladent/ Goslar) im Doubliergerät Protesil (Krupp/ Düsseldorf) drei Mal abgeformt.



Abb 16-18: Doubliergerät Protesil (Krupp/ Düsseldorf) und Doublierabformung

Die so entstandenen Negativformen wurden nach Ablauf der Abbinde- und Rückstellzeit mit einem kunststoffverstärkten Superhartgips (ResinRock, Whip Mix® Europe GmbH/ Dortmund) jeweils zehnmals ausgegossen, entformt und zugetrimmt. Auf diese Weise entstanden aus einem Präparationsmodell 30 ungesägte Meistermodelle aus Superhartgips in drei Chargen zu je zehn gleichen Modellen.

Zusätzlich wurde aus einer Doubliermasseabformung ein weiteres Modell ausgegossen und als Sägestumpfmmodell vorbereitet.



Abb. 19-21: Meistermodell aus kunststoffverstärktem Superhartgips von vestibulär, mesial und okklusal

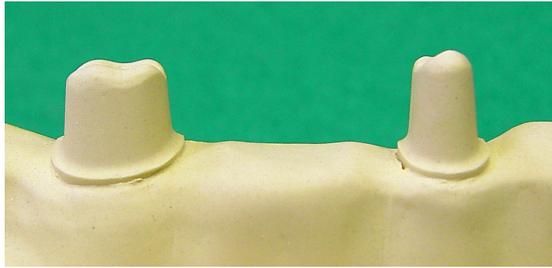


Abb. 22: Pfeiler in Nahaufnahme

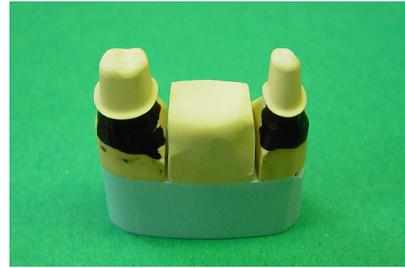


Abb. 23: Sägestumpfmeistermodell

3.4 Herstellung der Brückengerüste

In den drei Modellchargen kam jeweils eines der drei zu untersuchenden CAM- bzw. CAD/CAM-Systeme zum Einsatz. Es wurden auf den zehn Meistermodellen einer Charge jeweils zehn Gerüste eines der folgenden Systeme hergestellt.

3.4.1 Herstellung der Cercon® Brückengerüste

Die erste Charge wurde im CAM-System der Firma DeguDent/ Hanau (Cercon smart ceramics®, Softwareversion 28.07.03) gescannt und gefräst.



Abb. 24: Cercon®brain, DeguDent



Abb. 25: Cercon®heat, DeguDent

Zunächst wurden die Stümpfe der Modelle mit Stumpfhärter (Liquicol, Renfert/ Hilzingen) gehärtet und danach mit Distanzlack (In-Ceram®-Distanzlack, Vita Zahnfabrik/ Bad Säckingen) überzogen.

In einem Vortest wurden Brückengerüste auf zusätzlichen Modellen hergestellt, die unterschiedlich oft gelackt worden waren, und die Passungsergebnisse vor und nach der Aufpassung verglichen. Den besten Kompromiss zwischen Primärpassung und

Endpassung ergab eine Lackstrategie, in der der gesamte Stumpf bis zum Bereich der stärksten Krümmung an der Hohlkehle zweimal überzogen wurde und einmal zusätzlich der okklusale Bereich einschließlich des Übergangs in die Flanken. Die Stärke einer Schicht Distanzlack sollte bei ca. 10 µm liegen, was sich in Voruntersuchungen unter dem Rasterelektronenmikroskop bestätigt hatte.

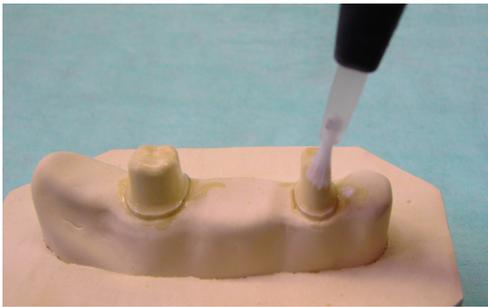


Abb. 26: Isolierung mit Stumpfhärter (Liquicol)

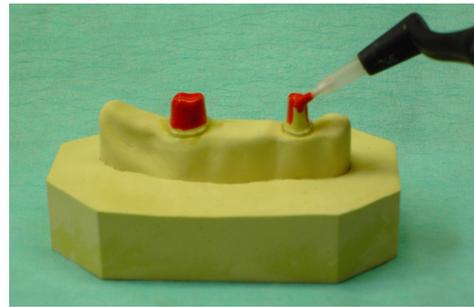


Abb. 27: Auftragen des Distanzlacks (In-Ceram®, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen)

Nach Aufbringen des Distanzlacks wurden die Gerüste direkt auf den Meistermodellen aus Wachs (S-U-Ästhetikwachs, Schuler Dental/ Ulm) modelliert. Dabei wurde auf eine grazile Dimensionierung des Brückengliedes, ausreichend dicke Gestaltung der Konnektoren und eine gleichmäßige Wandstärke der Kappchen geachtet, die mindestens 0,7 mm betragen sollte. Kanten und Ecken in der Modellation wurden vermieden und abschließend der Randschluss unter dem Lichtmikroskop (Stemi 1000, Carl Zeiss AG/ Oberkochen) kontrolliert.



Abb. 28 und 29: Aufwachsen des Brückengerüsts

Nach dem Abnehmen des Wachserüstes wurde das Modell am Parallelometer vermessen, um die richtige Einschubrichtung für die Montage im Modellrahmen zu erhalten. Nach Zurücksetzen der Modellation wurde diese nun mit Wachssticks im

Rahmen befestigt und anhand der Positionierschablone in die optimale Lage für den Cercon®base-Rohling (DeguDent/ Hanau) positioniert.

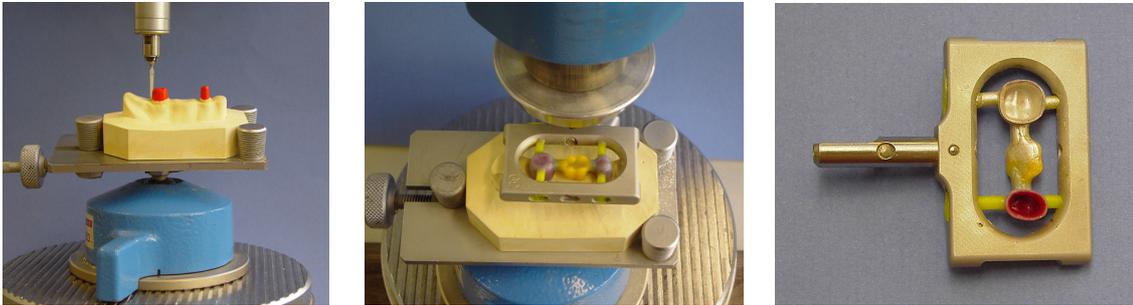


Abb. 30-32: Vermessen der Einschubrichtung, Positionierung im Rahmen und Bepudering

Danach wurde das Wachsojekt mit Scanpuder (DeguDent/ Hanau) möglichst dünn eingepudert und der Rahmen mit Modellation in die linke Aufnahme der Scan- und Schleifeinheit (Cercon®brain, DeguDent/ Hanau) eingesetzt. In die rechte Aufnahme wurde der geeignete vorgesinterte Cercon®base-Rohling (Cercon®base 30, DeguDent/ Hanau) in den Fräsrahmen gespannt. Der folgende Scan- und Fräsprozess dauerte ca. 50 Minuten und lief vollautomatisch ab. Dabei wurde das Objekt um etwa 30 % vergrößert gefertigt, um den Schrumpfungsfaktor bei der anschließenden Sinterung auszugleichen.

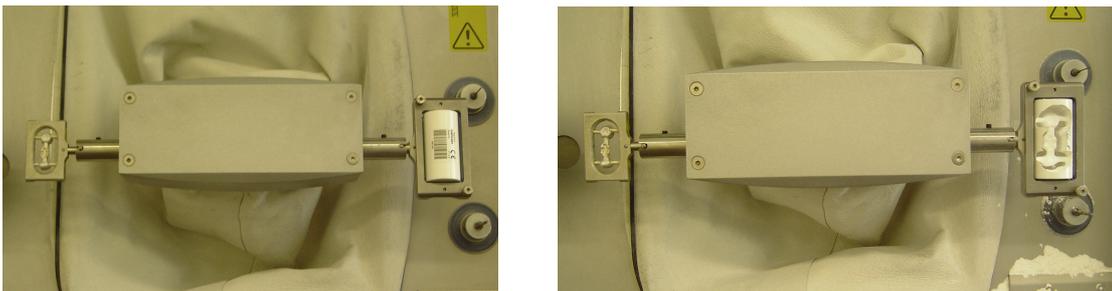


Abb. 33 und 34: eingeschraubter Rahmen und Rohling vor und nach Fräsvorgang

Nach Fertigstellung konnte das Gerüst mittels Trennscheiben aus dem Rahmen entfernt und die Ansatzstellen mit Hartmetallfräsen nachbearbeitet und versäubert werden. Schließlich wurde das Gerüst mit seinen Okklusalfächen auf Aluminiumoxidkörnern gelagert, in den Tiegel des Cercon®heat-Sinterofens (DeguDent/ Hanau) gelegt und bei 1350 °C ca. sechs Stunden lang gesintert.

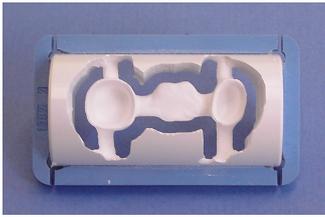


Abb. 35: Grünling vor Abtrennung



Abb. 36: Lagerung des Grünlings für Sintervorgang



Abb. 37: gesintertes Brückengerüst

3.4.2 Herstellung der Cerec® inLab Brückengerüste

Die zweite Charge wurde im System der Firma Sirona/ Bensheim (Cerec® inLab, Softwareversion 2.13 R1503) gescannt und gefräst.



Abb. 38: Cerec® inLab (Sirona, Bensheim)



Abb. 39: kombinierte Scan- und Schleifkammer des Cerec® inLab

Um das System hinsichtlich der Primärpassung zu kalibrieren, sollten zunächst ungesinterte Kappchen betrachtet werden, da diese keine Dimensionsänderungen durch Sinterschrumpfung zeigten. In einem Vorversuch wurden deshalb auf Einzelstümpfen aus zusätzlichen Meistermodellen der zweiten Charge nicht infiltrierte In-Ceram® Kronengerüste in verschiedenen Parametereinstellungen (Spacer und Klebefuge) hergestellt und deren Primärpassung optisch verglichen. Auch hier war das Ziel den besten Kompromiss aus den möglichen Einstellungen zu finden, der ein Kappchen liefert, das primär nahezu in seine Endposition findet, aber nach Aufpassung dennoch nicht zu weit ist. Dabei mussten die Werkseinstellungen für die Werte Klebefuge von 50 auf 10 und Spacer von 30 auf -50 erniedrigt werden. Für die definitiven Gerüste war auf Grund der zusätzlichen Sinterschrumpfung dennoch eine weitere Feineinstellung nötig, so dass der Endwert für die Einstellung des Spacer auf -70 weiter erniedrigt werden musste.

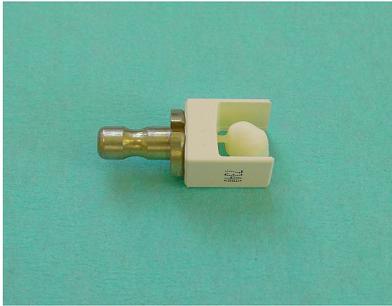


Abb. 40: Vorversuch: aus Zirconia-Block gefrästes In-Ceram®-Käppchen

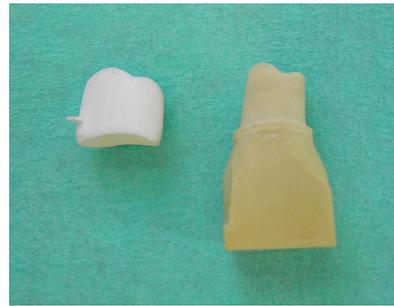


Abb. 41: Vorversuch: abgetrenntes In-Ceram®-Käppchen mit Stumpf 45

Die Vorversuchsphase beinhaltete auch einen Vergleich zwischen gepuderten und ungepuderten Scanmodellen, bei dem ein eindeutiger Qualitätsunterschied zwischen den Scanbildern zugunsten der gepuderten Modelle zu sehen war. Die Flanken und insbesondere der Bereich der Präparationsgrenze schien klarer und weniger verwaschen, so dass der Puder für die definitive Brückenherstellung Anwendung fand.

Nach Scanner- und Schleifkörperkalibrierung sowie der Auswahl der richtigen Pfeilerzähne im Zahnschema erfolgte der Scanvorgang der Meistermodelle in der kombinierten Scan- und Schleifkammer des Cerec® inLab. Hierzu mussten die Modelle von basal zugetrimmt werden, um die maximale Höhe, die der Scanner erfassen kann, nicht zu überschreiten. Die Befestigung erfolgte am geeigneten Modellhalter mittels Klebplastelin (Füllmaterial Kronenhalter, Sirona/ Bensheim). Dabei wurde vor allem die sagittale Ausrichtung der Pfeiler unter dem Parallelometer kontrolliert, um dem Scanlaser den Zugang zu allen Flanken der beiden Pfeiler zu ermöglichen. Jedes Modell wurde möglichst dünn mit dem von Sirona empfohlenen Scanpuder (Scan-Spray, Dentaco/ Bad Homburg) besprüht und in die Kammer des Cerec® inLab eingesetzt.



Abb. 42: Meistermodell auf Halter ausgerichtet und befestigt



Abb. 43: Modell auf Modellhalter in Scankammer eingeschraubt

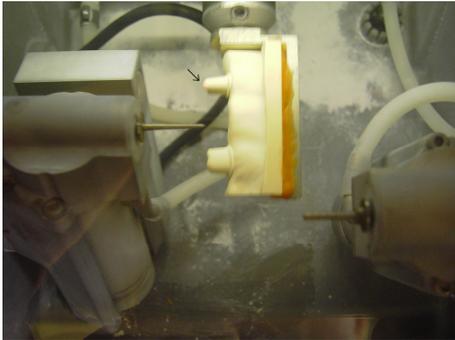


Abb. 44 und 45: Scanvorgang bei 0° und 45° lingual gekippt
(Laserpunkt siehe Pfeil)

Nach ca. 20 minütigem Scanvorgang lieferte der Computer drei Scanbilder aus drei verschiedenen Winkeln in der Horizontalen und das aus diesen errechnete dreidimensionale Bild der Brückenpfeiler.

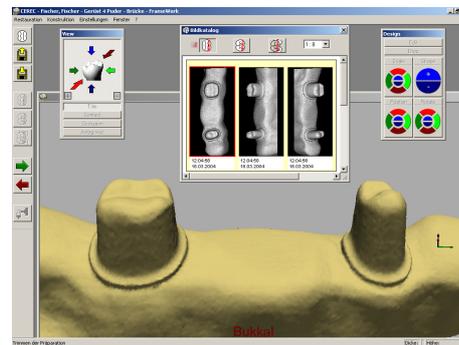
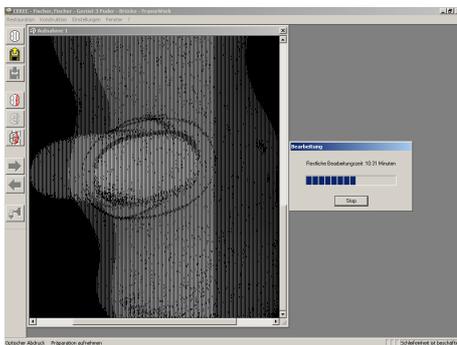


Abb. 46 und 47: Scanvorgang, Scanbilder aus verschiedenen Winkeln und 3D-Modell

Zur Reduktion der Datenmenge wurden im nächsten Schritt seitliche, irrelevante Modellanteile imaginär getrimmt. Im Weiteren erfolgte die Festlegung der Präparationsgrenze der beiden Pfeiler, die nach Vorgabe weniger Punkte durch die Software automatisch gefunden wurde, sowie der relativ grazil gewählten Brückengliedbasis.

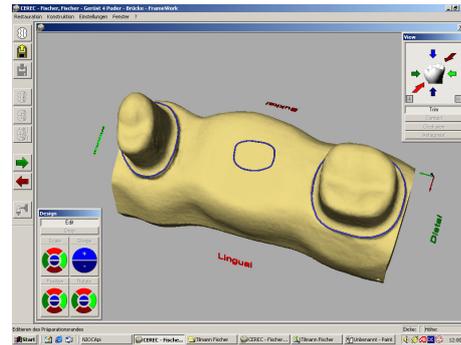
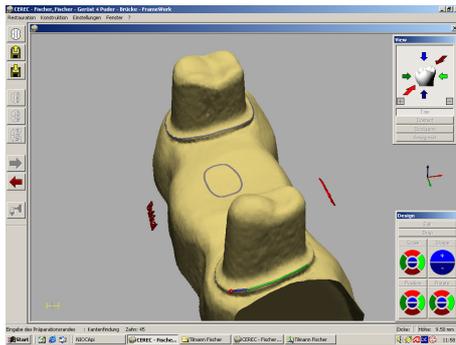


Abb. 48 und 49: Einzeichnen des Präparationsrandes

Für den darauf folgenden Konstruktionsvorschlag orientierte sich die Software an den vom Benutzer eingegebenen Parametern aus den Vorversuchen und lieferte ein Brückengerüst aus der programmeigenen Datenbank. Dieses wurde nun so verändert, dass die Kappchen eine zirkuläre und okklusale Dicke von 0,7 mm aufwiesen, das Brückenglied möglichst grazil gestaltet und die Konnektoren ausreichend stabil dimensioniert waren.

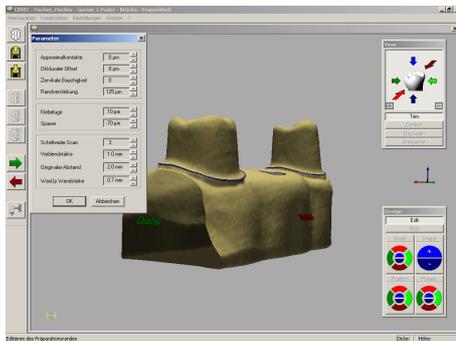


Abb. 50: Parametereinstellungen

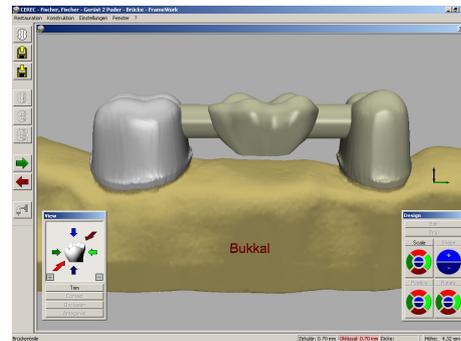


Abb. 51: Konstruktion des Gerüsts

Im nächsten Schritt lieferte die Software eine für den Fräsprozess optimierte Schleifvorschau, die über die Ansicht von beliebig geführten Schnittbildern einen Eindruck der Gerüststärke und Spaltbreite geben konnte.

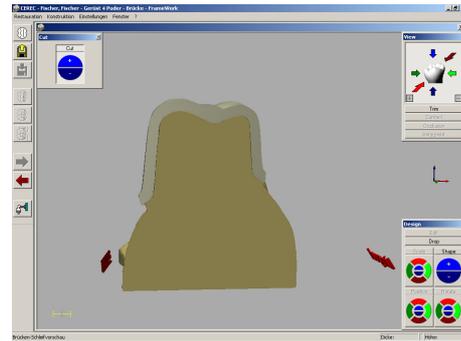
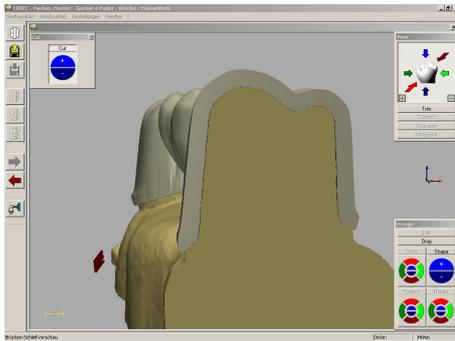


Abb. 52 und 53: softwarebasierte Schnittbildarstellung (Zahn 45 und 47)

Für den Schleifvorgang wurde der Grünkörperrohling Vita In-Ceram® YZ-Cube for Cerec® YZ-40 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) in die kombinierte Scan- und Schleifkammer eingeschraubt und nach Ablesen des aufgedruckten Strichcodes, der dem Gerät die genaue Zusammensetzung des Rohlings übermittelte, entsprechend vergrößert in ca. 60 Minuten ausgefräst. Das entstandene Grünkörpergerüst wurde nun vorsichtig mit Trennscheiben aus der Halterung gelöst, die Ansatzstelle mit Hartmetallfräsen nachbearbeitet und versäubert.

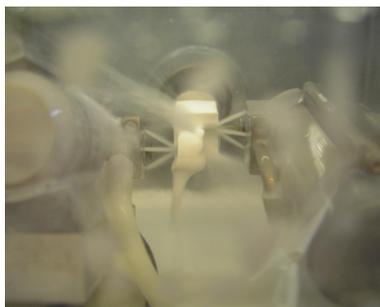


Abb. 54: Fräsen des Gerüstes



Abb. 55: abgetrennter Grünling

Danach wurde das Gerüst mit den Okklusalfächen auf Zirkonoxidkörnern gelagert, zur Sinterung in einen Tiegel platziert und im Sinterofen (ELV 0,35/165, ThermoSTAR GmbH/ Aachen) bei 1530 °C gesintert. Der Sinterprozeß dauerte einschließlich Aufheiz- und Abkühlzeit ca. 7,5 Stunden.



Abb. 56-58: Lagerung des Grünlings, Sinterung bei 1530 °C im Sinterofen und fertiges Brückengerüst

3.4.3 Herstellung der etkon Brückengerüste

Die dritte Charge wurde mit dem Scanner es1 (etkon AG/ Gräfelting) und der zugehörigen Software visual 2 (Version 2.112) gescannt und bei der Firma etkon AG mit der ZENO 4820 Premium-Fräsmaschine (i-mes Dental GmbH, Eiterfeld) gefräst.



Abb. 59 und 60: Scanner es1 (etkon AG/ Gräfelting) und Fräsmaschine ZENO 4820 Premium (i-mes/ Eiterfeld)

Dazu wurde nach Auswahl der entsprechenden Pfeilerzähne im Zahnschema sowie des korrekten Materials in der Software zunächst das ungesägte Brückenmeistermodell im Scanner es1 (etkon AG/ Gräfelting) mit Hilfe der Zahnbogenschablone entsprechend positioniert und abgetastet.

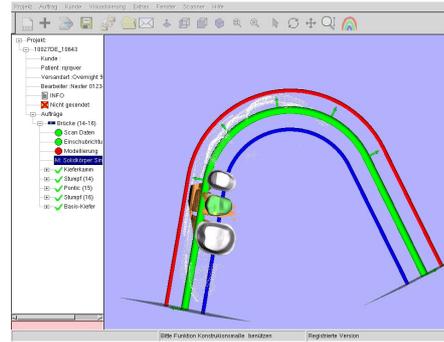


Abb. 61 und 62: Scanner es1 (etkon AG/Gräfelfing) und Modellpositionierung entsprechend der Zahnbogenschablone

Der es1 verlangte weiterhin die Scannung der Pfeilereinzelstümpfe in den Einzeltöpfen. Hierfür kam das hergestellte Sägestumpfmodell zur Anwendung. Aus einem Vorversuch, in dem ein Vergleich verschiedener Modelle einer Charge durch den Scanner es1 durchgeführt wurde, ging hervor, dass Ausgüsse einer Doublierungsabformung bis auf wenige Mikrometer identisch waren. Somit konnte ein Sägestumpfmodell für die gesamte Charge eingesetzt werden. Es mussten lediglich Werte der Lichtintensität und des Threshold des Scanners angepasst werden, damit die Software die Daten des Gesamtmodells mit denen der Einzelstümpfe zur Deckung bringen konnte. Der Scanvorgang der Einzelstümpfe dauerte ca. 45 Sekunden pro Zahn. Es folgte die softwarebasierende Konstruktion am Computer. In der Visualisierung setzte das Programm selbständig ein Brückenglied ein und legte die Präparationsgrenze automatisch fest. Danach wurde die Einschubrichtung bestimmt; dabei diente eine farbcodierte Anzeige von Unterschnitten der Auswahl der richtigen Achse.

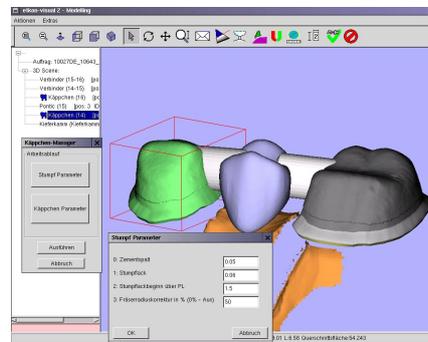
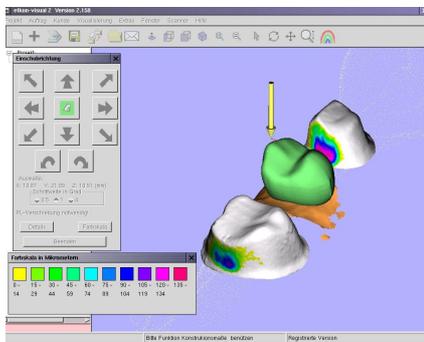


Abb. 63 und 64: farbcodierte Unterschnittdarstellung und Parametereinstellungen

Weiterhin konnten Brückengliedform und Konnektorenquerschnitt angepasst werden. Auch hier wurden ähnlich der anderen Systeme ein graziles Pontic und ein ausreichend stark dimensionierter Konnektor (ca. 10 mm²) gewählt. Zuletzt wurde in den Fräsparametern der Zementspalt, der über die gesamte Restorationsinnenfläche wirkt, auf 0,02 mm eingestellt, der Stumpflack auf 0,04 mm beginnend ab 1,5 mm oberhalb der Präparationsgrenze. Die Wandstärke des Gerüsts wurde auf 0,7 mm festgelegt. Die einstellbare Radius-Fräser-Korrektur wurde nicht aktiviert.

Anschließend wurden die Gerüste in der etkon Fräsmaschine ZENO 4820 Premium (i-mes Dental GmbH, Eiterfeld) aus diskusförmigen Zirkonoxidgrünlingen (Xawex G100, Xawex AG/ CH-Ebmatigen) gefräst und in dem zugehörigen Rohrofen bei über 1500 °C innerhalb von ca. 16 Stunden gesintert.

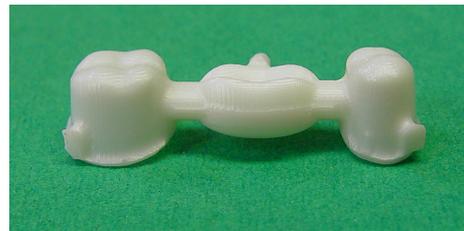


Abb. 65 und 66: Fräsen des Gerüsts und Rohling nach Fräsung

Abb. 67: gesintertes Brückengerüst

3.5 Aufpassen der Zirkonoxidgerüste

Die 30 hergestellten Brückengerüste wurden den Modellen, die die Scanvorlage lieferten bzw. auf denen die Modellation vorgenommen wurde, wieder zu geordnet und mit Diamantschleifern bis zur subjektiv zufriedenstellenden Passung bearbeitet. Hierfür wurden die Modellpfeiler mit einem handelsüblichen Lippenstift dünn bestrichen, die Brücke drucklos möglichst gerade aufgesetzt und die angezeichneten Störstellen unter Vergrößerung mit dem Lichtmikroskop (Stemi 1000, Carl Zeiss AG/ Oberkochen) entfernt. Um eine Entstehung von Sprüngen zu vermeiden, erfolgte die Bearbeitung bei Wasserkühlung und geringem Anpressdruck. Das Vorgehen wurde so lange wiederholt, bis unter dem Mikroskop ein subjektiv zufrieden stellender Randschluss erreicht war und weitere Schleifmaßnahmen keine sichtbare Verbesserung bewirkten, sondern nur zu einem Friktionsverlust führten. Die benötigte Arbeitszeit wurde mitgestoppt, auf Minuten gerundet und für jede Brücke notiert.

3.6 Zementierung mit Glasionomerzement

Die Innenflächen der Brückengerüste wurden mit einem Druck unter 1bar sandgestrahlt (Aluminiumoxid, 50 μm) und mit Alkohol gereinigt. Danach wurden alle 30 Brücken mit einem Glasionomerzement (Ketac-Cem®-Aplicap, 3M Espe®/ Seefeld) auf das jeweilige Modell zementiert. Dabei fand eine speziell entwickelte Vorrichtung Anwendung, die das Gerüst zentral mit 50 N belastete. Nach Ablauf der Abbindezeit wurden die Zementreste mit einer Sonde vorsichtig entfernt.



Abb. 68: Lippenstift für Aufpassung



Abb. 69: angezeichnete Störstellen und Aufpassdiamant

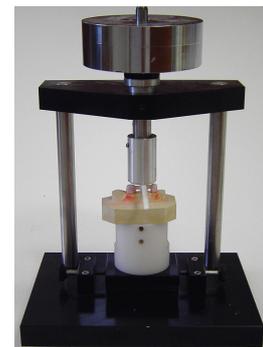


Abb. 70: Zementierhilfe

3.7 Anfertigung der Schnittproben

Im nächsten Schritt wurden die Position und die Achse der beiden Pfeiler an jedem Brückenmodell auf den Modellsockel nach vestibulär, oral und basal mit einem Geodreieck übertragen, der Sockel mit Klebeband umwickelt und das Modell in kunststoffverstärkten Superhartgips (ResinRock, Whip Mix® Europe GmbH/ Dortmund) eingebettet. Nach Aushärten des Gipses und Entformung konnte der Gipsblock mit den Modellsockelaußenflächen bündig getrimmt werden und die Anzeichnungen auf den Einbettgips übertragen werden.

Nach Trocknung wurden die hergestellten Proben der beiden Pfeilerzähne nun jeweils so in die Haltevorrichtung für das Trenngerät (Accutom-2, Struers/ DK-Ballerup) positioniert, dass die Anzeichnungen und somit die Achsen der beiden Pfeiler parallel zur Schnittebene der Trennscheibe und eine gedachte Verbindungslinie zwischen den beiden Brückenpfeilern senkrecht zur Schnittebene verliefen.



Abb. 71: Accutom-2 (Struers/
DK-Ballerup)

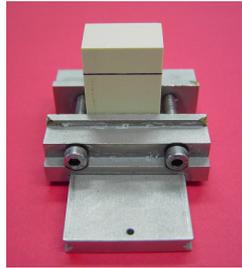


Abb. 72 und 73: Einspannen der Probe im Halter
und Positionierung im Trenngerät

Auf diese Weise wurde jede Brücke zweimal in transversaler Richtung durchtrennt. So erhielt man jeweils zwei vestibulo-oral geführte, axiale Schnitte durch jeden Brückenanker. Jeder der Schnitte wurde beschriftet, um eine genaue Zuordnung zum jeweiligen Modell und Pfeiler zu ermöglichen.

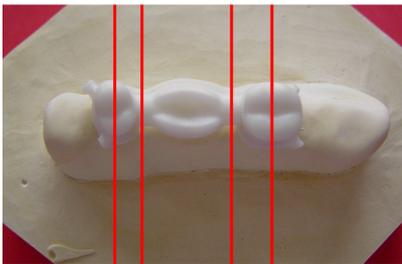


Abb. 74: schematische Darstellung
des Schnittverlaufs

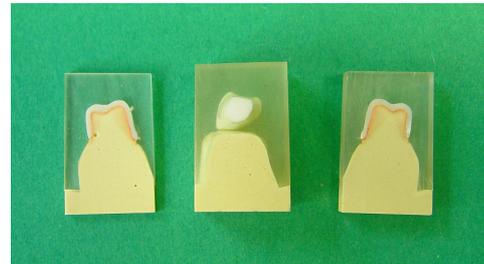


Abb. 75: Schnittproben (aus Gründen der
Anschaulichkeit in glasklarem
Einbettkunststoff)

3.8 Quantitative Randanalyse mit dem Lichtmikroskop

Die 120 Proben wurden im Lichtmikroskop (Axioskop 2, Carl Zeiss AG, Oberkochen) bei fünfzig- und zweihundertfacher Vergrößerung dargestellt. Um eine etwaige Verzerrung des Bildes zu vermeiden, wurde darauf geachtet, eine möglichst senkrechte Aufsicht auf die Schnitte zu gewährleisten und damit eine insgesamt scharfe Darstellung zu erhalten.

Die im Lichtmikroskop gewonnenen Bilder wurden mit einer digitalen Kamera (Fine Pix S1 Pro, Fujifilm Photo Film Europe GmbH/ Düsseldorf), ausgelöst durch die Software, aufgenommen und direkt auf einen PC übertragen (Camera Shooting

Software, Fujifilm Photo Film Europe GmbH/ Düsseldorf). Hier erfolgte die Auswertung mit Hilfe eines unter Optimas 6.5 (MediaCybernetics/ Silver Spring, USA) zur Randspaltvermessung entwickelten Programms (Makro).

Um eine Eichung des Messsystems zu gewährleisten, wurden Aufnahmen eines in Zehn-Mikrometer-Schritten skalierten Objektträgers von der Firma Carl Zeiss AG (Oberkochen) ebenfalls in fünfzig- und zweihundertfacher Vergrößerung aufgenommen. Diese beiden Bilder wurden im Randspaltprogramm (Optimas 6.5, MediaCybernetics/ Silver Spring, USA) jeweils zehnmal vermessen, der für beide Auflösungen errechnete Mittelwert in Relation zur tatsächlich dargestellten Entfernung gesetzt und die gewonnene Eichung sämtlichen Probenvermessungen zugrunde gelegt.



Abb. 76: Axioskop2 (Carl Zeiss AG/
Oberkochen)

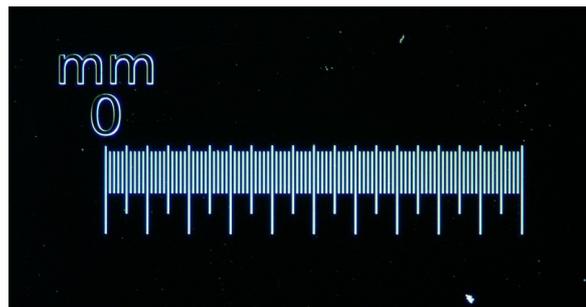


Abb. 77: lichtmikroskopisches Bild des
Kalibrierungsobjektträgers (200x)

Die Vermessung beinhaltete eine Bestimmung des mit Zement ausgefüllten Spaltes zwischen Brückengerüst und Stumpf, indem mehrere Punkte in gleichmäßigem Abstand entlang der Grenzen zwischen Gerüst und Zement bzw. Zement und Stumpf gesetzt wurden. Durch Fällung von Loten, ausgehend von einem Punkt auf die Strecke zweier Punkte der Spaltgegenseite, konnte die Dicke des Spaltes an einer Stelle gemessen werden. Somit erhielt man viele Abstandswerte zur Beschreibung des Randspaltes über eine bestimmte Länge.

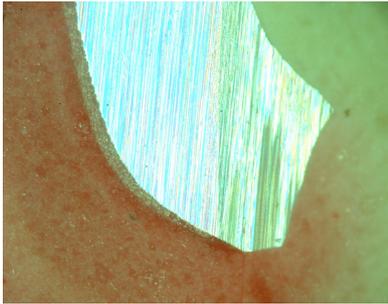


Abb. 78: lichtmikroskopisches Schnittbild marginaler Bereich (200x Vergrößerung)

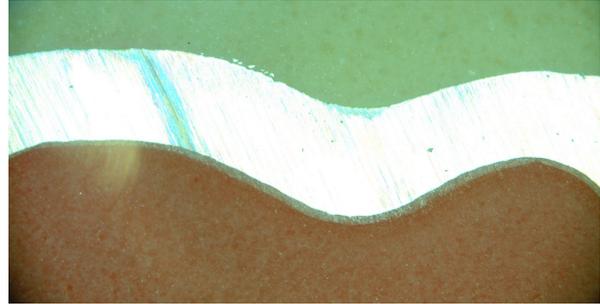


Abb. 79: lichtmikroskopisches Schnittbild okklusaler Bereich (50x Vergrößerung)

Zur sinnvollen Auswertung wurde der Randspalt jedes Schnittes in vier Typen unterteilt. Typ I umfasste dabei alle Messwerte zwischen dem Punkt der stärksten Krümmung der abgerundeten Stufe und dem marginalen Randspalt (zweihundertfache Vergrößerung). Typ II beinhaltet Messwerte zwischen dem Punkt der stärksten Krümmung der abgerundeten Stufe und dem Punkt der stärksten Krümmung am Übergang der Flanken zur okklusalen Fläche (fünzigfache Vergrößerung). In Typ III wurden Messwerte zwischen den beiden stärksten Krümmungen am Übergang der Flanken zur okklusalen Fläche gesammelt (fünzigfache Vergrößerung). Zum Typ IV gehörten die Messwerte am marginalen Randspalt zwischen Pfeilerköppchen und Präparation (zweihundertfache Vergrößerung).

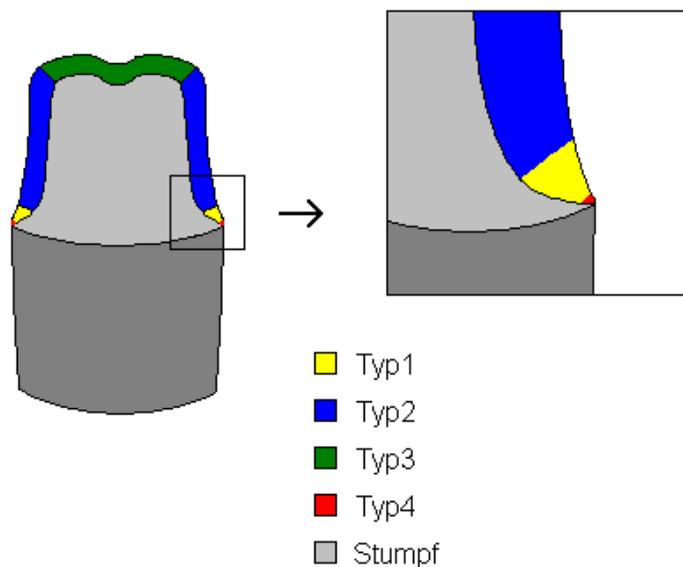


Abb. 80: Erläuterung Randspalttypen

Neben der Differenzierung in diese vier genannten Randspalttypen wurden die Messwerte nach Pfeilerart (Zahn 45 und 47), den drei verschiedenen Herstellungssystemen sowie den jeweils zehn Proben unterschieden und als 240 Textdateien aufgeteilt abgespeichert.

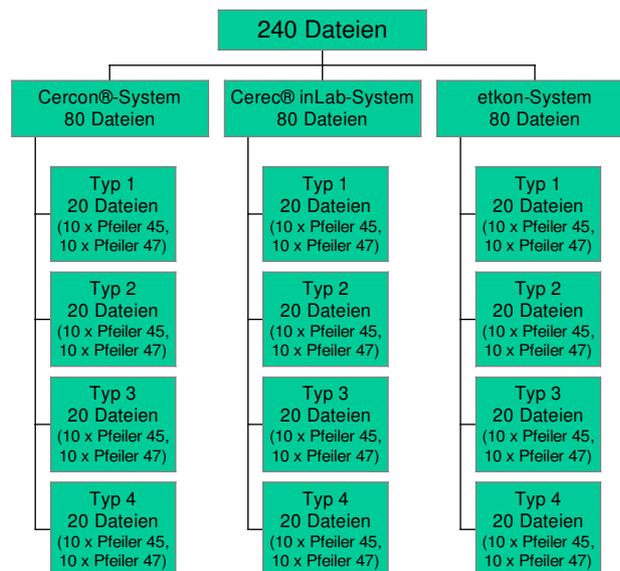


Abb. 81: Erläuterung Dateistruktur

3.9 Statistische Datenauswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm SPSS (Version 12.0, SPSS Inc./ Chicago USA). Dafür wurden die in Optimas erstellten Textdateien in das Programm SPSS importiert, so dass jede der 240 Einzeldateien eine Variable darstellte. Diese wurden zuerst einzeln gemittelt, da bei der Randspaltvermessung bei jeder Probe nicht exakt gleich viele Messwerte ermittelt werden konnten. Die nun erhaltenen 240 Mittelwerte dienten der Erstellung der endgültigen Datenbanken in SPSS.

Danach wurden zwischen den drei Frässystemen, sowie den zwei Pfeilerzähnen die Werte für die vier Randspalttypen anhand des Mittelwertes, der Standardabweichung sowie des Minimal- und Maximalwertes verglichen. In einer zweiten Datenbank wurden sämtliche Aufpasszeiten eingegeben und ebenfalls zwischen den CAD/CAM-Systemen verglichen. Die einzelnen Werte wurden in Tabellen zusammengefasst und graphisch über Boxplots dargestellt. Weiterhin wurden die marginalen Passungswerte (Typ 4) zu

den gemessenen Aufpasszeiten in Relation gesetzt und mittels eines Streudiagramms veranschaulicht.

Es folgte eine Auswertung der Ergebnisse mit einem statistischen Signifikanztest, um einen Vergleich der drei Frässysteme sowie der beiden Pfeiler innerhalb der vier Randspalttypen zu erhalten. Bei der Auswertung von Daten mit Hilfe von Signifikanztests sind parametrische Tests zu bevorzugen. Der Kolmogorov-Smirnov-Test und der Levene-Test ergaben allerdings keine allgemein gültige Normalverteilung und Varianzhomogenität, so dass die Signifikanzwahrscheinlichkeit p durch den parameterfreien U-Test nach Mann und Whitney bestimmt werden musste. Das Signifikanz-Niveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

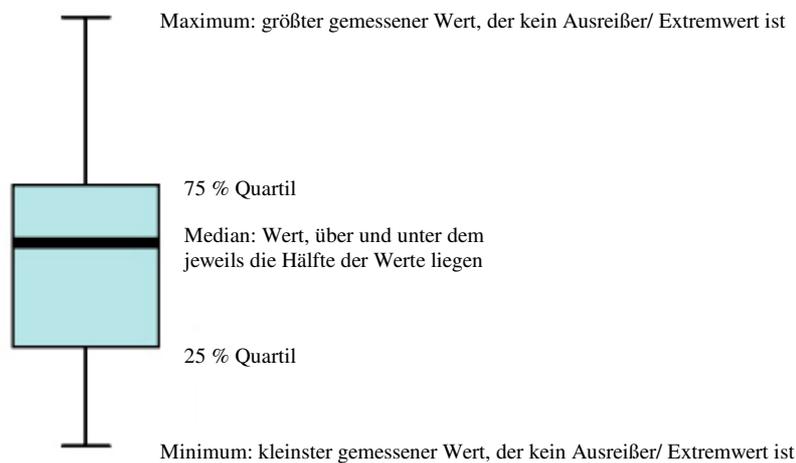


Abb. 82: Erläuterung Boxplots

Cercon	Cercon® - CAM-System
Cerec	Cerec® inLab – CAD/CAM-System
etkon	etkon – CAD/CAM-System
1-10	Probennummer
45/47	Pfeilerzahn 45 bzw. 47
Typ 1-4	Randspalttypen 1-4

Abb. 83: Legende zu den Ergebnistabellen, Boxplots und Streudiagrammen

4 Ergebnisse

4.1 Berechnung der Mittelwerte innerhalb der einzelnen Proben

Man erhielt insgesamt 77774 Messwerte, wobei auf die Cercon-Proben 23210, auf die Cerec-Proben 27147 und auf die etkon-Proben 27417 Werte fielen.

Da bei der Randspaltvermessung bei jeder einzelnen Probe nicht exakt gleich viele Messwerte bestimmt werden konnten, war zunächst eine Berechnung der Mittelwerte innerhalb jeder einzelnen Probe, getrennt in Pfeilerzahn und Randspalttyp, notwendig (siehe Tabelle 19 Anhang). Aus diesen Mittelwerten wurden zwei definitive Datenbanken erstellt. In der ersten wurden die Werte der beiden Pfeilerzähne zusammengefasst und mit ihr fand der Vergleich der Randspalttypen und CAD/CAM-Systeme untereinander statt. In der zweiten Datenbank wurden die Werte der beiden Pfeilerzähne getrennt behandelt und erlaubten somit einen Vergleich der Ankerzähne untereinander.

4.2 Vergleich der Randspaltmesswerte

4.2.1 Überblick

Deskriptive Statistik

	N	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung
Cercon_Typ1	20	,054751	,153127	,09478412	,025008916
Cercon_Typ2	20	,084045	,194221	,10773011	,024118216
Cercon_Typ3	20	,084267	,233286	,15514319	,031978197
Cercon_Typ4	20	,043089	,110110	,08140582	,020328992
Cerec_Typ1	20	,054514	,105551	,07950426	,013805953
Cerec_Typ2	20	,034230	,074393	,05299158	,009632165
Cerec_Typ3	20	,057390	,125479	,08805138	,017933765
Cerec_Typ4	20	,025749	,093746	,05655593	,019590616
Imes_Typ1	20	,027912	,060098	,04395294	,010315882
Imes_Typ2	20	,044604	,093737	,06901604	,013688568
Imes_Typ3	20	,051413	,102406	,07519706	,015451298
Imes_Typ4	20	,008422	,058207	,02911003	,014013595

Tab. 1: statistische Auswertung ohne Unterscheidung nach Pfeilerzähnen im Überblick

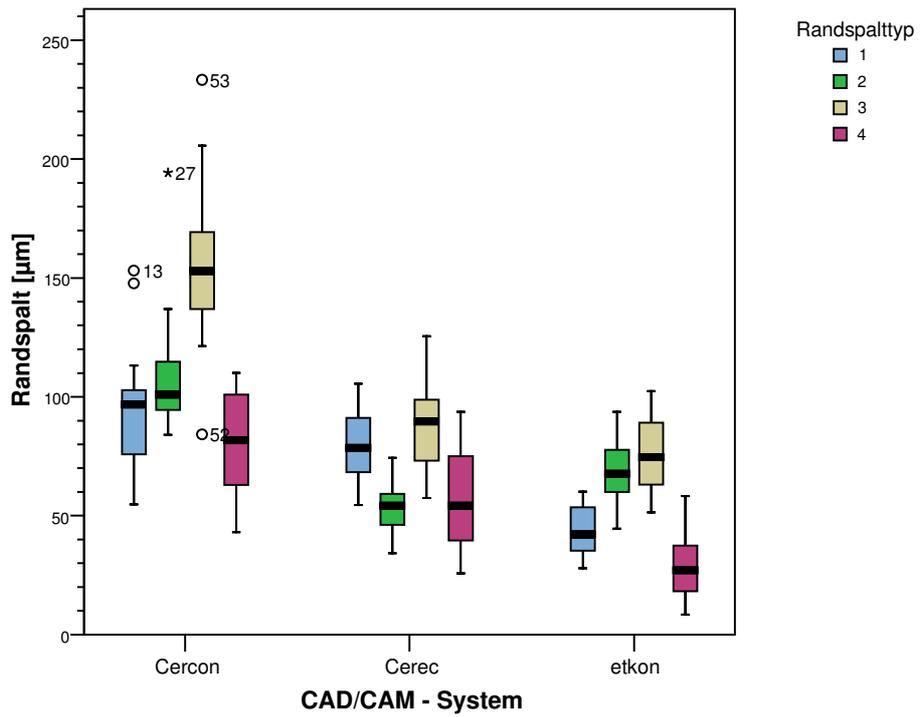


Abb. 84: Vergleich der Systeme im Überblick (geordnet nach Systemen)

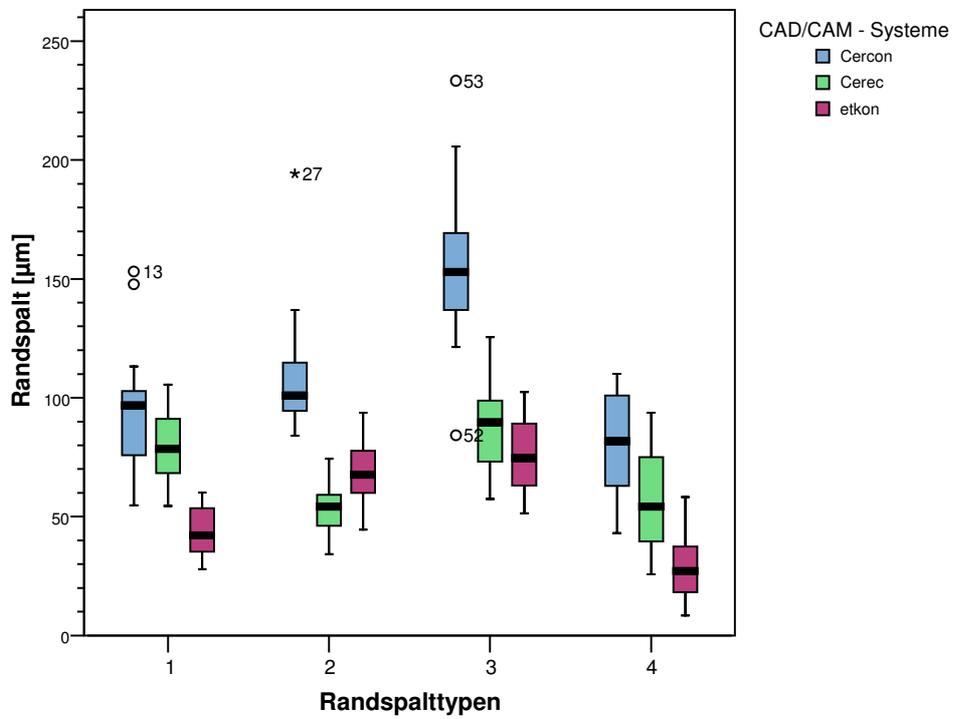


Abb. 85: Vergleich der Systeme im Überblick (geordnet nach Randspalttypen)

Im Überblick lässt sich sagen, dass die Messwerte für Cercon® größer als die für Cerec® und diese wiederum größer als die für etkon ausfallen. Den absolut höchsten Mittelwert (155,1 µm) und Maximalwert (233,2 µm) stellt das Cercon®-System im Randspalttyp 3, der absolut niedrigste Mittelwert (29,1 µm) und Minimalwert (8,4 µm) ergibt sich im etkon-System im Randspalttyp 4. Der absolute Minimalwert innerhalb jedes Systems wird innerhalb des Randspalttyps 4 gefunden. In allen Systemen liegt der Mittelwert für den marginalen Randspalt (Typ 4) niedriger als der für die anderen Typen mit Ausnahme des Cerec®-Systems; hier liegt nur der Mittelwert für den Randspalttyp 2 um etwa 4,5 µm niedriger. Die Werte für die vier Randspalttypen innerhalb der drei Systeme liegen bei Cercon® am weitesten auseinander und beim Cerec®-System am engsten zusammen. Die Standardabweichung und somit ein Indikator für die Streuung der Werte schwankt beim Cercon®-System am stärksten und erreicht die höchsten Werte (20,3-32,0), während sich im etkon-System die Standardabweichung am konstantesten und mit relativ geringen Werten darstellt (10,3–15,5). Im Cerec®-System findet sich der niedrigste Wert für die Standardabweichung (9,6 im Typ2), die Schwankung ist hier aber wiederum größer und so liegen die übrigen Werte über denen im etkon-System. Ausreißerwerte gibt es nur für das Cercon®-System und nur in den Randspalttypen eins bis drei.

Im folgenden sollen nun die CAD/CAM-Systeme und die Randspalttypen einzeln und detaillierter betrachtet werden.

4.2.2 Vergleich der Randspalttypen innerhalb der CAD/CAM - Systeme

4.2.2.1 Cercon®-System

Deskriptive Statistik

	N	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung
Cercon_Typ1	20	,054751	,153127	,09478412	,025008916
Cercon_Typ2	20	,084045	,194221	,10773011	,024118216
Cercon_Typ3	20	,084267	,233286	,15514319	,031978197
Cercon_Typ4	20	,043089	,110110	,08140582	,020328992

Tab. 2: statistische Auswertung Cercon®-System

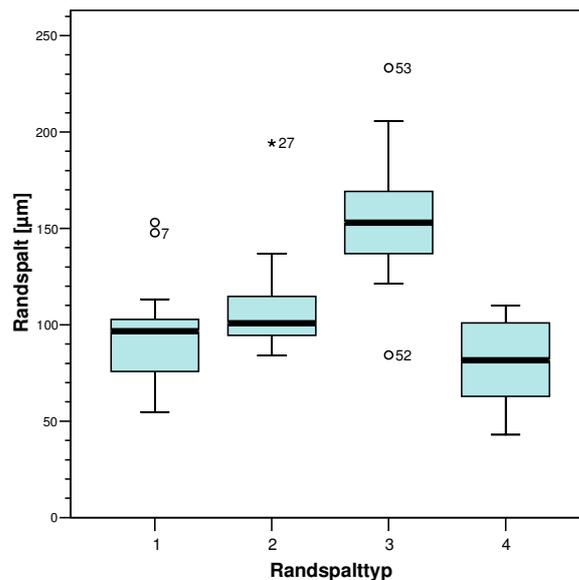


Abb. 86: Vergleich der Randspalttypen innerhalb des Cercon®-Systems

Beim Vergleich der Randspaltwerte im System Cercon® von DeguDent fällt auf, dass der Mittelwert für den marginalen Randspalt mit 81,4 µm am niedrigsten liegt, der nächsthöhere Mittelwert lässt sich mit 94,8 µm für den Bereich der Hohlkehle (Typ 1) finden. Knapp darüber mit 107,7 µm liegt der Randspaltmittelwert der seitlichen Flanken (Typ 2) und am höchsten ordnet sich mit 155,1 µm der okklusale Randspalt (Typ 3) ein. Demnach steht für den Verlauf von bester zu schlechtester Randspaltgruppe die Abfolge Typ 4-1-2-3.

Auch die Streuung, die über die Standardabweichung dargestellt wird, ist beim Typ 4 mit 20,3 am geringsten und beim Typ 3 mit 32,0 am höchsten. Bei den Typen 1 und 2 finden sich hier ähnlich hohe Werte im Bereich 24-25.

Die hohe Streuung in den Randspalttypen 1-3 zeigt sich auch durch einige Ausreißer, die im marginalen Bereich fehlen.

4.2.2.2 Cerec® inLab-System

Deskriptive Statistik

	N	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung
Cerec_Typ1	20	,054514	,105551	,07950426	,013805953
Cerec_Typ2	20	,034230	,074393	,05299158	,009632165
Cerec_Typ3	20	,057390	,125479	,08805138	,017933765
Cerec_Typ4	20	,025749	,093746	,05655593	,019590616

Tab. 3: statistische Auswertung Cerec®-System

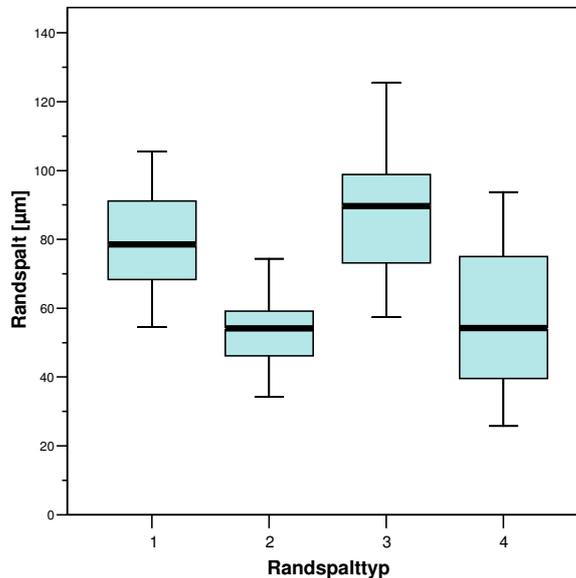


Abb. 87: Vergleich der Randspalttypen innerhalb des Cerec®-Systems

Im Cerec®-System liegt der Mittelwert für den Typ 2 mit 53,0 µm knapp unterhalb des mittleren Spaltes am marginalen Bereich mit 56,6 µm. Der schlechteste Wert liegt auch hier in der Gruppe des okklusalen Randspaltes mit einem Mittelwert von 88,1 µm und die Passung an der Hohlkehle stellt sich im Mittel mit einem Wert von 79,5 µm dar. Somit ergibt sich hier die Qualitätsabfolge Typ 2-4-1-3 abweichend vom System der Firma DeguDent.

Die Streuung in der Gruppe vom Typ 4 ist mit einer Standardabweichung von 19,6 die höchste in diesem System, gefolgt von der in Gruppe 3 mit 17,9 und Gruppe 1 mit 13,8.

In Übereinstimmung mit dem niedrigen Mittelwert findet sich in der Gruppe des seitlichen Randspaltes eine sehr geringe Streuung mit einem Wert von 9,6.

Die Auswertung des Cerec®-Systems zeigt in keiner Randspaltgruppe Ausreißer.

4.2.2.3 etkon-System

Deskriptive Statistik

	N	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung
etkon_Typ1	20	,027912	,060098	,04395294	,010315882
etkon_Typ2	20	,044604	,093737	,06901604	,013688568
etkon_Typ3	20	,051413	,102406	,07519706	,015451298
etkon_Typ4	20	,008422	,058207	,02911003	,014013595

Tab. 4: statistische Auswertung etkon-System

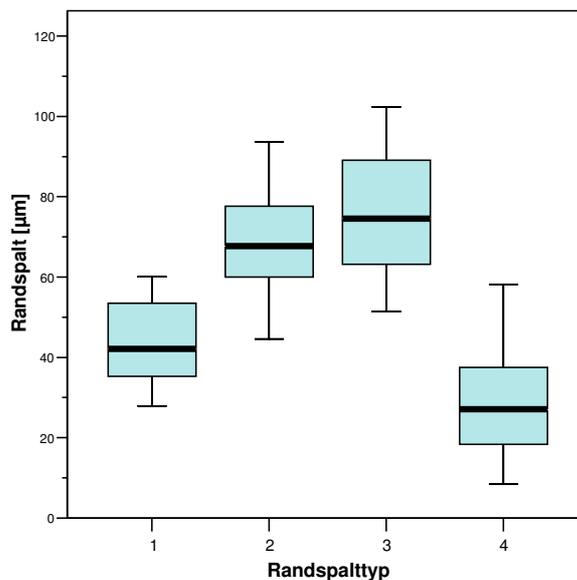


Abb. 88: Vergleich der Randspalttypen innerhalb des etkon-Systems

Im System der Firma etkon AG findet man die gleiche Qualitätsabfolge 4-1-2-3 wie beim Cercon®-System mit niedrigen Mittelwerten von 29,1 µm für den marginalen Bereich, 44,0 µm an der Hohlkehle, 69,0 µm an den Flanken und 75,2 µm im Kauflächenbereich.

Die Streuung der Werte zeigt für die Randspaltgruppen 2–4 wenig Unterschiede mit niedrigen Standardabweichungen von 13,7–15,5 und in der Gruppe der Passung an der Hohlkehle einen etwas geringeren Wert mit 10,32.

Auffällig ist der relativ sehr geringe Wert für die Randspaltgruppe 4 mit moderater Streuung. Auch in diesem System gab es in keiner Randspaltgruppe Ausreißerwerte.

4.2.3 Vergleich der CAD/CAM - Systeme innerhalb der Randspalttypen

4.2.3.1 Randspalttyp 1 – Hohlkehle

Deskriptive Statistik

	N	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung
Cercon_Typ1	20	,054751	,153127	,09478412	,025008916
Cerec_Typ1	20	,054514	,105551	,07950426	,013805953
etkon_Typ1	20	,027912	,060098	,04395294	,010315882

Tab. 5: statistische Auswertung Typ 1

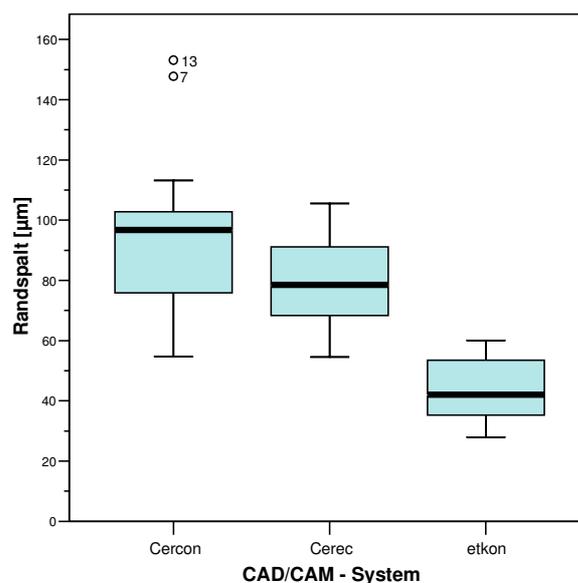


Abb. 89: Vergleich der CAD/CAM - Systeme innerhalb des Randspalttyps 1

Im Bereich der Hohlkehle wird deutlich, dass das Cercon®-System im Mittel den breitesten Randspalt mit 94,8 μm und einer Streuung von 25,0 aufweist, während die im etkon-System gefrästen Gerüste mit einem Mittelwert von 44,0 μm und einer Standardabweichung von 10,3 am besten anliegen. Die Cerec®-Brücken reihen sich dazwischen mit einem mittleren Randspalt von 79,5 μm und einer Streuung von 13,8 ein. Das Cercon®-System zeigt zu der höchsten Streuung als einziges System Ausreißerwerte um 150 μm .

4.2.3.2 Randspalttyp 2 – seitliche Flanken

Deskriptive Statistik

	N	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung
Cercon_Typ2	20	,084045	,194221	,10773011	,024118216
Cerec_Typ2	20	,034230	,074393	,05299158	,009632165
etkon_Typ2	20	,044604	,093737	,06901604	,013688568

Tab. 6: statistische Auswertung Typ 2

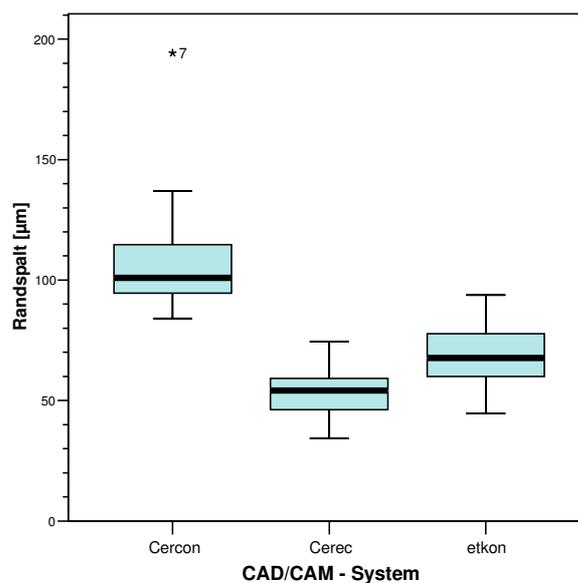


Abb. 90: Vergleich der CAD/CAM - Systeme innerhalb des Randspalttyps 2

Im Bereich der Pfeilerflanken liegt das System der Firma Sirona mit einem Mittelwert von 53,0 μm und einer kleinen Standardabweichung von 9,6 μm an der Spitze. Etwas schlechter passen hier die etkon Gerüste mit einem mittleren Randspalt von 69,0 μm bei einer Streuung von 13,7. Beim Cercon®-System findet sich auch in dieser Gruppe der weiteste Randspalt mit einem Mittelwert von 107,7 μm , einer Standardabweichung von 24,1 und einem Ausreißerwert von fast 200 μm .

4.2.3.3 Randspalttyp 3 – okklusales Relief

Deskriptive Statistik

	N	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung
Cercon_Typ3	20	,084267	,233286	,15514319	,031978197
Cerec_Typ3	20	,057390	,125479	,08805138	,017933765
etkon_Typ3	20	,051413	,102406	,07519706	,015451298

Tab. 7: statistische Auswertung Typ 3

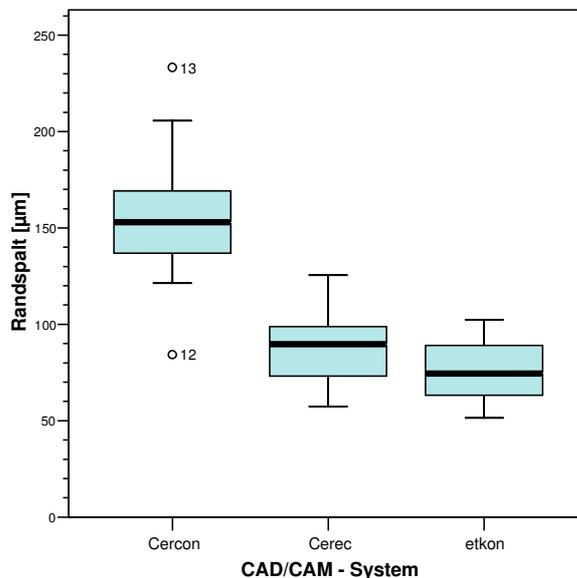


Abb. 91: Vergleich der CAD/CAM - Systeme innerhalb des Randspalttyps 3

Im okklusalen Bereich wiederum schneidet das System der Firma etkon mit einem niedrigen Mittelwert von 75,2 μm sowie einer Streuung von 15,5 am besten ab. Das Cerec®-System liegt nur wenig darüber mit einem mittleren okklusalen Randspalt von 88,1 μm bei einer Standardabweichung von 17,9. Neben einer hohen Standardabweichung von 32,0 liegt das Cercon®-Käppchen auch okklusal mit einem Mittelwert von 155,1 μm am schlechtesten an. Die weite Streuung der Werte verdeutlichen zwei Ausreißer im Bereich von ca. 85 μm und 235 μm .

4.2.3.4 Randspalttyp 4 – marginaler Spalt

Deskriptive Statistik

	N	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung
Cercon_Typ4	20	,043089	,110110	,08140582	,020328992
Cerec_Typ4	20	,025749	,093746	,05655593	,019590616
etkon_Typ4	20	,008422	,058207	,02911003	,014013595

Tab. 8: statistische Auswertung Typ 4

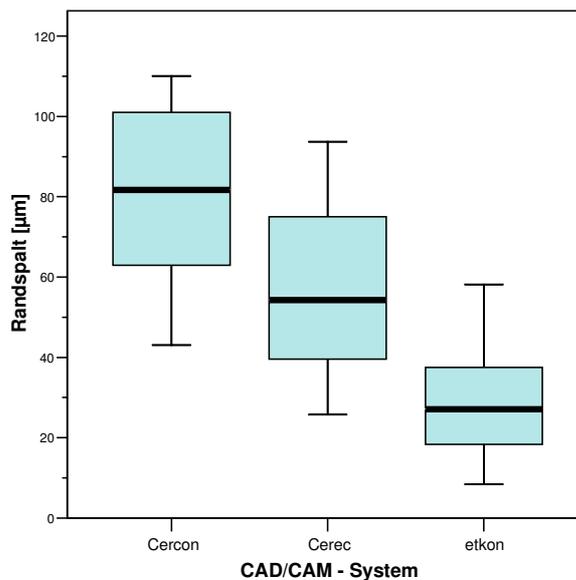


Abb. 92: Vergleich der CAD/CAM - Systeme innerhalb des Randspalttyps 4

Der entscheidende Randspalttyp 4, die marginale Passung der Gerüste, zeigt eine klare und harmonische Abstufung der drei untersuchten Systeme. Mit einem mittleren Randspalt von $81,4 \mu\text{m}$ und einer Streuung von $20,3$ passt auch hier das System der Firma DeguDent am schlechtesten. Die Cerec®-Gerüste zeigen einen Mittelwert von $56,6 \mu\text{m}$ bei einer Standardabweichung von $19,6$ und liegen damit um einiges besser an als Cercon®. Am besten allerdings passen die Kämpchen der Firma etkon, die im Mittel einen Randspalt von nur $29,1 \mu\text{m}$ bei einer niedrigen Streuung von $14,0$ aufweisen.

Interessant scheint die beinahe lineare Relation der drei Systeme bezogen auf die statistischen Mittelwerte (siehe Abb. 93). So lassen sich die mittleren marginalen Randspaltwerte näherungsweise mit einer Geraden beschreiben.

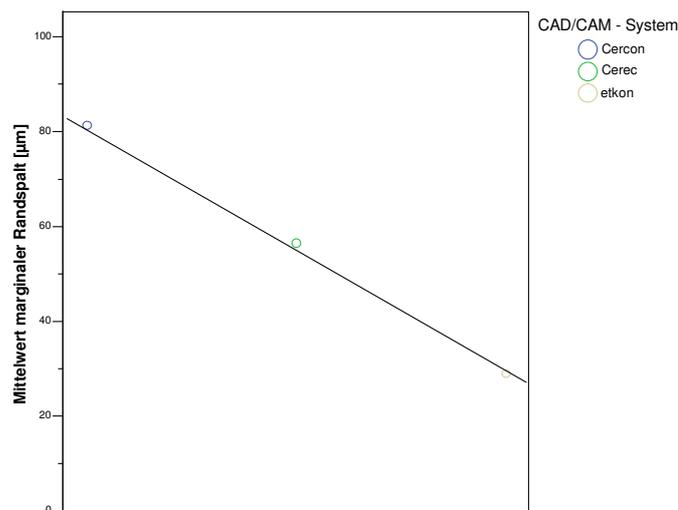


Abb. 93: Darstellung der Linearität der marginalen Randspaltmittelwerte der drei CAD/CAM - Systeme

4.2.4 Vergleich der Messwerte für Pfeilerzahl 45 und 47 innerhalb der CAD/CAM - Systeme

4.2.4.1 Überblick

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Cercon_45_Typ1	10	,058499	,147741	,09655827	,023796119
Cercon_45_Typ2	10	,086189	,194221	,11598425	,029363682
Cercon_45_Typ3	10	,131158	,176033	,15556799	,014076403
Cercon_45_Typ4	10	,043089	,107153	,08241989	,024605192
Cercon_47_Typ1	10	,054751	,153127	,09300998	,027333785
Cercon_47_Typ2	10	,084045	,136978	,09947597	,014641756
Cercon_47_Typ3	10	,084267	,233286	,15471840	,044275126
Cercon_47_Typ4	10	,059531	,110110	,08039176	,016271258
Cerec_45_Typ1	10	,054514	,102313	,07379499	,013742715
Cerec_45_Typ2	10	,043251	,074393	,05561081	,009443802
Cerec_45_Typ3	10	,057390	,109843	,08292064	,016957617
Cerec_45_Typ4	10	,025749	,075095	,04673191	,017868778
Cerec_47_Typ1	10	,067012	,105551	,08521354	,011878111
Cerec_47_Typ2	10	,034230	,062669	,05037235	,009562181
Cerec_47_Typ3	10	,064141	,125479	,09318213	,018245976
Cerec_47_Typ4	10	,039134	,093746	,06637995	,016627241
etkon_45_Typ1	10	,027912	,044627	,03557892	,004946363
etkon_45_Typ2	10	,051895	,087973	,06906707	,010733671
etkon_45_Typ3	10	,051413	,092801	,06883905	,012893100
etkon_45_Typ4	10	,008422	,034210	,02097618	,009215560
etkon_47_Typ1	10	,040859	,060098	,05232697	,006660393
etkon_47_Typ2	10	,044604	,093737	,06896501	,016743834
etkon_47_Typ3	10	,055135	,102406	,08155507	,015746376
etkon_47_Typ4	10	,018112	,058207	,03724387	,013514222

Tab. 9: statistische Auswertung mit Unterscheidung nach Pfeilerzahl im Überblick

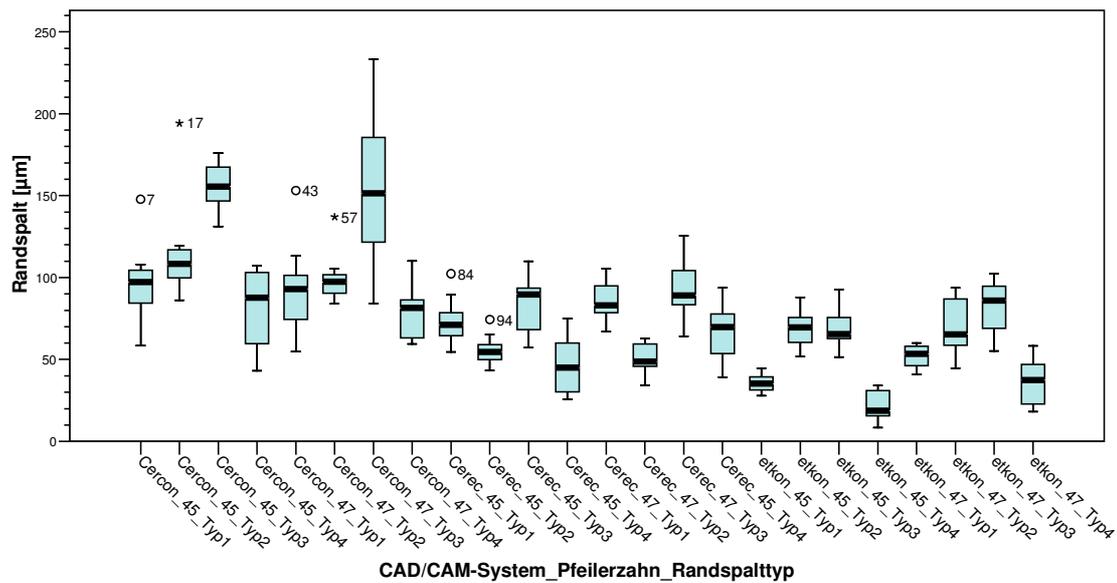


Abb. 94: Gesamtvergleich der Messwerte

Tabelle 9 zeigt die statistische Auswertung der in Pfeilerzähne getrennten Datenbank. Graphisch veranschaulicht in Abbildung 94 fällt die extrem hohe Streuung der Gruppe Cercon_47_Typ3 mit einer Standardabweichung von 44,3 auf, die auch den höchsten Mittelwert mit 154,7 μm liefert. Den niedrigsten Mittelwert findet man beim etkon-System in der Gruppe des marginalen Randspaltes am Pfeiler 45. Die niedrigste Streuung findet sich mit 4,9 in der Gruppe etkon_45_Typ1. Generell scheinen die Standardabweichungen im etkon-System niedriger als im Cerec®-System und diese wiederum niedriger als im Cercon®-System zu liegen. Die in 4.2.2 untersuchten Qualitätsabfolgen der vier Randspalttypen lassen sich unverändert in den drei Systemen wiederfinden und verändern sich somit auch bei Differenzierung in die beiden Pfeilerzähne nicht.

Um den Passungsvergleich an den verschiedenen Pfeilerzähnen übersichtlicher durchführen zu können, sollen nun nachfolgend die Systeme einzeln betrachtet werden.

4.2.4.2 Cercon®-System

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Cercon_45_Typ1	10	,058499	,147741	,09655827	,023796119
Cercon_45_Typ2	10	,086189	,194221	,11598425	,029363682
Cercon_45_Typ3	10	,131158	,176033	,15556799	,014076403
Cercon_45_Typ4	10	,043089	,107153	,08241989	,024605192
Cercon_47_Typ1	10	,054751	,153127	,09300998	,027333785
Cercon_47_Typ2	10	,084045	,136978	,09947597	,014641756
Cercon_47_Typ3	10	,084267	,233286	,15471840	,044275126
Cercon_47_Typ4	10	,059531	,110110	,08039176	,016271258

Tab. 10: statistische Auswertung mit Unterscheidung nach Pfeilerzahl im Cercon®-System

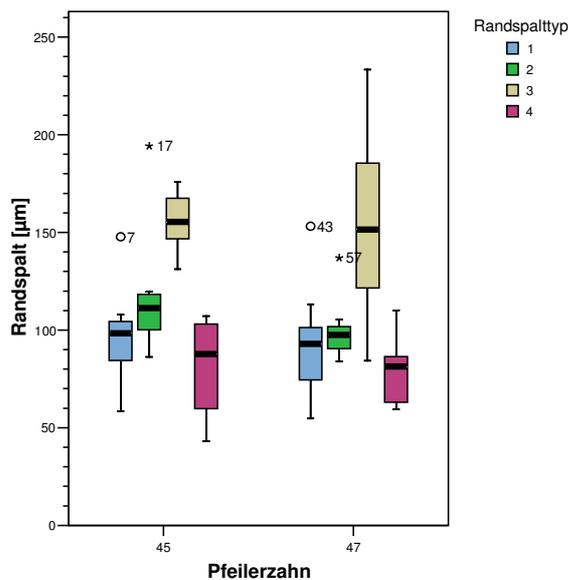


Abb. 95: Vergleich der Pfeilertypen im Cercon®-System

Der Vergleich der Pfeilerzähne im System der Firma DeguDent zeigt im Bereich der Hohlkehle beinahe Übereinstimmung mit einer Mittelwertdifferenz von ca. 3,5 µm und ähnlicher Streuung. Im Bereich der Flanken liegen die Kappchen am Molaren im Mittel um ca. 16,5 µm enger an und zeigen eine etwa halb so große Standardabweichung ($\Delta S=14,7$). Die Mittelwertdifferenz im okklusalen Bereich ist mit ca. 1 µm nahezu identisch, die Wertestreuung am Molaren allerdings mit einem Wert von 44,3 mehr als dreimal so hoch wie am Prämolaren ($p=0,043$). Am marginalen Randspalt passen die

distalen Pfeiler im Mittel um ca. 2 μm besser bei einer weitaus geringeren Streuung ($\Delta S=8,3$).

Zusammenfassend zeigen im Cercon®-System die Molarenkappchen im Mittel durchweg eine bessere Passung als die Pramolarenkappchen.

4.2.4.3 Cerec®-System

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Cerec_45_Typ1	10	,054514	,102313	,07379499	,013742715
Cerec_45_Typ2	10	,043251	,074393	,05561081	,009443802
Cerec_45_Typ3	10	,057390	,109843	,08292064	,016957617
Cerec_45_Typ4	10	,025749	,075095	,04673191	,017868778
Cerec_47_Typ1	10	,067012	,105551	,08521354	,011878111
Cerec_47_Typ2	10	,034230	,062669	,05037235	,009562181
Cerec_47_Typ3	10	,064141	,125479	,09318213	,018245976
Cerec_47_Typ4	10	,039134	,093746	,06637995	,016627241

Tab. 11: statistische Auswertung mit Unterscheidung nach Pfeilerzahn im Cerec®-System

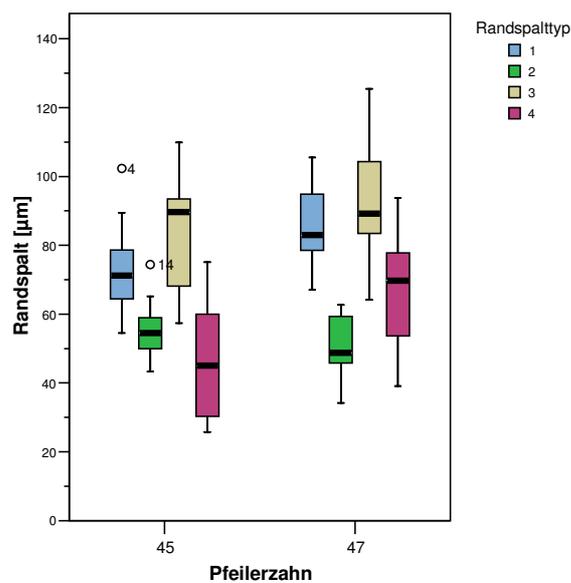


Abb. 96: Vergleich der Pfeilertypen im Cerec®-System

Im System der Firma Sirona zeigt das Prämolarenkämpchen im Bereich der Hohlkehle einen im Mittel um ca. 11,5 μm besseren Sitz als am Molaren bei einer vergleichbaren Streuung ($p=0,043$). Im Randspalstyp 2 findet man ein umgekehrtes Bild. Hier liegt der Mittelwertunterschied bei ca. 5 μm zugunsten des distalen Pfeilers; die Messwertstreuung beider Pfeiler ist annähernd gleich ($\Delta S=0,1$) und mit Werten um 9,5 sehr niedrig. Im Kauflächenbereich passt der Prämolare um ca. 10 μm besser als der Molar, während die Streuung vergleichbar hoch liegt. Der größte Unterschied zeigt sich am marginalen Randspalt. Hier sitzt das mesiale Kämpchen bei nahezu gleicher Standardabweichung um fast 20 μm besser als das distale ($p=0,019$).

Zusammenfassend für dieses System lässt sich feststellen, dass außer im Randspalstyp 2 die Prämolaren eine bessere Passung als die Molaren aufweisen.

4.2.4.4 etkon-System

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
etkon_45_Typ1	10	,027912	,044627	,03557892	,004946363
etkon_45_Typ2	10	,051895	,087973	,06906707	,010733671
etkon_45_Typ3	10	,051413	,092801	,06883905	,012893100
etkon_45_Typ4	10	,008422	,034210	,02097618	,009215560
etkon_47_Typ1	10	,040859	,060098	,05232697	,006660393
etkon_47_Typ2	10	,044604	,093737	,06896501	,016743834
etkon_47_Typ3	10	,055135	,102406	,08155507	,015746376
etkon_47_Typ4	10	,018112	,058207	,03724387	,013514222

Tab. 12: statistische Auswertung mit Unterscheidung nach Pfeilerzahn im System der Firma etkon

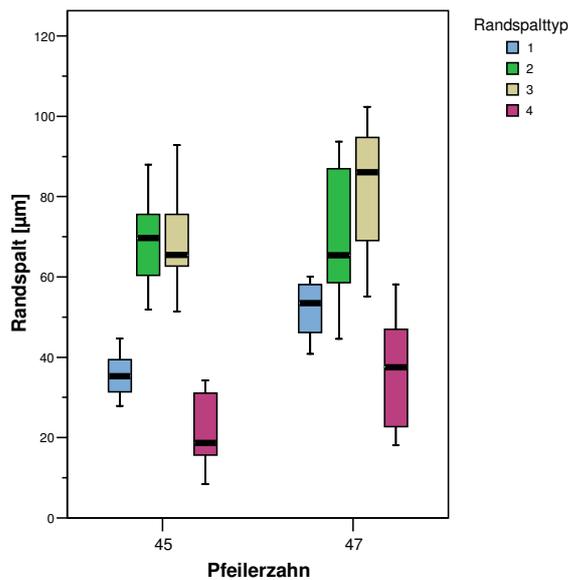


Abb. 97: Vergleich der Pfeilertypen im etkon-System

Im System der Firma etkon AG zeigt sich wieder eine bessere Passung am Prämolaren. So liegt am Zahn 45 im Bereich der Hohlkehle das Käppchen im Mittel um ca. 17 µm enger an ($p=0,000$). Die mit Werten um 5 extrem niedrige Streuung bei beiden Pfeilertypen liegt hier sogar noch niedriger als im Typ 3 des Cerec®-Systems. Die in der Auswertung ohne Unterscheidung nach Pfeilerzähnen beschriebenen höheren Streuungswerte für diese Gruppe erklären sich dadurch, dass die Mittelwerte hier stärker differieren als im Typ 3 des Cerec®-Systems und sich damit bei Zusammenfassung der Pfeilertypen die Streuung verstärkt. Im Bereich der Flanken liegen die Mittelwerte nahezu identisch bei Werten um 69 µm, lediglich die Standardabweichung liegt am distalen Pfeiler etwas höher ($\Delta S=6,0$). Im Kauflächenbereich liegt das Prämolarenkäppchen um 12,7 µm enger an als das des Molaren. Die Standardabweichung differiert nur wenig ($\Delta S=2,9$) zugunsten des mesialen Pfeilers. Auch direkt an der Präparationsgrenze passt das Gerüst am vorderen Pfeiler besser. Im Vergleich zum Zahn 47 liegt es um 16,3 µm dichter am Stumpf an ($p=0,005$). Auch die Streuung ist geringer, unterscheidet sich aber nicht erheblich ($\Delta S=4,3$).

In der Zusammenfassung für das etkon-System liegen im Schnitt die Gerüste am mesialen Pfeiler durchweg besser an, ausgenommen im Randspalttyp 2, der nahezu identische Mittelwerte liefert.

4.2.5 Vergleich der Aufpasszeiten

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Cercon	10	21,00	61,00	34,0000	12,94433
Cerec	10	12,00	37,00	20,0000	7,11805
etkon	10	3,00	12,00	6,9000	2,60128

Tab. 13: statistische Auswertung der Aufpasszeiten

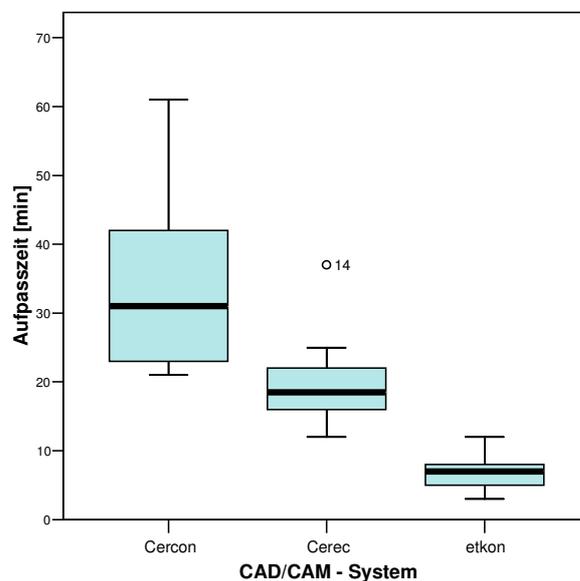


Abb. 98: Vergleich der Aufpasszeiten

Bei Betrachtung der Aufpasszeiten lässt sich feststellen, dass mit im Schnitt 6,9 min die Gerüste des etkon-Systems am schnellsten aufgepasst waren. Länger wurde für die Anpassung der Cerec®-Gerüste gebraucht (20 min), während die Brücken des Cercon®-Systems mit mittleren 34 min die längste Arbeitszeit beanspruchten. Die ermittelten Standardabweichungen zeigen eine sehr hohe Streuung beim System der Firma DeguDent (12,9) und eine sehr niedrige beim etkon-System (2,6). Mit einem Wert von 7,1 reiht sich die Fräsmaschine der Firma Sirona auch hier in der Mitte ein. Ähnlich wie bei den marginalen Randspalten lohnt sich eine Betrachtung der Linearität der mittleren Aufpasszeiten (siehe Abb. 99). Sie lassen sich annäherungsweise mit einer Geraden beschreiben.

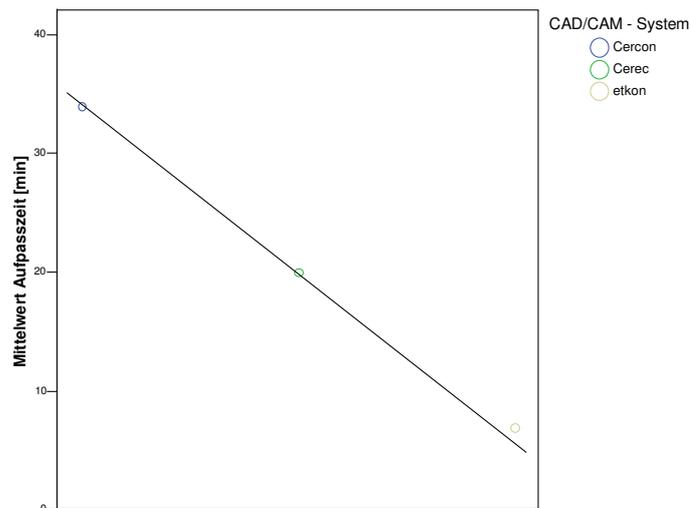


Abb. 99: Darstellung der Linearität der mittleren Aufpasszeit der drei CAD/CAM - Systeme

4.2.6 Vergleich der marginalen Randspaltwerte in Relation zur Aufpasszeit

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Cercon	Aufpasszeit [min]	48	22	42	34	27	23	61	21	34	28
	Marginaler Randspalt [µm]	95,183	82,292	94,307	61,218	53,838	64,724	103,048	89,187	79,257	91,004
Cerec	Aufpasszeit [min]	22	16	21	37	18	14	12	19	16	25
	Marginaler Randspalt [µm]	41,982	59,533	50,352	84,420	58,739	52,480	36,481	51,924	55,248	74,401
etkon	Aufpasszeit [min]	9	12	8	4	5	3	6	7	8	7
	Marginaler Randspalt [µm]	40,072	37,411	36,919	28,994	30,134	41,107	16,437	13,267	19,621	27,139

Tab. 14: Aufpasszeit und marginaler Randspalt für alle 30 Brückengerüste

	Mittelwert marginaler Randspalt [μm]	Mittelwert Aufpasszeit [min]
Cercon	81,406	34
Cerec	56,556	20
etkon	29,110	6,9

Tab. 15: Mittelwerte für den marginalen Randspalt und die Aufpasszeiten der drei Systeme

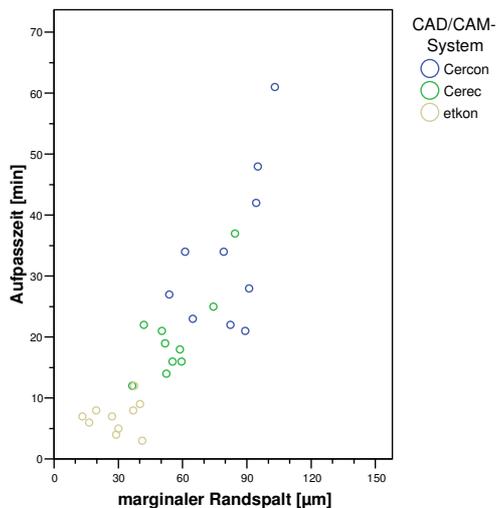


Abb. 100: Darstellung der Aufpasszeiten im Verhältnis zum marginalen Randspalt

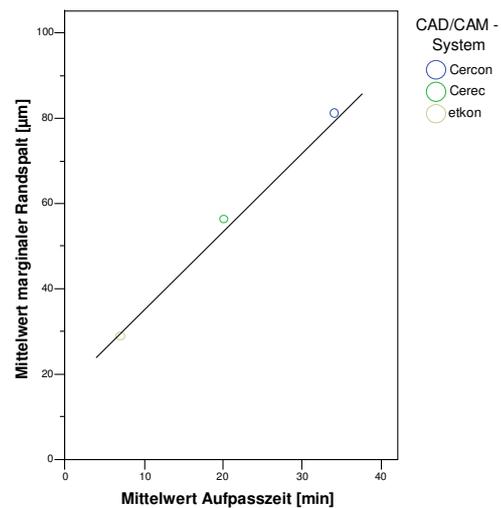


Abb. 101: Darstellung der linearen Relation der mittleren Aufpasszeit zum mittleren marginalen Randspalt

Die in Tabelle 14 zusammengefassten marginalen Randspaltwerte und Aufpasszeiten für alle 30 Brückengerüste wurden in der Abbildung 100 in einem Streudiagramm gegeneinander aufgetragen. Man erkennt einen Zusammenhang zwischen Aufpassdauer und Passung in allen drei Systemen, da sich die eingezeichneten Werte entlang einer Ursprungsgeraden kumulieren. Dies lässt auf eine gewisse Proportionalität zwischen Aufpasszeit und Randschluss schließen. Allgemein gesprochen passt ein Brückengerüst, das länger aufpasst werden musste, schlechter als ein Gerüst, das kürzer bearbeitet wurde. Dies zeigt sich in allen drei CAD/CAM-Systeme, wobei eine klare Qualitätstrennung sichtbar wird. Die drei Systeme teilen sich mit gewissen Überschneidungen so auf, dass im Bereich der besten Passung und der niedrigsten Aufpasszeit das etkon-System zu finden ist. Am nächstbesten mit mittleren Werten für

marginalen Randspalt und Bearbeitungsdauer liegt das Cerec®-System. Die schlechteste Passung bei der längsten Aufpassdauer ergibt sich beim Cercon®-System. In Abbildung 101 sind die Mittelwerte für marginalen Randspalt und Aufpasszeit aus Tabelle 15 gegeneinander aufgetragen worden. Da die Relationspunkte für die drei Systeme auf einer Geraden zu liegen kommen, unterstützt diese Graphik noch einmal den linearen Zusammenhang zwischen Passung und Aufpassdauer, der sich schon in Abbildung 99 abzeichnet.

4.2.7 Statistische Tests

4.2.7.1 Parameterfreier U-Test nach Mann und Whitney für CAD/CAM - Systeme

System I	System II	Randspalttyp	N	Mann-Whitney-U	Z	Exakte Signifikanz
Cercon	Cerec	Typ1	40	117,00	-2,245	0,024
		Typ2	40	0,00	-5,410	0,000
		Typ3	40	14,00	-5,031	0,000
		Typ4	40	73,00	-3,435	0,000
Cercon	etkon	Typ1	40	5,00	-5,275	0,000
		Typ2	40	13,00	-5,058	0,000
		Typ3	40	6,00	-5,248	0,000
		Typ4	40	6,00	-5,248	0,000
Cerec	etkon	Typ1	40	4,00	-5,302	0,000
		Typ2	40	64,00	-3,679	0,000
		Typ3	40	117,00	-2,245	0,024
		Typ4	40	54,00	-3,949	0,000

Tab. 16: Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich der CAD/CAM - Systeme

Im Vergleich der CAD/CAM-Systeme zeigt der parameterfreie U-Test nach Mann und Whitney folgende Ergebnisse: nur beim Vergleich Cercon® mit Cerec® im Hohlkehlenbereich sowie Cerec® mit etkon im Kauflächenbereich liegt der signifikante Unterschied nicht so hoch ($p=0,024$); ansonsten sind die Messwerte in nahezu allen Randspalttypen höchst signifikant unterschiedlich ($p=0,000$).

4.2.7.2 Parameterfreier U-Test nach Mann und Whitney für Pfeilerzähne

Peilerzahn I	Pfeilerzahn II	Randspalttyp	N	Mann-Whitney-U	Z	Exakte Signifikanz
Circon_45	Circon_47	Typ1	20	44,00	-0,454	0,684
		Typ2	20	23,00	-2,041	0,043
		Typ3	20	46,00	-0,302	0,796
		Typ4	20	46,00	-0,302	0,796
Cerec_45	Cerec_47	Typ1	20	23,00	-2,041	0,043
		Typ2	20	40,00	-0,756	0,481
		Typ3	20	37,00	-0,983	0,353
		Typ4	20	19,00	-2,343	0,019
etkon_45	etkon_47	Typ1	20	2,00	-3,628	0,000
		Typ2	20	47,00	-0,227	0,853
		Typ3	20	25,00	-1,890	0,063
		Typ4	20	14,00	-2,721	0,005

Tab. 17: Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich der Pfeilerzähne

Beim Vergleich der Pfeilerzähne zeigt sich im Randspalttyp 2 des Cercon®-Systems ein signifikanter Unterschied zwischen Prämolare und Molare ($p=0,043$). Im Cerec®-System ist der Randspalt an Hohlkehle ($p=0,043$) und marginalem Rand ($p=0,019$) für die beiden Ankerzähne signifikant unterschiedlich. In denselben Randspaltbereichen zeigt das System der Firma etkon hoch signifikant unterschiedliche Werte für den Pfeilervergleich ($p=0,000$ bzw. $0,005$).

In den restlichen Gruppen zeigen sich keine signifikanten Unterschiede bei getrennter Betrachtung der Pfeilerköpchen.

4.2.7.3 Parameterfreier U-Test nach Mann und Whitney für Aufpasszeiten

System I	System II	N	Mann-Whitney-U	Z	Exakte Signifikanz
Cercon	Cerec	20	12,00	-2,877	0,003
Cercon	etkon	20	0,000	-3,784	0,000
Cerec	etkon	20	0,500	-3,747	0,000

Tab. 18: Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich der Aufpasszeiten

Die Interpretation des parameterfreien U-Test nach Mann und Whitney zum Vergleich der Aufpasszeiten zeigt in allen Kombinationen höchst signifikante Unterschiede ($p < 0,003$).

5 Diskussion

5.1 In-vitro-Untersuchung

Zur Untersuchung der marginalen und inneren Passgenauigkeit von Zahnersatz, die aus neu entwickelten Materialien oder mit innovativen Produktionsmethoden hergestellt worden sind, werden in der Zahnheilkunde den In-vivo-Studien meist In-vitro-Untersuchungen vorgezogen, da diese eine bessere Quantifizierbarkeit der Messergebnisse und Vergleichbarkeit untereinander ermöglichen [1, 54, 83]. Um aber die Ergebnisse der einzelnen Versuchsaufbauten tatsächlich vergleichen zu können, dürfen diese nicht voneinander abweichen, sondern sollten standardisiert ablaufen. Allerdings lassen sich zum Randspalt- und Passgenauigkeitsverhalten eine Vielzahl unterschiedlicher In-vitro-Untersuchungen in der Literatur finden, so dass ein sinnvoller Vergleich kaum möglich erscheint [22, 25, 92, 211].

Damit die Resultate einer In-vitro-Untersuchung auf die klinische Situation übertragen werden können, sollten die Bedingungen möglichst praxisnah sein. Dabei muss berücksichtigt werden, dass alle Versuchsaufbauten lediglich eine gewisse technisch erreichbare Annäherung an die tatsächlichen klinischen Bedingungen sind und somit niemals ohne kritische Wertung auf die Praxis übertragen werden dürfen [52, 54].

5.2 Material und Methode

In der vorliegenden Arbeit wurden marginale und interne Passung von dreigliedrigen Zirkonoxidbrückengerüsten, die in drei verschiedenen CAD/CAM- beziehungsweise CAM-Systemen (Cercon® smart ceramics, Cerec® inLab, etkon) gefräst wurden, anhand von Schnitten lichtmikroskopisch untersucht und ausgewertet.

Das Präparationsmodell wurde aus in Kunststoff eingebetteten Frasacozähnen 45 und 47 hergestellt. Durch die Übertragung der relativen Position der Pfeilerzähne aus dem passenden Frasaco-Modell, für das durchschnittliche Zahn- und Kiefergrößen als Vorlage dienten, konnte eine möglichst kliniknahe Situation eines fehlenden unteren ersten Molaren geschaffen werden.

Als Präparationsform für vollkeramische Kronen werden in der Literatur von den meisten Autoren die Stufe mit abgerundeter Innenkante oder die ausgeprägte Hohlkehle zur Wahl gestellt [130, 176]. Die Meinungen über das Ausmaß des zirkulären Substanzabtrages bei Vollkeramiken variieren mit Werten zwischen 0,8-1,5 mm; für die okklusale Reduktion scheint ein Spielraum zwischen 1,5-2 mm möglich [17, 43, 101, 143, 149, 157, 167, 173, 191, 196, 211, 215]. Untersuchungen zum Vergleich der Bruchfestigkeit der Versorgungen ergaben für die ausgeprägte Hohlkehle und die abgerundete Stufe mit 0,8 mm beziehungsweise 1,2 mm keine signifikanten Unterschiede [139]. Vielmehr konnten bei weit größeren Präparationsstärken eher erniedrigte überkritische Bruchfestigkeiten beobachtet werden, die vermutlich aus der Schwächung des Reststumpfes und der damit verbundenen Flexibilitätszunahme sowie der statistischen Erhöhung der versagensauslösenden Gefügefehler resultieren, so dass bei zervikal kleiner dimensionierten Kronen eine höhere Materialsicherheit zu vermuten ist [42]. Da folglich wohl kein Festigkeitsvorteil durch die Schulterpräparation mit massiver zirkulärer Reduktion erzielt werden kann, wurde in der vorliegenden Arbeit die ausgeprägte Hohlkehle mit 1,2 mm Abtrag favorisiert, da diese den besten Kompromiss für einen eindeutig erkennbaren Präparationsrand und gutes Randschlussverhalten darstellt. Okklusal wurden 2 mm reduziert. Eine wissenschaftliche Studie von *Lenz* zeigt, dass auch der gleichmäßige Substanzabtrag für vollkeramische Versorgungen entscheidend ist, da die Sinterkontraktionen an Stellen überwiegender Masseanteile erhöht sind und somit Dimensionsänderungen im Objekt resultieren können [115]. Durch Dickenmessung von Provisorien, die während der Präparationsphase hergestellt wurden, konnte dies gewährleistet werden. Zusätzlich wurden Fehler bei der Einhaltung der Reduktionsvorgaben dadurch relativiert, dass bei der Herstellung der Gerüste ohnehin eine gleichmäßige Restorationsdicke erzeugt wurde.

Die Stumpfhöhe, die 4 mm nicht unterschreiten sollte, betrug 6 mm. Gemäß Literaturangaben wird ein Präparationswinkel $\alpha/2$ von 3-5° gefordert [17, 43, 101, 130, 143, 149, 152, 157, 161, 173, 191, 196, 211, 215]. Klinisch ist das exakte Einhalten dieses Winkels über alle Flächen beider Brückenanker technisch nicht möglich, so dass die unter dem Parallelometer hergestellte Präparation mit dem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° als Idealsituation gesehen werden muss. Generell stellt das erzeugte Präparationsmodell eine Optimalvoraussetzung für alle weiteren Schritte dar, so dass einerseits die Passung der hergestellten Brückengerüste möglichst nur durch die

unterschiedlichen Herstellungsverfahren beeinflusst und somit der Vergleich der verschiedenen Systeme möglich wurde, und andererseits ein Übertragen der Ergebnisse auf die klinische Situation mit Vorsicht durchgeführt werden muss.

Die Modellherstellung erfolgte über die Doublierung des Präparationsmodells mit Hilfe von Doubliermasse und ersetzt damit die klinische Abformung mit einem Präzisionsabformmaterial. Hier entstehen in praxi zwangsläufig Fehler durch die Abbindekontraktion des Abformmaterials, die Abbindeexpansion des Modellgipses, durch Oberflächenveränderungen bei der Desinfektion oder eingeschränkte Rückstellfähigkeit der Abformung vor dem Ausgießen. Dadurch, dass im Versuchsaufbau die hergestellten Gerüste direkt auf den entsprechenden Meistermodellen vermessen werden, können diese Fehler grundsätzlich nicht entstehen, so dass die Werte im Vergleich zur klinischen Vorgehensweise wohl minimal besser ausfallen müssen. So fanden *Kappert et Altvater* für In-Ceram® Brücken einen Passungsunterschied zwischen Meistermodell und Patientenmodell von ca. 20 µm [92]. Vermutlich fällt diese Diskrepanz allerdings klinisch nicht so stark ins Gewicht, da die zahntechnische Herstellung meist so mit den zahnärztlichen Abformabläufen eingespielt ist, dass sich eine gewisse Aufhebung entstehender Fehler ergibt und das Ergebnis einen geringeren absoluten Fehler zeigt.

Für die Herstellung der Meistermodelle kam ein kunststoffverstärkter Superhartgips zum Einsatz. In vergleichbaren Studien wurde hierfür auch Epoxidharz verwendet [13]. Der kunststoffverstärkte Superhartgips erlangt eine Druckfestigkeit von 76 MPa und ist damit weniger abrasionsfest als Epoxidharz.

Die Gerüsterstellung für die drei verschiedenen Systeme bringt auch Unterschiede im Versuchsablauf mit sich. So mussten für das Cercon®-System eine Isolationsschicht mit Stumpfhärter und, wie vom Hersteller empfohlen, mehrere Distanzlackschichten auf die Stümpfe aufgebracht werden, bevor die Modellation der Brücke in Wachs möglich war. Das Ergebnis eines Vortests, in dem Brückengerüste hergestellt wurden, die unterschiedlich oft gelackt worden waren, und deren Passungsergebnisse vor und nach der Aufpassung verglichen wurden, ergab eine Lackstrategie, die als bester Kompromiss zwischen Primärpassung und Endpassung erschien. Hierbei wurde der gesamte Stumpf bis zum Bereich der stärksten Krümmung an der Hohlkehle zweimal überzogen und einmal zusätzlich der okklusale Bereich einschließlich des Übergangs in die Flanken. Die Stärke einer Schicht Distanzlack liegt bei ca. 10 µm, so dass eine insgesamt Dicke von 20 µm bis 30 µm die Stümpfe überzog. Diese ist allerdings sehr

schwer messbar und trägt zu einer Vergrößerung der Zementfuge bei, da sie nach Herstellung des Gerüsts und vor dem Aufpassen durch Dampfstrahlen wieder entfernt wurde. Eine Modellation ohne Distanzlack ergab viel zu enge Restaurationen, die extrem lange aufgepasst werden mussten und eine nur schlechte Endpassung erreichten [2].

Die Modelle der Charge des Cerec®-Systems mussten vor dem Scannvorgang mit dem von Sirona empfohlenen Scanpuder überzogen werden, da ein eindeutiger Qualitätsunterschied zwischen den unterschiedlichen Scanbildern sichtbar wurde. Die Schichtdicke des Puders lag nach Herstellerangaben bei korrekter Anwendung im Bereich weniger Mikrometer, um die das Gerüst weiter wurde. Er wurde vor dem Aufpassen durch kurzes Dampfstrahlen entfernt.

Der Scanner der Firma etkon fordert nach der Scannung des Präparationsmodells im Ganzen einen zusätzlichen zirkulären Scannvorgang der einzelnen Pfeiler. Im klinischen Ablauf werden also zusätzlich die Einzelstümpfe des Sägemodells abgetastet. Im Studienablauf ist allerdings gewünscht, einen Fehler, der durch Sägen oder spätere Auslenkung von Segmenten eines Sägemodells entstehen kann, auszuschließen; es sollten also ungesägte Meistermodelle verwendet werden. Somit war es nötig, ein zusätzliches Einzelstumpfmodell der etkon-Charge herzustellen, um damit die Einzelstumpfabtastung durchzuführen. Mit Hilfe des Scanners es1 konnten Stümpfe von verschiedenen Meistermodellen mit den Einzelstümpfen verglichen werden und der maximale Fehler belief sich auf ca. 10 µm. Diese Ungenauigkeit schien für den Versuchsaufbau tolerabel, muss aber bei der Ergebnisdiskussion beachtet werden.

Die Gerüste wurden nicht verblendet, da in verschiedenen Studien nachgewiesen wurde, dass dadurch die innere Passgenauigkeit und der Randschluss nachträglich nicht beeinflusst werden [58, 147, 211].

Beim Aufpassen der Restaurationen war ein druckloses Aufsetzen beim Anzeichnen der Störstellen wichtig, da der kunststoffverstärkte Superhartgips durch zu starke Bearbeitung abradiert hätte werden können. So könnte das Modell ungewollt an das Gerüst angepasst und der Wert für die Aufpasszeit und Passgenauigkeit verfälscht worden sein. Da in der Charge der Cercon®-Meistermodelle die Pfeilerzähne mit Stumpfhärter bearbeitet wurden, besteht die Möglichkeit, dass hier in der Aufpassphase weniger Abrasion des Gipsmodells stattfand und sich die Aufpassdauer dadurch minimal erhöhte. Infolgedessen könnte die Passung im Vergleich zu den anderen zwei Systemen minimal schlechter ausgefallen sein.

Die Zementierung der Brückengerüste auf ihren Meistermodellen hat für die Untersuchung des marginalen Randspalts und der inneren Passgenauigkeit eine große Bedeutung. Denn durch die Verdrängung des Zements beim Aufsetzen der Restauration kommt es zu einer Vergrößerung des Randspaltes, die selbst bei idealen Voraussetzungen mit niedrigviskösem Zement und nicht zu steilen Präparationswänden eine Erhöhung der Messwerte um mindestens 20 μm zur Folge hat [153]. Bei gefrästen Gerüsten allerdings bewirken die Treppen und Stufenbildungen auf der Innenseite eine Verkleinerung dieser Zementspaltfuge, da der Zement teilweise sehr stark verdrängt wird. Es wurde darauf geachtet, die Brücken vor dem Aufsetzen nicht zu überfüllen, da dadurch die Zementspaltdicke weiter ansteigen kann [90]. Die Belastung in einer standardisierten Apparatur mit einem Gewicht von 50 N stellt klinisch erreichbare Bedingungen dar und gewährleistet die Ausübung eines reproduzierbaren, für alle Modelle einheitlichen Zementierdruckes, der einen möglichst dünnen Zementspalt erzeugen soll.

Für die Herstellung der Schnitte war es wichtig, die Probenblöcke in korrekter Ausrichtung in die Trennmaschine einzuspannen. Damit der tatsächliche Randspalt auf der Schnittprobe vermessen wurde, durften die Pfeiler nur parallel zu ihrer Längsachse getroffen werden und der Schnittverlauf musste genau durch ihre Mitte gehen. Ein exzentrisch geführter Schnitt würde den Randspalt nicht senkrecht zur Stumpfoberfläche darstellen, sondern in einem Winkel zu ihr, woraus ein erhöhter Messwert resultieren könnte. Da die Proben in Gips eingebettet wurden, um ein Spannungspotenzial zwischen verschiedenen Werkstoffen zu vermeiden, war dies zusätzlich erschwert und exakte Anzeichnungen mussten vor Einbettung die genauen Trennebenen vorgeben. Keine der Proben schien allerdings falsch getroffen worden zu sein, obgleich kleinere Verzerrungen wahrscheinlich sind. Zusätzlich besitzt die Trennscheibe eine gewisse Eigendicke, die einerseits den Schnitt leicht exzentrisch, andererseits aber die beiden Schnittflächen zu eigenständigen Proben mit getrennten Werten machen. Es gibt Studien, bei denen der marginale Randspalt nicht durch das Vermessen von Schnitten, sondern durch die direkte Aufsicht bestimmt wird. Dadurch umgeht man die oben beschriebene Schnittproblematik und erhält wesentlich mehr Werte des marginalen Randspalts über die gesamte Zirkumferenz, während bei Schnittproben immer nur Stichproben des Randes zu sehen sind. Allerdings ist der Randspalt wegen Zementüberschüssen oft nicht messbar und die innere Passung, die gerade bei CAD/CAM gefertigtem Zahnersatz von Interesse ist, findet überhaupt keine

Beachtung. Der Verlauf des Zementspaltes in seiner Gesamtheit ist somit nur durch Schnittuntersuchungen möglich [2, 57].

Die Vermessung erfolgte am Lichtmikroskop in zweihundert- und fünfzigfacher Vergrößerung. Die niedrigere Auflösung wurde nur dann gewählt, wenn die Ausdehnung eines Randspalttyps nicht auf ein Bild passte. Dadurch wurde gewährleistet, dass keine Bereiche mehrmals vermessen wurden und das Ergebnis eine Verfälschung erfuhr. Um Verzerrungen der Randspaltregion zu vermeiden, wurde darauf geachtet, eine möglichst senkrechte Aufsicht auf die Schnitte zu bekommen, indem das gesamte Bild in die Ebene der größten Schärfe eingestellt wurde. Die quantitative Analyse machte eine Kalibrierung des Vermessungsprogramms nötig, da das Lichtmikroskop keinen Skalierungsbalken einblendet. Stattdessen wurde die Aufnahme eines Skalierungsobjektträgers ausreichend oft vermessen und die gewonnene Eichung sämtlichen Probenvermessungen zugrunde gelegt. Die Vermessung durfte folglich nur von einem Untersucher bestimmter Sehschärfe durchgeführt werden. Mögliche Fehlerquellen sind technische Fehlerwerte der Linsensysteme, Rundungsfehler bei der Eichung, unterschiedliche Einstellungen der Schärfenebene des Skalierungsobjektträgers und der Proben, nichtsenkrechte Ausrichtung der Probenoberfläche und Höhenunterschiede der Probe durch unsaubere Schnittführung der Trennscheibe an Übergängen unterschiedlich dichter Medien.

Die quantitative Vermessung wurde durchgeführt, indem mehrere Punkte in gleichmäßigem Abstand entlang der Randspaltgrenzen gesetzt wurden. Durch Fällung von Loten, ausgehend von einem Punkt auf die Strecke zweier Punkte der Spaltgegenseite, konnte die Dicke des Spaltes an einer Stelle gemessen werden. Somit erhielt man viele Abstandswerte zur Beschreibung des Randspaltes über eine bestimmte Länge. Abweichungen von den Randspaltgrenzen durch fehlerhaftes Einzeichnen der Punkte oder ungenaue Darstellung auf den Schnittbildern könnten zu ungenauen Messwerten führen. Die Einhaltung eines gleichmäßigen Abstandes war entscheidend, damit nicht Randspaltzonen eines Randspalttyps einer Probe unterschiedliche Gewichtung erhielten. Die Gefahr, dass einzelne Proben durch unterschiedliche Messpunktabstände mehr Messwerte lieferten und dadurch eine unrepräsentative Verschiebung erfolgte, wurde dadurch umgangen, dass eine Mittelwertberechnung für die Randspalttypen der einzelnen Proben der gesamten Auswertung vorgeschaltet wurde. Eine unterschiedliche Menge an Messwerten für die drei Systeme, die technisch nicht vermeidbar ist, führt somit zu einem vernachlässigbaren Fehler.

Die Genauigkeit der Messungen, die darstellt, wie weit ein gemessener Wert vom tatsächlichen Wert abweicht, ist schwer zu beurteilen und hängt neben den bereits beschriebenen Fehlerquellen stark von der Präzision der Messung ab. Letztere fragt danach, ob wiederholte Messungen den gleichen Wert liefern - wie groß also die Verlässlichkeit der Messung ist. Nach *Grotten* gilt die vertikale, äußere Randspalthöhe - in der vorliegenden Arbeit der Randspalttyp 4 (marginaler Randspalt) - mit einer Präzision von $\pm 10 \mu\text{m}$ als verlässlich und ist nach einer Einübungsphase unabhängig davon, ob ein Spezialist oder Laie misst [57].

5.3 Ergebnisse

Das Ziel der Untersuchung lag darin, einen Vergleich der drei Fertigungssysteme für vollkeramische Brückengerüste bezüglich der marginalen und internen Passung sowie der Aufpassdauer zu ermöglichen. Weiterhin sollten absolute Aussagen über die klinische Anwendbarkeit der einzelnen Systeme möglich sein.

Von den meisten Autoren werden heutzutage marginale Randspaltwerte zwischen $50 \mu\text{m}$ bis $100 \mu\text{m}$ als klinisch tolerabel angesehen, wobei sich aus einer Studie von *McLean* und *von Fraunhofer* $120 \mu\text{m}$ als maximale vertretbare Größe ergibt [14, 34, 37, 54, 92, 106, 126, 134, 166, 178, 187, 211, 213]. Mit durchschnittlichen marginalen Randspaltwerten von $29,1 \mu\text{m}$ bei etkon, $56,6 \mu\text{m}$ bei Cerec® und $81,4 \mu\text{m}$ bei Cercon® liegen die drei Systeme eindeutig im klinisch tolerablen Bereich. Selbst die Maximalwerte bis $110,1 \mu\text{m}$ können noch akzeptiert werden. Allerdings gilt hier zu beachten, dass vor der Berechnung der Mittelwerte der einzelnen Proben eigentlich noch höhere Werte als Maximalwerte vorlagen, die zumindest beim Cercon®-System den tolerablen Bereich leicht übersteigen (siehe Tabelle 19 Anhang).

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 $88 \mu\text{m}$ [119]. In einer Studie von *Beuer et al.* über das Cercon®-System liegen für aufgepasste Kronengerüste mit Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° ein mittlerer marginaler Randspaltwert von $49,9 \mu\text{m}$ vor [13]. In einer Studie zu Alumina®- und Zirconia®-Brücken des DCS Precident-Systems konnten *Tinschert et al.* für die Restaurationen mit marginalen Randspalten zwischen $42,9 \mu\text{m}$ bis $46,3 \mu\text{m}$

feststellen, dass die klinischen Voraussetzungen für eine ausreichende Passung erfüllt sind [211]. In weiteren Studien ergaben sich für In-Ceram®- und IPS Empress-Kronen mittlere Randspalten zwischen 63 µm und 131 µm [25, 178, 197]. *Suttor et al.* geben für das LAVA®-System, das wie die drei untersuchten Systeme mit vorgesinternten Grünkörpern arbeitet, eine Passgenauigkeit am Randbereich zwischen 50 µm und 100 µm an [199]. Eine in den Labors der Station für Zahnfarbene- und Computer-Restaurationen durchgeführte In-vitro Untersuchung durch *Le Tran* von 2003 ergab für dreigliedrige, aus Zirkonoxid hergestellte Brückengerüste mit dem Cercon®-System mittlere marginale Randspaltwerte von 119,9 µm für Stufen- und 124,1 µm für Hohlkehlpräparation. Bei Verwendung des Cerec®-Systems reduzierten sich die Werte auf 52,9 µm bei Anlegen einer Stufe und 71,1 µm bei Schleifen einer Hohlkehle. Damit schneidet diese Studie minimal (ca. 15-30 µm) schlechter als die vorliegende Arbeit ab, zeigt aber die gleiche Tendenz. Die mittleren Aufpasszeiten stoppte *Le Tran* mit ca. 31 min für Cercon® und 16 min für Cerec® und benötigte also für beide Systeme ca. 3-4 min kürzer [78].

Somit liegt die vorliegende Untersuchung mit realistischen Werten innerhalb der in der Literatur gefundenen Grenzen und erhält Aussagekraft.

5.3.1 Cercon®-System

Die Gerüste des Cercon®-Systems liegen im Bereich der Hohlkehle (94,8 µm) und des marginalen Spaltes (81,4 µm) am besten an. Im Flankenbereich finden sich höhere mittlere Fugenbreiten (107,7 µm) und am okklusalen Anteil stehen die Käppchen am weitesten ab (155,1 µm). Die hohe Streuung der Messwerte ($\Delta S=20,3-32,0$) deutet auf eine wenig konstante Endpassung der Gerüste hin. Die langen, stark gestreuten Aufpasszeiten (21 min - 61 min) weisen auf eine stark unterschiedliche Primärpassung hin, die auch subjektiv bei der Untersuchung festgestellt werden konnte. Ein Vergleich der Aufpasszeiten mit den marginalen Randspaltwerten für die einzelnen Proben zeigt, dass je länger eine Restauration aufgepasst werden musste, desto schlechter ihr Randschluss am Ende war. Eine Verbesserung der Randspaltwerte bei fortgeführter Aufpassung ist folglich sehr fraglich. Offenbar lassen sich nur kleinere Störstellen beseitigen; grobe Diskrepanzen initial schlecht passender Gerüste sind auch durch extrem langes Aufpassen nicht beseitigbar. Zudem können die gemittelten Fugenbreiten

nicht genau wiedergeben, was bei Betrachtung der Schnitte zu beobachten war. So konnten am Übergang der okklusalen Bereiche in die Flanken an der Stelle der stärksten Krümmung meist extrem niedrige Randspaltwerte gefunden werden, während im Fissurenbereich die größten Messwerte überhaupt zu verzeichnen waren. Es scheint also, dass die Restauration nicht in ihren Endsitz gelangen konnte, weil sie im Bereich der stärksten Krümmung auf den Stümpfen aufsaß (siehe Abb. 102). Das Aufpassen wurde beendet, als weitere Schleifmaßnahmen keine Verbesserung der Passung mehr hervorriefen, sondern lediglich einen Friktionsverlust verursachten. Vermutlich waren zu diesem Zeitpunkt nicht mehr kleinere Störstellen vorhanden, sondern ein flächiges Anliegen an den Bereichen stärkster Krümmung, an denen das Gerüst aufsaß.

Ein gleichmäßig dünner Zementspalt im Bereich von 20 µm bis 30 µm ist nötig, um eine ausreichende Friktion der Restauration am präparierten Zahnstumpf und einen guten Zementabfluss zu erreichen [153]. Im Bereich der Flanken liegt eine weitaus größere Zementfuge mit einem mittleren Randspaltwert von 107,7 µm vor. Eine Friktion über die Flächen ist bei diesem Wert wohl minimal. Vielmehr kam es aufgrund der Inkongruenz zu einer Verklebung an eng anliegenden Zonen.

Als reines CAM-System benötigt Cercon® zur optischen Vermessung eine Wachsmodellation der Restauration, die vom Modell abgenommen und deren konkave Innenflächen danach gescannt werden. Diese Vorgehensweise macht also im Gegensatz zum Abtasten der konvexen Modellstümpfe, die aus verschiedenen Blickwinkeln angefahren werden können, ein Erfassen von Unterschnitten unmöglich. Auch bei sehr steilen Wänden ist dieser Scanmodus nachteilig, da nur kleine Blickwinkelveränderungen möglich sind, die einzelnen Scanpunkte der Flanken weit auseinanderrücken und damit die Oberfläche weniger genau abgelesen wird. So kann es zu einer schlechteren inneren Passung kommen, die meist auch erhöhte marginale Randspaltwerte verursacht. Dieser limitierte Scanmodus ist vermutlich mit ein Grund für die Forderung der Firma DeguDent nach einem minimalen Konuswinkel von 6-8°, der nicht unterschritten werden darf [77, 215]. In einer Studie von *Beuer et al.* wurden Kronenkäppchen bei unterschiedlichen Konvergenzwinkeln untersucht. Die Ergebnisse zeigen eine verbesserte Passung bei konischeren Präparationen, die vermutlich aus dem leichteren Erfassen der Restorationsinnenflächen resultieren [13]. Der Versuchsaufbau der vorliegenden Studie mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 4° liegt damit eng an den vorgegebenen Grenzen und belastet das System umso mehr dadurch, dass bei einer Brückenversorgung diese Problematik noch verstärkt wird. Dies wurde aber ganz

bewusst so gewählt, da klinisch gerade bei Brückenpräparationen, die durch Pfeilerkipfung oder Unübersichtlichkeit oftmals erschwert sind, noch geringere Winkel zumindest über einzelne Bereiche entstehen können.

Neben dieser erschwerten Abtastung könnte ein frästechnischer Nachteil des Cercon®-Systems für das Aufliegen der Gerüste verantwortlich sein. Die anderen untersuchten Systeme arbeiten mit einer sogenannten Radius-Fräser-Korrektur, die das System der Firma DeguDent nicht aufweist [22]. Dadurch, dass die Schleifkörper einen gewissen Durchmesser besitzen, ist ein Ausschleifen von konkaven, stark gekrümmten Stellen erschwert. Damit es nun an solchen Stellen nicht zum Verklemmen der Restauration kommt, weil die Fräsung ungenügend stattgefunden hat, werden bei der Berechnung der Fräsbahnen diese Bereiche berücksichtigt und hohlgelegt. Bei Fehlen der Korrektur können nun an diesen Stellen unter Verdrängung des Zements minimale Randspaltwerte auftreten, so dass sich das Gerüst verklemt und seinen eigentlichen Endsitz nicht erreicht. Gerade bei gefrästen Restaurationen geschieht dies umso leichter, weil die Werkzeugbearbeitung ein Stufen- und Treppenrelief auf der Innenseite hinterlässt.

Im Unterschied zu den anderen zwei Systemen kann durch das Aufbringen von Stumpfhärter eine relative Verstärkung dieses Effekts entstanden sein, da gerade an diesen exponierten Stellen ohne Stumpfhärtung eine erhöhte Abrasion beim Aufpassen oder Abstrahlen stattgefunden haben kann.

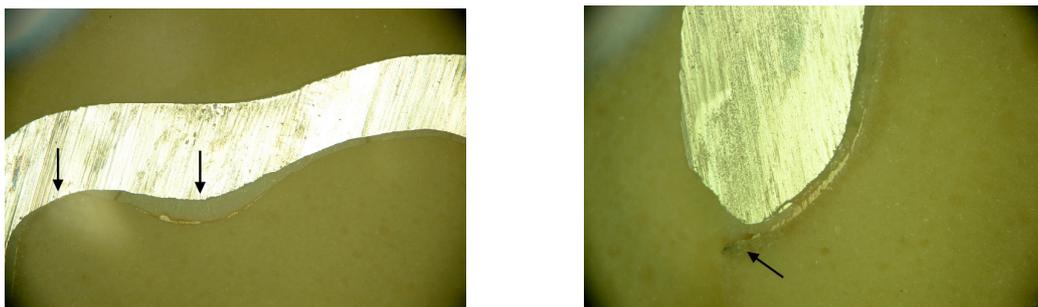


Abb. 102 und 103: Probenbilder Cercon®, okklusales Relief; Passungsdiskrepanzen (siehe Pfeil)

Im Versuchsaufbau sollte die fehlende Radius-Fräser-Korrektur durch ein verstärktes Aufbringen des Distanzlackes im okklusalen Bereich abgemildert werden. Offenbar ist dies nicht vollständig gelungen; vielmehr zeigen die hohen okklusalen Randspaltwerte, dass im Fissurenbereich nahezu keine Lackung nötig ist. Möglicherweise wäre eine Lackstrategie, in der lediglich die Stellen stärkster Krümmung einige Male mehr

überzogen würden, für eine gute innere Passung vorteilhafter. Es ist auch zu überlegen, ob bei Aufbringen des Distanzlacks im Fissurenbereich eine „Pfütze“ entstanden ist, wodurch die hohen Spaltwerte im Fissurenbereich erklärbar wären. Zusätzlich kann auch hier wiederum die Schleifkörpergeometrie das fehlerhafte Ausfräsen der Fissurenbereiche verursacht haben.

Grundsätzlich ist die Generierung des Datensatzes über den Umweg einer Wachsmodellation fehlerträchtiger als bei direkter Stumpfschattung. Es können Fehler bei der Abnahme der Modellation entstehen. Da gerade bei Brückengerüsten leicht ein Verzug des Objekts entstehen kann, ist die Fixierung im Rahmen unter dem Parallelometer empfehlenswert. Weiterhin trägt der benötigte Wachspuder eine dünne zusätzliche Schicht vor dem Scannen auf, die das Gerüst minimal zu eng werden lässt. Problematisch gestaltet sich auch die Einhaltung einer gleichmäßigen Schichtdicke über die gesamte Stumpfoberfläche, die bei computergestützten Systemen von der Software übernommen wird. Bei der freien Modellation kann es also leichter zu unterschiedlichen Gerüstdicken und somit schlecht vorhersagbaren Sinterschrumpfungen kommen, die sich auf die Passung auswirken können. Da im Versuchsaufbau ohne ein Sägemodell gearbeitet wurde, war die Kontrolle des Randschlusses in der Modellationsphase vor allem im approximalen Bereich erschwert. Es wurden zwar keine Schnitte angefertigt, die diesen Bereich untersuchten, allerdings wirken sich natürlich auch approximale Ungenauigkeiten auf den restlichen Sitz der Brücke aus.

Als subjektiver Eindruck wirkten die Cercon®-Gerüste oftmals in der mesio-distalen Ausdehnung zu eng. Es waren verstärkt Schleifmaßnahmen an den mesialen Flächen der Prämolaren und an den distalen Flächen der Molaren notwendig. Einige Proben wiesen nach Aufpassung ein minimales Schaukeln in oro-vestibulärer Richtung auf. Die eingeschränkte approximale Modellationsmöglichkeit kann dies nur ungenügend erklären. Eine wahrscheinlichere Ursache ist ein erhöhtes Schrumpfen in mesio-distaler Richtung während des Sintervorganges. Da im Unterschied zu Kronengerüsten bei Brücken ein relativ großer Masseunterschied zwischen den dünnen Gerüstwänden und dem massiven Brückenglied vorliegt, kann es zur erhöhten Schrumpfung in sagittaler Richtung kommen. Bei der Modellation wurde allerdings darauf geachtet, einmal ein relativ kleines Brückenglied zu erzeugen und außerdem die Größenverhältnisse im Vergleich zu den anderen zwei untersuchten Systemen einzuhalten. Beim Sintervorgang wurde das Gerüst mit seinen Okklusalfächen auf Aluminiumoxidkörner gelegt. Dadurch kann es zum Absacken der Zirkoniumoxidpartikel gekommen sein,

infolgedessen eine größere Sinterschrumpfung im Bereich der Kanten am Übergang zur Kaufläche resultiert. Das könnte ein weiterer Grund für das Verklemmen der Gerüste im okklusalen Anteil sein.

Bei einigen Brückengerüsten gab es Stellen, an denen der Rand im Gegensatz zu Studien über andere Systeme [211] zu kurz war (siehe Abb. 103). Teilweise könnte eine fehlerhafte Wachsmodellation oder ein minimal versetztes Aufpassen der Grund für die negative Stufe sein. Weiterhin kam es bei der Fräsung vereinzelt zu Randaussprengungen, die an der entsprechenden Stelle zu Randungenauigkeiten und damit zu verschlechterten Messwerten führten. Nach *Luthardt* [118] ist dieses Problem hauptsächlich auf die Topographie der Schleifwerkzeuge zurückzuführen. So ist die aktuelle Schneidefähigkeit des Werkzeugs Haupteinflussfaktor für die bearbeitungsinduzierte Randzonenschädigung. Die Folge sind Randaussprengungen bei der Fräsung der Gerüste, da hier die geringste Dimensionierung des Brückengerüsts vorliegt. Sie können minimiert werden, indem verschlissene Werkzeuge immer rechtzeitig ausgewechselt werden und somit eine optimale Schneidefähigkeit gewährleistet ist [118, 119].

Der Vergleich der zwei Pfeilerzähne zeigt keine signifikanten Unterschiede für die verschiedenen Randspalttypen, außer im Flankenbereich. Mit einem mittleren Randspalt von 99,5 μm liegt dort das Gerüst am Molaren ein wenig enger an als mit 116,0 μm am Prämolaren. Dies steht in Übereinstimmung mit dem Eindruck, dass in der Aufpassphase die meisten Störkontakte am Prämolaren auftraten und wegen einer vergleichsweise schlechteren Primärpassung an Zahn 45 mehr Schleifarbeit nötig war als an Zahn 47.

5.3.2 Cerec®-System

Das Cerec®-System reiht sich sowohl von den Randspaltwerten, als auch von den Aufpasszeiten im Mittelfeld zwischen den beiden anderen untersuchten Systemen ein. Mit einem mittleren marginalen Spalt von 56,6 μm und einem Maximalwert von 93,7 μm ergibt sich eine uneingeschränkte klinische Anwendbarkeit. Mit einer durchschnittlichen Bearbeitungsdauer von 20 min beim Aufpassen liegt eine weitaus bessere Primärpassung der gefrästen Gerüste als bei Cercon® vor. Dennoch gilt auch

hier die Beobachtung, dass Restaurationen, die länger aufgepasst werden mussten, einen schlechteren Endsitz zeigten als kürzer bearbeitete.

Die Werte für die interne Passung liegen durchschnittlich mit 79,5 μm für den Hohlkehlenbereich, 53,0 μm im Bereich der Flanken und mit 88,1 μm im okklusalen Anteil niedriger als im System der Firma DeguDent. Das Gerüst liegt also insgesamt enger an den Stümpfen an. Betrachtet man die interne Passung genauer, fällt auf, dass die Flanken sogar einen kleineren mittleren Fugenspalt aufweisen als der marginale Bereich. Wenn man davon ausgeht, dass über die Software ein gewisser Spalt für die Klebefuge eingeplant wird, der erst oberhalb der Präparationsgrenze wirksam wird, dann verwundert, dass nicht der marginale Randspalt enger ist, als der an der Flanke. Die Vorversuche zur Herstellung der Cerec® Gerüste waren nötig, um eine individuelle Einstellung der Parameter für die Primärpassung zu finden, bei der noch Schleifkorrekturen nötig waren und das Gerüst nicht von Anfang an ohne Friktion in die Endposition gelangte. Bei Betrachtung der Randspaltwerte kann man sich nun fragen, ob möglicherweise eine etwas weitere Parametereinstellung bessere Ergebnisse geliefert hätte, oder ob die Gerüste einfach noch einer etwas längeren Aufpassung unterzogen hätten werden müssen. Dafür sprechen die in etwa gleich großen Werte des okklusalen Randspalttyps und des Hohlkehlenbereichs, die eher Ausdruck vertikaler Passungsdiskrepanz sind, in Kombination mit den sehr geringen horizontalen Spaltwerten im Flankenbereich. Um diese Überlegungen zu relativieren, muss immer wieder beachtet werden, dass Brücken untersucht wurden. Denn ein Verzug durch den Sintervorgang im Brückengliedbereich, wie er bereits beim vorherigen System von DeguDent beschrieben wurde, könnte ebenso ein stellenweise zu enges Käppchen im Flankenbereich provozieren.

Weiterhin ist auffällig, dass die relativ höchste Standardabweichung aller vier Randspalttypen am marginalen Bereich mit 19,6 vorliegt. Vermutet man, dass die Gerüste auch nach Aufpassung etwas zu eng und vielleicht nur teilweise in Endposition waren, dann kann man auch diese starke Streuung von guten und weniger guten marginalen Randschlüssen verstehen. Zusätzlich fällt aber bei der Betrachtung der Schnittbilder auf, dass in einigen Proben eine hohe Formkongruenz zwischen Hohlkehle des Stumpfes und der Restauration vorliegt (siehe Abb. 104 und 105). So scheint der Bereich der Hohlkehle oft begradigt, ohne dass dort Schleifkorrekturen beim Aufpassen stattgefunden hätten. Dies führt selbstverständlich zu erhöhten Werten im Randspalttyp 1. Der Bereich des Präparationsrandes soll laut Hersteller eine

Randverstärkung durch die Software erfahren, um Randzonenaussprengungen zu verhindern. Auf einigen Schnitten wirkt dies allerdings wie eine Übermodellation nach zervikal, was allerdings auch durch eine falsch eingezeichnete Präparationsgrenze entstanden sein kann. Dies war teilweise auch schon unter dem Mikroskop während der Aufpassphase sichtbar. Hierdurch könnten die marginalen Randspaltwerte verfälscht worden sein und es ließe sich die hohe Streuung der Messwerte erklären.

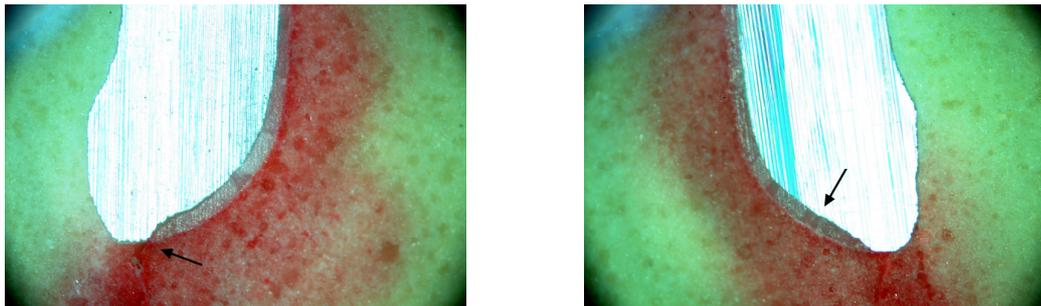


Abb. 104 und 105: Probenbilder Cerec®, Hohlkehle mit Formkongruenzen (siehe Pfeil)

Der Scanvorgang des Cerec® inLab für Brückengerüste sieht eine Abtastung von oral nach vestibulär in sagittalen Stufen vor. Dabei wird einmal in direkter Aufsicht und zweimal um jeweils 45° gekippt von vestibulär beziehungsweise lingual gescannt. Die Abtastung der Modelloberfläche umgeht die fehlerträchtige Wachsmodellation. Dadurch wird Zeit eingespart und ein Erfassen von steilen Flanken und sogar Unterschnitten wird teilweise möglich. Da allerdings keine Kippung in mesio-distaler Richtung erfolgt, können steile proximale Flächen oder dort gelegene Unterschnitte wiederum nicht genau erfasst werden. Vielmehr ist die Ausrichtung des Modells in sagittaler Richtung auf dem Scanhalter von größter Wichtigkeit, um nicht Unterschnitte durch unsaubere Platzierung künstlich zu schaffen. In der Untersuchung wurde dies durch kontrollierte Einstellung unter dem Parallelometer gewährleistet. Dennoch fallen auf die für den Laserstrahl steilen proximalen Flächen weniger Scanpunkte, so dass Ungenauigkeiten resultieren können. Bedenkt man, dass der Sintervorgang durch das massive Brückenglied gerade in mesio-distaler Richtung fehlerhaft sein kann, so würde man sich eine exakte Abtastung dieser proximalen Außenflächen wünschen.

Die Software hilft dem Anwender beim Einzeichnen der Präparationsgrenze durch eine halbautomatische Auffindung von Punkten starker Krümmungsänderung. Dennoch entstehen immer wieder Stellen, an denen manuell nachgearbeitet werden muss. Nach der Fräsung konnten trotz äußerst gewissenhafter Festlegung der Grenzen Bereiche

entdeckt werden, an denen der Rand übermodelliert war. Zu kurze Ränder wie beim Cercon®-System lagen in keinem Schnittbild vor und wurden auch nicht unter dem Aufpassmikroskop beobachtet.

Durch die softwarebasierende Konstruktion erhält man gleichmäßigere Gerüstschichtstärken als bei der Modellation eines Wachsobjektes, wodurch die Gefahr von Sinterverzug reduziert wird. Dennoch schrumpft die Restauration durch die massive Brückengliedkonstruktion im Vergleich zum grazileren Gerüst der Ankerzähne ungleichmäßiger als ein Kronengerüst. Im Ofen wird das Objekt auf seine Okklusalfäche in Zirkonoxidkörner gelegt. Da auch die Schwerkraft eine gewisse schwer vorhersagbare Schrumpfung induziert, gibt es Überlegungen, das Sinterobjekt hängend zu lagern.

Vergleicht man die Randspaltwerte der einzelnen Pfeilerzähne, so zeigt die Statistik für den äußeren Rand und den Bereich der Hohlkehle signifikante Unterschiede. Der Molar passt hier schlechter als der Prämolare, liegt aber immer noch gut in den tolerablen Grenzen. Im okklusalen Bereich liegt auch der Zahn 45 enger am Stumpf an, ohne dass allerdings ein signifikanter Unterschied entsteht. Von Interesse ist der Bereich der Flanken, an denen der Zahn 47 einen geringeren Randspalt aufweist. Dies ist so zu verstehen, dass am Molaren der bereits beschriebene Sachverhalt des zirkulär zu engen Käppchens noch verstärkt vorliegt und bei Zusammenfassung der Werte beider Pfeiler abgeschwächt wird. Es ist zu vermuten, dass in erster Linie der Molar nicht gänzlich in Endposition sitzt, da die Diskrepanz zwischen geringer Zementfuge im Flankenbereich und großem zervikalen Randspalt hier massiver erscheint. Ob dies durch die größere zirkuläre Fläche im Vergleich zum kleineren Prämolaren bedingt ist, müsste noch untersucht werden.

5.3.3 etkon-System

Die in der Firma etkon AG hergestellten Brückengerüste zeigen die beste Passung der untersuchten Systeme mit einem mittleren marginalen Randspalt von 29,1 µm. Um die Brücken aufzupassen, war die geringste Zeit notwendig; im Mittel wurden Schleifkorrekturen über 6,9 min durchgeführt. Entsprechend gut war die Primärpassung, so dass die Restaurationen initial nur wenig von der Endposition entfernt waren. Eine

Korrelation zwischen längerer Aufpassdauer und schlechterer Passung verschwimmt wegen der kurzen Aufpasszeiten und geringen Standardabweichungen, so dass man im Vergleich zu den anderen zwei Systemen eher von einer zufälligen Verteilung sprechen sollte.

Die interne Passung liefert die im Vergleich besten Werte mit einem durchschnittlichen okklusalen Randspalt von 75,2 μm , im Bereich der Hohlkehle mit einem Wert von 44,0 μm und an den Flanken mit einer mittleren Fugenbreite von 69,0 μm . Die ausgewogenen Standardabweichungen für alle vier Randspalttypen unterstreichen eine konstant gute Passung. Die Größenverhältnisse der Mittelwerte der einzelnen Randspalttypen sind wieder so verteilt wie im Cercon®-System. Am geringsten ist der Spalt im marginalen Bereich, gefolgt von den Fugen an der Hohlkehle und den Flanken. Am weitesten schließlich ist der mittlere Randspalt am okklusalen Relief. Diese Verteilung spricht für einen harmonischen Sitz der Restauration auf dem Modell, indem das Gerüst am Randbereich (Typ 1 und 4) zum Aufliegen kommt und zur restlichen Stumpfoberfläche eine Zementfuge ausbildet. Entscheidend jedoch für den spannungslosen Sitz ist die gleichmäßige Fugenverteilung über sämtliche Schnittbilder ohne Verklemmungszonen, die manchmal durch die Mittelwertsberechnung nur vorgetäuscht wird (siehe Randspalttyp 3 des Cercon®-Systems). Dies ist im Unterschied zum System der Firma DeguDent an den Schnittbildern ersichtlich (siehe Abb. 106-108). Man könnte sich für die Entwicklung von stärkerer friktiver Retention noch eine minimal schmalere Fugenbreite für den Randspalttyp 2 wünschen; möglicherweise würden dann aber auch die Aufpasszeiten leicht erhöht werden.



Abb. 106-108: Probenbilder etkon; Hohlkehle/Flanke/okkl. Relief; gleichmäßige Fugenverteilung

Die hohe Präzision des Systems ist teilweise auf die Scangenaugigkeit des es1 zurückzuführen. Dadurch, dass zusätzlich die Pfeilerzähne einzeln abgetastet werden, können Unterschnitte und steile Flanken viel präziser erfasst werden. Die Punktelwolke zur Erstellung des dreidimensionalen Scanbildes gibt deshalb weitaus genauer die

tatsächliche Situation wieder. Ein weiterer Vorteil des genauen Erkennens von Unterschnitten liegt darin, dass der Benutzer die Möglichkeit hat, die ideale Einschubrichtung der Restauration zu finden, indem ihm die Software über eine farbcodierte Anzeichnung von Unterschnitten dies in einem Zwischenschritt erleichtert. Es scheint sich nicht fehlerhaft auszuwirken, dass unterschiedliche Ausgüsse für die Einzelstumpfabtastung und die Gesamtvermessung verwendet werden mussten. Da die Schnittbilder durchweg einen exakten Abschluss im marginalen Bereich ohne Über- oder Unterkonturierung zeigen, scheint die automatisierte Auffindung der Präparationsgrenze exakt und ohne Fehler zu arbeiten. Diesen Eindruck vermittelten schon die Computerbilder in der Konstruktionsphase.

Die Software gab dem Benutzer vor der Fräsung der Gerüste die Möglichkeit einiger Parametereinstellungen. Für den Zementspalt, der über die gesamte Stumpfoberfläche wirken soll, wurden 20 μm vorgegeben. Betrachtet man die Messergebnisse für die Hohlkehle und den marginalen Bereich, so liegen diese mit 44,0 μm beziehungsweise 29,1 μm nur knapp über dem voreingestellten Wert. Zusätzlich sollte 1,5 mm oberhalb der Präparationsgrenze beginnend der Stumpflack mit 40 μm wirksam werden, so dass dort eine Gesamtfuge von 60 μm voreingestellt war. Für den Bereich der Flanken und der Hohlkehle trifft auch dies in der Untersuchung mit Messwerten von 69,0 μm beziehungsweise 75,2 μm annähernd zu. Somit wird deutlich, dass es mit dem etkon-System möglich ist, nicht nur passgenaue Restaurationen herzustellen, sondern auch gewünschte Zementfugen einzustellen.

Die bereits beschriebene Radius-Fräser-Korrektur wurde für diese Untersuchung nicht angewählt. Der Hersteller empfiehlt, diese nur für gehipptes Zirkon anzuwenden. Bei noch nicht vollständig gesinterten Grünlingen werden die problematischen Zonen starker Krümmung genau genug ausgeschliffen, da hier die Größenverhältnisse zwischen Fräsen und vergrößertem Rohling vorteilhafter sind. Zudem kommt es zu einem geringeren Werkzeugverschleiß. Da an den Übergängen von okklusalem Relief in die Flanken keine Verschmälerung der Zementfuge unter dem Mikroskop zu erkennen war, scheint dies zuzutreffen.

Zusätzlich zur hohen Genauigkeit der Scan- und Berechnungsvorgänge ist die Fräseinheit an der Präzision der Restaurationen beteiligt. Durch die massive Bauweise und dadurch hohe Steifigkeit der ZENO 4820 Premium ist eine große Genauigkeit der Fräsung möglich.

Wenn man die Messwerte für die beiden Pfeiler getrennt betrachtet, so zeigt sich am Molaren eine signifikant schlechtere Passung im Bereich der Hohlkehle und des marginalen Abschlusses. Es ist wohl auszuschließen, dass der distale Pfeiler noch nicht vollständig aufgepasst war, da die Werte im Randspalttyp 2 nahezu identisch für beide Ankerzähne ausfallen. Man könnte eher vermuten, dass trotz sehr guter Dimensionsstabilität kleinere Verziehungen durch ungleichmäßige Sinterschrumpfung während des Brandes entstehen, die wiederum in der inhomogenen Restaurationsstärke eines Brückengerüsts zu sehen sind.

5.4 Vergleich der CAD/CAM-Systeme

5.4.1 Aufpasszeiten, marginaler Randschluss und innere Passung

Der Vergleich der einzelnen Systeme für den marginalen Randspalt untereinander zeigt in der Auswertung höchst signifikante Unterschiede. Dabei überzeugt das etkon-System mit dem kleinsten mittleren Messwert (29,1 μm), gefolgt vom Cerec®-System im Mittelfeld (56,6 μm) und dem Cercon®-System mit den größten mittleren Spaltbreiten (81,4 μm). Die durchschnittlichen Aufpasszeiten wiederum waren für Cercon® mit 34 min am längsten. Mit 20 min lag Cerec® erneut zwischen den beiden anderen Systemen. Die etkon-Gerüste waren mit einer mittleren Dauer von 6,9 min am schnellsten aufgepasst. Die Aufpassdauer war für alle drei Systeme höchst signifikant unterschiedlich.

Betrachtet man die Primärpassung nach Sandstrahlen der Gerüste auf ihren Meistermodellen, so zeigten die Cercon®-Gerüste den größten Randspalt. Die Brücken der Firma Sirona waren der Endpassung näher. Bei etkon gelangten die Brücken nahezu in ihre Endposition (siehe Abb. 109-111).



Abb. 109-111: Primärpassung von Cercon®, Cerec®- und etkon-Gerüsten (v.l.n.r.)

Bei allgemeiner Betrachtung der mittleren Randspaltwerte in Relation zur Aufpasszeit lässt sich in der Untersuchung eine gewisse Proportionalität zwischen Bearbeitungszeit und Randschluss für die einzelnen Proben erkennen (siehe Abb. 112 und 113). Denn Brückengerüste, die länger aufgepasst werden mussten, wiesen eine schlechtere Endpassung auf als kürzer bearbeitete. Dies zeigt, dass initial schlechter passende Restaurationen, die deswegen eine längere Aufpassprozedur benötigten, am Ende nicht so gut passten wie Gerüste, die zu Anfangs weniger weit von der Endpassung entfernt waren. Folglich sind wohl durch das Aufpassen lediglich kleine Korrekturen von Störstellen möglich, grobe Passungsdiskrepanzen allerdings nicht korrigierbar gewesen. Dies konnte auch bei Durchführung der Studie als rein subjektives Empfinden bestätigt werden. Die Primärpassung der Gerüste schien eine gewisse Streuung zu haben, wobei das Aufpassen unproportional schwerer fiel, je weiter die Restauration anfänglich von der Endpassung entfernt war. Zudem schienen diese Unterschiede in der Primärpassung beim Cercon®-System am eklatantesten und am geringsten im etkon-System. Dieser Eindruck bestätigt sich in der unterschiedlichen Streuung der Aufpasszeiten für die unterschiedlichen Systeme ($\Delta S=12,9$ für Cercon®, $\Delta S=7,1$ für Cerec® und $\Delta S=2,6$ für etkon).

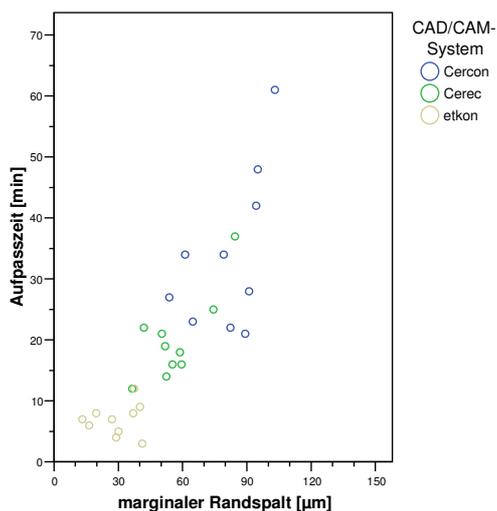


Abb. 112: Darstellung der Aufpasszeiten im Verhältnis zum marginalen Randspalt

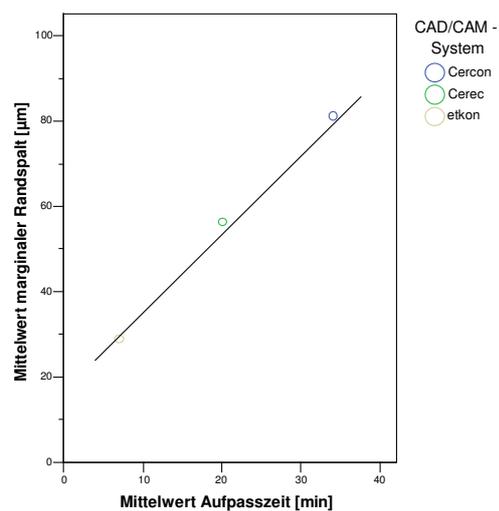


Abb. 113: Darstellung der linearen Relation der mittleren Aufpasszeit zum mittleren marginalen Randspalt

Die Werte der Randspalttypen, die die interne Passung beschreiben, unterscheiden sich signifikant innerhalb der drei Systeme. Auch hier liegt das etkon-System an der Spitze, gefolgt von Cerec® inLab und Cercon®. Dabei zeigt das System von DeguDent im Vergleich die breitesten mittleren Zementfugen und den ungleichmäßigsten Verlauf der inneren Randspalten mit okklusalen Zonen in denen das Gerüst aufliegt. Die besten Werte mit dem gleichmäßigsten Fugenverlauf weist das etkon-System auf. Die Messwerte für das Cerec®-System reihen sich zwischen den beiden anderen Vertretern ein; der Fugenverlauf weist einige Inhomogenitäten besonders im Hohlkehlenbereich und Flankenbereich auf.

Der Grund für das schlechte Abschneiden von Cercon® liegt vermutlich zu einem großen Teil in der umständlicheren Form der Datengenerierung über eine Wachsmodellation. Nachteilig dabei wirken alle Schritte bis zur Herstellung des Wachsobjektes, die fehleranfällig sind, sowie die eingeschränkte Abtastmöglichkeit der Modellationsinnenflächen. Auch beim System der Firma Sirona können Fehler beim Scannen wegen des eingeschränkten Winkels in der sagittalen Vermessung entstehen, die bei etkon durch Erfassung der Einzelstümpfe umgangen werden. Die Einstellung der Zementspaltfuge erfolgt bei den reinen CAD/CAM-Systemen softwaregesteuert. Die Messergebnisse bei etkon zeigen eindeutig ein präzises Einhalten der Parametereinstellungen. Im Cerec®-System war dies nicht so leicht nachvollziehbar. Der Hersteller gibt an, dass die zwei einstellbaren Werte individuell für jede Maschine durch Tests optimiert werden sollten. Möglicherweise lag hier zu einem gewissen Teil ein Bedienungsfehler vor und die Gerüste wurden zu eng voreingestellt. Allerdings bleibt fraglich, warum nicht eine korrekte Einhaltung ab Werk angestrebt wird. Bei Cercon® kann die Einstellung der Klebefuge nur über Distanzlack erreicht werden. Trotz Vortests waren die Ergebnisse nicht befriedigend, so dass auch hier eine Optimierung möglich scheint.

Die Restaurationsrandgestaltung überzeugte bei etkon mit einem korrekten Abschluss an der Präparationsgrenze über eine vollautomatische Detektion. Beim System der Firma Sirona waren Übermodellationen zu finden, die möglicherweise durch die fehlerhafte Einstellung des Restaurationsrandes bedingt waren. Zu kurze Ränder der Cercon®-Brücken deuten vermutlich auf Modellationsfehler hin. Somit überzeugt das Konzept der Firma etkon, bei einer präzisen Software dem Benutzer keine Möglichkeit zu geben, Einfluss auf die Findung der Präparationsgrenze zu nehmen.

Im Vergleich zu Kronenkäppchen stellt sich bei Brückengerüsten die Sinterung wegen der inhomogenen Restaurationsstärke schwieriger dar. Bei Cercon® und Cerec® weisen die Abläufe in Dauer und Temperatur keine bedeutenden Unterschiede auf. Auch die Lagerung auf den okklusalen Flächen in Zirkon- bzw. Aluminiumkörnern ist vergleichbar. Die annähernd verzugsfreien Ergebnisse bei etkon sprechen für einen von den beiden anderen Systemen abweichenden Sinterprozess. So dauert dieser mit 16 Stunden bedeutend länger. Die Lagerung der Brückengerüste konnte leider nicht in Erfahrung gebracht werden. Für den Sinterprozess mitbeeinflussend ist die Homogenität der Rohlinge. Sie werden bei der Herstellung gepresst, so dass größere Blanks eine höhere Homogenität erlangen können als kleinere, da es zu gleichmäßigeren Druckzonen kommt. Zudem ist aus diesem Grund eine rundere Form vorteilhafter. Infolgedessen begünstigt der voluminösere Xawex-Rohling wohl einen homogenen Sintervorgang.

5.4.2 Fräsbahnen

Wie bereits kurz erwähnt, entsteht durch die maschinelle Bearbeitung der Gerüstinnenflächen mit Schleifkörpern eines gewissen Durchmessers ein Stufen- und Treppenrelief. Die dabei entstehenden Kanten erschweren eine optimale Passung; es kann leichter zu Verklemmungen durch punktförmiges Aufliegen kommen. Denn 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.

Beim Vergleich der drei Systeme zeigt sich, dass Cercon® und Cerec® mit einer ähnlichen Schleifstrategie arbeiten. Beim Cerec®-System wird der Zirkonoxidblock in sagittaler Richtung vorgeschoben und erfährt eine stufenweise zirkuläre Bearbeitung. Vergleichbar arbeitet das Cercon®-System ebenso in nur einer Orientierung und erzeugt deshalb ein ähnliches Treppenrelief quer zur Vorschubrichtung und längs zur Fräsrichtung (siehe Abb. 114). Dadurch entstehen an den approximalen Flächen sowohl auf der Innenseite als auch auf der Außenseite typische Schliffbilder (siehe Abb. 115 und 116).

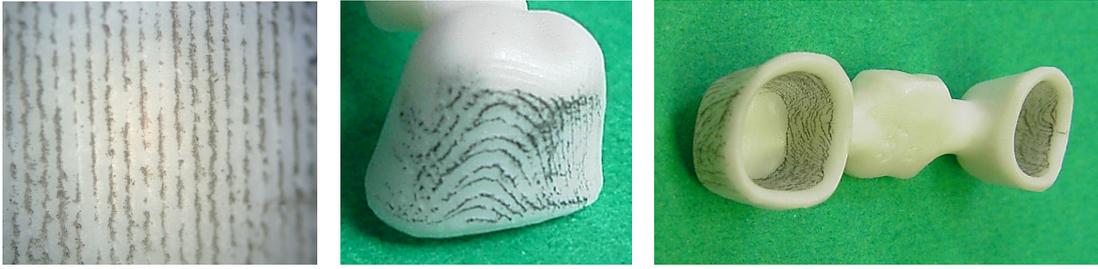


Abb. 114-116: Cercon®-Gerüste: Darstellungen der Fräsbahnen mit Graphit

Laut Herstellerangaben soll das Cerec®-System mit sechs Achsen arbeiten. Tatsächlich sind diese nur rechnerisch durch die Zwillingsschleifeinheit vorhanden. Da deren Spindeln in denselben zwei Raumrichtungen arbeiten und der Zirkonoxidblock zusätzlich nach mesial beziehungsweise distal fahrbar sowie um die Längsachse drehbar ist, sind de facto nur vier Freiheitsgrade vorhanden. Deshalb ergibt sich ein ähnliches Schliffmuster wie bei Cercon®.



Abb. 117-119: Cerec®-Gerüste: Darstellungen der Fräsbahnen mit Graphit

Diese Treppenbildung im approximalen Bereich könnte mit ein Grund für die Entstehung von Störkontakten an den mesialen und distalen Flächen sein.

So untersuchten *Beuer et al.* Kronengerüste hergestellt im System der Firma DeguDent anhand von Schnittbildern auf ihre Passung. Dabei konnten allerdings keine signifikant unterschiedlichen Randspaltwerte für quer und längs zur Fräsrichtung geschnittene Proben gemessen werden [13].

Auch bei den Gerüsten der Firma etkon werden Fräsbahnen durch die maschinelle Bearbeitung gefunden. Diese sind allerdings viel feiner und die Schleifstrategie wirkt komplexer. Denn in einigen Bereichen lassen sich quer zueinander geführte Bahnen feststellen. Die Fräsmaschine kann vier Raumachsen simultan nutzen und gewährleistet dadurch ein optimales Anstellen des Werkzeugs zum Objekt. In Übergangsbereichen der zwei Schleifrichtungen erkennt man teilweise, dass die Kanten der Fräsbahnen der

einen Orientierung durch die Bearbeitung in der anderen Orientierung geglättet werden (siehe Abb. 122). Im approximalen Bereich entstehen keine wie bei den anderen beiden Systemen typischen Treppenbildungen, sondern Längsbahnen wie an den oro-vestibulären Flächen. Sicherlich hat diese weitaus feinere und exaktere Ausarbeitung großen Anteil an den guten Passungsergebnissen des Gesamtsystems.

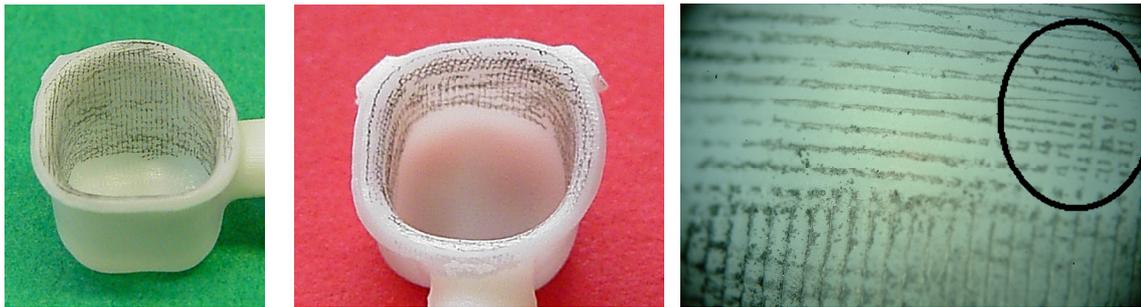


Abb. 120-122: etkon-Gerüste: Darstellungen der Fräsbahnen mit Graphit (Abb.122 zeigt quer gerichtete Fräsbahnen; Kreis markiert Zone der gegenseitigen Kantenglättung)

Betrachtet man die Innenflächen der Randbereiche unter dem Mikroskop, so fällt beim Cerec®-System auf, dass durch die maschinelle Bearbeitung mit dem zylinderförmigen Diamanten einige unsaubere Zonen entstanden sind (siehe Abb. 124 und 125). Ob dies ein frästechnisches Problem darstellt oder durch ungenaue Scandaten entstanden ist, kann nicht geklärt werden. Es bestätigt allerdings die anhand der Schnittbilder beobachteten Passungsdiskrepanzen im Hohlkehlenbereich.

Für das Cercon®-System lassen sich die geradlinigen Fräsbahnen bis zum Präparationsrand verfolgen (siehe Abb. 123).

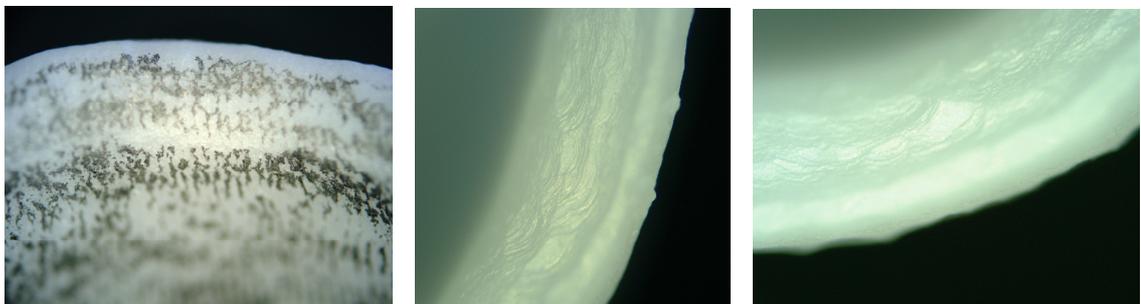


Abb. 123: Randzonenaufnahmen von Cercon®-Gerüst

Abb. 124 und 125: Randzonenaufnahmen von Cerec®-Gerüsten

An den Randzonen der Gerüste der Firma etkon können wieder die quergerichteten Fräsbahnen beobachtet werden. Wie auf Abbildung 126 ersichtlich, kreuzen diese im Hohlkehlbereich am Übergang von vestibulär nach approximal. Zusätzlich zeigen die Bahnen auf Abbildung 127 am Übergang der Wände in die Hohlkehle eine gegenläufige Richtung. Folglich kommt eine Frässtrategie zum Einsatz, in der eine möglichst lineare Werkzeugbewegung ohne starke Kurvenverläufe angestrebt wird. So ist ein exaktes Bearbeiten des Objektes in kürzerer Zeit möglich und ein idealer Anstellwinkel kann eingehalten werden.

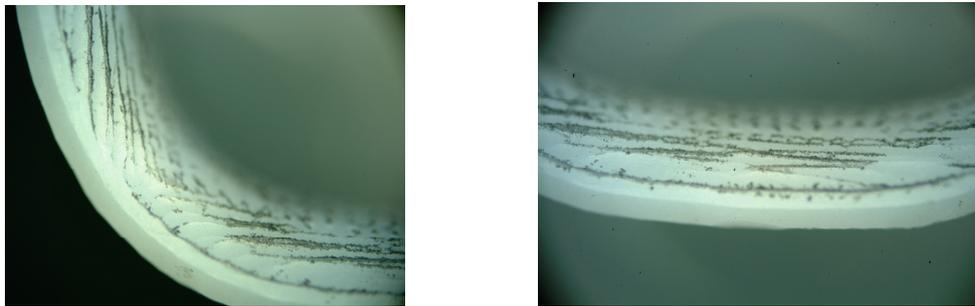


Abb. 126 und 127: Randzonenaufnahmen von etkon-Gerüsten

Anhand von Aufnahmen der Innenflächen im Höckerbereich soll schließlich die Problematik der Treppenbildung an Stellen starker Krümmung verdeutlicht werden. Die Abbildungen 128 und 129 zeigen die Terrassenbildung im Höckerbereich von Cerec®-Gerüsten, die ein Verklemmen der Restauration verursachen können. Man erkennt die Bahnen des zylindrischen Schleifkörpers und die dadurch entstandenen Kanten.

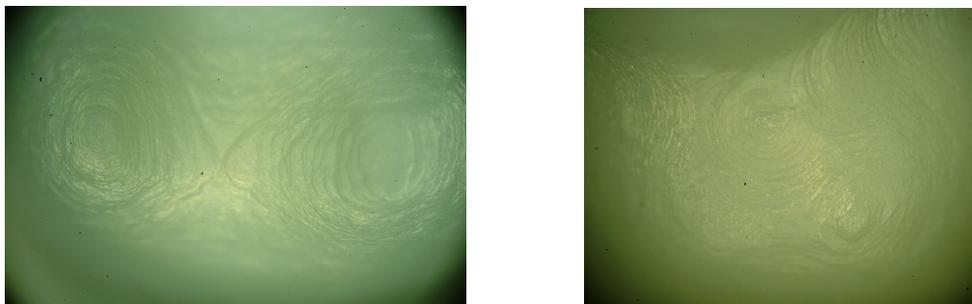


Abb. 128 und 129: Innenfläche von Cerec®-Gerüsten im Höckerbereich

5.4.3 Wirtschaftliche Betrachtungen

Die vorliegende Arbeit kann nicht den Anspruch erheben, eine Wirtschaftlichkeitsberechnung zu bieten. Dennoch soll eine kurze Betrachtung der Arbeitszeiten, Anschaffungskosten und Materialkosten erfolgen, um auch die unterschiedlichen Ergebnisse zu relativieren (siehe Abb. 130).

	Cercon®	Cerec® inLab	etkon
Modellation	Wachsmodellation als Ausgangsobjekt	Durch Software am PC	Durch Software am PC
Scanzeit	10 min (dreigl. Brücke)	20 min (dreigl. Brücke)	45 sek pro Stumpf
Werkstück- design	Ca. 1,5 h (Wachsmodellation)	Ca. 10 min	Ca. 10 min
Fräsung	Im Labor	Im Labor	Extern
Fräszeit (dreigl. Brücke)	Ca. 50 min	Ca. 60 min	-
Sinterzeit	Ca. 6 h	Ca. 7,5 h	Extern (ca. 16 h)
Materialien	Zirkonoxid	Infiltrationskeramik, Glaskeramik, Feldspatkeramik, Zirkonoxid, Kunststoff	Zirkonoxid, HIP- Zirkon, Aluminiumoxid, Kunststoff, Titan, CrCo
Anschaffungs- kosten	58.799 Euro	24.000 Euro + zusätzl. Nutzungsgebühr (4,85-13,50 Euro)	29.500 Euro Scanner incl. Software
Material- kosten	Ca. 125 Euro (Cercon®base 30)	Ca. 113 Euro (YZ-Cube)	21-202 Euro (je Einheit)
Einteilung nach Mehl	Labside-Konzept	Labside-Konzept	Modifiziertes Labside- Konzept

Abb. 130: Vergleich der Systeme nach wirtschaftlichen Gesichtspunkten

Bei der Scanzeit liegen die Vorteile eindeutig beim etkon-System, während das Cerec® inLab am längsten für die Digitalisierung benötigt. Durch den Umweg über eine Wachsmodellation dauert das Erstellen der Restauration bei Cercon® sehr viel länger als die software-gestützte Konstruktion am PC der beiden anderen Systeme. Die Fräs- und Sinterzeiten binden keine Arbeitskraft, denn die Fräsmaschinen arbeiten eigenständig. Allerdings ist bei Cercon® in dieser Zeit das gesamte Gerät blockiert,

während bei Cerec® weitere Konstruktionen, allerdings keine Scannungen, durchgeführt werden können. Die im Scanner der Firma etkon erstellten Gerüste werden entsprechend dem modifizierten Labside-Konzept an ein Fräszentrum weitergeleitet und dort hergestellt. Zusammenfassend kann man feststellen, dass durch die Wachsmodellation bei Cercon® der größte Zeitaufwand nötig ist, während beim System der Firma etkon nach der kurzen Scannung und anschließenden Konstruktion die Arbeit im Labor abgeschlossen ist. Das Cerec®-System nimmt auch beim Arbeitsaufwand die Mittelstellung ein.

Betrachtet man die finanziellen Kosten, so liegen die zwei Labside-Systeme in ähnlichen Bereichen, wenn man die Nutzungsgebühr beim Konzept der Firma Sirona mit einbezieht. Die Anschaffung des etkon-Scanners ist für das Labor leichter aufzubringen, da die externe Schleifeinheit nicht mit erworben werden muss.

Der Sinn des modifizierten Labside-Konzepts liegt nun gerade darin, die Kosten in der Anschaffung für das einzelne Labor gering zu halten und dennoch sehr gute Ergebnisse für den hergestellten Zahnersatz zu erhalten. Dies wird dadurch möglich, dass wegen der optimalen Auslastung und hohen Spezialisierung eines Fräszentrums besonders aufwändige und gute CAD/CAM-Systeme zur Verfügung gestellt werden können, die ein Einzellabor sich gar nicht leisten könnte. Außerdem können alle verfügbaren Materialien verwendet werden, da oftmals auch auf verschiedenen Fräsmaschinen geschliffen wird. Die Zeit, die im Labor für die Herstellung benötigt wird, reduziert sich auf ein Mindestmaß und im Zeitalter des Internets stellt der Datentransfer kein Problem mehr dar.

Wie zu erwarten zeigt somit das teurere und aufwändigere System des Fräszentrums die Überlegenheit gegenüber den kleineren Laborgeräten. Vermutlich wird der zukünftige Weg der computergestützten Zahnersatzfertigung weiter in die Richtung von spezialisierten Fräszentren und weg von kleinen Lösungen mit eingeschränkter Genauigkeit gehen. Dies zeigen Anstrengungen, wie die aktuelle Entwicklung bei den beiden Labside-Systemen. So wirbt Sirona derzeit mit einem neuen Scanner (inEos), der nun auch Modellstümpfe aus vielen verschiedenen Blickwinkeln extrem schnell abtasten kann und auf den Datentransfer an ein Fräszentrum ausgelegt ist. Mit dem Cercon® Eye beschreitet DeguDent denselben Weg und will damit auch die Fräsung anderer Materialien anbieten.

5.5 Schlussfolgerungen für die Praxis

Aufgrund der tolerablen marginalen Randspaltwerte können alle drei Systeme klinische Anwendung finden. Da die Dauerfestigkeit von Zirkonoxid für dreigliedrige Seitenzahnbrücken ausreichend und ein Langzeiterhalt entscheidend vom marginalen Randspalt abhängig ist, können die höchsten Überlebensraten von den Gerüsten der Firma etkon erwartet werden, gefolgt von den Cerec®-Brücken und den Restaurationen von DeguDent. Gerade für die unpräziseren Labside-Systeme ist eine saubere Präparation vor allem im Hohlkehlbereich wohl maßgeblich für einen guten Randschluss. Außerdem sollte wegen der eingeschränkten Möglichkeiten bei der Scannung auf die Einhaltung eines Präparationswinkels von mindestens 4° geachtet werden; Unterschnitte sind gänzlich zu vermeiden. Demgegenüber wird das etkon-System Ungenauigkeiten bei der Präparation eher tolerieren. Beim Aufpassen gilt zu beachten, dass lediglich kleine Korrekturen von initialen Störstellen möglich, grobe Passungsdiskrepanzen allerdings nicht korrigierbar sind. Ein Gerüst, das binnen eines gewissen Zeitraumes keinen akzeptablen Randschluss entwickelt, sollte also lieber verworfen werden.

Die Studie hat gezeigt, dass eine ausreichende marginale und interne Passung mit dem Werkstoff Zirkonoxid auch für dreigliedrige Brücken möglich ist. Derzeit laufende Untersuchungen über die Bruchfestigkeitswerte und Langzeiterfahrungen mehrgliedriger Restaurationen werden weitere Forschungen im Bereich der marginalen und internen Passung solcher Versorgungen erfordern.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden In-vitro-Untersuchung wurden dreigliedrige Brückengerüste aus Zirkonoxid in drei verschiedenen CAD/CAM-Systemen hergestellt. Es kamen das Cerec® inLab der Firma Sirona, das System der Firma etkon AG und als reines CAM-System das Cercon smart ceramics® der Firma DeguDent zum Einsatz. Die Studie sollte einen Vergleich des marginalen Randschlusses, der internen Passung und der Aufpasszeiten zwischen den Systemen erlauben, sowie absolute Aussagen über die klinische Anwendbarkeit.

Hierfür wurden die gefrästen Gerüste auf ihren Meistermodellen unter Zeitnahme aufgepasst und danach mit Glasionomierzement befestigt. Daraus wurden transversale Schnittproben der beiden Pfeilerzähne angefertigt, die der qualitativen und quantitativen Beurteilung unter dem Lichtmikroskop dienten.

Die Ergebnisse zeigen einen mittleren marginalen Randspalt von 29,1 µm für etkon, 56,6 µm für Cerec® und 81,4 µm für Cercon®. Die Werte für die interne Passung liegen tendenziell jeweils über diesen Werten. Dabei beschreibt die Zementfuge der etkon-Gerüste den gleichmäßigsten Verlauf, während die Versorgungen des Cercon®-Systems im Bereich des Übergangs der Flanken in das okklusale Relief aufsitzen. Die Cerec®-Brücken scheinen zirkulär zu eng und im Randbereich teilweise leicht übermodelliert. Die Cercon®-Gerüste mussten mit durchschnittlich 34 min am längsten aufgepasst werden. Mit 20 min folgten die Cerec®-Brücken, während die Restaurationen der Firma etkon bereits nach 6,9 min in Endposition saßen. Die Aufpasszeiten zeigen tendenziell eine proportionale Beziehung zu den marginalen Randspaltwerten. So verzeichnen länger aufgepasste Gerüste einen schlechteren Randschluss als kürzer bearbeitete. Dies lässt sich wohl auf den Unterschied in der Primärpassung zurückführen, der durch die Aufpassmaßnahmen nicht vollständig beseitigt werden kann. Gründe für das unterschiedliche Abschneiden der drei Systeme sind die unterschiedliche Scannerqualität sowie die Notwendigkeit einer Wachsmodellation beim reinen CAM-System Cercon® im Gegensatz zur computerbasierenden Konstruktion der anderen zwei Systeme. Weiterhin beeinflussen die überlegene Frässtrategie und vermutlich homogenere Sinterschrumpfung des etkon-Systems die Passungsgenauigkeit.

Wie zu erwarten, konnte das teuerste System, das extern in einem Fräszentrum arbeitet, die Überlegenheit gegenüber den zwei kleineren Laborsystemen beweisen. Möglicherweise zeichnet sich hier schon eine Tendenz der CAD/CAM-Entwicklung hin zu Fräszentren ab. Dennoch zeigten alle drei CAD/CAM-Systeme tolerable Randspaltwerte und können für die klinische Anwendung empfohlen werden. Allerdings bleibt fraglich, inwieweit die Systeme bei weniger idealen Präparationsvorgaben abschneiden. So sollte ohne weiterführende Studien die Einhaltung eines Präparationswinkels von mindestens 4° zumindest für die beiden Labside-Systeme beachtet werden. Eine Glättung im Hohlkehl- oder Stufenbereich ist dabei ebenso wichtig wie eine strikte Vermeidung von Unterschnitten.

7 Literaturverzeichnis

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. *Alkumru H.N., Wilson H.J., Bor S.*: The fit of all-ceramic crowns cemented with different luting agents. *J Marmara Univ Dent Fac* 1(3), 198-202 (1992)
5. *Andersson, M., Razzoog, M.E., Odén, A., Hegenbarth, E.A.*: PROCERA: A new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 29, 285 (1998).
6. *Apholt W., Mörmann W. H., Bindl A.*: Marginal and Internal Fit of CAD/CAM Ceramic Molar Crown Copings. *J Dent Res* 80, Spec Issue: 651 Abst 994 (2001).
7. *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).
8. *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).
9. *Becker J.*: CAC - Ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 511-517 (1996).
10. *Beschnidt S.M., Strub J.R.*: Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 26, 582-593 (1999).
11. *Besimo C.E., Jeger C., Guggenheim R.*: Marginal adaption of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont* 10, 541-546 (1997).
12. *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).
13. *Beuer, F., Fick, K., Erdelt, K.J., Gernet, W.*: Marginale und innere Passung von CAM-gefrästen Zirkoniumoxid-Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln. *Dtsch Zahnärztl Z* 58, 517-521 (2003).
14. *Bieniek K.W., Küpper H.*: Zur Randspaltproblematik von Keramikronen. *Zahnärztl Welt* 97, 1048-1051 (1988).
15. *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).
16. *Bieniek K.W., Marx R.*: Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104, 284-289 (1994).
17. *Bieniek K.W., Spiekermann H.*: Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung. *Quintessenz* 44, 529-542; 689-697 (1993).
18. *Bindl A., Mörmann W.*: Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 32(6), 441-447 (2005).
19. *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).
20. *Böhm U.*: CAD/CAM contra Gießen. *Quintessenz Zahntech* 28, 114-120 (2002).
21. *Boening K.W., Wolf B.H., Schmidt A.E., Kastner K., Walter M.H.*: Clinical fit of Procera AllCeramic crowns, *J Prosthet Dent* 84(4), 419-424 (2000).
22. *Bornemann G, Lemelson S., Claas H., Luthardt R.*: Analyse der internen 3D-Paßgenauigkeit von Vollkeramikronen (Cerec 3). *Dtsch Zahnärztl Z* 56, 619-622 (2001).

23. *Brunner, M., Hölldampf, P.:* Lava – heißes Magma oder CAD/CAM-Hightech? Dent Lab 69, 433 (2001).
24. *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).
25. *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).
26. *Chan C., Weber H.:* Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: A comparative study. J Prosthet Dent 56, 666-671 (1986).
27. *Chen H. Y., Manhart J., Hickel R., Kunzelmann K.-H.:* CAD/CAM-Vollkeramik-Kronen im Seitenzahnbereich - Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten. Ästhetische Zahnmedizin 3/2000 128-134.
28. *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).
29. *Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J.P., Peille, C.N.:* Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized Zirconia. J Biomed Mater Res 23, 45 (1989).
30. *Clauss C.:* Vollkeramischer Zahnersatz auf Basis von gefrästem Zirkonoxid. ZMK Magazin für Zahnheilkunde, Management und Kultur 6, 436-442 (2002).
31. *Claus, H.:* Vita In-Ceram, ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. Quintessenz Zahntech 16, 35 (1990).
32. *Demmel H.J.:* Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluß paßgenauer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 26, 700-705 (1971).
33. *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).
34. *Dreyer K.:* Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 7, 461-469 (1958).
35. *Edelhoff, D., Weber, V.:* Inlaybrücke mit CAD/CAM-gefertigtem Gerüst aus Zirkoniumdioxid-Keramik. Quintessenz Zahntech 29, 1022 (2003).
36. *Eichner K., Kappert H F.:* Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig Verlag, Heidelberg (1996).
37. *Eichner K., Voss R.:* Der Kronenrand. Dtsch Zahnärztl Z 26, 742-757 (1971).
38. *Elmiger R., Hagmann A., Wohlwend A., Schärer P.:* Vollkeramikbrücken: eine Utopie oder ist die Inkorporation solcher Brücken sinnvoll? Die Zahntechnik d. Schweizer Zahntechnischen Vereinigung 46, 15, 15-18 (1989).
39. *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).
40. *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).
41. *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).
42. *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).
43. *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).

44. *Fick, K.*: Marginale und innere Passung von CAM-gefrästen Zirkoniumoxid-Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln. Med Diss München (2004).
45. *Filser F., Lüthy H., Kocher P., Schärer P., Gauckler L.J.*: Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Quintessenz Zahntech 28, 48-60 (2002).
46. *Fischer H., Weinzierl P., Weber M., Marx R.*: Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 54, 484-487 (1999).
47. *Fischer, H., Yildirim, M., Schmitz, F., Marx, R.*: Festigkeitsminderung von Zirkonoxid-Abutments infolge der Bearbeitung? Dtsch Zahnärztl Z 54, 443 (1999).
48. *Fischer, H., Marx R.*: Festigkeit von Dentalkeramik. ZWR 109, 240-244 (2000).
49. *Fritz, H., Freesmeyer, W.B., Döring, K., Bader, G.*: Herstellung einer vollkeramischen Brücke unter Anwendung einer CAD/CAM-Technik. Quintessenz Zahntech 25, 1289 (1999).
50. *Garvie, R.C., Hannink, R.H., Pascoe, R.T.*: Ceramic steel? Nature 258, 703 (1975).
51. *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).
52. *Geis-Gerstorfer J., Fäßler P.*: Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 54, 692-694 (1999).
53. *Geist-Jacobi G.P.*: Geschichte der Zahnheilkunde. Verlag von Franz Pietzcker, Tübingen 146-149 (1896).
54. *Geurtsen W.*: Der Kronen- und Füllungsrand. Dtsch Zahnärztl Z 45, 380-386 (1990).
55. *Göbel R., Luthardt R., Welker D.*: Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan. Dtsch Zahnärztl Z 53, 295-298 (1998).
56. *Gojowy T.*: Wie arbeitet ein CAD/CAM-Fräszentrum. Quintessenz Zahntech 28, 648-653 (2002).
57. *Grotten M., Axmann D., Pröbster L., Weber H.*: Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltenmessungen an Einzelkronen. Dtsch Zahnärztl Z 53, 260-265 (1998).
58. *Grotten 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).
59. *Grund P., Raub W.*: Zur Pulpentoxizität von Befestigungszementen. Dtsch Zahnärztl Z 45, 736-739 (1990).
60. *Gupta, T.K.*: Sintering of tetragonal zirconia and its characteristics. Sci Sinter 10, 205 (1978).
61. *Gupta, T.K., Bechtold, J.H., Kuznickie, R.C., Cadorff, L.H., Rossing, B.R.*: Stabilisation of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. J Mater Sci 12, 2421 (1977).
62. *Haas M., Wegscheider W.A., Bratschko R.O.*: Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikkrone im Vergleich. Quintessenz 4, 625-633 (1988).
63. *Hahn, R., Löst, C.*: Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramik. Dtsch Zahnärztl Z 47, 659 (1992).
64. *Hannig M., Albers H.-K., Bößmann K.*: Die Pulpaverträglichkeit von Glasionomierzement. ZWR 101, 272-275 (1992).
65. *Hauptmann, H., Suttor, D., Frank, S., Höscheler, H.*: Material properties of all ceramic zirconia prostheses. J Dent Res 79, (Abstract 2910) 507 (2000).
66. *Hennicke H.W.*: Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe. Ber Dtsch Keram Ges 44, 209 (1997).
67. *Herstellerinformation: GIRRACH – Dental-Systeme: digiDent.* GIRRACH, Dental GmbH Pforzheim (2004).
68. *Herstellerinformation: DCS – CAD/CAM Family No. 1.* DCS Dentalsysteme GmbH Kelkheim (2004).

69. *Herstellerinformation: Dentscan - Digitales Fräszentrum Deutschland.* dentscan GbR Stadtallendorf (2004).
70. *Herstellerinformation: LAVA™-System - CAD/CAM System für vollkeramische Restaurationen.* 3M Espe AG Seefeld (2004).
71. *Herstellerinformation: Procera® All Ceram - Stark und Schön.* Nobel Biocare Dtl GmbH (2004).
72. *Herstellerinformation: Brillante Produkte.* Nobel Biocare Dtl GmbH (2004).
73. *Herstellerinformation: Hightech-Plattform für Zahntechnik.* ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 22-24 (2001).
74. *Herstellerinformation: etkon - Centrum für CAD/CAM Technologie.* etkon AG Gräfelfing (2004).
75. *Herstellerinformation: Zeno 4820 Premium.* i-mes Wieland (2004)
76. *Herstellerinformation: KaVo Everest CAD/CAM System.* KaVo Leutkirch (2004).
77. *Herstellerinformation: Cercon smart ceramics® - das CAM-gestützte Vollkeramiksystem.* DeguDent GmbH Hanau (2004).
78. *Herstellerinformation: Vita Produktinformationen YZ-Cubes.* VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG Bad Säckingen (2004).
79. *Herstellerinformation: Cerec® inLab.* Sirona Dental Systems GmbH Bensheim (2004).
80. *Hertlein, G., Hiescheler, S., Frank, S., Suttor, D.: Marginal fit of CAD/CAM manufactured all ceramic zirconia prostheses.* J Dent Res 80, 42 (Abstract 49) (2001).
81. *Hickel R., Kunzelmann K.-H.: Keramikinlays und Veneers.* Hanser Verlag, München (1997).
82. *Hohmann A., Hielscher W.: Lehrbuch der Zahntechnik. Bd 3* Quintessenz Verlag Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio (1987).
83. *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).
84. *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).
85. *Holzner S.: Perfektion schaffen.* ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 34 (2001).
86. *Hornberger, H., Marquis, P.M.: The effect of environment on the mechanical properties of In-Ceram.* In: Proceedings of Conference on lifetime prediction and failure analysis of restorative materials. Dent Mater 7, 83 (1994).
87. *Hornberger H., Vollmann M., Thiel N.: Vita In-Ceram® Zirconia, Verarbeitungsanleitung.* Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002).
88. *Hüls, A.: Zum Stand der klinischen Bewährung infiltrationskeramischer Verblendkronen.* Dtsch Zahnärztl Z 50, 674 (1995).
89. *Hürzeler M., Zimmermann E., Mörmann W. H.: Marginale Adaptation von maschinell hergestellten Onlays.* Schweiz. Monatsschr. Zahnmed, 715 – 720 (1990)
90. *Ishikiriama 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).
91. *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).
92. *Kappert, H.F., Knode, H., Schultheiss, R.: Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel.* Dtsch Zahnärztl Z 46, 129 (1991).
93. *Kappert, H.F., Knipp, U., Wehrstein, A., Kmita, M., Knipp, J.: Festigkeit von Zirkonoxid-verstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram.* Dtsch Zahnärztl Z 50, 635 (1995).
94. *Kappert, H.F., Knode, H.: In-Ceram auf dem Prüfstand.* Quintessenz Zahntech 16, 980 (1990).
95. *Kappert H.F., Krahe M.: Keramiken - Eine Übersicht.* Quintessenz Zahntech 27, 668-704 (2001).

96. *Kappert H.F., Krah M.:* Ohne Keramikrestorationen keine optimale Versorgung. Interview aus Dental Spiegel 3, 28-32 (2000).
97. *Kelly, J.R., Tesk, J.A., Sorensen, J.A.:* Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modeling. J Dent Res 74, 1253 (1995).
98. *Kerkhof F.:* Grundlagen der Festigkeit und des Bruchverhaltens von keramischen Werkstoffen. Handbuch der Keramik. Schmid Verlag, Freiburg (1982).
99. *Kern, M., Strub, J.R.:* Bonding to alumina ceramic in restorative dentistry: clinical results over up to 5 years. J Dent 26, 245 (1998).
100. *Kern, M., Strub, J.R.:* Klinische Anwendung und Bewährung von Adhäsivbrücken aus der In-Ceram Alumina Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 47, 532 (1992).
101. *Kern M., Pröbster L.:* Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. dental-praxis 14, 269-276 (2002).
102. *Kerschbaum T., Mentler-Koesser M., Stender E.:* Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde? Zahnärztl Mitt 80, 2200-2210 (1990).
103. *Kerschbaum T., Voß R.:* Die praktische Bewährung von Krone und Inlay. Dtsch Zahnärztl Z 36, 243-249 (1981).
104. *Knappwost A.:* Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle. Dtsch Zahnärztl Z 5, 1022-1030 (1950).
105. *Körber K.H.:* Zahnärztliche Prothetik. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York (1995).
106. *Körber K.H., Lenz P.:* Beitrag zum Problem der Randgestaltung von Ersatzkronen. Zahnärztl Welt 69, 440-445 (1968).
107. *Kon, M., Ishikawa, K., Kuwayama, N.:* Effects of zirconia addition on fracture toughness and bending strength of dental porcelains. Dent Mater J 9, 181 (1990).
108. *Kraft E.:* Die Gestaltung des Kronenrandes. Dtsch Zahnärztl Z 24, 750-757 (1969).
109. *Kunzelmann K.-H., Chen H.Y., Manhart J., Hickel R.:* Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec-Keramikkronen. Dtsch Zahnärztl Z 54, 681-687 (1999).
110. *Kunzelmann K.-H., Hickel R.:* Schleifpräzision der CEREC-Maschine in Abhängigkeit verschiedener Parameter. Dtsch. Zahnärztl. Zeitung 45, 277 (1990).
111. *Kurbad A., Reichel K.:* Cerec inLab - State of the art. Quintessenz Zahntech 27, 1056-1074 (2001).
112. *Lässig H.E.:* Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte. Du Mont Verlag, Köln (1983).
113. *Lechner, J.:* Hyposensibilisierender Zahnersatz. GZM Praxis und Wissenschaft, Jg. 2, 23-27 (2000)
114. *Lehmann K., Hellwig E.:* Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. Verlag Urban & Schwarzenbeck, München (1993).
115. *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).
116. *Lüthy, H., Filser, F., Gauckler, L., Schärer, P.:* Reliability of DCM machined zirconia bridges: comparison for different interdental connector areas. J Dent Res 78, (Abstract 793) 205 (1999).
117. *Luthardt R., Herold V., Sandkuhl O., Reitz B., Knaak J.P., Lenz E.:* Kronen aus Hochleistungskeramik. Zirkonoxid-Keramik, ein neuer Werkstoff in der Kronenprothetik. Dtsch Zahnärztl Z 53, 280-285 (1998).
118. *Luthardt R., Holzhiüter 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).
119. *Luthardt R., Musil R.:* CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 52, 380-384 (1997).
120. *Luthardt R., Rudolph H.:* Der richtige Werkstoff. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 12-16 (2001).

121. *Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M.*: Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz. ZWR 110, 747-754, 797-802 (2001).
122. *Maier, H.R.*: Leitfaden Technische Keramik; Werkstoffkunde II, Keramik. Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, 2. Auflage, Aachen (1991).
123. *Marx R.*: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236 (1993).
124. *Marx, R., Weber, M., Jungwirth, F., Fischer, H.*: Rißparameter und Weibullmodule: unterkritisches Rißwachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 56, 90 (2001).
125. *Marxkors R.*: Der Randschluß der Gusskronen. Dtsch Zahnärztl Z 35, 913-915 (1980).
126. *Marxkors R., Meiners H.*: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Carl Hanser Verlag, München 157-170 (1993).
127. *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).
128. *Matsui, M., Soma, T., Oda, L.*: Stress-induced transformation and plastic deformation for Y₂O₃-containing tetragonal zirconia polycrystals. J Am Ceram Soc 69. 198 (1986).
129. *May, K.B., Russell, M.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R.*: Precision of fit: The Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent 80, 394 (1998).
130. *McDonald A.*: Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations. Dent Update 28, 84-90 (2001).
131. *McLaren, E.A., White, S.N.*: Glass-infiltrated Zirconia/Alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures: Clinical and laboratory guidelines. Quintessence Dent Technol 23, 63 (2000).
132. *McLean J.W.*: Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Quintessenz Verlag, Berlin (1978).
133. *McLean J.W.*: Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 85, 61-66 (2001).
134. *McLean J.W., von Fraunhofer, J.A.*: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 131, 107 (1971).
135. *McLean J.W., Hughes T.H.*: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 119, 251-267 (1965).
136. *Mehl A.*: Innovationen für Zahnarzt und Zahntechniker. ZBay Online Quintessenz 5, 1-6 (2001).
137. *Mehl A.*: Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 6-9 (2001).
138. *Mehl A.*: Von den Anfängen bis heute. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 10-11 (2001).
139. *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).
140. *Mörmann W. H., Bindl A.*: 3-year Clinical Evaluation of In-Ceram CAD/CAM Core Crowns. J Dent Res 80, Spec. Issue:651 Abst 995 (2001).
141. *Mörmann W. H., Bindl A.*: Cerec 3 – ein Quantensprung bei Computer-Restaurationen. Quintessenz 51, 2, 157-171 (2000).
142. *Mörmann W. H., Apholt W., Bindl A.*: CAD/CIM ceramic 3-unit posterior fixed partial dentures: a clinical evaluation. J Dent Res.77: 779, IADR Abst. Nr. 1174 (1999).
143. *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).
144. *Moore J. H., Barghi N., Brukl C.E., Kaiser D.A.*: Marginal distortion of cast restorations included by cementation. J Prosthet Dent 54, 336-340 (1985).

145. *Munz, D., Fett, T.*: Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Springer Verlag, Berlin - Heidelberg (1989).
146. *Nakamura T., Dei N., Kojima T., Wakabayashi K.*: Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 16 (3), 244-248 (2003).
147. *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).
148. *Odén, A., Andersson, M., Krystek-Ondracek, I., Magnusson, D.*: Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthetik Dent* 80, 450 (1998).
149. *Ottl P., Lauer H.-C.*: Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen. *Quintessenz* 47, 623-640 (1996).
150. *Ottl P., Piwowarczyk A., Lauer H.C. Hegenbarth E.A.*: The Procera® AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 20, 151-161 (2000).
151. *Pohling J.*: Hand in Hand. Auf gewohnte Zusammenarbeit setzen. *ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis* 4, 26-29 (2001).
152. *Polansky 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).
153. *Porsche A.*: Die Eignung der Zinkoxid-Phosphatzemente als Befestigungsmittel. *Dtsch Zahnärztl Z* 16, 87-90 (1961).
154. *Pospiech P.*: Think ceramics! Vollkeramische Restaurationen: Theorie, Praxis und Langzeitbewährung. Vortrag, München (2001).
155. *Pospiech, P., Rammelsberg, P., Unsöld, F., Gernet, W.*: Four-year clinical evaluation of In-Ceram adhesives bridges: Preliminary results. *J Dent Res* 75, 147 (1996).
156. *Pospiech P.*: Erste klinische Erfahrungen. *ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis* 4, 35-39 (2001).
157. *Pospiech P.*: Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken. *dental-praxis*, 9/10, 255-257 (2002).
158. *Pröbster, L.*: Four-year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil* 23, 147 (1996).
159. *Pröbster L.*: Die Entwicklung der vollkeram. Restauration – ein historischer Abriß (I). *Quintessenz* 48 ,7,939-947 (1997).
160. *Pröbster L.*: Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration – ein historischer Abriß (II). *Quintessenz* 48, 8, 1069-1085 (1997).
161. *Pröbster L.*: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Wissenschaftliche Stellungnahme DGZMK (1999).
162. *Quintas A.F., Oliveira F., Bottino M.A.*: Vertikal marginal discrepancy of ceramic copings with different materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J. Prosthet Dent* 92 (3): 250-257 (2004).
163. *Rathke A., Lüthy H., Bindl A., Mörmann W. H.*: Der Einfluss von Präparation und Befestigungsmethode auf computergefertigte Vollkeramikronen. *Quintessenz Zahntech* 25, 6: 651-659 (1999).
164. *Rech H.*: Keramische Prothetik. 27 Meusser Verlag, Berlin (2002).
165. *Reich S., Wichmann M., Nkenke E., Proeschel P.*: Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM-Systems. *Eur J Oral Sci* 113(2), 174-179 (2005).
166. *Rehberg H.J.*: Der Kronenrand: Exakter Randschluß - was ist das? *Dtsch Zahnärztl Z* 26, 696-699 (1971).
167. *Reuling N., Siebert G.K.*: Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung. *Dent Lab* 37, 67-71 (1989).

168. *Riedling W.*: Fortschritte der gegossenen Glaskeramik. Zahnärztl Mitt 79, 1678 (1989).
169. *Rieger, W.*: Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin. Industrie Diamanten-Rundschau 2, 116 (1993).
170. *Rieth, P.H., Reed, J.S., Naumann, A.W.*: Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. Bull Am Ceram Soc 55, 717 (1976).
171. *Rinke S., Huls A., Jahn L.*: Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all.ceramic crowns. Int J Prosthodont 8(4), 303-310 (1995).
172. *Rinke S., Margraf G., Jahn L., Hüls A.*: Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/In-Ceram). Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 1495-1499 (1994).
173. *Rinke S., Jenatschke R.*: Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis. Quintessenz 52, 1151-1159 (2001).
174. *Riquier R.*: CAD/CAM Hochzeit. d.commerce 3/2002, 184-189 (2002).
175. *Rosentritt, M., Behr, M., Lang, R., Kleinmayer, S., Handel, G.*: Fracture strength of tooth colored posterior fixed partial dentures. J Dent Res 80, (Abstract 174) 57 (2001).
176. *Sassen H.*: Klinische und labortechnische Problematik subgingivaler Präparationsgrenzen. Dtsch Zahnärztl Z 36, 254-257 (1981).
177. *Saxen M.*: What a CAD-CAM System can and can't do for your practice. Dent. Manag., 30 (4), 34 –37 (1990).
178. *Schäfers F., Järschke J., Meyer G.*: Paßgenauigkeit von Vollkeramiksystemen. ZWR 103, 686-689 (1994).
179. *Schmidt A., Michael W., Böning K.*: CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz 49, 1111-1122 (1998).
180. *Schüller K.H., Hennicke H.W.*: Zur Systematik der keramischen Werkstoffe. Ceram Forum Int 62, 259-263 (1985).
181. *Schwickerath, H.*: Die In-Ceram Aluminiumoxid-Keramik - ein innovativer dentalkeramischer Werkstoff. Dental Labor, 37, 11/89, 1597-1599 (1989).
182. *Seghi, R.S., Sorensen, J.A.*: Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 8, 239 (1995).
183. *Shillingburg H.T., Hobo S., Fisher D.W.*: Atlas der Kronenpräparation. Quintessenz Verlag Berlin (1974).
184. *Sidler P., Strub J.R.*: In vivo-Untersuchung der Löslichkeit und des Abdichtungsvermögens von drei Befestigungszementen. Dtsch Zahnärztl Z 38, 564-57 (1983).
185. *Sohmura T., Takahashi J.*: Use of CAD/CAM System to fabricate dental prostheses. Part1: CAD for a clinical crown restoration. Int J Prosthodont 8, 252-258 (1995).
186. *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).
187. *Spiekermann H.*: Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 41, 1015-1019 (1986).
188. *Spur, G.*: Keramikbearbeitung – Schleifen, Honen, Läppen, Abtragen. Carl Hanser Verlag, München - Wien (1989).
189. *Stephan, M.*: Vita In-Ceram® Alumina, Verarbeitungsanleitung. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002)
190. *Strietzel, R.*: FutureDent – Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems. Quintessenz Zahntech 27, 9, 970-978 (2001).
191. *Strub J.R.*: Vollkeramische Systeme. Dtsch Zahnärztl Z 49, 182-187 (1983).
192. *Strub J.R., Belser U.C.*: Parodontalzustand bei Patienten mit kronen- und brückenprothetischem Ersatz. Acta Parodontologica 7, 569-581 (1978).

193. *Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M.*: Curriculum Prothetik Band I – III. Quintessenz Verlag, Berlin 43-61 (1999).
194. *Strübig W., Opitz J.*: Präparationsdefekte an Nachbarzähnen bei Inlay- und Kronenversorgung. Dtsch Zahnärztl Z 55, 101-103 (2000).
195. *Studer S., Lehner C., Schärer P.*: Seven-year results of leucite-reinforced glass-ceramic inlays and onlays. J Dent Res 77, 803 (1998).
196. *Sturzenegger B., Fehèr 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).
197. *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).
198. *Suttor D.*: Zur wirtschaftlichen Fertigung vollkeramischer Zirkonoxidrestaurationen: Ob grün, gesintert oder gehippt - ein Vergleich lohnt sich. DZW-Die Zahnarzt Woche 4 (2002).
199. *Suttor D.*: Blick in die Werkstoffkunde. ZWP Spezial 4, 32-33 (2001).
200. *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).
201. *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).
202. *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).
203. *Theunissen, G.S.A.M., Bouma, J.S., Winnbust, A.J.A., Burggraaf, A.J.*: Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. J Mater Sci 27, 4429 (1992).
204. *Thiel N.*: Vita In-Ceram® Spinell, Verarbeitungsanleitung. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002).
205. *Tinschert J.*: Materialkunde Zirkonoxid. ZWP Spezial 4, 43 (2001).
206. *Tinschert J., Natt G., Doose B., Fischer H., Marx R.*: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550 (1999).
207. *Tinschert J., Natt G., Hassenpflug S., Spiekermann H.*: Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent., 7(1); 25-45 (2004)
208. *Tinschert, J., Natt, G., Jorewitz, A., Fischer, H., Spiekermann, H., Marx, R.*: Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 55, 610-616 (2000).
209. *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).
210. *Tinschert J., Schimmang A., Fischer H., Marx R.*: Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 54, 695-699 (1999).
211. *Tinschert, J., Natt, G., Spiekermann, H.*: Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. Dent Praxis 43, 293 (2001).
212. *Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., Anusavice, K.J.*: Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent 28, 529 (2000).
213. *Valderhaug J.*: Die Bedeutung der Füllungen, Kronen und Brücken für das Parodontium. ZWR 87, 230-235 (1978).
214. *Vandiver, P. B.*: Alte Glasurtechniken. Spektrum der Wissenschaft, 98-107 (1990)
215. *Völkl L.*: Cercon® - Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental. Quintessenz 52, 811-814 (2001).

216. *Welker D., Hirschlipp A., Hollwege H.-W.:* Toxizität, Löslichkeit, Säuregrad und Fluoridabgabe von Glasiomer-Werkstoffen. *ZWR* 106, 586-683 (1997).
217. *Willer J.:* Neues CAD/CAM-System zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz. *ZWR* 107, 180-185 (1998).
218. *Windisch S., Bindl J., Mörmann W. H.:* Passgenauigkeit von vollkeramischen CEREC-CAD-CIM-Frontzahnkronen und Frontzahnkronenkappen. *Acta Med Dent Helv*, Vol 4:, 29-37 (1999).
219. *Witkowski S.:* Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor. *Quintessenz Zahntech* 28, 374-386 (2002).
220. *Wohlwend A., Schärer P.:* Die Empress-Technik; Eine neue Möglichkeit Einzelkronen, Inlays und Verblendschalen herzustellen. *Quintessenz Zahntech* 16, 966-978 (1990).
221. *Wohlwend, A. Studer, S., Schärer, P.:* Das Zirkonoxidabutment - ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastrukturen in der Implantologie. *Quintessenz Zahntech* 22, 364 (1996).
222. *Wolfart S., Wegner S.M., Al-Halabi A., Kern M.:* Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 16, 587-592 (2003).
223. *Yeo I. S., Yang J.H., Lee J.B.:* In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 90 (5), 459-464 (2003).

8 Anhang

8.1 Tabellen

Deskriptive Statistik

	N	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardab- weichung
Cercon_1_45_Typ1	366	.023956	.232374	.10440183	.056350232
Cercon_1_45_Typ2	514	.048032	.239980	.11838108	.045358808
Cercon_1_45_Typ3	298	.025024	.252961	.14256867	.049075445
Cercon_1_45_Typ4	4	.063330	.157610	.10715250	.049599004
Cercon_1_47_Typ1	403	.030720	.248949	.09979959	.055097900
Cercon_1_47_Typ2	508	.040917	.187175	.09849011	.034358157
Cercon_1_47_Typ3	337	.055843	.250848	.12142402	.047225130
Cercon_1_47_Typ4	4	.048180	.135210	.08321250	.037023625
Cercon_2_45_Typ1	408	.052005	.154292	.09391860	.026360667
Cercon_2_45_Typ2	450	.031620	.192936	.10006424	.042111119
Cercon_2_45_Typ3	238	.045102	.265832	.14760843	.056187325
Cercon_2_45_Typ4	4	.057823	.112627	.08012743	.025590822
Cercon_2_47_Typ1	193	.022517	.172800	.08449672	.049937846
Cercon_2_47_Typ2	440	.020816	.204783	.10125560	.041278405
Cercon_2_47_Typ3	255	.048895	.124029	.08404545	.015141317
Cercon_2_47_Typ4	4	.037033	.131782	.08426740	.049649744
Cercon_3_45_Typ1	204	.045611	.175264	.08445760	.030327159
Cercon_3_45_Typ2	560	.042112	.217042	.10830784	.039318334
Cercon_3_45_Typ3	324	.040238	.311611	.16217650	.076340599
Cercon_3_45_Typ4	4	.047134	.108435	.07850485	.028693527
Cercon_3_47_Typ1	352	.083804	.234483	.15312741	.040928273
Cercon_3_47_Typ2	518	.020201	.180876	.10543097	.039955130
Cercon_3_47_Typ3	325	.044534	.327050	.23328577	.064309277
Cercon_3_47_Typ4	4	.083405	.138837	.11011018	.024221242
Cercon_4_45_Typ1	301	.021446	.164778	.09719635	.037579153
Cercon_4_45_Typ2	498	.045172	.185203	.11532892	.025588036
Cercon_4_45_Typ3	295	.020045	.230522	.14667187	.041616778
Cercon_4_45_Typ4	4	.035756	.073485	.05969688	.017495645
Cercon_4_47_Typ1	380	.037430	.136992	.07044703	.018402245
Cercon_4_47_Typ2	493	.041846	.162618	.10172254	.026646407
Cercon_4_47_Typ3	295	.035570	.193298	.12155401	.037118806
Cercon_4_47_Typ4	4	.054300	.072747	.06273885	.008413307
Cercon_5_45_Typ1	383	.015793	.153151	.05849924	.029834675
Cercon_5_45_Typ2	567	.049689	.164035	.09919975	.026655285
Cercon_5_45_Typ3	302	.025691	.252990	.13115803	.062605578
Cercon_5_45_Typ4	4	.030671	.088785	.04814393	.027350362
Cercon_5_47_Typ1	354	.015675	.124333	.05475059	.021019090
Cercon_5_47_Typ2	493	.020627	.155571	.09932382	.026570549

Cercon_5_47_Typ3	310	.021935	.268495	.14853245	.065671344
Cercon_5_47_Typ4	4	.034159	.091001	.05953118	.025505928
Cercon_6_45_Typ1	360	.021066	.133386	.07100184	.027678102
Cercon_6_45_Typ2	516	.031941	.691125	.10436209	.051337370
Cercon_6_45_Typ3	306	.039751	.281344	.15147817	.052968074
Cercon_6_45_Typ4	4	.023016	.057543	.04308923	.016559154
Cercon_6_47_Typ1	313	.037858	.133106	.07725489	.019775284
Cercon_6_47_Typ2	449	.027015	.141329	.09050058	.019857488
Cercon_6_47_Typ3	315	.038033	.262232	.12937404	.054502127
Cercon_6_47_Typ4	4	.069226	.097392	.08635938	.012219993
Cercon_7_45_Typ1	362	.027946	.335315	.14774119	.081983966
Cercon_7_45_Typ2	416	.042801	.321603	.19422146	.044148731
Cercon_7_45_Typ3	271	.024242	.272803	.15945486	.064315949
Cercon_7_45_Typ4	4	.073898	.138423	.10656733	.035794382
Cercon_7_47_Typ1	334	.033411	.219164	.11321103	.052121638
Cercon_7_47_Typ2	427	.029629	.271500	.13697753	.044818035
Cercon_7_47_Typ3	249	.044557	.374924	.20570110	.103419464
Cercon_7_47_Typ4	4	.043059	.141504	.09952890	.048024264
Cercon_8_45_Typ1	244	.053397	.203886	.10808849	.044018142
Cercon_8_45_Typ2	536	.029386	.180686	.08618920	.034124615
Cercon_8_45_Typ3	322	.065471	.284581	.16747231	.062085380
Cercon_8_45_Typ4	4	.049909	.145689	.10304148	.047356763
Cercon_8_47_Typ1	353	.038426	.111760	.07446398	.018276331
Cercon_8_47_Typ2	455	.047587	.126480	.08920041	.015065037
Cercon_8_47_Typ3	271	.050570	.330494	.15447041	.074261860
Cercon_8_47_Typ4	4	.061947	.089340	.07533260	.011738165
Cercon_9_45_Typ1	400	.068806	.200495	.10087246	.026203911
Cercon_9_45_Typ2	518	.049689	.245947	.11956125	.044712912
Cercon_9_45_Typ3	316	.044443	.307167	.17105763	.063209088
Cercon_9_45_Typ4	4	.081607	.107420	.09544780	.010852880
Cercon_9_47_Typ1	358	.041961	.191510	.09627672	.027332678
Cercon_9_47_Typ2	451	.042654	.162618	.09659190	.022479715
Cercon_9_47_Typ3	294	.063240	.246456	.16305741	.046511786
Cercon_9_47_Typ4	4	.039303	.085479	.06306463	.021764720
Cercon_10_45_Typ1	430	.050970	.181256	.09940511	.026521699
Cercon_10_45_Typ2	669	.045172	.180787	.11422671	.028175874
Cercon_10_45_Typ3	391	.038526	.308341	.17603341	.065632961
Cercon_10_45_Typ4	4	.080567	.147681	.10242743	.030784661
Cercon_10_47_Typ1	393	.054206	.150715	.08951294	.020460986
Cercon_10_47_Typ2	655	.038329	.239873	.09247637	.036789814
Cercon_10_47_Typ3	392	.081309	.289098	.18551734	.049832109
Cercon_10_47_Typ4	4	.062112	.103826	.07958175	.017614978
Cerec_1_45_Typ1	532	.002339	.123757	.06445870	.035812336
Cerec_1_45_Typ2	677	.016181	.124608	.05382310	.020222475
Cerec_1_45_Typ3	400	.025071	.140032	.09633631	.024039892
Cerec_1_45_Typ4	4	.008818	.056943	.03031068	.023366086
Cerec_1_47_Typ1	594	.041754	.128514	.07238270	.020214961
Cerec_1_47_Typ2	713	.009307	.098987	.04652027	.015462875
Cerec_1_47_Typ3	436	.028282	.142640	.08343989	.024619951
Cerec_1_47_Typ4	4	.048288	.058373	.05365273	.004175350
Cerec_2_45_Typ1	491	.012440	.145304	.07858560	.019557200

Cerec_2_45_Typ2	552	.013195	.076411	.04325108	.013133732
Cerec_2_45_Typ3	277	.043755	.149066	.09348354	.024803488
Cerec_2_45_Typ4	4	.013017	.060316	.03995630	.022047575
Cerec_2_47_Typ1	426	.013069	.125080	.08356180	.024001362
Cerec_2_47_Typ2	457	.017845	.083666	.03911221	.010375907
Cerec_2_47_Typ3	255	.048895	.124029	.08404545	.015141317
Cerec_2_47_Typ4	4	.021436	.125273	.07910900	.043062346
Cerec_3_45_Typ1	417	.005849	.098074	.06675450	.021631045
Cerec_3_45_Typ2	568	.018069	.089694	.04338709	.012777766
Cerec_3_45_Typ3	329	.045677	.151343	.09128688	.022010707
Cerec_3_45_Typ4	4	.008657	.055140	.02574927	.021670334
Cerec_3_47_Typ1	433	.043589	.147151	.09285195	.026142679
Cerec_3_47_Typ2	553	.009034	.069328	.03423004	.011668546
Cerec_3_47_Typ3	339	.053485	.155571	.10434884	.022067241
Cerec_3_47_Typ4	4	.062588	.081836	.07495450	.008478460
Cerec_4_45_Typ1	496	.050914	.146978	.10231284	.017400379
Cerec_4_45_Typ2	566	.027935	.130998	.07439325	.018778060
Cerec_4_45_Typ3	362	.035298	.169085	.10984322	.025580495
Cerec_4_45_Typ4	4	.052589	.113962	.07509530	.029179424
Cerec_4_47_Typ1	481	.058283	.150732	.10555126	.017309841
Cerec_4_47_Typ2	484	.022199	.130301	.06266878	.017657318
Cerec_4_47_Typ3	283	.077169	.168770	.11353459	.016517528
Cerec_4_47_Typ4	4	.047136	.131281	.09374550	.037306610
Cerec_5_45_Typ1	470	.029370	.099952	.06430240	.016465673
Cerec_5_45_Typ2	569	.031620	.091514	.05899374	.012239899
Cerec_5_45_Typ3	360	.015464	.128991	.06906874	.023639964
Cerec_5_45_Typ4	4	.040157	.060869	.05293018	.009892907
Cerec_5_47_Typ1	473	.026012	.137782	.08247548	.029466300
Cerec_5_47_Typ2	561	.018362	.118819	.05981690	.026650292
Cerec_5_47_Typ3	326	.072275	.131309	.10132917	.013582868
Cerec_5_47_Typ4	4	.060314	.068152	.06454835	.003537847
Cerec_6_45_Typ1	380	.036221	.118823	.07525140	.018691654
Cerec_6_45_Typ2	573	.027852	.112929	.06520865	.017546381
Cerec_6_45_Typ3	318	.009977	.128323	.06425663	.024595008
Cerec_6_45_Typ4	4	.034040	.069505	.05009865	.014654619
Cerec_6_47_Typ1	485	.008709	.117005	.07896069	.024981876
Cerec_6_47_Typ2	565	.023818	.084817	.05868814	.011921941
Cerec_6_47_Typ3	355	.029216	.127702	.07718340	.023766525
Cerec_6_47_Typ4	4	.015598	.101244	.05486083	.042572808
Cerec_7_45_Typ1	419	.011520	.107606	.05451376	.022805604
Cerec_7_45_Typ2	596	.034749	.091831	.05446750	.009718025
Cerec_7_45_Typ3	307	.021096	.130261	.06818765	.026902561
Cerec_7_45_Typ4	4	.015279	.061937	.03382738	.019900527
Cerec_7_47_Typ1	404	.020850	.111682	.06701215	.020047693
Cerec_7_47_Typ2	544	.022586	.099378	.05012353	.012402705
Cerec_7_47_Typ3	341	.046355	.123970	.08481504	.015988371
Cerec_7_47_Typ4	4	.022774	.054254	.03913430	.015989787
Cerec_8_45_Typ1	431	.022428	.155135	.06971952	.021134752
Cerec_8_45_Typ2	566	.013552	.122714	.05453395	.024101289
Cerec_8_45_Typ3	346	.044557	.178870	.08887374	.022688055
Cerec_8_45_Typ4	4	.017886	.046625	.02843265	.012755780

Cerec_8_47_Typ1	419	.052124	.142169	.09591887	.022937239
Cerec_8_47_Typ2	593	.025213	.107343	.05938558	.016388289
Cerec_8_47_Typ3	353	.043350	.177036	.12547943	.027265618
Cerec_8_47_Typ4	4	.064449	.101660	.07541473	.017657268
Cerec_9_45_Typ1	398	.014896	.151471	.08944101	.032094352
Cerec_9_45_Typ2	602	.013552	.102827	.04993523	.015229883
Cerec_9_45_Typ3	342	.012951	.146499	.09047965	.022417883
Cerec_9_45_Typ4	4	.024720	.093255	.05994823	.029898609
Cerec_9_47_Typ1	471	.035942	.108005	.07853989	.016099615
Cerec_9_47_Typ2	558	.027103	.076002	.04737423	.010742505
Cerec_9_47_Typ3	357	.029208	.106321	.06414127	.017448721
Cerec_9_47_Typ4	4	.044215	.059827	.05054813	.006604982
Cerec_10_45_Typ1	407	.022843	.125017	.07261013	.028409883
Cerec_10_45_Typ2	506	.016144	.144549	.05811452	.024993519
Cerec_10_45_Typ3	364	.016161	.115255	.05739001	.018837118
Cerec_10_45_Typ4	4	.035110	.094322	.07097043	.027094446
Cerec_10_47_Typ1	372	.039750	.129222	.09488057	.018600925
Cerec_10_47_Typ2	521	.018069	.117996	.04580385	.017365343
Cerec_10_47_Typ3	294	.042700	.139389	.09350421	.017101482
Cerec_10_47_Typ4	4	.060057	.101601	.07783137	.017481518
etkon_1_45_Typ1	411	.016185	.050910	.03141879	.007262338
etkon_1_45_Typ2	550	.027077	.090343	.05966633	.013184700
etkon_1_45_Typ3	348	.020793	.083452	.05376236	.014116762
etkon_1_45_Typ4	4	.024377	.045943	.03319140	.009204230
etkon_1_47_Typ1	449	.023447	.099585	.05848934	.016728236
etkon_1_47_Typ2	496	.020375	.079326	.05089816	.013157975
etkon_1_47_Typ3	298	.040246	.115579	.07626617	.015065924
etkon_1_47_Typ4	4	.032498	.056919	.04695273	.010372534
etkon_2_45_Typ1	461	.006679	.049567	.02791167	.009108054
etkon_2_45_Typ2	574	.017631	.082427	.05189545	.013028343
etkon_2_45_Typ3	396	.028282	.118661	.06362328	.019490328
etkon_2_45_Typ4	4	.002569	.032956	.01661370	.013867361
etkon_2_47_Typ1	512	.026530	.102088	.06009799	.017695956
etkon_2_47_Typ2	712	.009034	.115891	.04460422	.016422187
etkon_2_47_Typ3	419	.058723	.124325	.09504316	.016368233
etkon_2_47_Typ4	4	.045654	.074794	.05820730	.013025972
etkon_3_45_Typ1	516	.007636	.062575	.03988698	.009617010
etkon_3_45_Typ2	610	.027103	.095521	.06039112	.016229362
etkon_3_45_Typ3	330	.030896	.107369	.06403886	.017996063
etkon_3_45_Typ4	4	.017799	.046684	.03420985	.013363721
etkon_3_47_Typ1	486	.024521	.085798	.05355482	.012943064
etkon_3_47_Typ2	658	.028317	.096848	.05858757	.015810849
etkon_3_47_Typ3	410	.034077	.094273	.06903667	.010828468
etkon_3_47_Typ4	4	.032042	.054060	.03962697	.010264043
etkon_4_45_Typ1	326	.004605	.051337	.03439857	.008526323
etkon_4_45_Typ2	598	.013552	.141752	.06267938	.029338373
etkon_4_45_Typ3	262	.026333	.101773	.06268145	.016239815
etkon_4_45_Typ4	4	.008655	.030683	.02309537	.010278052
etkon_4_47_Typ1	321	.008474	.070512	.04336755	.012086586
etkon_4_47_Typ2	365	.018416	.135515	.06192056	.026379247
etkon_4_47_Typ3	254	.047644	.127316	.08408591	.017997360

etkon_4_47_Typ4	4	.029845	.042527	.03489227	.005612174
etkon_5_45_Typ1	481	.008709	.073845	.03749855	.012600393
etkon_5_45_Typ2	591	.013552	.117446	.07104958	.025330154
etkon_5_45_Typ3	396	.024008	.076792	.05141272	.013793231
etkon_5_45_Typ4	4	.004552	.029065	.01564063	.011301485
etkon_5_47_Typ1	498	.030259	.087252	.05805217	.012289190
etkon_5_47_Typ2	558	.036137	.106045	.06710516	.019458006
etkon_5_47_Typ3	337	.027103	.083605	.06066878	.011974962
etkon_5_47_Typ4	4	.033896	.065015	.04462643	.014344959
etkon_6_45_Typ1	458	.005739	.062689	.03311468	.016569997
etkon_6_45_Typ2	536	.027103	.105670	.06827334	.015498271
etkon_6_45_Typ3	361	.045172	.143735	.08405198	.017573911
etkon_6_45_Typ4	4	.012733	.048457	.03108140	.019865206
etkon_6_47_Typ1	450	.026474	.102394	.05345776	.016423574
etkon_6_47_Typ2	609	.018069	.122855	.06363333	.021476795
etkon_6_47_Typ3	379	.053153	.144474	.09472746	.020112759
etkon_6_47_Typ4	4	.036047	.070007	.05113298	.014625964
etkon_7_45_Typ1	550	.005093	.047592	.03136669	.008403815
etkon_7_45_Typ2	680	.031620	.109070	.07337814	.014580782
etkon_7_45_Typ3	373	.037756	.098846	.06690698	.014869410
etkon_7_45_Typ4	4	.003344	.022978	.01012488	.008826213
etkon_7_47_Typ1	546	.009000	.062055	.04085871	.011090527
etkon_7_47_Typ2	619	.031620	.121963	.07156114	.018428390
etkon_7_47_Typ3	495	.025940	.094687	.05513476	.014585204
etkon_7_47_Typ4	4	.002148	.038373	.02274975	.015457975
etkon_8_45_Typ1	428	.001180	.065599	.03619187	.016962117
etkon_8_45_Typ2	620	.013552	.191412	.08797309	.060603811
etkon_8_45_Typ3	376	.012269	.147294	.07349953	.033972700
etkon_8_45_Typ4	4	.002086	.023923	.00842167	.010383656
etkon_8_47_Typ1	494	.007415	.075940	.04619378	.014833035
etkon_8_47_Typ2	582	.027103	.164177	.09373654	.034956507
etkon_8_47_Typ3	364	.050396	.126190	.08799306	.019869283
etkon_8_47_Typ4	4	.008422	.039946	.01811222	.014905588
etkon_9_45_Typ1	493	.004194	.093153	.03937411	.024368745
etkon_9_45_Typ2	650	.019263	.149066	.07975213	.041277884
etkon_9_45_Typ3	336	.049432	.171652	.09280113	.025854599
etkon_9_45_Typ4	4	.004327	.036283	.01848501	.014305579
etkon_9_47_Typ1	432	.011911	.072960	.05292702	.013106142
etkon_9_47_Typ2	475	.027103	.144549	.08695990	.031531970
etkon_9_47_Typ3	318	.061423	.159705	.10240550	.022745848
etkon_9_47_Typ4	4	.012913	.038120	.02075785	.011721151
etkon_10_45_Typ1	408	.013482	.075741	.04462729	.016480447
etkon_10_45_Typ2	286	.049689	.115617	.07561217	.012814143
etkon_10_45_Typ3	286	.049689	.115617	.07561217	.012814143
etkon_10_45_Typ4	4	.012331	.028775	.01889790	.007836394
etkon_10_47_Typ1	407	.033630	.077546	.05627051	.009338724
etkon_10_47_Typ2	429	.040654	.130342	.09064354	.019497118
etkon_10_47_Typ3	274	.059161	.143482	.09018923	.015299670
etkon_10_47_Typ4	4	.025457	.042968	.03538023	.007803396

Tab. 19: statistische Auswertung der 240 Einzeldateien (siehe Abb. 81 Dateistruktur).
Man beachte die unterschiedliche Messwertanzahl der Proben (N)

Proben- Nummer	Aufpasszeit [min]		
	etkon	Cerec	Cercon
1	9	22	48
2	12	16	22
3	8	21	42
4	4	37	34
5	5	18	27
6	3	14	23
7	6	12	61
8	7	19	21
9	8	16	34
10	7	25	28

Tab. 20: Aufpasszeiten der einzelnen Proben der drei untersuchten Systeme

8.2 Materialliste

Produkt	Firma	Standort
Accutom-2	Struers	Ballerup, DK
Axioskop 2	Carl Zeiss AG	Oberkochen
Camera Shooting Software	Fujifilm Photo Film Europe GmbH	Düsseldorf
Cercon smart ceramics®	DeguDent	Hanau
Cercon®base 30	DeguDent	Hanau
Cercon®heat-Sinterofen	DeguDent	Hanau
Cerec® inLab	Sirona	Bensheim
Dial Caliper 300MM	Kori Seiki-LP	Japan
ELV 0,35/165	Thermo-STAR GmbH	Aachen
Ergo-Präp-Set	Komet®	Lemgo
Fine Pix S1 Pro	Fujifilm Photo Film Europe GmbH	Düsseldorf
Fräsgerät F1	DeguDent	Hanau
Frasacozähne und -modell	Frasaco	Tettwang

Füllmaterial Kronenhalter	Sirona	Bensheim
Impregum®	3M Espe®	Seefeld
In-Ceram®-Distanzlack	Vita Zahnfabrik	Bad Säckingen
Intra matic - Lux 2-24 LS	KaVo Dental	Biberach
Ketac-Cem®-Aplicap	3M Espe®	Seefeld
Kontursil	Siladent	Goslar
Liquicol	Renfert	Hilzingen
Palavit G	Heraeus Kulzer GmbH	Hanau
Optimas 6.5	MediaCybernetics	Silver Spring, USA
Optosil® comfort	Heraeus Kulzer GmbH	Hanau
Pro-Temp™3Garant™	3M Espe®	Seefeld
Protesil	Krupp	Düsseldorf
ResinRock	Whip Mix® Europe GmbH	Dortmund
S-U-Ästhetikwachs	Schuler Dental	Ulm
Scan-Spray	Dentaco	Bad Homburg
Scanner es1	etkon AG	Gräfelfing
Scanpuder	DeguDent	Hanau
SPSS Version 12.0	SPSS Inc.	Chicago, USA
Stemi 1000	Carl Zeiss AG	Oberkochen
VITA In-Ceram® Alumina Cube for Cerec®	Vita Zahnfabrik	Bad Säckingen
Vita In-Ceram® YZ-Cube for Cerec® YZ-40	Vita Zahnfabrik	Bad Säckingen
Xawex G100	Xawex AG	Ebmatingen, CH
ZENO 4820 Premium- Fräsmaschine	i-mes Dental GmbH	Eiterfeld

9 Danksagung

Mein besonderer Dank richtet sich an all diejenigen, die mich während der Zeit der Forschungs- und Diskussionsarbeit begleitet und unterstützt haben, und ohne deren Hilfe der erfolgreiche Abschluss der Dissertationsschrift weitaus schwerer gewesen wäre.

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München, für die Bereitstellung der Dissertationsarbeit und Nutzungsmöglichkeit der Einrichtungen der Poliklinik.

Für die wissenschaftliche und freundschaftliche Beratung möchte ich mich ganz herzlich bei Oberarzt Dr. Florian Beuer bedanken. Eine Betreuung mit derart schneller und kompetenter Hilfe wünsche ich jedem zukünftigen Doktoranden.

Weiterhin gilt mein besonderer Dank Zahntechnikermeister Achim Frey, der mich über weite Strecken mit Rat und Tat überaus freundlich unterstützt hat, sowie dem gesamten Zahntechnikerteam der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, das mir immer wieder hilfsbereit unter die Arme gegriffen hat.

Herrn Dr. Dipl. Ing. Kurt Erdelt danke ich für die technische Unterstützung vor allem in Fragen der Datenverarbeitung.

Doch meine größte Dankbarkeit möchte ich hiermit meinen Eltern und meiner Freundin Katrin Starken aussprechen, die mich nicht nur durch diverses Korrekturlesen entlastet haben. Ohne Euren ständigen Zuspruch und Eure motivierenden Worte wäre diese Arbeit niemals fertiggestellt worden. Danke für Eure Rücksichtnahme und Euer Verständnis für so manche Laune, zu der ich mich während der Fertigstellung dieser Arbeit vielleicht hinreißen ließ.

10 Lebenslauf

Name: Tilmann Fischer
Geburtsdatum: 26. August 1977
Geburtsort: München
Familienstand: ledig
Eltern: Dr. Karl-Heinz Fischer, Zahnarzt
OStR Christiana Fischer, geb. Zerle, Lehrerin

Schulbildung:

1983-1987: Grundschule (Ährenfeldschule Gröbenzell)
1987-1996: mathematisch-naturwissenschaftlicher Zweig des
Gymnasiums (Gymnasium Gröbenzell)
28.06.1996: Allgemeine Hochschulreife

Universitäre Ausbildung:

1996-2002: Studium der Zahnheilkunde an der LMU München
23.10.1997: naturwissenschaftl.-zahnärztl. Vorprüfung
22.04.1999: zahnärztliche Vorprüfung
WS 01/02: zahnärztliche Prüfung
20.02.2002: Approbation als Zahnarzt

Berufstätigkeit:

2002-2004: Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der LMU München,
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik,
Leiter: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet
seit 11/2004: Tätigkeit als Entlastungsassistent in freier Praxis