

Lichtmikroskopische Passungsanalyse
von
vollkeramischen Brücken verschiedener Systeme

Christian Stieglbauer

2005

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. Dr.h.c. Wolfgang Gernet

Lichtmikroskopische Passungsanalyse
von
vollkeramischen Brücken verschiedener Systeme

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

Vorgelegt von
Christian Stieglbauer
aus Tegernsee

2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. Peter Pospiech
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. K. H. Kunzelmann Prof. Dr. I. Rudzki-Janson
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr.h.c. K. Peter
Tag der mündlichen Prüfung:	22.02.2005

In großer Dankbarkeit meiner Mutter und meinem
verstorbenen Vater gewidmet.

1	EINLEITUNG.....	1
2	LITERATURÜBERSICHT.....	2
2.1	Historie.....	2
2.2	Vor- und Nachteile vollkeramischer Restaurationen.....	3
2.3	Charakterisierung der verwendeten vollkeramischen Systeme.....	4
2.3.1	In-Ceram-Schlickertechnik.....	4
2.3.2	IPS Empress 2.....	6
2.3.3	Celay.....	7
2.3.4	DCS Precident.....	8
2.4	Passgenauigkeit.....	9
2.4.1	Allgemeines über die Passgenauigkeit.....	9
2.4.2	Untersuchungen zur Passgenauigkeit der verschiedenen vollkeramischen Systeme.....	12
2.4.2.1	In-Ceram-Schlickertechnik	12
2.4.2.2	IPS Empress 2.....	12
2.4.2.3	Celay	13
2.4.2.4	DCS Precident	13
3	MATERIAL UND METHODE.....	14
3.1	Modellherstellung.....	15
3.2	Brückenherstellung	17
3.2.1	In-Ceram-Schlickertechnik.....	17
3.3.2	IPS Empress 2.....	20
3.3.3	Celay.....	21
3.3.4	DCS Precident.....	23
3.4	Probenherstellung.....	23
3.5	Versuchsdurchführung	24
3.6	Versuchsauswertung	26

4	ERGEBNISSE.....	27
4.1	Absolute zervikale Diskrepanz.....	27
4.1.1	Die Systeme im Vergleich.....	27
4.1.2	Vergleich der absoluten zervikalen Diskrepanz innerhalb der Systeme an den verschiedenen Messlokalisationen	29
4.1.2.1	In-Ceram-Schlickertechnik	30
4.1.2.2	IPS Empress 2.....	31
4.1.2.3	Celay	32
4.1.2.4	DCS Precident	33
4.2	Marginaler Randspalt	34
4.2.1	Randspaltverteilungen.....	34
4.2.2	Marginaler Randspalt der verschiedenen Systeme im Vergleich	37
4.2.3	Marginaler Randspalt an verschiedenen Lokalisationen.....	38
4.2.3.1	In-Ceram-Schlickertechnik	39
4.2.3.2	IPS Empress 2.....	40
4.2.3.3	Celay	42
4.2.3.4	DCS Precident	43
4.3	Äußere und innere Zementspalten im Vergleich.....	45
4.4	Stufenbildung.....	50
4.4.1	Horizontale marginale Diskrepanz.....	50
4.4.2	Vertikale marginale Diskrepanz	51
5	DISKUSSION.....	53
5.1	Absolute zervikale Diskrepanz.....	53
5.2	Marginaler Randspalt	55
5.3	Konstanz der Zementfuge	58
5.4	Stufenbildung.....	58
5.5	Methodenkritik.....	59
5.5.1	Aufpassarbeiten.....	59
5.5.2	Zementierung	59
5.5.3	Messtechnik	61
5.6	Schlussfolgerungen	62

6	ZUSAMMENFASSUNG.....	64
7	LITERATURVERZEICHNIS.....	65
8	ANHANG.....	74
8.1	Messtabellen.....	74
8.2	Verwendete Materialien	74
8.3	Verwendete Geräte	76
8.4	Danksagung	77
8.5	Curriculum vitae	78

1 EINLEITUNG

Keramische Werkstoffe rücken heutzutage stark in das Interesse der Dentalindustrie. Eigenschaften wie geringe Wärmeleitfähigkeit, Farbstabilität, geringe Fähigkeit zur Plaqueanlagerung wie auch das wachsende Bedürfnis der Patienten nach Ästhetik und Biokompatibilität spielen hierbei eine große Rolle [50, 64, 69, 79].

Jedoch lag der Schwachpunkt keramischer Werkstoffe noch bis vor wenigen Jahren in einer äußerst geringen Zug- und Biegefestigkeit, weshalb Kronen- und Brückenversorgungen vorwiegend metallkeramischen Systemen vorbehalten waren [11, 58]. Erst mit Einführung der Aluminiumoxidkeramik In-Ceram (Fa. Vita Zahnfabrik) konnten ab 1989 mittels Schlickertechnik erfolgreich vollkeramische Versorgungen gefertigt werden, deren Bruchfestigkeit zumindest im Bereich von Einzelkronen den metallkeramischen Versorgungen nahe kam [9, 24, 58]. Jedoch ist die Herstellung des Gerüsts, welches im Anschluss daran mit Feldspatkeramik verblendet wird, als technisch schwierig einzustufen. Grund hierfür ist, dass dem Zahntechniker völlig neue Verarbeitungstechniken abverlangt werden. Herstellungsbedingte Fehler können zur Gefügeinhomogenität und dadurch zur frühen Ermüdung der Restauration führen. Um dieser Problematik entgegenzuwirken, wurde versucht, industriell vorgefertigte Aluminiumoxidblöcke zu verarbeiten. Das Celay-System (Fa. Mikrona) bietet diese Möglichkeit. Dabei wird das Kronen- bzw. Brückengerüst aus Komposit vorgefertigt und im Kopierfräsverfahren durch manuelle Abtastung aus einem In-Ceram-Alumina-Block geschliffen. Mit CAD/CAM-Systemen (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) wie das DCS Precident (Fa. DCS Dental AG) wurde versucht, diese Vorgänge zu automatisieren. Ein anderer Weg wurde von der Fa. Ivoclar mit dem System IPS Empress 2 eingeschlagen, wobei das Keramikgerüst durch Heißpressung nach Wachsmodellation hergestellt wird [16].

Es stellt sich jedoch die Frage, ob diese neueren Systeme hinsichtlich der Passgenauigkeit der damit hergestellten Restaurationen mit der In-Ceram-Schlickertechnik vergleichbar sind.

Ziel der In-vitro-Studie war es, die Passgenauigkeit von Seitenzahnbrücken der vollkeramischen Systeme In-Ceram-Schlickertechnik, IPS Empress 2, Celay und DCS Precident unter möglichst kliniknahen Bedingungen zu untersuchen.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 Historie

Seit geraumer Zeit werden keramische Werkstoffe in der Zahnmedizin verwendet. Die vorwiegende Anwendung lag im Bereich von vollkeramischen Einzelkronen und Verblendmaterial [73].

Die heutige Keramik leitet sich von dem bereits 700 n. Chr. in China gefertigten Porzellan mit den Grundbestandteilen Feldspat, Quarz und Kaolin ab. Durch Arbeiten des Alchimisten J. F. Böttger entstand 1710 in Meißen die erste europäische Porzellanmanufaktur. Um 1900 wurden in Deutschland die ersten Fabriken zur Herstellung von künstlichen Zähnen aus Porzellan errichtet. Bereits 1896 wurde von C. H. Land ein Verfahren entwickelt, um Mantelkronen aus keramischen Massen herzustellen [6]. Diese sog. „Jacketkronen“ setzten sich seit 1925 auch in Deutschland durch [66]. Jedoch hatte der verwendete Keramikwerkstoff eine geringe mechanische Festigkeit, weswegen viel Zahnschicht geopfert werden mußte, um eine ausreichende Restaurationsschichtstärke zu erhalten. Deshalb wurde Ende des 19. Jahrhunderts versucht, diese Porzellankronen durch Metall (Platin-Iridium-Legierung) zu verstärken [66]. 1962 wurde von der Fa. Vita Zahnfabrik in Kooperation mit der Fa. Degussa erstmals in Europa ein metallkeramisches System angeboten (Degudent U/VMK) [76]. Mit Einführung der Vitadur-N-Kernmasse (Fa. Vita Zahnfabrik), deren Unterschied zur herkömmlichen Feldspatkeramik darin bestand, dass der Aluminiumoxidanteil deutlich erhöht war, konnten Festigkeitswerte erreicht werden, die wesentlich höher waren als die der herkömmlichen Verblendkeramik [48, 77]. Durch deren Weiterentwicklung, die sog. Hi-Ceram-Keramik (Fa. Vita Zahnfabrik), die sich durch einen wiederum erhöhten Aluminiumoxidanteil auszeichnete, war es erstmals möglich, ausreichend stabile vollkeramische Seitenzahnkronen zu fertigen [10].

Doch erst 1989 konnten mit der Einführung von In-Ceram (Fa. Vita Zahnfabrik) erstmals stabile vollkeramische Brücken realisiert werden [33, 60]. Es handelt sich hierbei um ein aluminiumoxidverstärktes Verbundsystem, welches aus einem gesinterten Aluminiumoxidgerüst besteht, dessen Festigkeit durch die Infiltration mit Lanthanglas resultiert [32].

2.2 Vor- und Nachteile vollkeramischer Restaurationen

Vorteile:

- hohe Biokompatibilität
- geringe Plaqueakkumulation
- hohe Druckfestigkeit
- geringe Wärmeleitfähigkeit
- Farbstabilität
- keine Korrosion
- hervorragende ästhetische Möglichkeiten

Nachteile:

- geringe Zugfestigkeit
- geringe Biegefestigkeit
- teilweise hoher Substanzabtrag nötig
- lange Prozesszeiten

Die großen Vorteile vollkeramischer Systeme liegen in der Biokompatibilität, der verringerten Plaqueakkumulation, hervorragender ästhetischer Möglichkeiten, einer hohen mechanischen Festigkeit auf Druck sowie einer geringen Wärmeleitfähigkeit und Farbstabilität [50, 79]. Darüber hinaus findet bei den keramischen Werkstoffen keinerlei Korrosion statt [56].

Unter Verwendung von vollkeramischen Restaurationen ist es unter Umständen möglich, Kronenränder auch im Frontzahnggebiet ohne große ästhetische Einschränkung supragingival zu legen. Die Lage des Kronenrandes ist bezüglich parodontaler Gesundheit von immenser Bedeutung. Nach LEON [41] sind sogar klinisch völlig einwandfreie Restaurationen, sofern deren Ränder subgingival platziert sind, ein wichtiger Faktor für das Entstehen einer parodontalen Erkrankung. Aus diesem Grund fordern Autoren im Allgemeinen mindestens äquigingivale, besser jedoch supragingivale Restaurationsränder, sofern die Defektausdehnung dies zulässt [29, 30, 41, 42, 53, 71, 72]. Ausnahme hierbei können Versorgungen älterer Patienten sein, wobei es aus Gründen wie Xerostomie oder eingeschränkter Mundhygiene nötig sein mag, eine Restauration subgingival enden zu lassen [51].

Als problematisch ist jedoch die Zug- und Biegefestigkeit keramischer Werkstoffe zu bewerten. Aus diesem Grund blieben prothetische Restaurationen im Allgemeinen seit über 40 Jahren den metallkeramischen Systemen vorbehalten [11, 58].

Die Ursache liegt dem Bindungstyp innerhalb der Keramik zugrunde. Die Atome bzw. Molekülgruppen sind durch ionische oder kovalente Bindungen miteinander verknüpft.

Wird jedoch eine kovalente Bindung durch Überbeanspruchung einmal geöffnet, kann sie nur bei sehr hohen Temperaturen wieder geknüpft werden. Bei den in der Mundhöhle vorliegenden Temperaturen können sich so im Gegensatz zu metallischen Werkstoffen diese Mikrorisse nicht schließen und setzen sich bei weiteren Belastungsüberschreitungen weiter fort, bis es letztendlich zum Bruch kommt. Keramik erscheint also im Vergleich zu metallischen Werkstoffen als spröde und bruchempfindlich [77].

Als weiterer Nachteil vollkeramischer Systeme ist der im Vergleich zur Metallkeramik teilweise hohe Substanzabtrag zu nennen. Einerseits resultiert dies daher, dass für eine vollkeramische Kronen- und Brückenversorgung eine Stufen- oder ausgedehnte Holkehlpräparation gefordert wird [22, 45, 79]. Andererseits müssen aus Stabilitätsgründen relativ hohe Mindestschichtstärken der keramischen Gerüste eingehalten werden. Nach KAPPERT [34] beträgt bei In-Ceram-Brücken die Mindestwandstärke des Gerüsts 0,6 mm. EDELHOFF [16] fordert für das System IPS Empress 2 sogar eine Mindeststärke von 0,8 mm.

Nachteilig sind auch die teilweise hohen Prozesszeiten wie beispielsweise der Sinterbrand der In-Ceram-Technik (Brandzeit: 10 Stunden) [11, 60].

2.3 Charakterisierung der verwendeten vollkeramischen Systeme

2.3.1 In-Ceram-Schlickertechnik

Aluminiumoxidkeramiken zählen unter anderem wegen ihrer günstigen Kosten-Nutzen-Relation zu den weltweit am verbreitetsten und am besten untersuchten keramischen Werkstoffen. Sie finden ihren Nutzen zum Beispiel in Dichtungsplatten von Wasserhähnen oder im Bereich der Allgemeinmedizin als Hüftgelenkprothesen [56]. In-Ceram wurde von Dr. Sadoun aus Paris entwickelt und 1989 von der Fa. Vita Zahnfabrik zur Produktionsreife gebracht.

Das Kernmaterial besteht aus Aluminiumoxidpulver mit einer Korngröße von 2 bis 5 μm [32]. Eine Verarbeitungsanweisung ist veröffentlicht von CLAUS [11], KERN et al. [36] und PRÖBSTER [60]. Mittels Spezialflüssigkeit wird eine dünnflüssige

Suspension, der sog. Schlicker, gefertigt. Schlicker sind Aufschwemmungen von unlöslichen Pulvern in einer Flüssigkeit und werden schon seit langem in der Keramikindustrie verwendet, um Tonwaren zu gießen. Zum einen kann das Gerüst mittels Pinsel auf den Stumpf aufgetragen und so modelliert werden. Zum anderen kann es nach einem Wax-up gegossen werden. Nach dem Sinterbrand entsteht ein poröses Gerüst. Im sog. Glasinfiltrationsbrand kristallisieren die abgerundeten Aluminiumoxid-Körner in plättchenförmige Kristalle, mit einem maximalen Durchmesser von etwa 5 μm und einer Dicke von 2 μm [32]. Gleichzeitig werden die kleinen Hohlräume des fein porösen Al_2O_3 -Körpers mit der Schmelze von Lanthanglas durch Kapillarkräfte gefüllt [39]. Die dichte Kornpackung der Aluminiumoxidpartikel führt zu einer äußerst hohen Verfestigung der Keramik und zu einer effektiven Behinderung der Rissausbreitung [59]. So zeigt In-Ceram nach KAPPERT [32, 34], PRÖBSTER [61] und SCHWICKERATH [67, 68] im Vergleich zu früheren dentalkeramischen Systemen wesentlich verbesserte mechanische Eigenschaften.

Für die Beanspruchung der natürlichen Zähne im Seitenzahnggebiet gibt SCHWICKERATH [69] einen Wert von 400 N an. KAPPERT [34] kam bei der Bruchfestigkeit einer dreigliedrigen Brücke (von 25 auf 27) je nach Versuchsanordnung zu unterschiedlichen Ergebnissen. Jedoch wurde auch nach Dauerlasttest eine Grenze von 600 N nicht unterschritten. So war es durch In-Ceram erstmals ermöglicht, kurzspannige vollkeramische Brücken, insbesondere im Frontzahnbereich, herzustellen [31, 60].

PRÖBSTER [59] untersuchte In-Ceram-Vollkronen auf Misserfolge wie zum Beispiel Karies, Sensibilitätsverlust, sondierbaren Randspalt, Verblendungsfraktur und Hartkernfraktur. Dabei ergab sich nach sechs Jahren eine Erfolgsquote von 63,5 %. McLARENS [47] In-vivo-Studie ergab, dass nach drei Jahren die Frakturquote von In-Ceram-Einzelkronen bei lediglich 2 % lag. HADGIS [27] kam zum Ergebnis, dass die ästhetischen Ergebnisse und die Biokompatibilität von In-Ceram exzellent seien.

Als großer Nachteil des Werkstoffes In-Ceram ist anzuführen, dass diese Art Keramik nicht ätzbar ist, was eine adhäsive Restaurationseingliederung in Frage stellt [55].

2.3.2 IPS Empress 2

Seit 1990 können mit dem System IPS Empress (Fa. Ivoclar) im Heißpressverfahren vollkeramische Restaurationen hergestellt werden [81]. Dabei wird das Gerüst in Wachs modelliert und mittels Spezialmasse eingebettet. Unter Druck wird die durch Temperatur plastifizierte keramische Masse in diese Form gepresst [16]. Verwendet werden hierbei Rohlinge, die in verschiedenen Farben und Größen erhältlich sind. Die Vorteile bestehen darin, dass der Zahntechniker hierbei bereits erlernte Fähigkeiten aus der Metallverarbeitung anwenden kann und die Verarbeitungszeit im Vergleich zur konventionellen In-Ceram-Technik deutlich geringer ist. Der Indikationsbereich von IPS Empress lag jedoch aufgrund der verwendeten Keramik (leuzitverstärkte Keramik) und ihrer geringen Festigkeitswerte bei adhäsiv befestigten Keramikschaalen, Inlays, Onlays, Teilkronen und Frontzahnkronen. Die Herstellung vollkeramischer Brücken konnte nur mit anderen Systemen realisiert werden [4, 16, 23, 34, 58].

Die 1999 eingeführte Lithium-Disilikat-Glaskeramik IPS Empress 2 (Fa. Ivoclar) wird wie deren Vorgänger IPS Empress verarbeitet. Durch das neue Gerüstmaterial ist es nun möglich, mit diesem Verfahren Seitenzahnkronen und dreigliedrige Brücken (das Brückenglied sollte dabei nicht mehr als eine Prämolarenbreite aufweisen) herzustellen [16]. Laut Hersteller Ivoclar handle es sich bei IPS Empress 2 um eine Glaskeramik mit Lithiumdisilicat- und Lithiumorthophosphat-Kristallen.

	IPS Empress 2	IPS Empress
3-Punkt-Biegefestigkeit nach ISO 6872 (Mpa)	350 ± 50	120
Bruchzähigkeit, einseitig gekerbte Probe (Mpa m ^{1/2})	3,2 ± 0,3	1,2
Linearer thermischer Ausdehnungskoeffizient (µm/mK)	10 - 11	15 ± 0,5
Temperatur für die Heißpressung (°C)	920	1180
Aufbringen der Sinterkeramiken bei der Schichttechnik (°C)	800	910

Tab. 2.1: *Eigenschaften der IPS Empress 2-Gerüstkeramik im Vergleich zur konventionellen IPS Empress-Glaskeramik für die Schichttechnik nach Angaben des Herstellers*

Nach EDELHOFF [16], und ZAWTA [82] seien die Möglichkeiten des IPS Empress 2 Systems hervorragend, ästhetische Restaurationen zu fertigen. Der Grund hierfür läge in einer Lichttransmission und Reflektion, die dem natürlichen Zahn sehr ähnlich seien.

2.3.3 Celay

Das Ce(ramic)lay(ing)-System wurde von dem Maschinenbauer und Zahnarzt S. Eidenbenz in Zusammenarbeit mit der Firma Mikrona entwickelt [25].

Das herzustellende Brückengerüst wird hierbei mit einem lichthärtenden Komposit modelliert und über einen mechanischen Abtastvorgang und synchrones Schleifen auf einen keramischen Rohling übertragen [18]. Dazu können industriell gefertigte Al_2O_3 -Blöcke, die sog. „Alumina Blanks“ der Fa. Vita Zahnfabrik, verwendet werden. In diesem Fall muss das Gerüst anschließend noch infiltriert werden. Außerdem besteht die Möglichkeit, bereits infiltrierte In-Ceram-Blöcke zu schleifen.

Die großen Vorteile sind bei diesem System durch die Verwendung industriell vorgefertigter Materialien gegeben. So kann im Vergleich zur konventionellen Schlickertechnik ein homogeneres Gefüge des Gerüsts erreicht werden, was sich positiv auf die Belastungswerte der Restauration auswirkt. RINKE [63] verglich vollkeramische Kronen, die zum einen mittels konventioneller In-Ceram-Technik gefertigt und zum anderen aus industriell gesinterten In-Ceram-Blöcken mittels Celay kopiergefräst wurden. Dabei zeigten die kopiergefrästen Kronen höhere Werte hinsichtlich der Bruchfestigkeit.

Desweiteren wird die Herstellungszeit des Gerüsts im Vergleich zur Schlickertechnik deutlich verkürzt. So entfällt sowohl die Herstellung des Spezialgipsmodells, als auch der Sinterbrand (Prozesszeit: 10 Stunden). Darüber hinaus kann die Infiltrationszeit deutlich verringert werden. Auch die Kosten für den Spezialofen (Inceramat), der für den Sinterbrand benötigt wird, können eingespart werden [64].

2.3.4 DCS Precident

Dieses System zählt zu den sog. CAD/CAM-Systemen. Die Verwendung computergestützter Fertigungstechniken in der Zahntechnik verfolgt das Ziel, die Präzision der Werkstücke zu erhöhen, die Qualität durch Verwendung homogener industriell vorgefertigter Rohmaterialien zu verbessern und die Herstellungskosten zu senken [1, 3, 78].

Allgemein bestehen derartige Systeme aus dem Digitizer (System zur Datenerfassung) bzw. Scanner, der Software und einem Schleifsystem [43]. Voraussetzung ist ein Sägeschnittmodell aus Superhartgips oder Modellkunststoff. Beim Datenerfassungssystem handelt es sich hierbei um ein Laser-Abtastsystem, dem sog. Preciscan. Bestimmte Parameter können am PC eingestellt werden. Dazu gehören sowohl die Wandstärke der Restauration, der Zementspalt und der Zusatzspalt, die Mittelpunkte und Radien der Brückenzwischenlieder, als auch die Definition der oberen und unteren Begrenzung der Verbindungen zum Brückenzwischenlied und der vestibular-oralen Ausdehnung der Verbindungen zum Brückenzwischenlied. Anschließend wird das Gerüst mittels CNC-Fräse hergestellt. Je nach Werkstoff dauert dieser Vorgang 1,5 bis 8 Stunden. Als Schleif- bzw. Fräskörper können sowohl Blöcke aus Titan, In-Ceram (infiltriert) und Zirkonoxidkeramik, als auch gesinterte In-Ceram-Blöcke verwendet werden [43].

2.4 Passgenauigkeit

2.4.1 Allgemeines über die Passgenauigkeit

Begriffsproblematik

Nach HOLMES [28] ist die Passgenauigkeit ein äußerst wichtiger Parameter für den Langzeiterfolg einer dentalen Restauration.

Der Begriff Passgenauigkeit wirft jedoch gewisse Probleme auf. Laut HOLMES [28] liegt eine unklare Terminologie zur Passgenauigkeit vor. Es werden je nach Untersucher gleiche Bezeichnungen für unterschiedliche Messstrecken verwendet. Dies hat zur Folge, dass die Vergleichbarkeit unterschiedlicher Studien erschwert oder gar unmöglich ist. Des weiteren kommt hinzu, dass die verschiedenen Autoren sich unterschiedlicher Versuchsbedingungen und Auswertungsstrategien bedienen und zudem oftmals unvollständige Angaben zur Messmethodik und statistischen Auswertung machen [5].

Allgemein gültige Definitionen

Nach DEMMEL [12] ist die Passgenauigkeit durch die „zervikale Diskrepanz“ (Abstand vom Kronenrand zur Präparationsgrenze) und durch den „Randspalt“ (Abstand von Kroneninnenkante zum Zahnstumpf) definiert.

HOLMES [28] spricht davon, dass man die Passung einer Versorgung am besten durch den Passungsfehler zwischen Restauration und Zahn ausdrücken könne. Dabei gibt er die in Abb. 2.1 aufgetragenen Messstellen an.

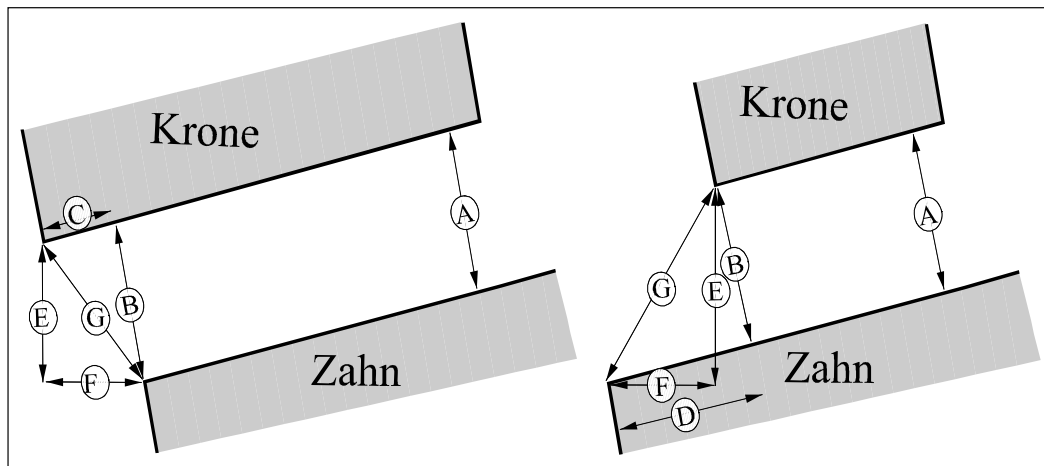


Abb. 2.1: Terminologie nach HOLMES [28] für überkonturierte (links) und unterkonturierte (rechts) Restaurationsränder

A	Innerer Spalt
B	Randschluss
C	Überextendierter Rand
D	Unterextendierter Rand
E	Vertikale marginale Diskrepanz
F	Horizontale marginale Diskrepanz
G	Absolute marginale Diskrepanz

Tab. 2.2: Terminologie der Messstrecken

Sowohl Messstrecke A, als auch B entstehen als Lot von der Zahnoberfläche auf die Restaurationsfläche. E steht parallel zur Zahnachse und F senkrecht dazu.

Relevanz der Passgenauigkeit dentaler Restaurationen

In-vivo-Studien haben gezeigt, dass es eine enge Verbindung zwischen marginaler Passgenauigkeit von zahnärztlichen Versorgungen und dem Zustand des Parodonts gibt. So führen große Randspalten zu einem größeren Plaque-Index und einem reduzierten parodontalen Gesundheitszustand [30, 72]. Vorwiegend Brückenkonstruktionen sind aufgrund der Verblockung für den Patienten schwieriger zu reinigen als Einzelkronen. BUTH et al. [8] haben eine signifikante Erhöhung des SBI und API nach Brückeninsertion festgestellt. Auch stellte KNAPPWOST [37] fest, dass die Auflösungsgeschwindigkeit des Zements mit der dritten Potenz der Spaltbreite wächst. Durch Akkumulation der Plaque wächst an solchen Stellen die Gefahr der Sekundärkaries und parodontaler Erkrankungen. Laut KRÖNCKE [40] stellt wiederum Sekundärkaries die häufigste Ursache für das Scheitern einer prothetischen Versorgung dar. Auch KARLSSON [35] spricht davon, dass Sekundärkaries im Bereich des Kronenrandes der hauptsächliche Grund für eine Erneuerung der Konstruktion sei. Laut FAYYAD [20] ist sogar die primäre Ursache für das Versagen einer Brückenkonstruktion eine parodontale Erkrankung. Sekundärkaries nennt er an zweiter Stelle. JAMESON [29] hat die fehlerhafte marginale Konturierung von Kronen und deren Folgen untersucht. Er kam zum Schluss, dass sowohl Über- als auch Unterkonturierung im zervikalen Bereich schädigende Folgen auf das Parodontium hätten, wobei die Überkonturierung als wesentlich nachteiliger einzuschätzen sei. In diesem Zusammenhang ermittelte SPIEKERMANN [74] in einer histologischen Untersuchung, dass 73,6 % aller prothetischen Versorgungen überkonturiert sind.

Über das Maß, inwieweit ein Randschluss noch klinisch akzeptabel ist, unterscheiden sich die Meinungen der verschiedenen Autoren. Unwidersprochen bleibt jedoch MEINERS´ [52] Aussage, dass ein schmaler Randspalt mit geringeren klinischen Problemen behaftet ist als eine breite Randfuge. Nach REHBERG [62] liegt ein „exakter Randschluss“ bei unter 20 µm. WEIKART [80] fordert 5 bis 20 µm. PAMEIJER [54] jedoch hält Werte um die 20 µm für nur im Labor erreichbar. Er gibt eine Idealgröße von 50 bis 60 µm an. MCLEAN [49] hingegen gibt eine maximale Größe für den Randspalt von 120 µm an. DREYER-JØRGENSEN [15] sieht 50 µm

gerade noch als klinisch akzeptabel an, wobei DIEDRICH [13] dessen Werte für klinisch unerreichbar hält.

2.4.2 Untersuchungen zur Passgenauigkeit der verschiedenen vollkeramischen Systeme

2.4.2.1 In-Ceram-Schlickertechnik

Nach RINKE [63] ergab sich für den Randspalt von Einzelkronengerüsten im Frontzahnbereich ein Median von 32,5 μm und im Prämolarenbereich von 45 μm . SULAIMAN [75] hingegen ermittelte für Frontzahnkronen einen Randspalt von 161 μm . Nach BESCHNIDT [2] ergab sich für In-Ceram-Kronen vor dem Zementieren ein Randspalt von 52 bis 69 μm und nach dem Zementieren von 74 bis 91 μm . KAPPERT [31] ermittelte einen Randspalt für Einzelkronen im zementierten Zustand von 38 μm . SHEARER [70] spricht von Randspalten von 1 bis 63 μm , bei einem Mittelwert von 19 μm . Zusätzlich konnte er bei diesem System keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Randspalts zwischen einer Stufen- und einer Hohlkehlpräparation entdecken.

2.4.2.2 IPS Empress 2

Studien über Randschlusswerte lagen zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Arbeit nur über die Vorgängerkeramik IPS Empress vor. Das Verarbeitungssystem ist nach wie vor dasselbe geblieben, geändert haben sich jedoch der Keramiktypus und die Pressparameter. Ob diese Änderungen großen Einfluss auf die Randschlusswerte haben, werden künftige Studien zeigen. Nach SULAIMAN [75] sei der Randspalt einer IPS Empress-Krone 63 μm . BESCHNIDT [2] ermittelte für IPS Empress-Kronen vor dem Zementieren einen Randspalt von 58 bis 70 μm (Mittelwert: 62 μm) und nach dem Zementieren von 69 bis 83 μm (Mittelwert: 76 μm).

2.4.2.3 Celay

Nach RINKE [64] liegt bei Stufenpräparation der Median für den vertikalen Randschluss von kopiergefrästen Frontzahnkronengerüsten bei 32 μm und von Prämolarenkronengerüsten bei 44 μm . Für die Hohlkehlpräparation wurden geringfügig schlechtere Werte erzielt, da herstellungstechnisch eine Stufe leichter fräsbar sei als eine Rundung. In einer späteren Studie verglich er konventionelle In-Ceram-Kronen mit im Kopierfräsverfahren hergestellten. Dabei ergab sich für Prämolarenkronen bei beiden Systemen ein Median von 45 μm . Bei den Frontzahnkronen zeigte sich für konventionell gefertigte Restaurationen ein Median von 32,5 μm und für Celay-Kronen ein Median von 38 μm [63]. Nach BESCHNIDT [2] ergab sich für Celay-gefräste Einzelkronen vor dem Zementieren ein Randspalt von 73 bis 87 μm und nach dem Zementieren von 85 bis 99 μm . GROTEN [26] ermittelte für den Randschluss von unzementierten Einzelkronen (Stufenpräparation) im Frontzahnbereich Mittelwerte von 18,3 μm ($\pm 4,1 \mu\text{m}$).

2.4.2.4 DCS Precident

SCHLEGEL [65] untersuchte die Randspalten von Einzelzahn-Titangerüsten, die mittels DCS Precident System gefertigt wurden. Die Randspalten betrugen hierbei für die Stufenpräparation 68,3 μm ($\pm 61,1 \mu\text{m}$) und für die Hohlkehlpräparation 95,7 μm ($\pm 83,2 \mu\text{m}$). Ein signifikanter Unterschied jedoch bestünde zwischen den beiden Präparationsarten nicht. Dafür zeige sich die Tendenz, dass die Stufenpräparation die besser zu verarbeitende Präparationsart sei.

LUTHARDT [43] erreichte für konventionell zementierte Einzelzahngerüste aus Zirkonoxid Randspalten von 55 μm bis 88 μm und für solche aus Titan von 93 μm bis 135 μm . Zusätzlich spricht er von Randspalten, die zum Teil größer als 200 μm waren. Überdies beobachtete LUTHARDT [44] bei Zirkonoxidgerüsten eine konsequente Überkonturierung.

Über die Fräsung von gesinterten In-Ceram-Blöcken lagen zum Zeitpunkt der Erstellung der vorliegenden Arbeit keine Studien vor.

3 MATERIAL UND METHODE

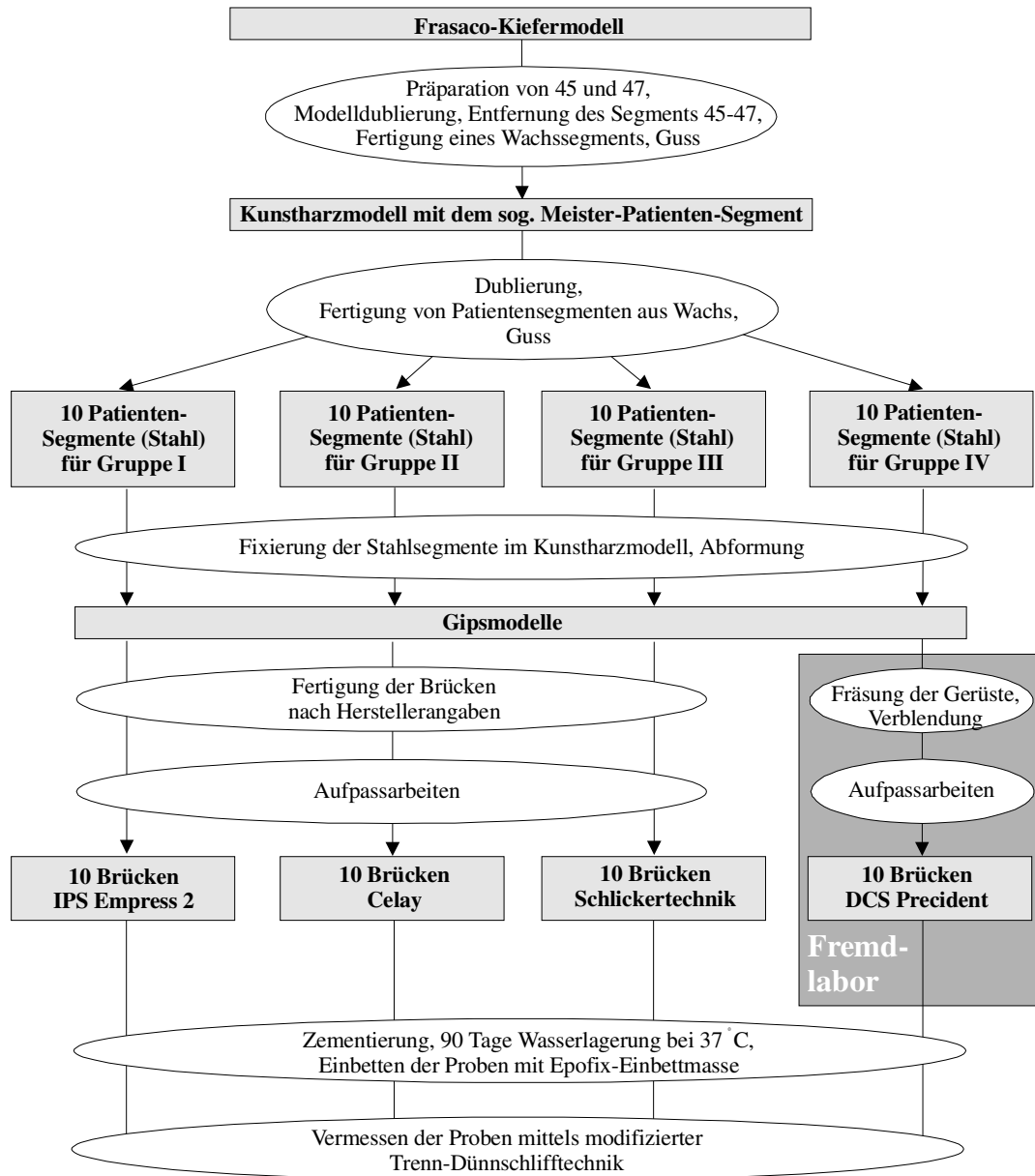


Abb. 3.1: Flowchart zum Versuchsaufbau

3.1 Modellherstellung

Von einem Kiefer-Modell (Fa. Frasaco) wurde der Zahn 46 entfernt und die entstandene Lücke mit dem kondensationsvernetzenden Silikon Optosil Comfort (Fa. Heraeus Kulzer) aufgefüllt. Es erfolgte im Bereich der Lücke eine geringfügige bukkale Reduktion mittels Skalpell, um eine möglichst realitätsnahe Situation zu erhalten. Die Zähne 45 und 47 wurden mit Zylindern stufenförmig präpariert. Dabei erfolgte die Grobpräparation mit einem Grünring-Diamanten und das anschließende Finieren mit einem Rotring-Diamanten. Das Oberkiefermodell wurde mit Alginat (Blueprint Cremix, Fa. Dentsply) abgeformt, mit dem Kunstharz Epoxydie (Fa. Ivoclar) ausgegossen und anschließend mit Abformgips Dr. Kühns (Fa. Hinrichs) in den Artikulator SAM-2P (Fa. SAM Präzisionstechnik) gebracht. Es erfolgte die Dublierung des Unterkiefer-Modells mit einem additionsvernetzenden Silikon (Adisil Blue, Fa. Siladent-Technik). Die so entstandene Form wurde mit Epoxydie (Fa. Ivoclar) ausgegossen. Aus dem so entstandenen Modell wurde der Bereich 45 bis 47 blockförmig mittels Separierscheibe entfernt und das Modell seitlich mit Retentionsrillen versehen.

Um einen Einflussraum zu schaffen, wurde die Silikonform im Bereich 45 bis 47 etwas reduziert. Nach Wachsisolierung (Yeti-Lube, Fa. Yeti) erfolgte das Zurücksetzen des Modells in die Silikonform. In den freien Raum (Regio 45 bis 47) wurde erwärmtes S-U-Modellierwachs (Fa. Schuler) eingegossen. Nach Erkalten des Wachses wurde das Modell wieder aus der Form genommen. Dieser Wachsblock wurde mit 3,5 mm dicken Wachsdrähten angestiftet und mit Spezialmasse (Castorit-super C, Fa. Dentaureum) eingebettet. Anschließend erfolgte die Herstellung des Meisterpatientenmodells aus einer CoCrMoW-Legierung (Remanium 2000, Fa. Dentaureum) im Schleudergussverfahren. Nach Ausbettung, Feinausarbeitung und Politur war das sog. Meistersegment fertig gestellt und konnte zu Testzwecken in das Unterkiefermodell zurückgesetzt werden. Dabei sollten die Passgenauigkeit und Retention im Unterkiefermodell überprüft werden. Der Unterkiefer wurde in maximaler Kontaktposition zum Oberkiefer mit Abformgips Dr. Kühns (Fa. Hinrichs) in den Artikulator gebracht.

Im Anschluss daran wurde das Stahl-Meistermodell mit einem additionsvernetzenden Silikon (Adisil Blue, Fa. Siladent-Technik) dubliert. Mittels dieser Form konnten nun

die Patientenmodelle in Wachs hergestellt und aus Remanium 2000 (Fa. Dentaureum) gegossen werden. Nach dem Ausbetten der Modelle wurden diese wiederum auf die Passgenauigkeit im Epoxydie-Modell des Unterkiefers überprüft und im Bereich der präparierten Stümpfe mit Rotringdiamanten finiert.



Abb. 3.2: Unterkiefermodell mit dem sog. Meister-Patienten-Segment

Sägemodelle

Das sog. Meister-Patienten-Segment wurde in den Unterkiefer gesetzt und zur Stabilisierung mit Klebewachs (Fa. Interdent) fixiert. Anschließend fand die Abformung mit Alginat (Blueprint Cremix, Fa. Dentsply) statt. Ein Modell aus Superhartgips Typ IV (Fujirock-EP, Fa. GC) wurde daraufhin hergestellt. Um bei den späteren Stumpfabformungen ideale Materialschichtstärken zu erhalten, wurden auf dieses Gipsmodell drei Wachsplatten aufgebracht und individuelle Abformlöffel mit lichthärtendem Kunststoff (Individuo-Lux, Fa. VOCO) hergestellt.

Jedes einzelne Patientensegment wurde in das Unterkiefer-Modell zurückgesetzt.

Die Position war eindeutig durch die Retentionsrillen definiert. Zur Stabilisierung des Segments erfolgte die Fixierung dessen mit Klebewachs (Fa. Interdent).

Der Unterkiefer wurde einphasig mit einem additionsvernetzenden Silikon (Aquasil Monophase FS DECA, Fa. Dentsply) abgeformt. Nach einer Rückstellzeit von drei Stunden wurde die Abformung mit Superhartgips Typ IV (Fujirock-EP, Fa. GC) ausgegossen. Danach erfolgte die Herstellung des Pindex-Modells. Dabei wurden zuerst mit einem speziellen Pin-Bohrer die Löcher für die später eingebrachten Pins (Pindex-Pins, Fa. coltène/whaledent) gesetzt und diese wiederum mit handelsüblichem Sekundenkleber fixiert. Das Modell wurde mit Sockelgips (Fa. Hinrichs) gesockelt und im Anschluss daran der Zahnkranz gesägt. Dabei entstanden 5 Segmente (38-44, 45, Regio 46, 47 und 48).

3.2 Brückenherstellung

Die Fertigung der vollkeramischen Gerüste fand jeweils nach Herstellerangaben statt. Um ein möglichst kliniknahes Vorgehen zu gewährleisten, wurden bei der Verblendung der Gerüste jeweils ein Verblendbrand, ein Korrekturbrand und ein Glanzbrand durchgeführt. Hierfür wurden Vitadur Alpha-Massen (Fa. Vita Zahnfabrik) verwendet. Lediglich bei IPS Empress 2-Gerüsten erfolgte die Verblendung der Gerüste mit IPS Empress 2-Verblendmassen (Fa. Ivoclar).

3.2.1 In-Ceram-Schlickertechnik

Nach Anfertigung der Sägemodelle wurde ein Distanzlack (Cement Spacer Quick Set, Fa. Belle de St. Claire) auf die präparierten Stümpfe aufgetragen. Es galt zu beachten, dass die Präparationsstufe frei von Lack blieb. Der Distanzlack sollte idealerweise eine Schichtstärke von ca. 45 µm betragen. Um das Zwischenglied bereits zervikal zu formen, wurde im Bereich 46 der Alveolarkamm wannenförmig mit Wachs aufgebaut. Die restliche Zahnreihe wurde aus dem Sägemodell herausgenommen, so dass nur noch die präparierten Stümpfe und der mit Wachs aufgebaute Alveolarkamm verblieben. Im

3 MATERIAL UND METHODE

Anschluss daran erfolgte die Dublierung des Modells mit dem additionsvernetzenden Silikon Adisil Blue (Fa. Siladent-Technik). Danach konnte die Abformung mit Spezialgips (Fa. Vita Zahnfabrik) ausgegossen werden. Nach ca. zwei Stunden war es möglich, das Arbeitsmodell zu entformen. Die Basisfläche wurde mit einem Trimmer ohne Wasser plan geschliffen und mit einem roten Bleistift die Präparationsgrenzen dünn markiert. Auf die Stümpfe wurde ein Versiegler (Fa. Vita Zahnfabrik) aufgebracht. Das Brückenmodell wurde mit einer Trennscheibe von der Unterseite vorsepariert. Im Anschluss daran wurde das Modell mittels handelsüblichem Sekundenkleber auf dem Brennuntersatz befestigt und von koronal mit einer Säge zwischen den Pfeilern bzw. dem Brückenglied separiert. So sollte verhindert werden, dass die beim Sinterbrand auftretende Schwindung des Gipses das Gerüst beschädigen würde.

Die Schlickermasse (Fa. Vita Zahnfabrik) wurde exakt nach Herstellerangaben angemischt und anschließend eine Minute evakuiert. Es erfolgte der Schlickerauftrag mittels Pinsel auf das Modell. Um eine Austrocknung der Masse zu verhindern, musste möglichst zügig gearbeitet werden. Die endgültige Form wurde mit einem scharfen Skalpell geschnitzt. Dabei war zu beachten, die Interdentalräume U-förmig und die Verbinder möglichst massiv (4 x 4 mm) zu gestalten. Anschließend wurde ein Stabilisator (Fa. Vita Zahnfabrik) aufgetragen. Der Sinterbrand fand im Inceramat (Fa. Vita Zahnfabrik) mit den in Tab 3.1 ersichtlichen Parametern statt.

Zeit 1 h:min	Zeit 2 h:min	Zeit 3 h:min	Zeit 4 h:min	Temp. 1 °C	Temp. 2 °C
6:00	0:00	2:00	2:00	120	1120

Tab. 3.1: Brenntabelle für den Sinterbrand im Inceramat

Das Brückengerüst konnte nach dem Abkühlvorgang von dem durch den Brennvorgang geschrumpften Gipsmodell genommen werden. Mit Diamantschleifkörpern bei geringer Drehzahl konnten noch geringe Korrekturen am Gerüst vorgenommen werden. Wichtig war es hierbei, die Kappchen-Schichtstärken von 0,5 mm zirkulär und 0,7 mm okklusal nicht zu unterschreiten.

3 MATERIAL UND METHODE

Mit der im In-Ceram-Basis-Set enthaltenen Prüfliquidität wurde das gesinterte Gerüst auf Mikrosprünge und -risse überprüft. Für den Glasinfiltrationsbrand (Parameter siehe Tab. 3.2) im Inceramat (Fa. Vita Zahnfabrik) wurde das Werkstück mit dem koronalen Anteil nach unten auf eine Platinfolie gelegt und mit Glaspulver beschickt.

Zeit 1 h:min	Zeit 2 h:min	Zeit 3 h:min	Zeit 4 h:min	Temp. 1 °C	Temp. 2 °C
0:00	0:00	0:30	6:00	200	1110

Tab. 3.2: Brenntabelle für den Glasinfiltrationsbrand im Inceramat

Im Anschluss an den Abkühlvorgang wurde überschüssiges Glas mit einem Heatless-Steinchen und anschließend mittels Sandstrahlgerät, bei einer Korngröße von 50 µm und einem Druck von 6 bar, entfernt. Zervikal wurde jedoch lediglich mit einem Druck von 3 bar gearbeitet. Um überschüssige Glaspartikel sichtbar zu machen, musste ein sog. Glaskontrollbrand (siehe Tab. 3.3) im Keramikofen durchgeführt und das Gerüst nochmals sandgestrahlt werden.

Vt. °C	→ min	↗ min	↗ °C/min	Temp. °C	→ min
600	0	5	72	960	10

Tab. 3.3: Brenntabelle für den Glaskontrollbrand

Die Durchführung der Verblendung der Gerüste erfolgte mit Vitadur Alpha-Massen (Fa. Vita Zahnfabrik).

3.3.2 IPS Empress 2

Die präparierten Stümpfe wurden mit Distanzlack (Cement Spacer Quick Set, Fa. Belle de St. Claire) beschichtet. Zirkulär wurden zwei Schichten aufgetragen.

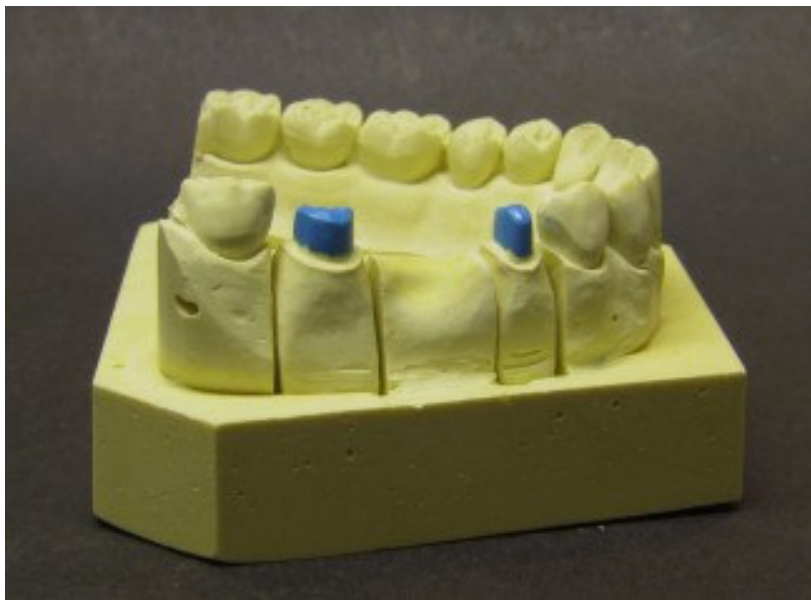


Abb. 3.3: Gipsmodell mit Distanzlack

Es folgte die Modellation des Gerüsts mit Wachs (S-U-Modellierwachs, Fa. Schuler). Dabei war darauf zu achten, eine Mindestschichtstärke der Kämpchen von 0,8 mm nicht zu unterschreiten. Die Verbinder zwischen Brückenglied und Brückenpfeiler sollten eine Stärke von 4x4 mm besitzen. Anschließend wurde die Wachsmodellation im Bereich des Zwischengliedes mit einem 3 mm starken Presskanal versehen. Für die Einbettmasse (IPS Empress 2 Spezialeinbettmasse, Fa. Ivoclar) wurden 200 g Pulver und 45 ml Flüssigkeit (IPS Empress 2 Liquid, Fa. Ivoclar) verwendet. Gemischt wurde per Hand für ca. 20 Sekunden, danach unter Vakuum für eine Minute. Anschließend erfolgte das Einbetten des Wachsobjekts unter leichtem Rütteln.

Nach einer Ruhezeit von ca. einer Stunde wurde die Muffel in den Ofen gestellt und bei einem Temperaturanstieg von 5 °C pro min auf 250 °C erhitzt. Diese 250 °C wurden für 30 min gehalten. Danach wurde weiter auf 850 °C erhitzt. Die Haltezeit hierfür betrug 60 min. Anschließend wurden die Muffeln dem Ofen entnommen und mit dem kalten

Rohling bestückt. Mit den Parametern $T = 920\text{ }^{\circ}\text{C}$, $H = 20\text{ min}$, $\text{Druck} = 5\text{ bar}$, $V1 = 500\text{ }^{\circ}\text{C}$, $V2 = 920\text{ }^{\circ}\text{C}$ und $N = 0$ wurde das Werkstück gepresst. Es erfolgte das Ausbetten des Gerüsts mittels Sandstrahler, wobei eine Körnung von $50\text{ }\mu\text{m}$ bei 4 bar verwendet wurde. Die Feinausarbeitung erfolgte mit einem Druck von 2 bar .

Im Anschluss daran wurde das Pressobjekt im Ultraschallbad für die Dauer von 15 min in 25% -ige Ceramex Säure (Fa. Renfert) gegeben. Die Reaktionsschicht wurde mit dem Sandstrahlgerät (Al_2O_3 -Teilchen mit einer Körnung von $50\text{ }\mu\text{m}$ und 1 bar) entfernt. Mit einer diamantierten Scheibe wurde anschließend der Presskanal vom Gerüst getrennt und die Ansatzstelle des Kanals mittels Diamantschleifkörpern eben geschliffen. Wie auch der Pressvorgang wurde der anschließende Washbrand (=Verbundbrand) streng nach Herstellerangaben von Technikern des Dentallabors der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführt. Ansonsten unterlag die Herstellung der Gerüste wie auch deren Verblendung mit IPS Empress-Feldspatkeramik (Fa. Ivoclar) der eigenen Fertigung.

3.3.3 Celay

Die Okklusal- bzw. Axialflächen der Pfeilerzähne wurden mit Distanzlack bestrichen, so dass eine Schichtstärke von ca. $50\text{ }\mu\text{m}$ entstand. Danach wurden die Stümpfe mit DieLube (Yeti-Lube, Fa. Yeti) isoliert und mit Druckluft trockengeblasen. Die sog. Pro-Brücke wurde mit dem Komposit Celaytech (Fa. Mikrona) modelliert. Dabei wurde das Komposit auf einer Lehre in einer Schicht von $0,6\text{ mm}$ gewalzt. Dieser Streifen wurde um die Stümpfe gelegt, unter der Berücksichtigung, keine Lufteinschlüsse entstehen zu lassen. Die anschließende Photopolymerisation (15 min) erfolgte unter Vakuum. Das Brückenglied wurde modelliert und mit dem dünnfließenden Komposit Visio-Form (Fa. 3M ESPE) mit den Stümpfen verbunden. Im Anschluss daran wurde das Gerüst von den Stümpfen genommen und auf Passgenauigkeit hin untersucht. Bei Bedarf konnten Randbereiche korrigiert werden. Dabei wurde mit einer kreuzverzahnten Fräse das Pro-Gerüst angeraut, Bonding (Universal Bond, Fa. 3M ESPE) und erneut Komposit aufgetragen. Die Pro-Brücke wurde mit Visio-Form (Fa. 3M ESPE) auf einem

3 MATERIAL UND METHODE

speziellen Brückenhalter fixiert und in das Celay-Gerät eingespannt. Auf der Frässeite wurde ein industriell vorgefertigter Alumina Blank (Fa. Vita Zahnfabrik) montiert und ausgerichtet. Zunächst wurde die grobe Form mit der Schruppscheibe geschliffen. Es folgte das Aushöhlen des Kronenlumens mit einer groben Kugel. Bisher nicht erreichte Stellen wurden mit einem groben Zylinder gefräst. Die Brücke wurde dann mit Cel-Touch (Fa. Mikrona) bestrichen und mit Puder (Celpowder, Fa. Mikrona) bestäubt. Mit Finierwerkzeugen erfolgte das Schleifen der endgültigen Form, wobei der Puderabtrag vom Pro-Gerüst die schon beschliffenen Stellen kennzeichnete. Mittels Diamantscheibe wurde das so gefräste Gerüst von der Halterung entfernt, mit feinkörnigen diamantierten Schleifkörpern aufgepasst und nach Bedarf nachbearbeitet. Zum anschließenden Glasinfiltrationsbrand (siehe Tab. 3.4) wurde das Gerüst auf eine Platinfolie gelegt. Dafür wurde Glaspulver mit destilliertem Wasser angemischt und auf die Außenseite der Brücke aufgetragen.

Zeit 1 h:min	Zeit 2 h:min	Zeit 3 h:min	Zeit 4 h:min	Temp. 1 °C	Temp. 2 °C
0:00	0:00	0:30	2:00	200	1100

Tab. 3.4: Brenntabelle für den Glasinfiltrationsbrand im Inceramat

Die Entfernung überschüssigen Glases erfolgte nach dem Infiltrationsbrand mit einem Heatless-Stein und anschließend mittels Sandstrahlgerät, bei einer Korngröße von 50 µm und einem Druck von 6 bar. Zervikal wurde jedoch lediglich mit einem Druck von 3 bar gearbeitet. Abschließend wurde ein sog. Glaskontrollbrand (siehe Tab. 3.3) im Keramikofen durchgeführt, sowie das Gerüst nochmals sandgestrahlt.

Vt. °C	→ min	↗ min	↗ °C/min	Temp. °C	→ min
600	0	5	72	960	10

Tab. 3.5: Brenntabelle für den Glaskontrollbrand

Verblendet wurden die Gerüste mit Vitadur Alpha-Massen (Fa. Vita Zahnfabrik).

3.3.4 DCS Precident

Die 10 Sägemodelle wurden mit einem Gegenkiefermodell aus Epoxydie (Fa. Ivoclar) dem ehemaligen Münchner Fräszentrum, einem gewerblichen Dentallabor, übergeben. Dort wurden im Herbst 1998 die Gerüste aus gesinterten In-Ceram Alumina Blanks (Fa. Vita Zahnfabrik) gefräst (Zementspalt 0 μm , Zusatzspalt 60 μm , Kappchenstärke 0,7 mm, Verbinderstärke 4x4 mm), wobei zur Datenerfassung das sog. Preciscan diente. Als Software fand Dentform Version 3.43 Verwendung. Auch wurden dort die Gerüste aufgepasst, infiltriert und verblendet (Vitadur Alpha-Massen, Fa. Vita Zahnfabrik).

3.4 Probenherstellung

Vor dem Zementieren der Brücken wurden die einzelnen Patientensegmente bukkal geringfügig plan geschliffen und teilweise mit Komposit unterstützt. Mit einem Parallelometer wurden jeweils an den Stellen distal 47, mesial 47, sowie distal 45 und mesial 45 diejenige Lokalisation ermittelt, an der die Tangente des Präparationsrandes senkrecht auf die Tischebene fiel. Zur Markierung wurde ein handelsüblicher wasserfester Stift benutzt. Diese Stellen wurden beim späteren Vermessen wichtig, da nur dort die Stufenbildung exakt ermittelt werden kann.

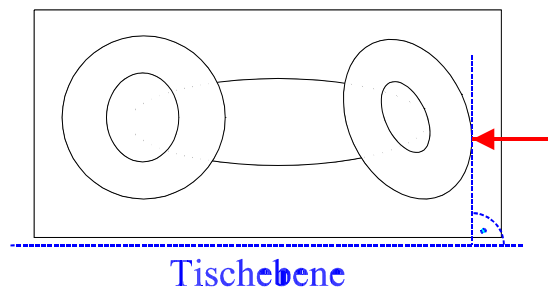


Abb. 3.4: Ausrichtung des Modells (Blick von der Tischebene auf die präparierten Stümpfe) mit Markierung (roter Pfeil)

Es folgte die konventionelle Zementierung der Brücken auf den Metallsegmenten (Ketac-Cem Aplicap, Fa. 3M ESPE) mit individuellem Fingerdruck. Nach dreimonatiger wässriger Lagerung im Brutschrank wurden die einzelnen Proben mit Epofix-Einbettmasse (Fa. Struers) nach Herstellerangaben eingebettet. Benutzung fand hierbei das Hepovac-Vakuumimprägniergerät (Fa. Struers).

Nach achtstündigem Erhärten der Einbettmasse konnten jeweils 6 Proben in den Probenhalter des Abramin (Fa. Struers) eingesetzt und mit Diamantschleifolie (Körnung: 50 μm) bei einem Druck von 300 N auf die erste Messhöhe geschliffen werden. Diese war dadurch charakterisiert, dass beide präparierten Stümpfe im Schliff sichtbar waren. Danach wurden die Proben mit Schleifpapier (Körnung: 220 und 120 μm) und einer speziellen Scheibe (OP-Chem, Fa. Struers) bei einem Druck von 100 N poliert.

3.5 Versuchsdurchführung

Die einzelnen Proben wurden mit dem Gerät Abramin (Fa. Struers) 20 mal im Abstand von ca. 200 μm geschliffen, poliert und unter dem Lichtmikroskop M 420 (160-fache Vergrößerung, Fa. Wild) vermessen. Dieses Verfahren ähnelte der Trenn-Dünnschliff-Technik nach DONATH und BREUNER [14]. Allerdings wurden innerhalb dieser Studie keine 5 bis 10 μm dicke Scheiben hergestellt, sondern die Proben schrittweise reduziert und mit dem Auflichtmikroskop vermessen.

Zum Vermessen wurden die einzelnen Proben aus dem Halter des Abramin genommen und auf einen beweglichen Probentisch, dessen Bewegungen in x- und y-Achse registriert werden, gelegt. Die Messstrecken wurden hierbei abgefahren. Jede Messung erfolgte zweimal und wurde direkt in den PC eingegeben. Für die Auswertung wurde jeweils das arithmetische Mittel der beiden Messungen gebildet.

Die Auswahl und Definition der Messstrecken erfolgte in Anlehnung an HOLMES [28]. Innerhalb einer jeden der 20 Schichten wurden sowohl der präparationsrandnahe Zementspalt, als auch der marginale Randspalt vermessen. Zusätzlich wurde der interne Zementspalt im Abstand von 250 μm ermittelt. An den vorher markierten Probenlokalisationen (die Tangente des Präparationsrandes stand senkrecht zur

Tischebene) wurden die vertikale und horizontale Diskrepanz gemessen und die daraus resultierende absolute zervikale Diskrepanz ermittelt.

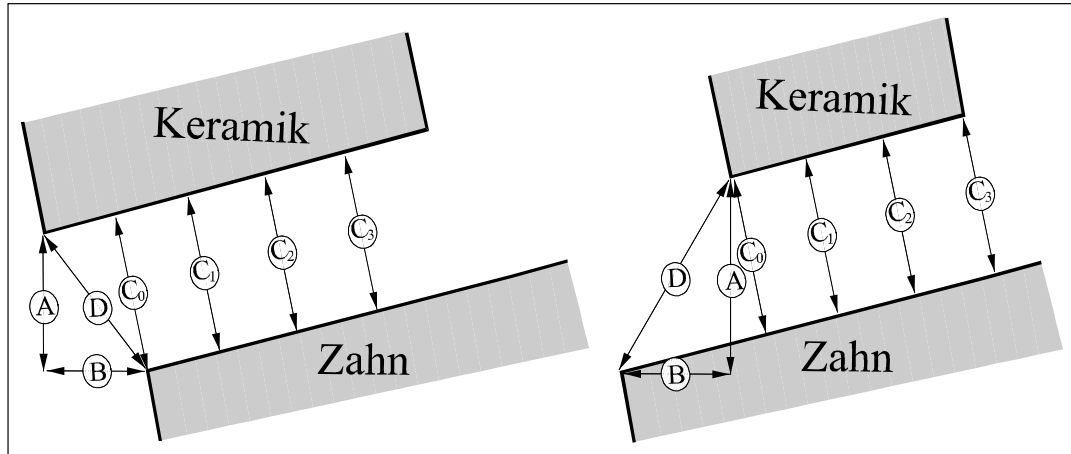


Abb. 3.5: Die Messstrecken in der Übersicht

A	Vertikale marginale Diskrepanz
B	Horizontale marginale Diskrepanz
C ₀	Marginaler Randspalt
C ₁ , C ₂ , C ₃	Interner Zementspalt im Abstand von 250 µm
D	Absolute zervikale Diskrepanz

Tab. 3.6: Nomenklatur der Messstrecken

Die absolute zervikale Diskrepanz errechnet sich nach der Formel:

$$\text{Absolute zervikale Diskrepanz } D = \sqrt{A^2 + C^2}$$

Letztendlich wurden die 4 Gruppen an 800 Schnitten vermessen, wobei insgesamt der marginale Randspalt an 3200 Lokalisationen ermittelt wurde. Für den inneren Zementspalt nach 250 µm wurden insgesamt 3191 Messungen durchgeführt. Nach 500 µm konnte noch an 3058 und nach 750 µm an 967 Punkten gemessen werden.

Durch die Messanordnung konnten für die vertikale und horizontale Stufenbildung insgesamt jeweils 160 Streckenmessungen durchgeführt werden.

3.6 Versuchsauswertung

Die statistische Auswertung wurde mit dem PC-Programm „SPSS“ für Windows (Version 10.1) durchgeführt.

Die folgenden Tabellen zeigen die Messwerte in einer Zusammenfassung. Es werden jeweils der arithmetische Mittelwert, die Standardabweichung und der Median aufgeführt.

Grafiken wie Box-Plot-Diagramme und klassifizierte Häufigkeitsverteilungen sollen die Ergebnisse verdeutlichen. Bei den Box-Plot Diagrammen werden sog. Ausreißer (zwischen 1,5 und 3 Box-Längen vom unteren bzw. oberen Rand der Box entfernt) mit einem Kreis markiert. Extremwerte (mehr als 3 Box-Längen vom unteren bzw. oberen Rand der Box entfernt) werden mit einem Stern gekennzeichnet. Der kleinste und der größte Wert, die nicht als Ausreißer eingestuft werden, sind durch die horizontale Linie markiert. Im Bereich oberhalb und unterhalb des Kastens liegen jeweils 25 % der Messungen. Die Box kennzeichnet 50 % der Messungen und stellt den Interquartil-Bereich dar. Die horizontale Linie innerhalb des Kastens markiert den Median.

Mit Hilfe von statistischen Tests sollen Gemeinsamkeiten und Unterschiede zwischen den Verteilungen der einzelnen Werte der Stichproben ermittelt werden. Die Wahl des statistischen Testverfahrens erfolgte in Anlehnung an BIFFAR [5], der bei derartigen Untersuchungen den U-Test nach Mann und Whitney empfiehlt. Hierbei werden jeweils 2 Stichproben gegenübergestellt. Es wird überprüft, ob diese aus einer gemeinsamen Grundgesamtheit stammen. Für $p < 0,01$ sind diese Gruppen hochsignifikant unterschiedlich und für $p < 0,05$ signifikant unterschiedlich.

Bei den Untersuchungen hinsichtlich der absoluten marginalen Diskrepanz innerhalb der verschiedenen Systeme an den unterschiedlichen Messlokalisationen wurde wegen der geringen Anzahl der Messwerte ($n = 10$) auf Signifikanztests verzichtet.

4 ERGEBNISSE

4.1 Absolute zervikale Diskrepanz

Die absolute zervikale Diskrepanz (Strecke vom Präparations- zum äußeren Restaurationsrand) wurde sowohl im Vergleich zwischen den einzelnen Systemen, als auch innerhalb der verschiedenen Herstellungstechniken an verschiedenen Messlokalisationen ermittelt. Die genaue Strecke ist in Abb. 4.1 ersichtlich.

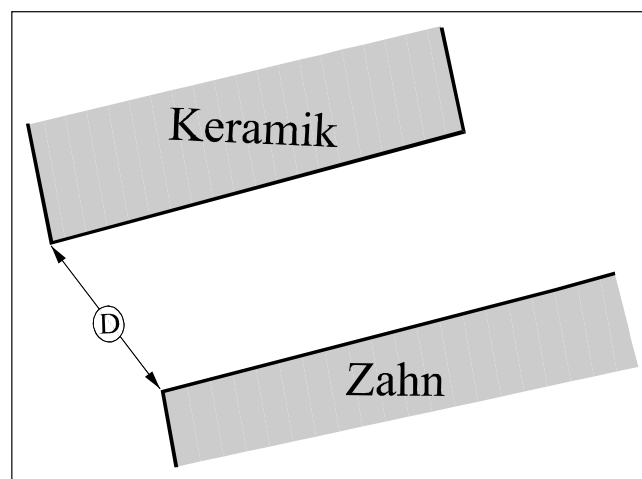


Abb. 4.1: Die absolute zervikale Diskrepanz (D)

4.1.1 Die Systeme im Vergleich

In Tab. 4.1 sind die ermittelten Werte für die absolute zervikale Diskrepanz gegenübergestellt. Danach waren die Werte für den Mittelwert, die Standardabweichung und den Median für das System IPS Empress 2 am geringsten, gefolgt von Celay, In-Ceram-Schlickertechnik und schließlich DCS Precident. Abb. 4.2 soll dies graphisch verdeutlichen.

Keramikart	Mittelwert [μm]	N	Standard- abweichung	Median [μm]
Empress 2	75,2978	40	26,7727	72,8719
Celay	88,6892	40	44,8737	78,0335
Schlickertechnik	118,0521	40	61,5703	101,5165
DCS	145,9361	40	86,6670	124,1737

Tab. 4.1: Vergleich der verschiedenen Systeme hinsichtlich der absoluten zervikalen Diskrepanz über alle Lokalisationen

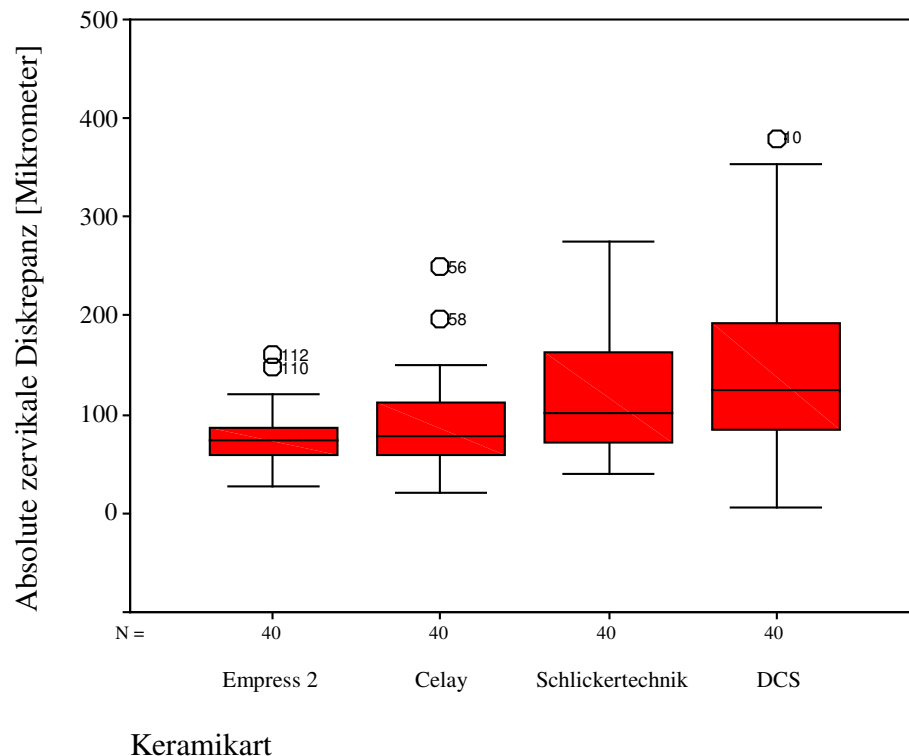


Abb. 4.2: Box-Plot-Darstellung der absoluten zervikalen Diskrepanz der Systeme im Vergleich (über alle Lokalisationen)

	Empress 2	Celay	Schlickertechnik
Empress 2			
Celay	0,248		
Schlickertechnik	0,001	0,035	
DCS	0,000	0,000	0,115

Tab. 4.2: U-Test nach Mann und Whitney ($p < 0,01$ / $p < 0,05$)

4.1.2 Vergleich der absoluten zervikalen Diskrepanz innerhalb der Systeme an den verschiedenen Messlokalisationen

Abb. 4.3 zeigt die verschiedenen Messstellen, die hinsichtlich der absoluten zervikalen Diskrepanz innerhalb der jeweiligen Systeme miteinander verglichen wurden.

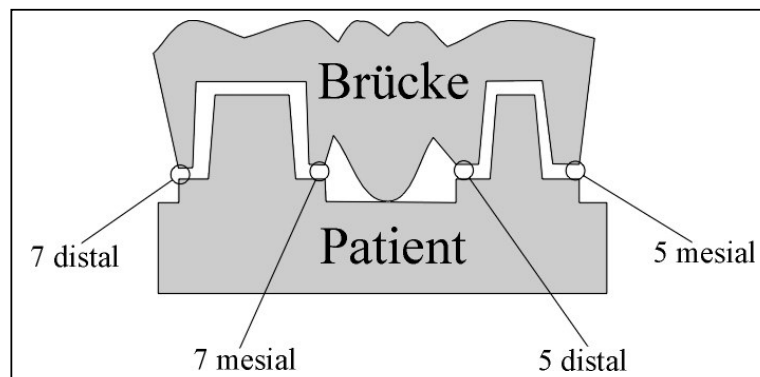


Abb. 4.3: Die unterschiedlichen Messlokalisationen in der Übersicht

4.1.2.1 In-Ceram-Schlickertechnik

Im Bereich der absoluten zervikalen Diskrepanz zeigten die untersuchten In-Ceram-Brücken zwischengliednah deutlich höhere Werte als an den zwischengliedfernen Messlokalisationen (siehe Tab. 4.3 und Abb. 4.4).

Lokalisation	Mittelwert [μm]	N	Standard- abweichung	Median [μm]
7 distal	100,0404	10	42,4221	91,6572
7 mesial	151,3075	10	78,2332	159,8476
5 distal	127,8216	10	63,0186	110,8721
5 mesial	93,0387	10	46,3174	82,6563

Tab. 4.3: Absolute zervikale Diskrepanz der In-Ceram-Schlickertechnik an den vier verschiedenen Messlokalisationen

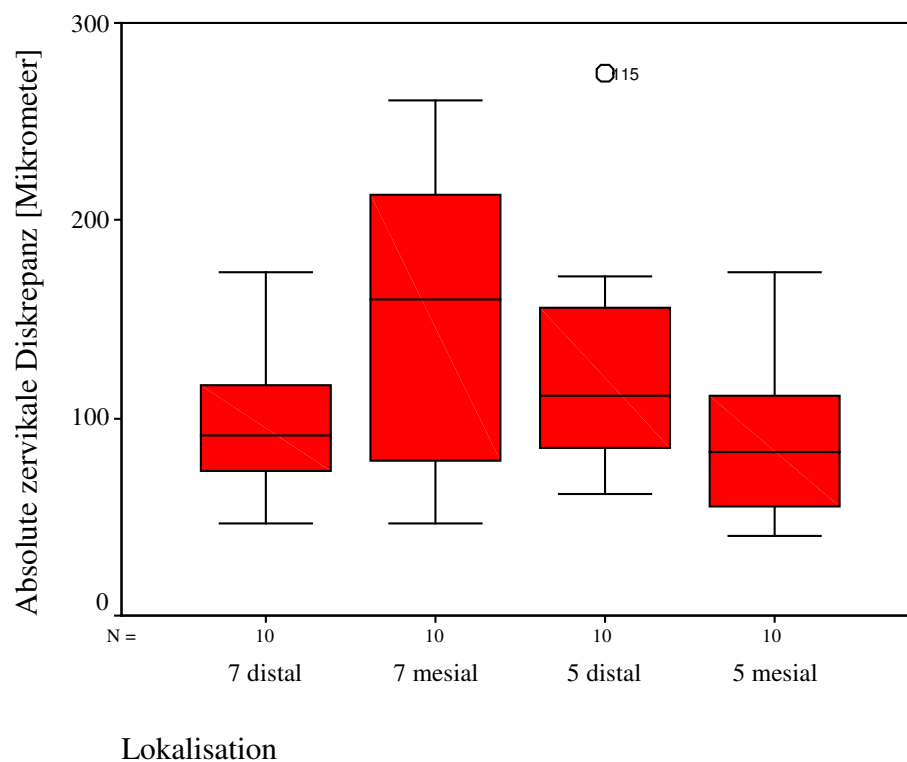


Abb. 4.4: Box-Plot-Darstellung der absoluten zervikalen Diskrepanz der In-Ceram-Schlickertechnik an den vier Messlokalisationen

4.1.2.2 IPS Empress 2

Aus Tab. 4.4 und Abb. 4.5 wird ersichtlich, dass die Werte für die absolute zervikale Diskrepanz im Bereich des Prämolars geringer waren als in dem des Molaren.

Lokalisation	Mittelwert [μm]	N	Standard- abweichung	Median [μm]
7 distal	90,4827	10	24,2853	88,3178
7 mesial	80,1564	10	32,0925	78,9131
5 distal	63,2868	10	24,4877	63,4057
5 mesial	67,2655	10	19,2945	63,7090

Tab. 4.4: Absolute zervikale Diskrepanz von IPS Empress 2 an den vier verschiedenen Messlokalisationen

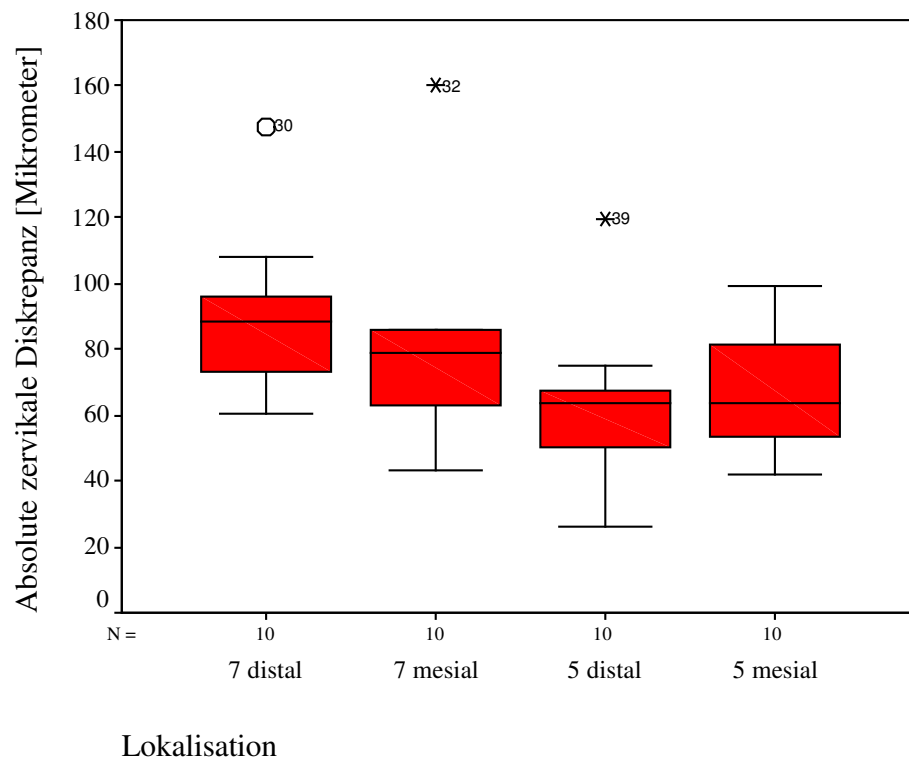


Abb. 4.5: Box-Plot-Darstellung der absoluten zervikalen Diskrepanz des Systems IPS Empress 2 an den vier Messlokalisationen

4.1.2.3 Celay

Der Median der absoluten zervikalen Diskrepanz sowie die Streuung der Messwerte war an der Messlokalisierung 7 distal am größten (siehe Tab. 4.5 und Abb. 4.6).

Lokalisation	Mittelwert [μm]	N	Standard- abweichung	Median [μm]
7 distal	103,8842	10	47,9057	95,3827
7 mesial	95,1033	10	59,7474	75,6584
5 distal	70,9071	10	34,1065	55,8179
5 mesial	84,8624	10	32,0621	79,8969

Tab. 4.5: Absolute zervikale Diskrepanz von Celay-Brücken an den vier verschiedenen Messlokalisationen

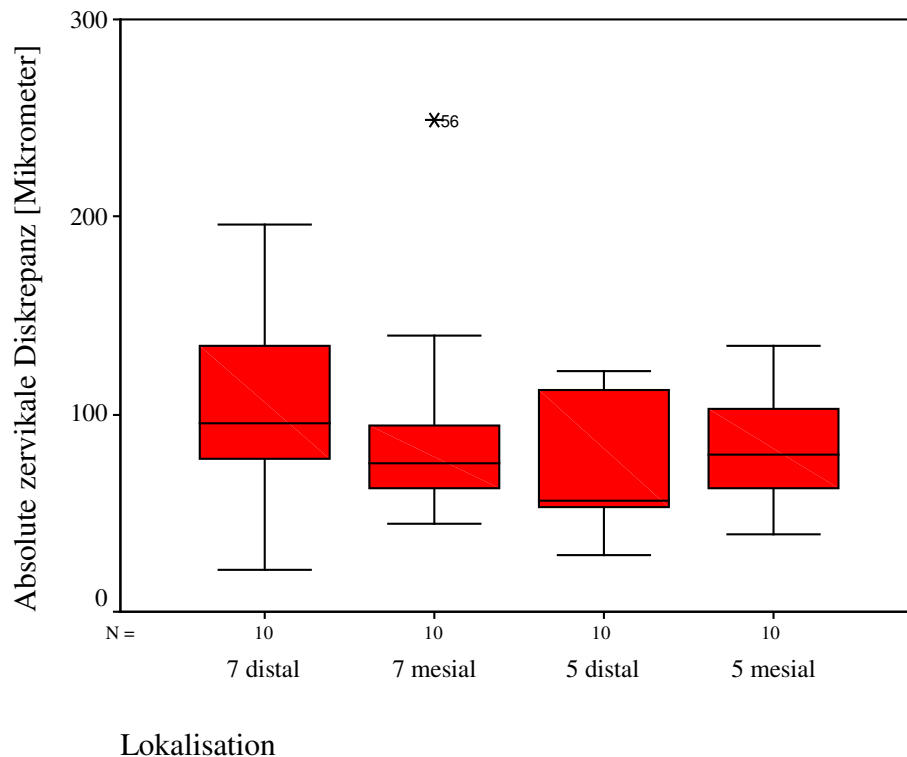


Abb. 4.6: Box-Plot-Darstellung der absoluten zervikalen Diskrepanz des Systems Celay an den vier Messlokalisationen

4.1.2.4 DCS Precident

Die ermittelten Messwerte bezüglich der verschiedenen Messlokalisationen wiesen beim CAD/CAM-System starke Schwankungen auf (siehe Tab. 4.6 und Abb. 4.7).

Lokalisation	Mittelwert [μm]	N	Standard- abweichung	Median [μm]
7 distal	134,6819	10	103,7339	138,6445
7 mesial	163,0124	10	78,8041	168,2834
5 distal	132,2560	10	74,4003	118,5741
5 mesial	153,7941	10	96,4412	117,6694

Tab. 4.6: Absolute zervikale Diskrepanz von DCS Precident an den vier verschiedenen Messlokalisationen

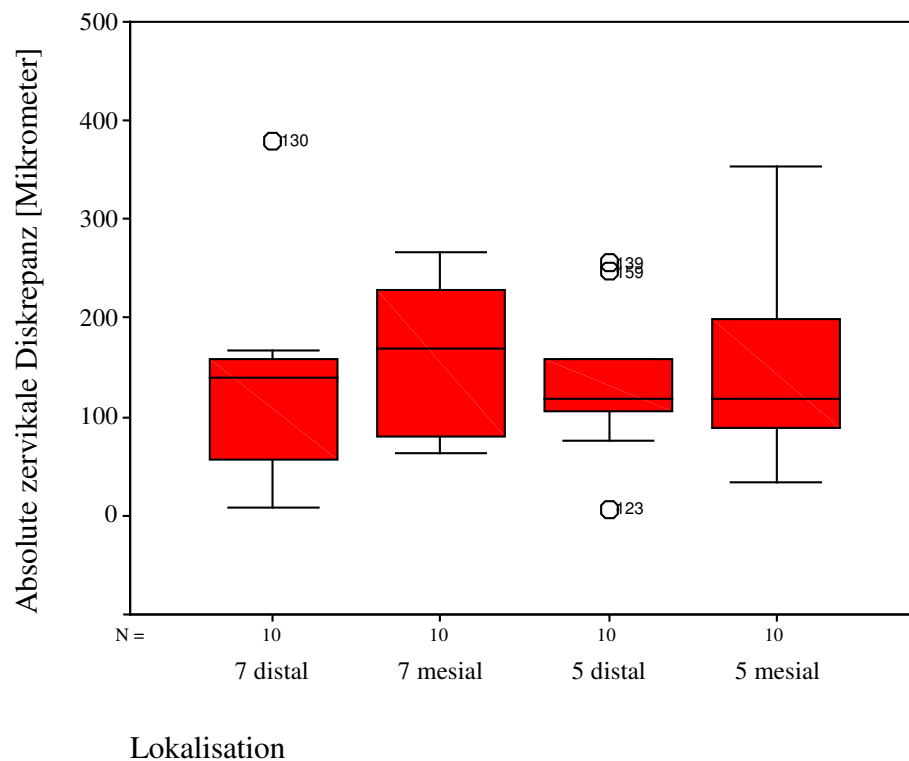


Abb. 4.7: Box-Plot-Darstellung der absoluten zervikalen Diskrepanz des Systems DCS Precident an den vier Messlokalisationen

4.2 Marginaler Randspalt

Die in Abb. 4.8 dargestellte Messstrecke diente hierbei als Basis für die Untersuchung. Der marginale Randspalt definiert sich durch die Strecke von der Präparationsgrenze bis zum Lot derselben auf die Restauration.

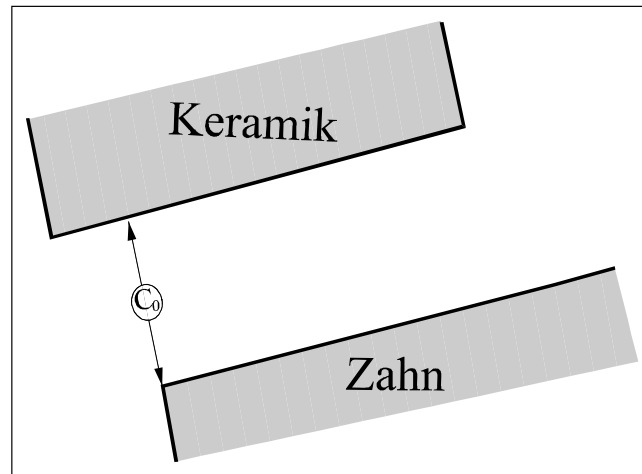


Abb. 4.8: Marginaler Randspalt (C_0)

4.2.1 Randspaltverteilungen

Aus Abb. 4.9 wird ersichtlich, dass bei der In-Ceram-Schlickertechnik die meisten Messwerte für den Randspalt bei 45,5 bis 55 μm lagen. Relativ gleichmäßig waren sowohl größere, als auch dementsprechend kleinere Messwerte verteilt (in Bezug zum Häufigkeitsmaximum bei 50 μm).

Ähnliches Verhalten zeigt der Graph für IPS Empress 2 (siehe Abb. 4.10) und Celay (siehe Abb. 4.11). Für DCS Precident-Brücken lagen die meisten Messwerte bei 75,5 bis 95 μm . Der Graph zeigt eine relativ hohe Streuung der Messwerte. Kleinere Messwerte sind jedoch häufiger gemessen worden als dementsprechend größere. Teilweise wurden jedoch auch sehr hohe Randspalten festgestellt (siehe Abb. 4.12).

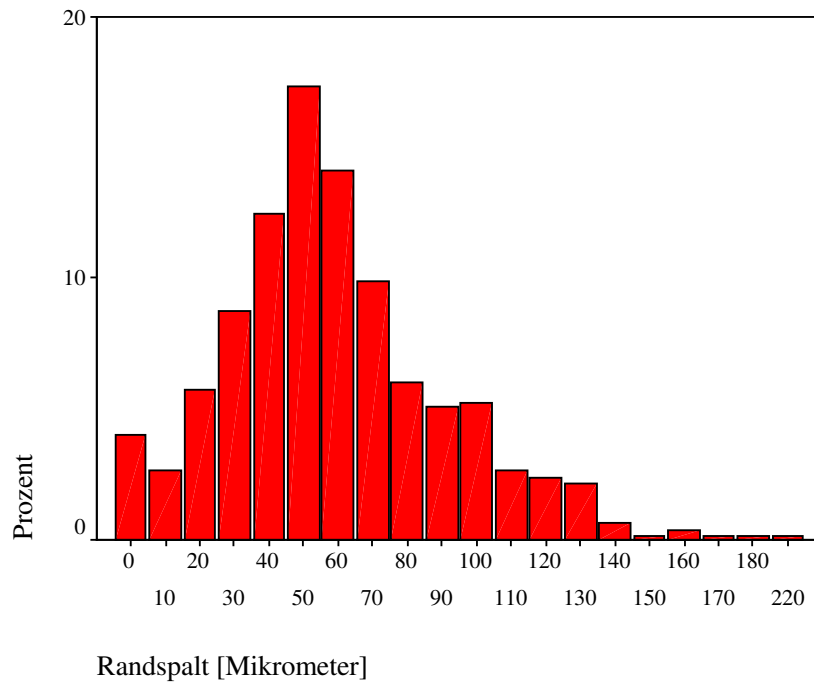


Abb. 4.9: Verteilung der Randspaltwerte für die In-Ceram-Schlickertechnik

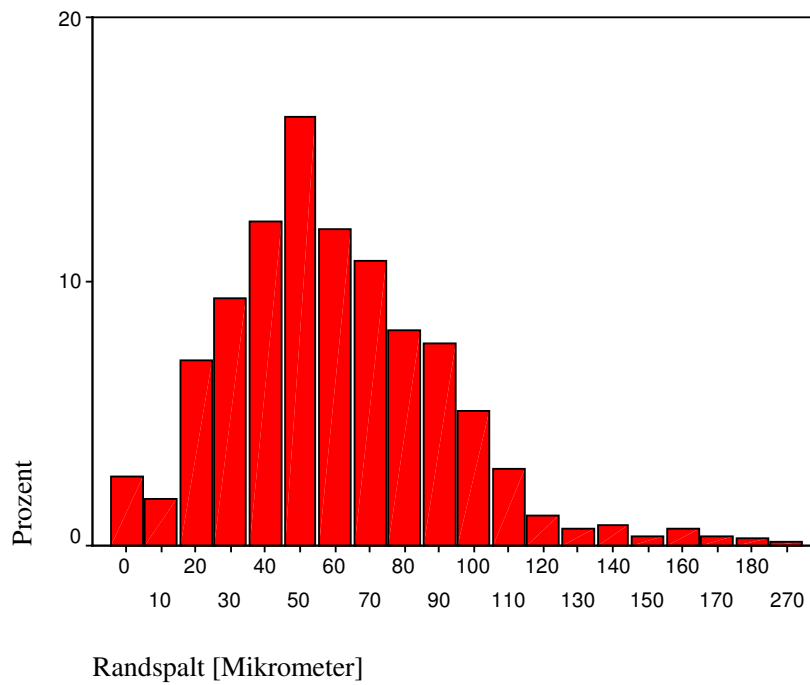


Abb. 4.10: Verteilung der Randspaltwerte für IPS Empress 2

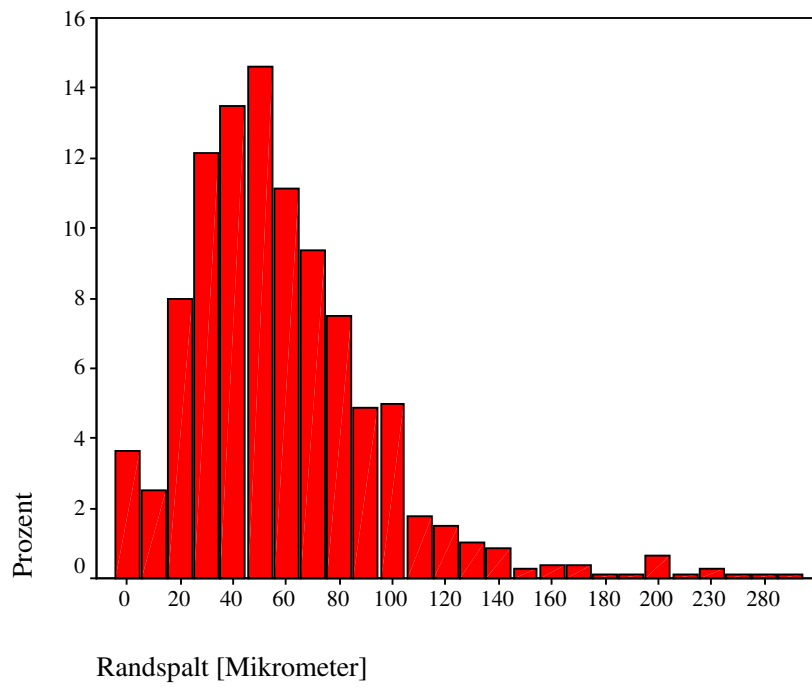


Abb. 4.11: Verteilung der Randspaltwerte für Celay

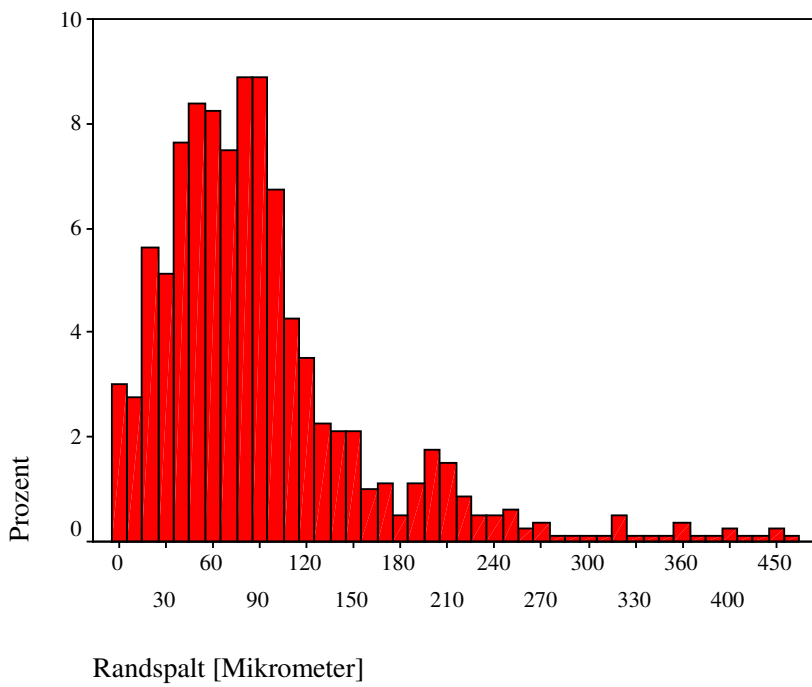


Abb. 4.12: Verteilung der Randspaltwerte für DCS President

4.2.2 Marginaler Randspalt der verschiedenen Systeme im Vergleich

Der marginale Randspalt der Systeme In-Ceram-Schlickertechnik, IPS Empress 2 und Celay zeigte laut Tab. 4.7 und Abb. 4.13 relative Konformität. Höher waren die Werte für das System DCS Precident.

Keramikart	Mittelwert [µm]	N	Standardabweichung	Median [µm]
Empress 2	59,772	800	31,749	55,250
Celay	57,987	800	37,331	52,000
Schlickertechnik	58,341	800	31,702	54,000
DCS	91,214	800	72,540	78,250

Tab. 4.7: Vergleich der verschiedenen Systeme hinsichtlich des marginalen Randspaltes über alle Messlokalisationen

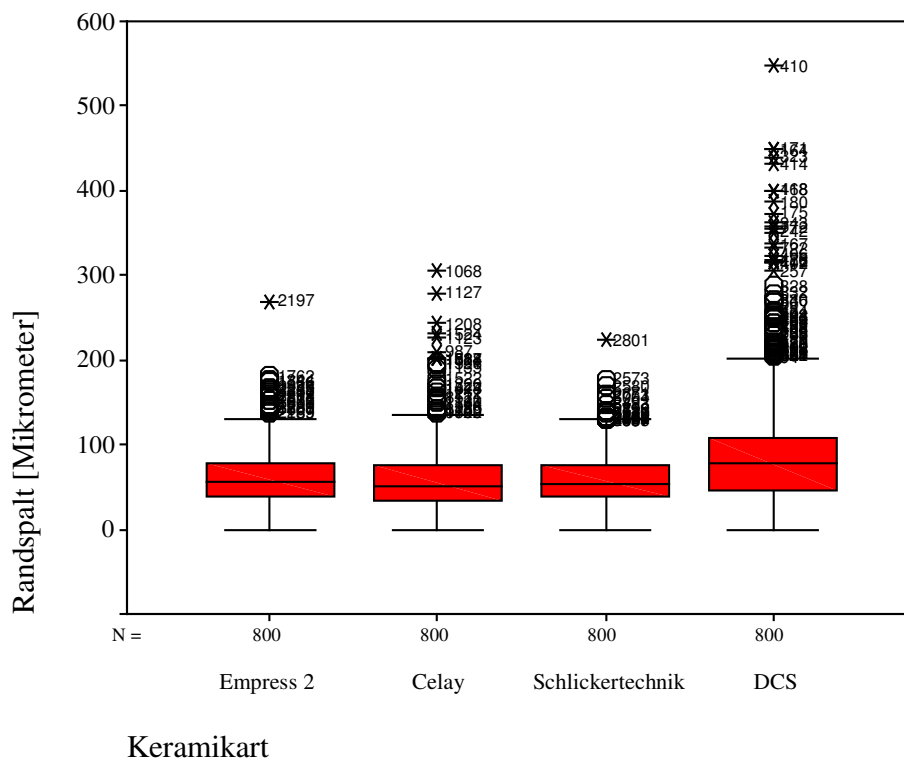


Abb. 4.13: Box-Plot-Darstellung des marginalen Randspaltes der unterschiedlichen Systeme über alle Messlokalisationen

	Empress 2	Celay	Schlickertechnik
Empress 2			
Celay	0,017		
Schlickertechnik	0,363	0,128	
DCS	0,000	0,000	0,000

Tab. 4.8: U-Test nach Mann und Whitney ($p < 0,01$ / $p < 0,05$)

4.2.3 Marginaler Randspalt an verschiedenen Lokalisationen

Auch der marginale Randspalt wurde innerhalb der verschiedenen Systeme bezüglich der verschiedenen Messstellen (47 distal, 47 mesial, 45 distal und 45 mesial) verglichen. Die Messlokalisationen sind in Abb. 4.14 ersichtlich.

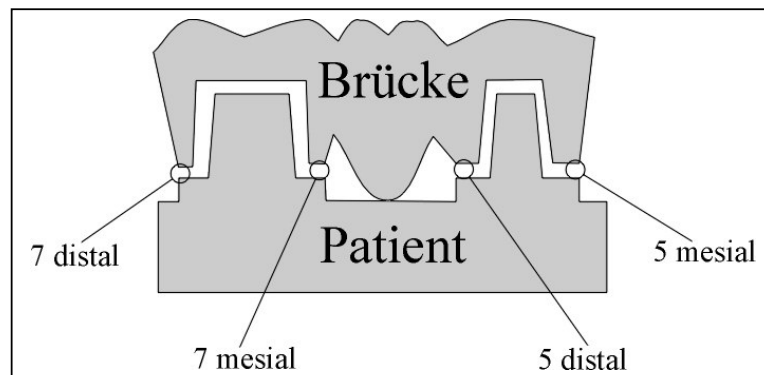


Abb. 4.14: Die unterschiedlichen Messlokalisationen in der Übersicht

4.2.3.1 In-Ceram-Schlickertechnik

Abb. 4.15 zeigt bei den zwischengliednahen Messstellen einen deutlich kleineren Interquartilarbereich. Auch waren deren Werte für den Median im Vergleich zu den zwischengliedfernen Messlokalisationen geringer (siehe Tab. 4.9).

Lokalisation	Mittelwert [μm]	N	Standardab- weichung	Median [μm]
7 distal	64,840	200	35,407	59,000
7 mesial	52,045	200	32,931	48,000
5 distal	54,295	200	23,382	53,500
5 mesial	62,185	200	32,198	56,000

Tab. 4.9: Marginaler Randspalt der In-Ceram-Schlickertechnik an den vier verschiedenen Messlokalisationen

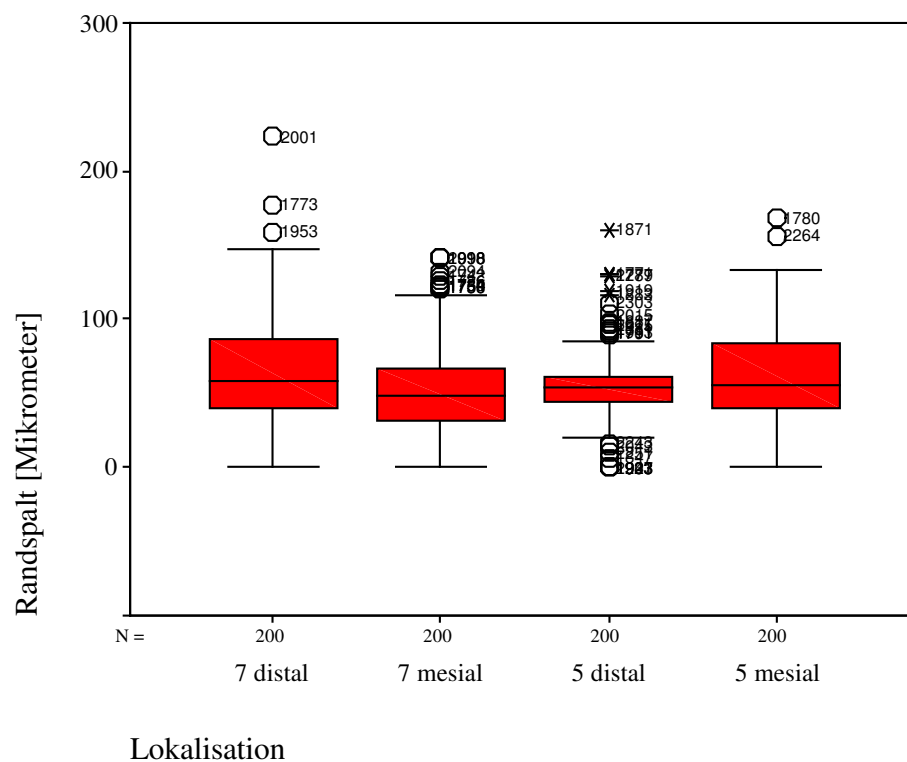


Abb. 4.15: Box-Plot-Darstellung des marginalen Randspalts der In-Ceram-Schlickertechnik an den vier Messlokalisationen

	7 distal	7 mesial	5 distal
7 distal			
7 mesial	0,000		
5 distal	0,004	0,085	
5 mesial	0,480	0,002	0,057

Tab. 4.10: U-Test nach Mann und Whitney ($p < 0,01$ / $p < 0,05$)

4.2.3.2 IPS Empress 2

Sowohl die Werte für den Median, als auch für die Standardabweichung, waren für die zwischengliednahen Messlokalisationen geringer als für die zwischengliedfernen (siehe Tab. 4.11). Abb. 4.16 gibt dies graphisch wieder.

Lokalisation	Mittelwert [μm]	N	Standardab- weichung	Median [μm]
7 distal	65,217	200	35,347	56,000
7 mesial	52,225	200	27,908	50,750
5 distal	52,477	200	28,890	51,750
5 mesial	69,170	200	30,904	68,500

Tab. 4.11: Marginaler Randspalt von IPS Empress 2 an den vier verschiedenen Messlokalisationen

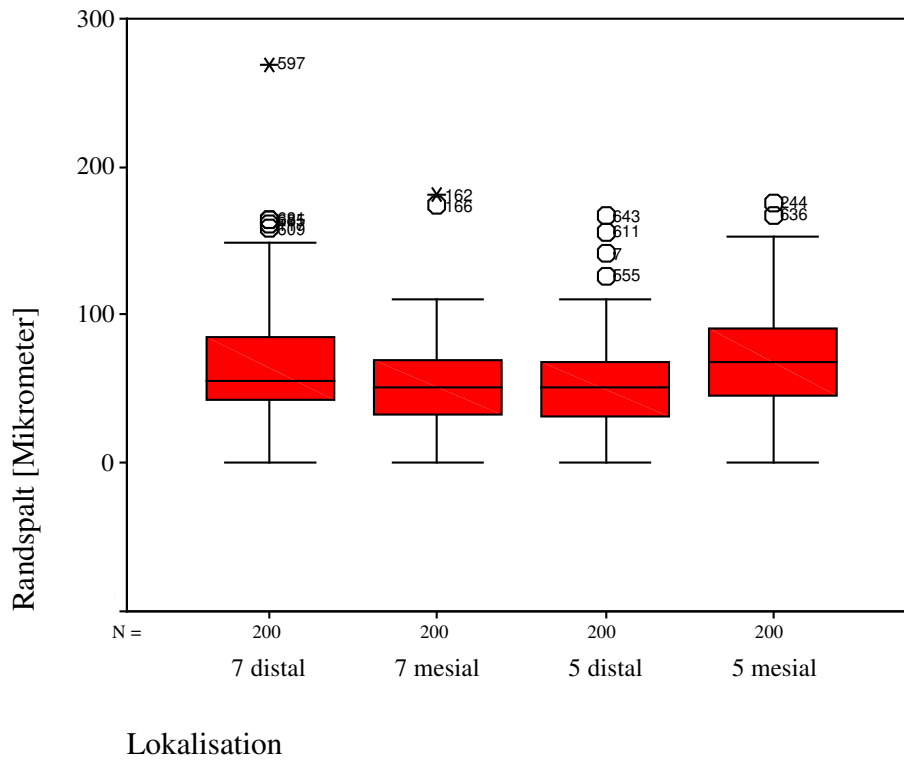


Abb. 4.16: Box-Plot-Darstellung des marginalen Randspaltes von IPS Empress 2 an den vier Messlokalisationen

	7 distal	7 mesial	5 distal
7 distal			
7 mesial	0,001		
5 distal	0,001	0,971	
5 mesial	0,050	0,000	0,000

Tab. 4.12: U-Test nach Mann und Whitney ($p < 0,01$ / $p < 0,05$)

4.2.3.3 Celay

Celay-Brücken zeigten laut Abb. 4.17 keine nennenswerten Unterschiede hinsichtlich des marginalen Randspaltes an den unterschiedlichen Messlokalisationen.

Lokalisation	Mittelwert [μm]	N	Standardab- weichung	Median [μm]
7 distal	52,253	200	31,684	48,500
7 mesial	60,153	200	32,966	56,250
5 distal	57,912	200	38,176	50,500
5 mesial	61,630	200	44,678	51,500

Tab. 4.13: Marginaler Randspalt des Celay-Systems an den vier verschiedenen Messlokalisationen

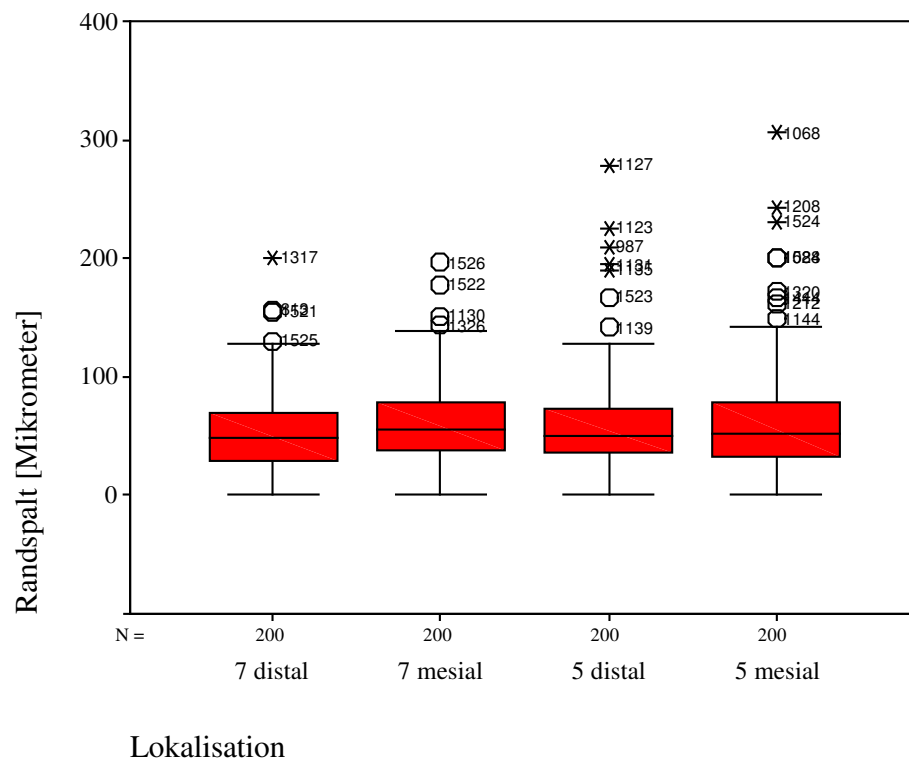


Abb. 4.17: Box-Plot-Darstellung des marginalen Randspaltes des Systems Celay an den vier Messlokalisationen

	7 distal	7 mesial	5 distal
7 distal			
7 mesial	0,006		
5 distal	0,210	0,094	
5 mesial	0,121	0,277	0,716

Tab. 4.14: U-Test nach Mann und Whitney ($p < 0,01$ / $p < 0,05$)

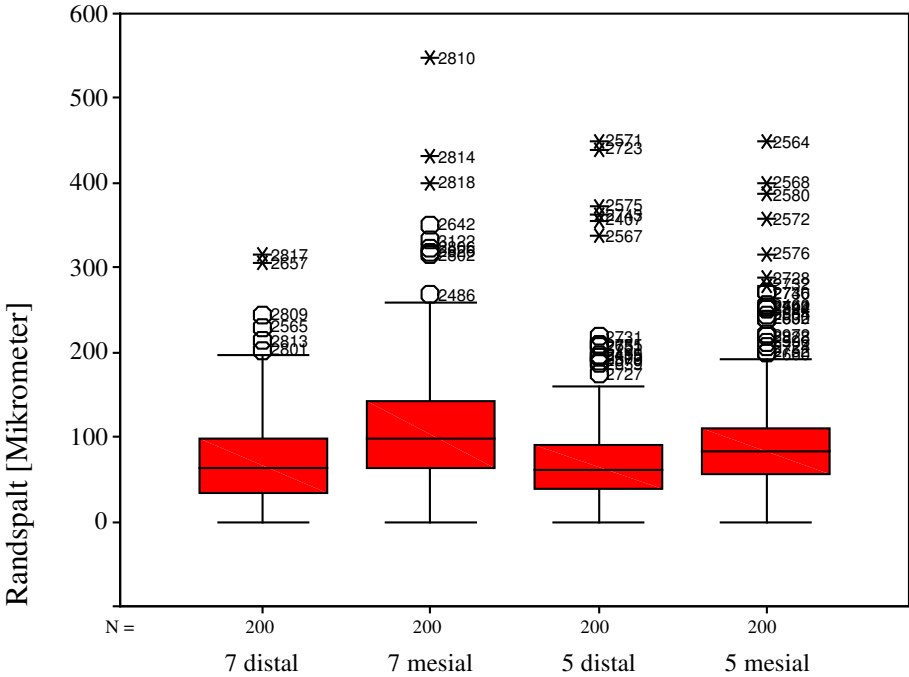
4.2.3.4 DCS Precident

Was die Standardabweichung und den Median betrifft, zeigten DCS-Brücken starke Unregelmäßigkeiten hinsichtlich der Randspaltwerte (siehe Tab. 4.15).

Lokalisation	Mittelwert [μm]	N	Standardab- weichung	Median [μm]
7 distal	72,430	200	53,302	63,750
7 mesial	115,927	200	79,379	97,000
5 distal	76,438	200	71,622	62,000
5 mesial	100,062	200	74,758	84,000

Tab. 4.15: Marginaler Randspalt des Systems DCS Precident an den vier verschiedenen Messlokalisationen

4 ERGEBNISSE



Lokalisation

Abb. 4.18: Box-Plot-Darstellung des marginalen Randspalts des Systems DCS President an den vier Messlokalisationen

	7 distal	7 mesial	5 distal
7 distal			
7 mesial	0,000		
5 distal	0,826	0,000	
5 mesial	0,000	0,008	0,000

Tab. 4.16: U-Test nach Mann und Whitney ($p < 0,01$ / $p < 0,05$)

4.3 Äußere und innere Zementspalten im Vergleich

Im Folgenden wurde der marginale Randspalt mit inneren Zementspalten (steigender Abstand zum Präparationsrand) verglichen. Dies gibt wieder, wie konstant die Dicke der marginalen Zementfuge für jedes System ist. Der marginale Randspalt definiert sich durch die Strecke von der Präparationsgrenze bis zum Lot derselben auf die Restauration. Die Strecken der Zementspalten C_1 - C_3 sind geometrisch analog zum marginalen Randspalt, jedoch 250 μm (für C_1), 500 μm (für C_2) und 750 μm (für C_3) von der Präparationsgrenze entfernt.

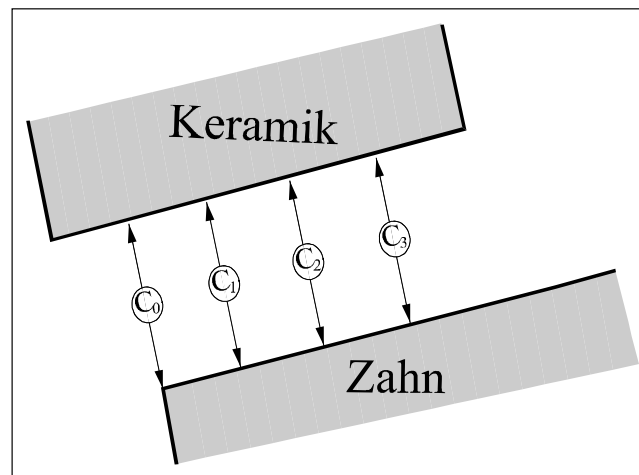


Abb. 4.19: Marginaler Randspalt (C_0) und die inneren Zementspalten (C_1 - C_3)

Tab. 4.17 zeigt nochmals die Werte für den marginalen Randspalt, Tab. 4.18, 4.19 und 4.20 die inneren Zementspalten, jeweils im Abstand von 250 μm . Der Graph (Abb. 4.20) gibt die Zementspaltbreiten der unterschiedlichen Systeme wieder. Dabei steigt bei DCS Precident die Kurve stark an, was bedeutet, dass mit zunehmendem Abstand von der Kronenaußenseite der Zementspalt kontinuierlich größer wird. Bei den Systemen IPS Empress 2 und Celay steigt sie vergleichsweise gering an. Der Graph sinkt bei der In-Ceram-Schlickertechnik nach 250 μm etwas ab, steigt dann wieder nahe zum Anfangswert an. Die Abb. 4.21 bis 4.24 geben diesen Sachverhalt wieder. Zur besseren Erkennung wurden hierzu der Verlauf des Probenstumpfes und des zervikalen Kronenverlaufs gestrichelt dargestellt.

4 ERGEBNISSE

Keramikart	Mittelwert [μm]	N	Standardab- weichung	Median [μm]
Empress 2	59,772	800	31,749	55,250
Celay	57,987	800	37,331	52,000
Schlickertechnik	58,341	800	31,702	54,000
DCS	91,214	800	72,540	78,250

Tab. 4.17: Marginaler Randspalt (C_0) der unterschiedlichen Systeme im Vergleich

Keramikart	Mittelwert [μm]	N	Standardab- weichung	Median [μm]
Empress 2	65,959	799	32,571	64,000
Celay	61,288	798	36,566	56,000
Schlickertechnik	48,919	799	23,805	45,500
DCS	128,484	795	84,744	110,000

Tab. 4.18: Zementspaltbreite der Systeme im Vergleich, nach 250 Mikrometern (C_1)

Keramikart	Mittelwert [μm]	N	Standardab- weichung	Median [μm]
Empress 2	76,718	782	36,852	70,500
Celay	72,839	781	44,428	66,000
Schlickertechnik	54,368	789	26,681	51,500
DCS	153,513	706	85,303	130,500

Tab. 4.19: Zementspaltbreite der Systeme im Vergleich, nach 500 Mikrometern (C_2)

Keramikart	Mittelwert [μm]	N	Standardab- weichung	Median [μm]
Empress 2	73,935	314	40,570	70,000
Celay	68,560	218	39,021	60,500
Schlickertechnik	59,150	280	28,208	54,500
DCS	137,665	155	67,723	129,000

Tab. 4.20: Zementspaltbreite der Systeme im Vergleich, nach 750 Mikrometern (C_3)

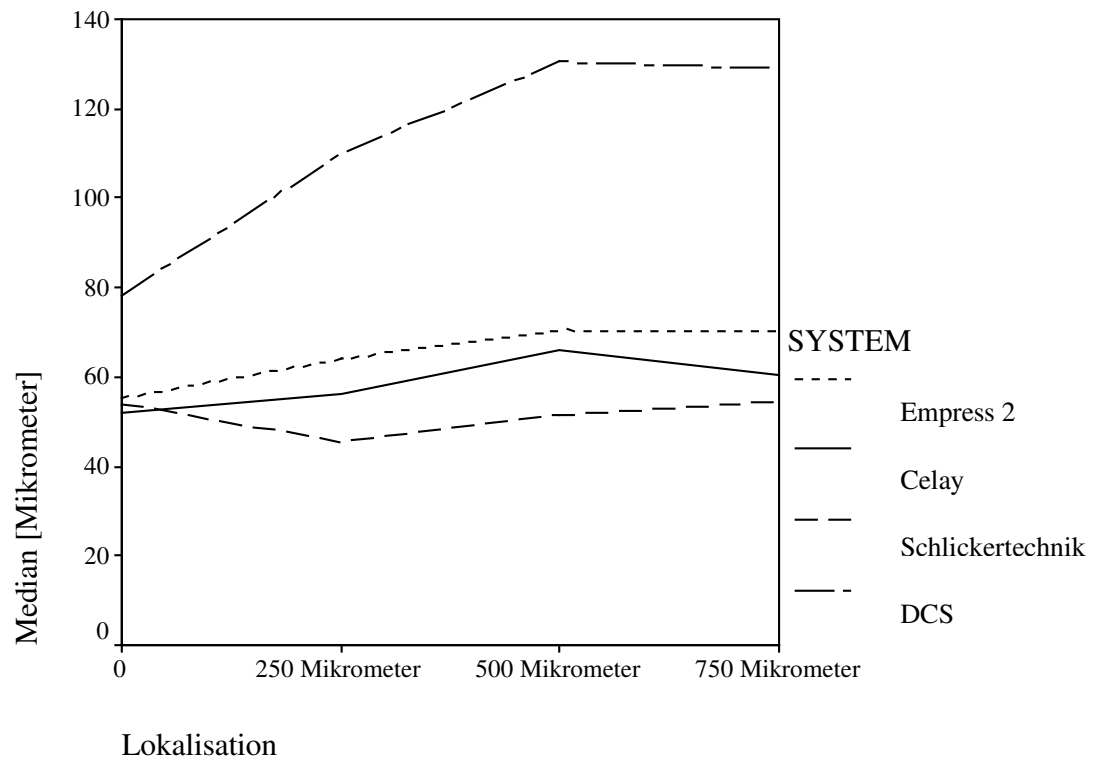


Abb. 4.20: Übersicht über die Dicke der Zementfuge der unterschiedlichen Systeme im Vergleich (mit steigendem Abstand von der Präparationsgrenze)

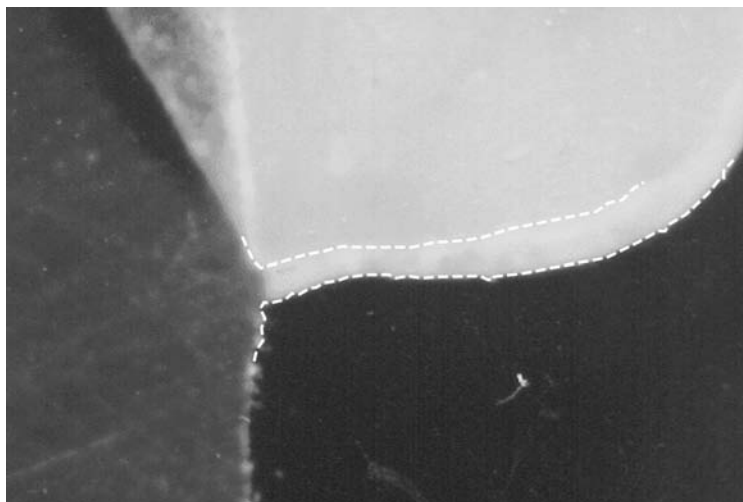


Abb. 4.21: Charakteristische Zementfuge bei der In-Ceram-Schlickertechnik (Vergrößerung: 30-fach)



Abb. 4.22: Zementfuge einer IPS Empress-Brücke (Vergrößerung: 30-fach)

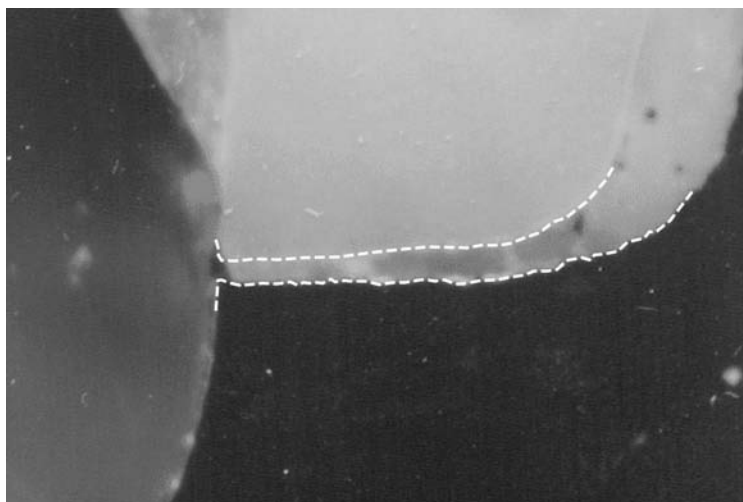


Abb. 4.23: Charakteristische Zementfuge einer Celay-Brücke (Vergrößerung: 30-fach)

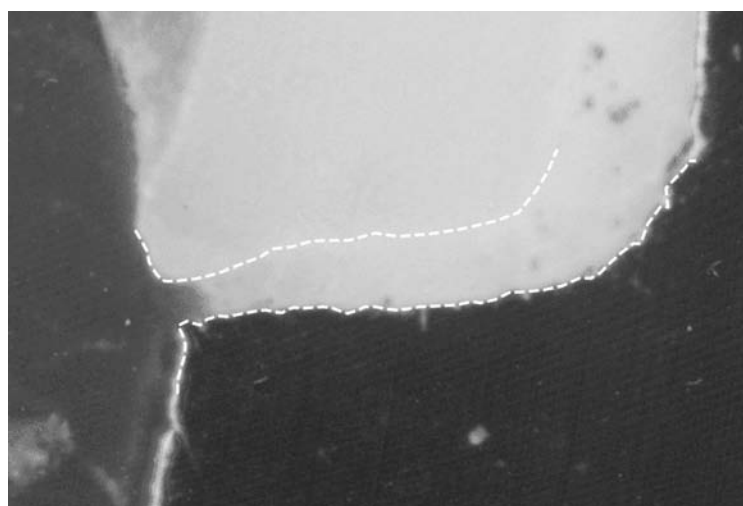


Abb. 4.24: Zementfuge beim System DCS Precident (Vergrößerung: 30-fach)

4.4 Stufenbildung

Die zahlenmäßige Größe der Stufenbildung wurde bereits innerhalb der absoluten zervikalen Diskrepanz in Abschnitt 4.1 ausgewertet. Im Folgenden soll dargestellt werden, wie häufig für die verschiedenen Systeme Über- und Unterkonturierungen gemessen wurden.

4.4.1 Horizontale marginale Diskrepanz

Die horizontale marginale Diskrepanz verläuft senkrecht zur Zahnachse vom äußeren Restaurationsrand bis zum Präparationsrand. Übertragt, wie in Abb. 4.25 dargestellt, die Restauration in der Horizontalen die Präparationsgrenze, spricht man von einer negativen Stufe (siehe Abb. 4.25). Im Fall der horizontalen Unterkonturierung liegt eine sog. positive Stufe vor.

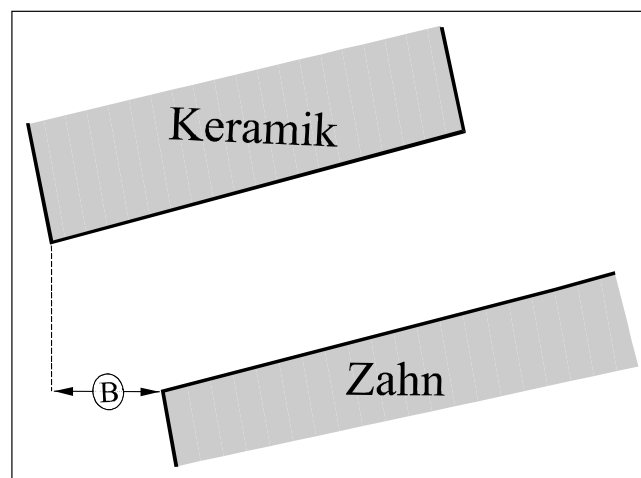


Abb. 4.25: Horizontale marginale Diskrepanz (B)

IPS Empress 2 und DCS Precident zeigten eine geringe Neigung zur Überkonturierung, während Celay und In-Ceram eine Tendenz zur Unterkonturierung hatten (siehe Tab. 4.21).

	Schlickertechnik	Empress 2	Celay	DCS
negative Stufe	10	24	11	24
positive Stufe	30	16	29	16

Tab. 4.21: Vergleich der Häufigkeiten der Systeme für Über- und Unterkonturierung in der Horizontalen

4.4.2 Vertikale marginale Diskrepanz

Die Messstrecke ist in Abb. 4.26 ersichtlich. Die vertikale marginale Diskrepanz verläuft parallel zur Zahnachse vom äußeren Restaurationsrand bis zum Lot vom Präparationsrand auf die Zahnachse. Ist eine Restauration in der Vertikalen kürzer wie der Stumpf, spricht man von einer Unterkonturierung (siehe Abb. 4.26/links). Übertagt eine Restauration in der Vertikalen den Präparationsrand, zeigt diese gleichzeitig in der Horizontalen eine Überkonturierung (siehe Abb. 4.26/rechts).

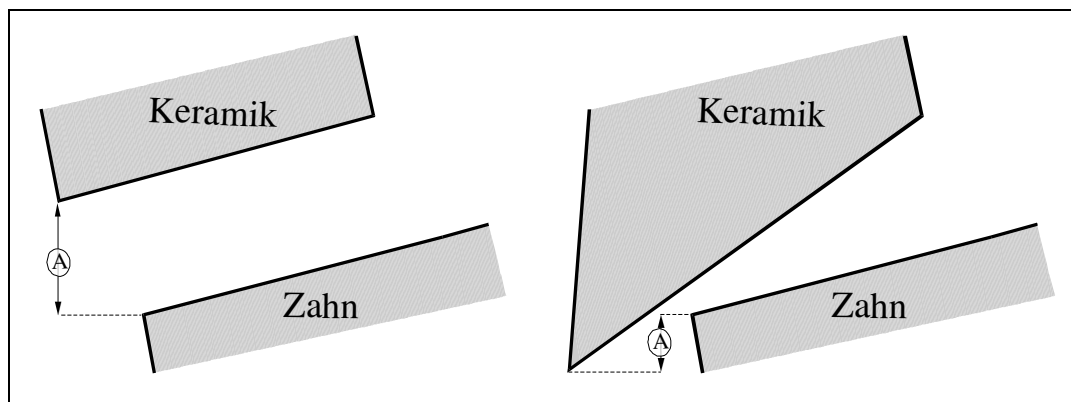


Abb. 4.26: Vertikale marginale Diskrepanz (A), mit vertikaler Unterkonturierung (links) und Überkonturierung (rechts)

Vorwiegend zeigten die untersuchten Brücken eine Unterkonturierung in der Vertikalen. Teilweise konnten bei DCS Precident auch Überkonturierungen festgestellt werden, wie auch zweimal eine exakte Passung.

	Schlickertechnik	Empress 2	Celay	DCS
Überkonturierung	0	2	0	7
Unterkonturierung	40	38	40	31
Exakte Passung	0	0	0	2

***Tab 4.22:** Vergleich der Häufigkeiten der Systeme für Über- und Unterkonturierungen in der Vertikalen*

5 DISKUSSION

5.1 Absolute zervikale Diskrepanz

Beim Referenzsystem (In-Ceram-Schlickertechnik) lag der Median in diesem Bereich bei $101,5 \mu\text{m}$ ($\pm 61,6 \mu\text{m}$). Für IPS Empress 2 (Median $72,9 \mu\text{m}$ / $\pm 26,8 \mu\text{m}$) und Celay (Median $78,0 \mu\text{m}$ / $\pm 44,9 \mu\text{m}$) wurden deutlich geringere Werte ermittelt. IPS Empress 2 und Celay unterschieden sich hierbei nicht signifikant voneinander, wogegen signifikante Unterschiede dieser beiden Systeme zur Schlickertechnik nachgewiesen werden konnten. Im Gegensatz dazu lag der Median der absoluten zervikalen Diskrepanz für das CAD/CAM-System DCS Precident mit $124,2 \mu\text{m}$ deutlich höher ($\pm 86,7 \mu\text{m}$). Ein signifikanter Unterschied zum Referenzsystem ließ sich jedoch nicht feststellen. LUTHARDT [44] gibt an, bei DCS gefrästen Gerüsten eine konsequente Überkonturierung zu beobachten. Auch spricht er in diesem Zusammenhang von der Notwendigkeit einer manuellen Nachbearbeitung durch den Techniker. Die Fräsungsungenauigkeit und mögliche Fehler bei der Nachbearbeitung sind wohl der Grund für diese höheren Messwerte.

Die stark unterschiedlichen Ergebnisse von IPS Empress 2 und Celay einerseits bzw. In-Ceram/konventionell andererseits beruhen wohl auf einer fertigungstechnisch bedingten Fehlerquelle der Schlickertechnik. Um eine ausreichende Stabilität des Gerüsts zu gewährleisten, wird vom Hersteller eine Verbinderfläche von $4 \times 4 \text{ mm}$ gefordert. Für die Randbearbeitung im verbinderangrenzenden Bereich steht dem Techniker aus diesem Grunde nur äußerst wenig Platz zur Verfügung. Zudem ist die Sicht auf die Präparationsgrenze durch den voluminös konturierten Verbinder erschwert. Selbst wenn eine eventuelle Unterkonturierung festgestellt wird, kann dies nicht einfach durch erneuten Schlickerauftrag ausgeglichen werden, da man so die Bildung des sog. Zwiebelschaleneffekts begünstigen würde, was wiederum eine verringerte Stabilität der Restauration zur Folge hätte. Die Analyse der absoluten zervikalen Diskrepanz von In-Ceram-Brücken an den verschiedenen Messstellen bestätigt diese These. Lag der Median im Bereich von 47 distal bei $91,6 \mu\text{m}$ ($\pm 42,4 \mu\text{m}$) und von 45 mesial bei $82,7 \mu\text{m}$ ($\pm 46,3 \mu\text{m}$), so betrug er an der Messstelle 45 distal $110,9 \mu\text{m}$ ($\pm 63,0 \mu\text{m}$) und sogar $159,8 \mu\text{m}$ ($\pm 78,2 \mu\text{m}$) an der Stelle 47 mesial.

Das bedeutet, dass bei der konventionellen Schlickertechnik der Median je nach Messlokalisierung einen Unterschied von bis zu 77,1 μm aufwies. Diese Fehlerquelle ist bei Celay und IPS Empress 2 nicht gegeben, da die Einzelkappchen separat voneinander modelliert werden können und erst im Anschluss daran das Brückenglied eingearbeitet wird. So lag hier der Unterschied des Medians zwischen der Lokalisation mit dem höchsten und dem geringsten Wert bei Celay bei 39,6 μm und bei IPS Empress 2 sogar bei nur 24,9 μm .

Innerhalb des Systems IPS Empress 2 lagen die höheren Werte für die absolute zervikale Diskrepanz im Bereich des großen Stumpfs, also des Molaren. Der Median an der Stelle 47 distal betrug 88,3 μm ($\pm 24,3 \mu\text{m}$) und an der Stelle 47 mesial 78,9 μm ($\pm 32,1 \mu\text{m}$). Im Gegensatz dazu wurden am Zahn 45 Medianwerte von lediglich 63,4 μm ($\pm 24,5 \mu\text{m}$) und 63,7 μm ($\pm 19,3 \mu\text{m}$) ermittelt. Unter Umständen könnte dies durch die Aufwachstechnik bedingt sein. Durch die größere Form des Molaren muss mehr Wachs modelliert werden. Da Wachs beim Erkalten einer gewissen Schwindung unterliegt, wird selbige beim Molaren auch größer sein als beim Prämolaren.

Das Celay-System zeigte an den verbinderfernen Lokalisationen die höheren Messwerte. Lag der Median an der Stelle 47 distal bei 95,4 μm ($\pm 47,9 \mu\text{m}$) und an 45 mesial bei 79,9 μm ($\pm 32,1 \mu\text{m}$), betrug er im Gegensatz dazu an der Lokalisation 47 mesial lediglich 75,7 μm ($\pm 59,8 \mu\text{m}$) und an 45 distal 55,8 μm ($\pm 34,1 \mu\text{m}$).

Auch dies ist auf fertigungstechnische Vorgehensweisen zurückzuführen. Das Komposit-Progerust wird am Verbinder und bukkal an den Käppchen auf dem Träger, der anschließend zum Abtasten in das Gerät eingespannt wird, fixiert. Beim Abtastvorgang wird, wenn auch ungewollt, geringfügig Druck auf das Progerust ausgeübt. Da Komposite eine gewisse Elastizität aufweisen, ist diese an den fixiernahen Bereichen, also verbindernah, geringer als an den fixierfernen. Daher kommt es verbinderfern durch den Abtastdruck zur stärkeren Verformung des Progerusts und somit zu einem größeren Übertragungsfehler auf den zu beschleifenden Rohling. Auch wurde am Molaren ein größerer Median als am Prämolaren ermittelt. Dies ist ebenfalls auf die Elastizität des Progerusts zurückzuführen, da diese am kleineren Käppchen geringer ist als am größeren.

5.2 Marginaler Randspalt

Das geforderte Maß für den Randspalt wird von den Autoren unterschiedlich angegeben. So läge nach REHBERG [62] ein „exakter Randschluss“ bei unter 20 µm. WEIKART [80] fordert 5 bis 20 µm, was jedoch PAMEIJER [54] als für nur im Labor erreichbar erachtet. MCLEAN [49] hingegen gibt eine maximale Größe für den Randspalt von 120 µm an. DREYER-JØRGENSEN [15] sieht eine Größe von 50 µm als klinisch akzeptabel an. Abgesehen davon ist MEINERS [52] der Ansicht, je geringer die Randfuge sei, mit desto geringeren klinischen Problemen sei zu rechnen.

Grundsätzlich unterschieden sich innerhalb dieser Studie die Systeme IPS Empress 2 und Celay nur geringfügig von der Schlickertechnik. Es ließ sich hier auch bezüglich der konventionellen In-Ceram-Technik kein signifikanter Unterschied nachweisen, wogegen sich IPS Empress und Celay untereinander signifikant unterschieden. Diese drei Systeme zeigten Randspaltwerte, die nur knapp größer als 50 µm waren.

Celay-Brücken zeigten zwar den kleinsten Median (52,0 µm), jedoch war die Standardabweichung im Vergleich zu den anderen beiden Systemen am größten (37,3 µm). Die Werte für IPS Empress 2 (Median 55,3 µm / ± 31,8 µm) und der Schlickertechnik (Median 54,0 µm / ± 31,7 µm) waren vergleichbar gering. Bei DCS President-gefrästen Brücken resultierten höhere Werte (Median 78,3 µm / ± 72,5 µm). Die Verteilung der Randspaltwerte gab ähnliche Verhältnisse wieder.

Somit konnten die von WEIKART [80] und REHBERG [62] geforderten Werte von keinem der Systeme erreicht werden. DREYER-JØRGENSENs [15] Postulat liegt zumindest beim Referenzsystem IPS Empress 2 und Celay im Bereich des Erreichbaren. MCLEANs [49] Forderung kann mit allen untersuchten Systemen Folge geleistet werden.

Verschiedene Fremdstudien beschäftigten sich mit Randspaltuntersuchungen von Restaurationen, die mittels Schlickertechnik gefertigt wurden. Diese unterscheiden sich teilweise stark voneinander. Vorwiegend beschäftigten sich diese mit der Vermessung von Einzelkronen im Front- und Prämolarengebiet. SULAIMAN [75] beispielsweise ermittelte für Frontzahnkronen Randspalten um die 161 µm. Nach BESCHNIDT [2] ergab sich für In-Ceram-Kronen vor dem Zementieren ein Randspalt von 52 bis 69 µm und nach dem Zementieren von 74 bis 91 µm. KAPPERT [31] ermittelte für

Einzelkronen im zementierten Zustand einen Randspalt von 38 μm . SHEARER [70] spricht von Randspalten von 1 bis 63 μm , bei einem Mittelwert von 19 μm . RINKE [63] stellte bei Frontzahn-Einzelkronen einen Randspalt von 32,5 μm und im Prämolarenbereich von 45 μm fest.

Geht man davon aus, dass bei Randspaltuntersuchungen von Seitenzahnbrücken mit geringfügig größeren Werten zu rechnen ist als bei einzelnen Front- oder Prämolarenkronen, sind die Ergebnisse dieser Studie relativ konform zu denen von KAPPERT [31] und RINKE [63].

Studien über den marginalen Randspalt lagen zum Zeitpunkt der Erstellung der vorliegenden Arbeit nur in geringer Anzahl über die Vorgängerkeramik IPS Empress vor. Darüber hinaus zählten Brückenkonstruktionen nicht zu deren Indikationsgebiet [16]. Nach BESCHNIDT [2] lag der Mittelwert des Randspalts von IPS Empress-Kronen nach dem Zementieren bei 76 μm . SULAIMAN [75] gibt für IPS Empress-Kronen einen Wert von 63 μm an. Innerhalb dieser Studie wurde für IPS Empress 2 ein Median von 55,3 μm und ein Mittelwert von 59,8 μm ($\pm 31,8 \mu\text{m}$) ermittelt. Somit sind trotz des untersuchten Messobjekts (Brücke) die Randspaltwerte geringer als BESCHNIDT [2] und SULAIMAN [75] für IPS Empress innerhalb ihrer Studien ermittelt hatten.

Ob man allerdings davon sprechen kann, dass IPS Empress 2 im Vergleich zur Vorgängerkeramik bessere Werte hinsichtlich des marginalen Randspalts aufweist, wird sich in weiteren Studien zeigen.

GROTEN [26] ermittelte für den Randspalt von Celay-Einzelkronen (Stufenpräparation) im Frontzahnbereich einen Mittelwert von 18,3 μm ($\pm 4,1 \mu\text{m}$). Dieser Wert ist somit wesentlich geringer als in der vorliegenden Studie (Mittelwert 58,0 μm). Allerdings wurden von GROTEN [26] die Kronen unzementiert auf dem Stumpf vermessen.

Nach BESCHNIDT [2] ergab sich für Celay-gefräste Einzelkronen vor dem Zementieren ein Randspalt von 73 bis 87 μm und nach dem Zementieren von 85 bis 99 μm . RINKE [64] ermittelte für den Median des vertikalen Randspalts von Celay-Kronengerüsten für Frontzahnkronen bei Stufenpräparation von 32 μm und für Prämolarenkronen von 44 μm .

Geht man davon aus, dass eine Brückenkonstruktion größere Randspalten als eine Einzelkrone inne hat, ist das Ergebnis der vorliegenden Studie für das Celay-System relativ konform zu RINKEs [64] Untersuchung.

Auch die im Vergleich zu den anderen Systemen höheren Werte, die innerhalb dieser Studie für DCS Precident (Median 78,3 μm / \pm 72,5 μm) resultierten, stellen sich in Fremdstudien dar. LUTHARDT [43] erreichte für konventionell zementierte Einzelzahngerüste aus Zirkonoxid Randspalten von 55 μm bis 88 μm und aus Titan von 93 μm bis 135 μm . Zusätzlich weist er auf Randspalten hin, die zum Teil größer als 200 μm gewesen seien. SCHLEGEL [65] untersuchte die Randspalten von Einzelzahn-Titangerüsten, die mittels DCS Precident System gefertigt wurden. Die Randspalten betragen hierbei für die Stufenpräparation 68,3 μm (\pm 61,1 μm). Leider lagen zum Zeitpunkt der Erstellung der vorliegenden Arbeit keinerlei Fremdstudien über Randspaltuntersuchungen von Brücken, die mit diesem System gefertigt worden waren, vor.

Mit Ausnahme des Celay-Systems zeigte sich für die restlichen drei Gruppen ein Unterschied hinsichtlich des Randspalts zwischen den verschiedenen Messlokalisationen. Für die Schlickertechnik waren die Randspaltwerte im Bereich des Zwischengliedes geringfügig geringer als an den Außenseiten. So unterschied sich die Messlokalisation 47 distal hochsignifikant von den verbindernahen, jedoch nicht von der Messstelle 45 mesial. Der Grund hierfür könnte möglicherweise der ungewollte manuelle Abtrag beim Halten des gesinterten Gerüsts während der manuellen Nachbearbeitung vor dem Infiltrationsbrand sein. Zentrale Bereiche des Gerüsts sind, unter anderem durch die relativ große Haltefläche am Zwischenglied bedingt, nicht so anfällig wie externe. Bei IPS Empress 2 konnte ein hochsignifikanter Unterschied zwischen zwischengliednahen und zwischengliedfernen Lokalisationen nachgewiesen werden. Zwischengliednah war der Median geringer (50,8 μm und 51,8 μm) als zwischengliedfern (56,0 μm und 68,5 μm). Die Standardabweichung zeigte analoges Verhalten. Es handelt sich hier wohl um eine fertigungstechnische Fehlerquelle. Durch die Kontraktion des abkühlenden Wachses beim Einwachsen des Zwischengliedes können sich die endständigen Ränder geringfügig nach oben biegen.

Starke Unregelmäßigkeiten der verschiedenen Messstellen hinsichtlich Median und Standardabweichung zeigten sich beim System DCS Precident. Eine Gesetzmäßigkeit

ist nicht erkennbar. Dies sei möglicherweise eine Folge der von LUTHARDT [44] angesprochenen manuellen Nachbearbeitung.

5.3 Konstanz der Zementfuge

Mit der Schlickertechnik gefertigte Brücken zeigten am äußeren Rand einen Median von 54,0 μm . Nach 250 μm pulpenwärts sank er auf 45,5 μm ab und stieg dann nach einer Entfernung von insgesamt 750 μm auf 54,5 μm . Grund hierfür ist wohl die manuelle Nachbearbeitung des gesinterten Gerüsts durch den Techniker. Dabei schaben sich beim Festhalten die dünnen kantigen Randbereiche des porösen Gerüsts leichter ab als lumenwärts gerichtete. Daher kann gefolgert werden, dass eine geschlickerte Versorgung umso passgenauer ist, je gezielter der Schlickerauftrag erfolgt und umso weniger nachbearbeitet werden muss.

Die Ausdehnung der Zementfuge bei IPS Empress 2 stieg fast linear von 55,3 μm (randnah) auf 70 μm (nach 750 μm). Celay verhielt sich sehr ähnlich zu IPS Empress 2, wobei die Werte diesbezüglich geringfügig niedriger waren.

Brücken, die mit DCS Precident gefertigt wurden, zeigten im Vergleich zu den anderen Gruppen ein wesentlich stärkeres Ansteigen der Zementfugenausdehnung (von 78,3 μm auf 129,0 μm nach 750 μm).

5.4 Stufenbildung

Im Bereich der vertikalen marginalen Diskrepanz wiesen nahezu alle untersuchten Systeme eine Tendenz zur Unterkonturierung auf. Bei den Untersuchungen bezüglich der horizontalen marginalen Diskrepanz zeigten Brücken, die mit Celay und mittels Schlickertechnik gefertigt wurden, eine Tendenz zur positiven Stufe. Dies resultiert zum einen daraus, dass das Komposit-Progerüst der Celay-Technik eine gewisse Elastizität besitzt und somit beim Abgreifen mittels Kopierfräsung bei zu hohem Druck eine gewisse Unterkonturierung auftreten muss; zum anderen muss das gesinterte Gerüst der Schlickertechnik oftmals manuell nachbearbeitet werden. Während dieses Vorgangs

können Ränder geringfügig abgegriffen und ausgedünnt werden. IPS Empress 2- und DCS Precident-Brücken neigten zur Überkonturierung. Möglicherweise kann bei IPS Empress 2 die Ursache hierfür darin fundieren, dass die Ränder des Wachsgewürts beim Herunternehmen vom Modell etwas geweitet werden, was letztendlich zu einer negativen Stufe führt.

5.5 Methodenkritik

5.5.1 Aufpassarbeiten

In Eigenarbeit wurden die Brückengerüste der Systeme In-Ceram-Schlickertechnik, Celay und IPS Empress 2 hergestellt und verblendet. Diese Restaurationen wurden auch unter zeitintensiver Arbeit mit größter Sorgfalt aufgepasst, bis der Randspalt rein visuell in akzeptable Bereiche geführt wurde. Das ehemalige Münchner Fräszentrum wurde beauftragt, die 10 DCS-Brücken zu fertigen. Hierzu wurden 10 Gipsmodelle und ein Kunstharz-Gegenkiefer übergeben. Dabei wurde gebeten, mit größter Sorgfalt zu arbeiten, da die Brücken zu Randspaltuntersuchungen herangezogen werden würden. In diesem Labor wurden die Gerüste gefräst, verblendet und aufgepasst.

In diesem Zusammenhang wäre es interessant gewesen, ob man zu anderen Ergebnissen gekommen wäre, wenn alle Brücken in Eigenarbeit gefertigt worden wären. Zum anderen hätte man auch die Zeit, die aufgewendet werden musste, um die Brücken auf die Stümpfe aufzupassen, erfassen und auswerten können, oder diese auf ein gewisses Maß beschränken können.

5.5.2 Zementierung

Zu Beginn dieser Studie musste geklärt werden, ob die Restaurationen konventionell zementiert oder adhäsiv eingesetzt werden sollten. Um eine ausreichende Stabilität vollkeramischer Restaurationen zu gewährleisten, rät McCOMB [46] zur Verwendung von Resin-Zementen. Auch EDELHOFF [17] empfahl 1999 die adhäsive Eingliederung

von IPS Empress 2-Brücken. Obwohl laut Hersteller Ivoclar Brückenversorgungen aus dem Gerüstwerkstoff IPS Empress 2 nur in Ausnahmefällen zementiert werden sollten, wurden innerhalb dieser Studie alle Brücken konservativ eingesetzt. Der zentrale Grund für die Entscheidung eines Befestigungsverfahrens für alle Systeme war, die Vergleichbarkeit zu wahren. Warum die Wahl auf die konventionelle Zementierung fiel, soll im Folgenden kurz dargestellt werden.

Einerseits spricht PAPE [55] davon, dass der Werkstoff In-Ceram mittels herkömmlicher dentallabortechnischer Möglichkeiten nicht ätzbar sei, was eine adhäsive Restaurationseingliederung in Frage stelle. Andererseits werden wohl viele Zahnärzte momentan noch die konventionelle Einsetztechnik bevorzugen. EDELHOFF [17] gab an, dass innerhalb seiner prospektiven Studie, bei der IPS Empress-Frontzahnkronen zum einen konservativ zementiert und zum anderen adhäsiv eingliedert wurden, kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Frakturrate der beiden Gruppen feststellbar war. POSPIECH [57] diskutierte die Vor- und Nachteile der adhäsiven und zementativen Befestigung. Er kommt bei Restaurationen, deren Präparationsrand vollständig innerhalb des Dentins liegt, zu der Schlussfolgerung, dass sich keine Vorteile ergeben, aber eine ganze Reihe klinischer Nachteile beim wesentlich aufwendigeren Klebeverfahren zu akzeptieren seien.

Grundsätzlich musste noch innerhalb der konservativen Zementierung zwischen dem Zink-Phosphat-Zement und dem Glas-Ionomer-Zement (GIZ) entschieden werden. Entscheidend hierbei waren werkstoffkundliche Eigenschaften des GIZ wie beispielsweise Fluoridabgabe und die damit verbundene kariostatische Wirkung, weswegen zur Zementierung der Brücken innerhalb dieser Studie Glas-Ionomer-Zement ausgewählt wurde. Darüber hinaus kam FERRARI [21] in seiner Studie zu dem Ergebnis, dass Dicor-Kronen, die mit GIZ zementiert wurden, eine kleinere marginale Zementfuge zeigten als solche, die mit Phosphatzement eingesetzt wurden.

5.5.3 Messtechnik

Nach SCHLEGEL [65] ist mit der Trenn-Dünnschlifftechnik nach DONATH und BREUNER [14] eine zuverlässige Einschätzung der Randspaltqualität möglich. Eine mögliche Fehlerquelle ist durch Verschiebung des Schnittwinkels möglich. Laut SPIEKERMANN [74] liegt die Größe der Änderung der Messwerte bei maximal 1,5 %, die somit vernachlässigbar gering ist. BIFFAR [5] verweist auf Messungen an Prüfstümpfen mit idealisierten Geometrien, da diese mit geringeren statistischen Fehlern behaftet sind als klinische Studien. Dieser Aussage steht jedoch die klinische Nähe entgegen, die im Rahmen dieser Untersuchung gewahrt bleiben sollte.

Im Bereich von Randspaltuntersuchungen zieht BIFFAR [5] zirkuläre Messungen in definierten Intervallen der Schlifftechnologie vor. Dieser Meinung muss dahingehend Folge geleistet werden, da bei dieser Studie nur in einer Probenachse geschliffen und vermessen wurde und somit Diskrepanzen in mesio-distaler Achse, jedoch nicht in bucco-lingaler Achse erfasst wurden.

In der vorliegenden Arbeit wurde, wie es auch allgemein in vergleichbaren Fremdstudien die Regel ist, eine Menge von 10 Proben pro Gruppe angenommen [2, 3, 26, 64, 75]. Jedoch gibt es auch hier Abweichungen. So fasst beispielsweise RINKE [63] in einer seiner Studien nur 8 Proben zu einer Gruppe zusammen. SCHLEGEL [65] untersuchte die marginale Passgenauigkeit von computergefrästen Titankronen in Abhängigkeit von der Präparationsart. Er bildete dabei 2 Gruppen mit jeweils 9 und 3 Proben.

Im Bereich der Anzahl der Messungen je Probe unterscheiden sich innerhalb dieser Arbeit herangezogene Fremdstudien stark. Meist ist die Anzahl abhängig vom jeweiligen Messverfahren. RINKE [63] verglich 1995 in seiner Studie vollkeramische Celay- und konventionelle In-Ceram-Kronen auf Randschluss. Zusätzlich wurde zwischen verschiedenen Zahnarten (Prämolar und Frontzahn) unterschieden. Insgesamt wurden ca. 2160 Messungen an 40 Proben durchgeführt, folglich also ca. 54 je Probe. SCHLEGEL [65] kam bei 12 Proben auf 397 Messstellen, was etwas mehr als 33 pro Probe ergibt. Auf der anderen Seite jedoch konnten von BESCHNIDT [2] mit seinem Verfahren (Stereomikroskop, CCD Kamera) 2500 bis 3000 Einzelmessungen (in 10 Mikrometerschritten) zum Bereich Randspaltmessungen je Probe durchgeführt

werden. Allerdings dehnen sich Randungenauigkeiten wohl meist über ein Vielfaches von 10 Mikrometern aus. So sollte es ausreichen, die Randbereiche in 200 Mikrometerschritten, wie es innerhalb der vorliegenden Studie durchgeführt wurde, zu vermessen. GROTEN [26] kam in seiner Studie, die sich mit dem Passungsverhalten von Celay-Kronen beschäftigte, auf ca. 97 Messungen pro Probe. BESIMO [3] führte in seiner Studie 148 Messungen pro Probe durch.

In der vorliegenden Arbeit wurden die 4 Herstellungstechniken an insgesamt 800 Schnitten vermessen, wobei der marginale Randspalt an insgesamt 3200 Lokalisationen (80 Messstellen pro Probe) ermittelt wurde. Für den inneren Zementspalt der jeweiligen Systeme nach 250 Mikrometern wurden 3191 Messungen durchgeführt. Nach 500 Mikrometern konnte noch an insgesamt 3058 und nach 750 Mikrometern an 967 Stellen gemessen werden. Die Messanordnung ließ für die vertikale und horizontale Stufenbildung wie auch für die absolute zervikale Diskrepanz insgesamt jeweils 160 Strecken zur Ermittlung zu. So wurden insgesamt 10736 Strecken vermessen.

Bedingt durch die Messtechnik innerhalb dieser Studie und die daraus resultierende Menge der Messungen wird wohl die Aussagekraft der Ergebnisse des marginalen Randspalts und der inneren Zementspalten höher sein als die der Stufenbildung und der absoluten marginalen Diskrepanz.

5.6 Schlussfolgerungen

Aus der vorliegenden Arbeit geht hervor, dass sowohl mit der Schlickertechnik, als auch mittels Heißpressung von IPS Empress 2-Rohlingen, wie auch per Kopierfräsung durch das Celay-System vollkeramische Brückenrestaurationen gefertigt werden können, die eine klinisch akzeptable Passung aufweisen.

Die Fa. Vita Zahnfabrik bietet mit der In-Ceram-Schlickertechnik ein vollkeramisches System, das sich mittlerweile in der Praxis bewährt hat. Jedoch erfordert die Anwendung ein großes Maß an Übung und Fertigkeit des Technikers, da die Menge der möglichen fertigungstechnischen Fehlerquellen nicht zu unterschätzen ist.

Wesentlich benutzerfreundlicher ist das Heißpressverfahren. Hierbei kann der Techniker bereits aus der Metallverarbeitung bekannte Fähigkeiten anwenden. Jedoch

müssen noch Studien durchgeführt werden, die sich mit der Belastbarkeit von IPS Empress 2-Brücken im Seitenzahnbereich beschäftigen. Da diese Keramik erst 1999 eingeführt wurde, ist wohl in naher Zukunft noch nicht mit Langzeitstudien zu diesem Indikationsbereich zu rechnen. Bis dahin sollten Seitenzahnbrücken aus IPS Empress 2 trotz guter Passung in der zahnärztlichen Praxis mit großer Skepsis betrachtet werden.

Das Celay-System kann in Verbindung mit der Verwendung gesinterter Aluminiumoxidblöcke aufgrund der guten Werte bezüglich der Passgenauigkeit für dreigliedrige Seitenzahnbrücken empfohlen werden. Jedoch ist auch hier zu erwähnen, dass es sich um eine für den Techniker neue Herstellungsweise handelt.

In der Software-Version 3.43 ist das System DCS Precident nur bedingt empfehlenswert. Der große Vorteil von CAD/CAM-Systemen liegt in der Verarbeitung neuerer, wesentlich härterer Keramiktypen wie beispielsweise der Zirkonoxidkeramik. Unter anderem deshalb stehen CAD/CAM-Systeme im Mittelpunkt des Interesses der Dentalindustrie. Die Zukunft wird zeigen, ob Systeme geschaffen werden können, die im Bereich Passgenauigkeit eine klinisch akzeptable Präzision erreichen.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Im Rahmen dieser In-vitro-Studie wurden die Systeme IPS Empress 2 (Fa. Ivoclar), Celay (Fa. Mikrona) und DCS Precident (Software-Version 3.43, Fa. DCS Dental AG) hinsichtlich der Passgenauigkeit einer dreigliedrigen Brücke mit der In-Ceram-Schlickertechnik (Fa. Vita Zahnfabrik) verglichen.

Als Basis diente ein Frasco-Kiefermodell, wobei der Zahn 46 entfernt wurde und die Zähne 45 bzw. 47 stufenförmig präpariert worden sind. Durch Dublierung dieser Situation entstanden letztendlich 40 Patienten-Segmente aus einer CoCrMoW-Legierung. Innerhalb einer jeden der 4 Gruppen wurden 10 Brücken gefertigt, die anschließend konventionell auf den Patienten-Segmenten zementiert wurden. Mit Ausnahme des Systems DCS Precident, wobei ein gewerbliches Labor mit der Herstellung der Brücken beauftragt war, sind alle Gerüste in eigener Fertigung hergestellt und verblendet worden. Die Messanordnung wurde an die Trenn-Dünnschlifftechnik nach DONATH und BREUNER [14] angelehnt, wobei dieses Verfahren geringfügig modifiziert wurde. Dabei sind die Brücken in vestibulo-oraler Richtung 20 mal um ca. 200 µm reduziert worden und anschließend unter dem Auflichtmikroskop (Vergrößerung: 160-fach) vermessen worden.

Im Bereich des marginalen Randspaltes konnten keine signifikanten Unterschiede der Systeme IPS Empress 2 ($55,3 \mu\text{m} \pm 31,8 \mu\text{m}$) und Celay ($52,0 \mu\text{m} \pm 37,3 \mu\text{m}$) zur Schlickertechnik ($54,0 \mu\text{m} \pm 31,7 \mu\text{m}$) nachgewiesen werden. Signifikant größere Werte ergaben sich für DCS Precident ($78,3 \mu\text{m} \pm 72,5 \mu\text{m}$). Für die absolute zervikale Diskrepanz zeigten die Systeme IPS Empress 2 ($72,9 \mu\text{m} \pm 26,8 \mu\text{m}$) und Celay ($78,0 \mu\text{m} \pm 44,9 \mu\text{m}$) signifikant geringere Werte als die In-Ceram-Schlickertechnik ($101,5 \mu\text{m} \pm 61,6 \mu\text{m}$). DCS Precident zeigte hierbei die größten Werte ($124,2 \mu\text{m} \pm 86,7 \mu\text{m}$). Innerhalb der verschiedenen Systeme zeigten sich teilweise, wohl herstellungstechnisch bedingt, Unterschiede in der Passgenauigkeit bezüglich verschiedener Messstellen.

Grundsätzlich lassen sich mit den Systemen In-Ceram-Schlickertechnik, IPS Empress 2 und Celay Brücken mit klinisch akzeptablen Passgenauigkeiten herstellen. Ob klinische Studien zu ähnlichen Ergebnissen gelangen und eine aktuellere Software-Version von DCS Precident zu qualitativ hochwertigeren Ergebnissen führt, bleibt abzuwarten.

7 LITERATURVERZEICHNIS

- 1 *Becker, J., Heidemann, D.:* Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 48, 611 (1993)
- 2 *Beschmidt, 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 (1999)
- 3 *Besimo, C., Guggenheim, R., Jeger, C.:* Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. Int J Prosthodont 10, 541 (1997)
- 4 *Bienik, K., Marx, R.:* Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 284 (1994)
- 5 *Biffar, R.:* Zur Auswertung von Randspaltmessungen an festsitzendem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 46, 523 (1991)
- 6 *Breustedt, A.:* Geschichte und Entwicklung der zahnärztlichen Keramik. In: Breustedt, A.: Zahnärztliche Keramik. VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin 1968
- 7 *Büchel, K.:* Die Vitadur-Vollporzellanbrücke. Quintessenz 8, 67 (1971)
- 8 *Buth, K., Fodi, J., Kersten, G.:* Adhesive bridge and marginal periodontium – results of a prospective study after a period of wear of 2-3 years. Dtsch Stomatol 41, 121 (1991)
- 9 *Castellani, D., Baccetti, T., Giovannoni, A.:* Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 7, 149 (1992)

- 10 *Claus, H.:* Das Hi-Ceram-Verfahren – Metallfreie Kronen auf einem Keramikgerüst. Dent Labor 4, 479 (1987)
- 11 *Claus, H.:* Vita In-Ceram, ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. Quintessenz Zahntech 16, 35 (1990)
- 12 *Demmel, H.J.:* Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss passgenauer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 26, 700 (1971)
- 13 *Diedrich, P., Erpenstein, H.:* Rasterelektronenmikroskopische Randspaltanalyse von In-vivo eingegliederten Stufenkronen und Inlays. Schweiz Mschr Zahnmed 95, 575 (1985)
- 14 *Donath, K., Breuner, G.:* A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. J Oral Pathol 11, 318 (1982)
- 15 *Dreyer-Jørgensen, K.:* Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gußverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 13, 461 (1958)
- 16 *Edelhoff, D., Spiekermann, H., Rübber, A., Yildirim, M.:* Kronen- und Brückengerüste aus hochfester Preßkeramik. Quintessenz 50, 177 (1999)
- 17 *Edelhoff, D., Horstkemper, T., Richter, E.J., Spiekermann, H., Yildirim, M.:* Adhäsiv und konventionell befestigte Empress 1-Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 55, 326 (2000)
- 18 *Eidenbenz, S., Lehner, C.R., Schärfer, P.:* Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the Celay system. Int J Prosthodont 7, 134 (1994)

- 19 *Elminger, R., Hagmann, A., Wohlwend, A., Schärer, P.:* Vollkeramikbrücken: Eine Utopie oder ist die Inkorporation solcher Brücken sinnvoll. *Zahntech* 46, 15 (1989)
- 20 *Fayyad, M.:* Failure of dental bridges. *J Oral Rehabil* 23, 438 (1996)
- 21 *Ferrari, M.:* Cement thickness and microleakage under Dicor crowns: an in vitro investigation. *Int J Prosthodont* 4, 126 (1991)
- 22 *Futterknecht, N.:* Renaissance in der Vollkeramik. *Quintessenz Zahntech* 16, 1323 (1990)
- 23 *Geis-Gersdorfer, J., Kanjantra, P.:* Zum Einfluss der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 618 (1992)
- 24 *Grey, N.J., Piddock, V., Wilson, M.A.:* In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic crowns. *J Dent* 21, 47 (1993)
- 25 *Groß, J.M.:* Das Celay-Kopierfräsverfahren und seine Anwendungsmöglichkeiten. *Quintessenz* 47, 1495 (1996)
- 26 *Groten, M., Girthofer, S., Pröbster, L.:* Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 24, 871 (1997)
- 27 *Hadgis, T.C.:* Fabrication of an anterior In-Ceram bridge. *J Mich Dent Assoc* 78, 44 (1996)
- 28 *Holmes, J.R., Bayne, S.C., Holland, G.A., Sulik, W.D.:* Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62, 405 (1989)

- 29 *Jameson, L.M., Malone, W.F.:* Crown contours and gingival response. *J Prosthet Dent* 47, 620 (1982)
- 30 *Janenko, C., Smales, R.J.:* Anterior crowns and gingival health. *Australian Dental J* 24, 225 (1979)
- 31 *Kappert, H.F., Altvater, A.:* Feldstudie über die Passgenauigkeit und das Randschlußverhalten von In-Ceram-Kronen und -Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 151 (1991)
- 32 *Kappert, H.F., Knode, H.:* In-Ceram auf dem Prüfstand. *Quintessenz Zahntech* 16, 980 (1990)
- 33 *Kappert, H.F., Knode, H., Manzotti, L.:* Metallfreie Brücken für den Seitenzahnbereich. *Dent Labor* 38, 177 (1990)
- 34 *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)
- 35 *Karlsson, S.:* A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. *J Oral Rehabil* 13, 423 (1986)
- 36 *Kern, M., Knode, H., Strub, J.R.:* The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int* 22, 257 (1991)
- 37 *Knappwost, A.:* Über das thermische Expansions- und Kontraktionsverhalten von Dentallegierungen und deren Beziehung zu Sekundärkaries. *Zahnärztl Welt* 4, 523 (1949)
- 38 *Körber, K., Ludwig, K.:* Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor* 31, 55 (1983)

- 39 *Körber, K., Ludwig, K.:* Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie.
Thieme Verlag, Stuttgart 1993
- 40 *Kröncke, A.:* Sekundärkaries. Dtsch Zahnärztl Z 36, 69 (1981)
- 41 *Leon, A.R.:* The periodontium and restorative procedures: a clinical review. J
Oral Rehabil 4, 105 (1977)
- 42 *Löst, C.:* Festsitzender Zahnersatz und marginales Parodontium. Dtsch Zahnärztl
Z 44, 742 (1989)
- 43 *Luthardt, R., Musil, R.:* CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkonoxid-
Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 52, 380 (1997)
- 44 *Luthardt, R., Herold, V., Sandkuhl, O., Reitz, B., Knaak, J.P., Lenz, E.:* Kronen
aus Hochleistungskeramik. Dtsch Zahnärztl Z 53, 280 (1998)
- 45 *Malament, K.A., Grossman, D.G.:* The cast glass–ceramic restoration.
J Prosthet Dent 57, 674 (1987)
- 46 *McComb, D.:* Adhesive luting cements – classes, criteria, and usage. Compend
Contin Educ Dent 17, 759 (1996)
- 47 *McLaren, E., White, S.N.:* Survival of In-Ceram crowns in a private practice:
a prospective clinical trial. J Prosthet Dent 83, 216 (2000)
- 48 *McLean, J.W.:* A higher strength porcelain for crown and bridge work. Br Dent J
21, 268 (1965)
- 49 *McLean, J.W., Fraunhofer, J.A. von:* The estimation of cement film thickness
by an in vivo technique. Br Dent J 131, 107 (1971)

- 50 *McLean, J.W.*: The science and art of dental ceramics. *Oper Dent* 16, 149 (1991)
- 51 *McVaney, T.P., Ettinger, R.L.*: Periodontal margin in the older adult: considerations for position, placement and support. *J Esthet Dent* 3, 209 (1991)
- 52 *Meiners, H.*: Prophylaxe und Werkstoffkunde. *Zahnärztl Welt* 94, 792 (1985)
- 53 *Müller, H.P.*: The effect of artificial crown margins at the gingival margin on the periodontal conditions in a group of periodontally supervised patients treated with fixed bridges. *J Clin Periodontol* 13, 97 (1986)
- 54 *Pameijer, J.H.N., Westermann, W.*: Von der erreichbaren Genauigkeit festsitzender Restaurationen. *Zahnärztl Welt* 91, 46 (1982)
- 55 *Pape, F., Pfeiffer, P., Marx, R.*: Haftfestigkeit von geätztem In-Ceram an Zahnschmelz. *Zahnärztl Welt* 100, 450 (1991)
- 56 *Pospiech, P.*: Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zur vollkeramischen Klebebrücke. Zahnmed. Habil., LMU München (1996)
- 57 *Pospiech, P.*: All-ceramic crowns: bonding or cementing. *Clin Oral Invest* 6, 189 (2002)
- 58 *Pröbster, L.*: Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 5, 409 (1992)
- 59 *Pröbster, L.*: Klinische Langzeiterfahrungen mit vollkeramischen Kronen aus In-Ceram. *Quintessenz* 48, 1639 (1997)
- 60 *Pröbster, L., Diehl, J.*: Klinik und Technik des keramischen Kronen und Brückensystems In-Ceram. *Quintessenz* 4, 613 (1990)

- 61 *Pröbster, L., Weber, H., Diehl, J.:* Erste klinische und werkstoffkundliche Erfahrungen mit dem vollkeramischen Kronen- und Brückensystem In-Ceram. ZWR 99, 816 (1990)
- 62 *Rehberg, H.J.:* Der Kronenrand – exakter Randschluss, was ist das. Dtsch Zahnärztl Z 26, 696 (1971)
- 63 *Rinke, S., Hüls, A., Jahn, L.:* Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copymilled all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 8, 303 (1995)
- 64 *Rinke, S., Markgraf, G., Jahn, L., Hüls, A.:* Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/In-Ceram). Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 1495 (1994)
- 65 *Schlegel, A., Besimo, C., Guggenheim, R., Düggelin, M.:* In-vitro-Untersuchung zur marginalen Paßgenauigkeit von computergefrästen Titankronen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 10, 1273 (1991)
- 66 *Schmitz, K., Köhler, G.:* Dental-Keramik. In: Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Bd. 2, Hüthig Verlag, Heidelberg 1985
- 67 *Schwickerath, H.:* Die In-Ceram Aluminiumoxid-Keramik ein innovativer dentalkeramischer Werkstoff. Dent Labor 37, 1597 (1989)
- 68 *Schwickerath, H.:* Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. Quintessenz Zahntech 20, 1495 (1994)
- 69 *Schwickerath, H., Coca, I.:* Einzelkronen aus Glaskeramik. Philipp J 4, 338 (1987)

- 70 *Shearer, B., Gough, M.B., Setchell, D.J.*: Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials* 17, 1891 (1996)
- 71 *Siebers, D.*: Parodontale Aspekte festsitzender Rekonstruktionen, Literaturübersicht. Zahnmed. Diss., FU Berlin (1990)
- 72 *Silness, J.*: Periodontal conditions in patients treated with dental bridges, the relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. *J Period Res* 5, 225 (1970)
- 73 *Southan, D.E.*: The development and characteristics of dental porcelain. *Austral Dent J* 15, 103 (1970)
- 74 *Spiekermann, H.*: Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 1015 (1986)
- 75 *Sulaiman, F., Chai, F., Jameson, L.M., Wayne, T., Wozniak, W.T.*: A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 10, 478 (1997)
- 76 *Strub, J.R.*: Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 566 (1992)
- 77 *Strub, J.R., Türp, J., Witkowski, S., Hürzeler, M.B., Kern, M., Alt, K.W., Kappert, H.F.*: Curriculum Prothetik. Bd. 2, Quintessenz Verlag, Berlin 1994
- 78 *Tinschert, J., Natt, G., Doose, B., Fischer, H., Marx, R.*: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 545 (1999)
- 79 *Weber, H., Geis-Gerstorfer, J., Simonis, A., Diehl, J., Frank, G.*: Voll- und Glaskeramikkronen klinisch betrachtet. *Zahnärztl Mitt* 77, 2416 (1987)

- 80 *Weikart, P.*: Grenzen und Prüfung der Gußgenauigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 12, 897 (1957)
- 81 *Wohlwend, A., Schärer, P.*: Die Empress Technik – ein neues Verfahren zur Herstellung von vollkeramischen Kronen, Inlays und Facetten. Quintessenz Zahntech 16, 966 (1990)
- 82 *Zawta, C., Bernhard, M.*: Frontzahnbrücke mit dem IPS-Empress-2-System nach Kieferkammaufbau. Ein Fallbericht. Schweiz Monatsschr Zahnmed 110, 16 (2000)

8 ANHANG

8.1 Messtabellen

Vermessen wurden 800 Schnitte, wovon jeder in der Messtabelle aufgrund der vier Messstellen vier Zeilen inne hat. Bei 33 Zeilen pro Seite (Querformat) würde das 97 Seiten füllen. Aus diesem Grunde sind die Tabellen in diesem Schriftstück nicht enthalten, können aber jederzeit an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München eingesehen werden.

8.2 Verwendete Materialien

Adisil Blue (Fa. Siladent-Technik, D-38644 Goslar)
Alumina Blank (Fa. Vita Zahnfabrik, D-79713 Bad Säckingen)
Aquasil Monophase FS DECA (Fa. Dentsply, USA-York)
Blueprint Cremix (Fa. Dentsply, USA-York)
Castorit-super C (Fa. Dentaurum, D-75104 Pforzheim)
Cel-Touch (Fa. Mikrona, CH-8957 Spreitenbach)
Celpowder (Fa. Mikrona, CH-8957 Spreitenbach)
Cement Spacer Quick Set (Fa. Belle de St. Claire, USA-Chatsworth)
Ceramex Säure (Fa. Renfert, D-78247 Hilzingen)
Dr. Kühns Abdruckgips (Fa. Hinrichs, D-38644 Goslar)
Epofix-Einbettmasse (Fa. Struers, D-47877 Willich)
Epoxydie (Fa. Ivoclar, D-73471 Neunstadt)
Frasaco-Kiefermodell (Fa. Frasco, D-88069 Tettang)
Fujirock-EP (Fa. GC, USA-Alsip)
Individuo-Lux (Fa. VOCO, D-27457 Cuxhaven)
In-Ceram Anmischflüssigkeit (Fa. Vita Zahnfabrik, D-79713 Bad Säckingen)
In-Ceram Glaspulver (Fa. Vita Zahnfabrik, D-79713 Bad Säckingen)
In-Ceram Powder (Fa. Vita Zahnfabrik, D-79713 Bad Säckingen)
In-Ceram Spezialgips (Fa. Vita Zahnfabrik, D-79713 Bad Säckingen)

In-Ceram Stabilisator (Fa. Vita Zahnfabrik, D-79713 Bad Säckingen)
In-Ceram Versiegler (Fa. Vita Zahnfabrik, D-79713 Bad Säckingen)
IPS Empress 2 Dentin Masse (Fa. Ivoclar, D-73471 Neunstadt)
IPS Empress 2 Glasurmasse (Fa. Ivoclar, D-73471 Neunstadt)
IPS Empress 2 Korrekturmasse (Fa. Ivoclar, D-73471 Neunstadt)
IPS Empress 2 Liquid (Fa. Ivoclar, D-73471 Neunstadt)
IPS Empress 2 Schichttechnik Rohlinge (Fa. Ivoclar, D-73471 Neunstadt)
IPS Empress 2 Schneide Masse (Fa. Ivoclar, D-73471 Neunstadt)
IPS Empress 2 Spezialeinbettmasse (Fa. Ivoclar, D-73471 Neunstadt)
IPS Empress 2 Transpa Masse (Fa. Ivoclar, D-73471 Neunstadt)
Ketac-Cem Aplicap (Fa. 3M ESPE, D-41453 Neuss)
Klebewachs (Fa. Interdent, USA-El Segundo)
OP-Chem (Fa. Struers, D-47877 Willich)
Optosil Comfort (Fa. Heraeus Kulzer, D-63450 Hanau)
Pindex-Pins (coltène/whaledent, USA-Cuyahoga Falls)
Remanium 2000 (Fa. Dentaaurum, D-75228 Ispringen)
Sockelgips (Fa. Hinrichs, D-38644 Goslar)
S-U-Modellierwachs (Fa. Schuler, D-89075 Ulm)
Universal Bond (Fa. 3M ESPE, D-41453 Neuss)
Visio-Form (Fa. 3M ESPE, D-41453 Neuss)
Vitadur Alpha Sortiment (Fa. Vita Zahnfabrik, D-79713 Bad Säckingen)
Yeti-Lube (Fa. Yeti, D-78234 Engen)

8.3 Verwendete Geräte

SAM-2 P (Fa. SAM Präzisionstechnik, D-82131 Gauting)

Abramin (Fa. Struers, D-47877 Willich)

Celay (Fa. Mikrona, CH-8957 Spreitenbach)

IPS Empress EP600 (Fa. Ivoclar, D-73471 Neunstadt)

Inceramat (Fa. Vita Zahnfabrik, D-79713 Bad Säckingen)

Hepovac (Fa. Struers, D-47877 Willich)

M 420 (Fa. Wild, A-9100 Völkermarkt)

Vitasonic II (Fa. Vita Zahnfabrik, D-79713 Bad Säckingen)

8.4 Danksagung

An alle, die zur Fertigstellung dieser Dissertation beigetragen haben, sollen diese Dankesworte gerichtet sein.

Herrn Prof. Dr. Dr.h.c. Gernet sei herzlich gedankt für die Bereitstellung eines Arbeitsplatzes und die Benutzung der Gerätschaften.

Ganz besonders danke ich Herrn Prof. Dr. Pospiech, der nicht nur die Idee zu dieser Studie gab, sondern mich auch jederzeit mit wissenschaftlichem Rat unterstützte. Für das Gelingen der Arbeit trug er ganz entscheidend bei.

Für viel Geduld und Unterstützung bedanke ich mich beim gesamten Dentallabor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Ludwig-Maximilians-Universität München, insbesondere bei Herrn Unsöld.

Vielen Dank an Herrn Kick (Fa. Struers) für seine kostenlose Einweisung in die Geräte seiner Firma.

Für die kostenlose Bereitstellung von Arbeitsmaterialien möchte ich mich bei der Firma Mikrona bedanken.

Herzlichen Dank an das ehemalige Münchner Fräszentrum für die kostenlose Fertigung von 10 DCS-gefrästen Brücken.

Ich danke meinen Arbeitgebern Herrn Dr. Peter Aichmüller und Frau Dr. Petra Matuschka-Aichmüller für flexible Arbeitszeiten, die diese zeitintensive Arbeit ermöglichten.

Frau Stephanie März gebührt großer Dank dafür, dass sie mich liebevoll unterstützte und mich zur Fertigstellung motivierte.

Ein ganz besonderes Dankeschön gebührt meinen Eltern für ihren Rückhalt und ihre Unterstützung.

8.5 Curriculum vitae

Name:	Christian Stieglbauer	
Geburtstag:	08.10.1973	
Geburtsort:	Tegernsee	
Eltern:	Johann Stieglbauer Anna Stieglbauer, geb. Pichl	
Schulbildung:	1980	Eintritt in die Grundschule Reichersbeuern
	1981	Wechsel in die Jahnschule Bad Tölz
	1984	Übertritt in das Gymnasium Bad Tölz
	1993	Erlangen der Allgemeinen Hochschulreife
Studium:	1994	Immatrikulation für den Studiengang Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München
	1999	Zahnärztliche Prüfung und Approbation
Berufstätigkeit:	seit 16.11.1999 Assistenzarzt in Höhenkirchen bei München	