

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und
Funktionslehre
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**In – vitro – Untersuchung
zur Passgenauigkeit von Kronen, die mit verschiedenen
CAD/CAM-Systemen gefertigt wurden**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Kathrin Lachmann

aus Münster/Westfalen

Gutachter: 1. Prof. Dr. W.B. Freesmeyer
 2. Prof. Dr. J. M. Setz
 3. Prof. Dr. med. dent. K. Böning

Datum der Promotion: 3.09.2010

*Meinem Vater, Dr. Caspar Lachmann, und
meiner Tante, Prof. Dr. Dorothea Kozel-Lachmann.*

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	7
2 Literaturüberblick	8
2.1 Historie.....	8
2.1.1 Keramik als zahntechnischer Werkstoff.....	8
2.1.2 Entwicklung der CAD/CAM-Systeme.....	9
2.2 Das Prinzip der CAD/CAM-Systeme.....	12
2.2.1 Räumliche Digitalisierung der Präparation.....	12
2.2.2 Computerunterstütztes Design (CAD).....	13
2.2.3 Computerunterstützte Herstellung (CAM).....	13
2.2.4 Cercon [®] (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland).....	14
2.2.5 Cerec inLab [®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)..	15
2.2.6 Hint-ELs [®] (Hint-ELs [®] GmbH, Griesheim, Deutschland).....	16
2.2.7 Lava [®] (3M ESPE, Seefeld, Deutschland).....	16
2.2.8 Procera [®] (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden).....	17
2.3 Indikationen.....	17
2.4 Passgenauigkeit.....	19
2.4.1 Allgemein gültige Definition des Randspalts.....	20
2.4.2 Methoden zur Untersuchung der Passgenauigkeit.....	20
2.4.3 Passgenauigkeitsuntersuchungen bei CAD/CAM-Systemen.....	21
3 Fragestellung	25
4 Material und Methode	26
4.1 Studiendesign.....	26
4.2 Herstellung der Urstümpfe.....	26
4.3 Herstellung der Gipsstümpfe.....	28
4.4 Gerüsterstellung.....	29
4.5 Untersuchung der Passgenauigkeit.....	30

INHALTSVERZEICHNIS

4.5.1 Silikonunterschichtung.....	30
4.5.2 Bestimmung der Messpunkte.....	32
4.5.3 Kalibrierung des Mikroskops.....	35
4.5.4 Messung.....	35
4.5.5 Statistische Auswertung.....	35
5 Ergebnisse.....	37
5.1 Ergebnisse in der Randregion.....	38
5.2 Ergebnisse in der randnahen Region.....	42
5.3 Ergebnisse in der koronalen Region.....	45
5.4 Statistische Signifikanz.....	47
5.4.1 Statistische Signifikanz der Ergebnisse in der Randregion.....	47
5.4.2 Statistische Signifikanz der Ergebnisse in der randnahen Region.....	48
5.4.3 Statistische Signifikanz der Ergebnisse in der koronalen Region.....	49
5.5 Klinisch akzeptable Passgenauigkeit in der Randregion.....	50
6 Diskussion.....	52
6.1 Material und Methode.....	52
6.1.1 Studiendesign.....	52
6.1.2 Untersuchung der Passgenauigkeit.....	52
6.1.3 Statistische Auswertung.....	53
6.2 Ergebnisse.....	54
6.2.1 Ergebnisse in der Randregion.....	55
6.2.2 Ergebnisse in der randnahen Region.....	56
6.2.3 Ergebnisse in der koronalen Region.....	56
6.2.4 Gesamtergebnis.....	57
6.3 Passgenauigkeit.....	59
6.4 Passgenauigkeitsuntersuchungen bei CAD/CAM-Sytemen.....	60
6.5 Fazit.....	63
6.6 Klinische Schlussfolgerung.....	64

INHALTSVERZEICHNIS

7 Zusammenfassung	65
7.1 Zusammenfassung.....	65
7.2 Summary.....	67
8 Literaturverzeichnis	69
9 Anhang	78
9.1 Abbildungsverzeichnis.....	78
9.2 Tabellenverzeichnis.....	79
9.3 Materialverzeichnis.....	80
Danksagung	83
Lebenslauf	84
Erklärung an Eides statt	86

1. Einleitung

„... form ever follows function, and this is the law.“ (Louis Henri Sullivan, 1856 – 1924)

Der oft zitierte Ausspruch des amerikanischen Architekten Louis Sullivan verdeutlicht das Dilemma, in dem sich Jahrhunderte lang Zahnärzte befanden, die den Wunsch ihrer Patienten nach nicht nur funktionierendem, sondern auch ästhetisch ansprechendem Zahnersatz erfüllen wollten [70].

Der Erfolg einer dentalen Restauration wird gemessen an seiner Funktionalität, Langlebigkeit und nicht zuletzt auch an der Ästhetik. Abhängig ist er nicht nur von den anatomischen Voraussetzungen, vom Können des Behandlers und der Mitarbeit durch den Patienten, sondern auch von Komponenten wie Materialeigenschaften, Biokompatibilität und Wirtschaftlichkeit. Dentale Werkstoffe sollen die Natur möglichst perfekt imitieren, einfach zu verarbeiten sein und lange Zeit im Munde verweilen können, ohne dabei die umliegenden Gewebe zu schädigen. Zudem sollte die Herstellung des Zahnersatzes trotz individueller und stark patientenbezogener Prozesse kostengünstig sein.

Die stete Verbesserung der für Kronen und Brücken verwendeten Materialien, sowie die rasante Weiterentwicklung in der Computertechnik machen es heute möglich, Teile des Herstellungsprozesses maschinell ablaufen zu lassen.

„Hightech“-Werkstoffe und moderne Fertigungsverfahren sollen die Kombination aus funktionierendem Zahnersatz, natürlicher Ästhetik und Kostenersparnis ermöglichen.

Ihre Funktion kann eine Restauration hingegen nur dann erfüllen, wenn sie auch exakt passt.

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, die Passgenauigkeit von vollkeramischen Einzelzahnkronen, hergestellt im CAD/CAM-Verfahren (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) von den Systemen Cercon[®] (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland), Cerec inLab[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland), Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Deutschland), Lava[®] (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) und Procera[®] (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden), zu untersuchen.

2. Literaturüberblick

2.1 Historie

2.1.1 Keramik als zahntechnischer Werkstoff

Der Wunsch nach passendem, pflegefähigem und ästhetisch ansprechendem Zahnersatz beschäftigte gleichermaßen Patienten wie Zahnärzte. Bis Mitte des 18. Jahrhunderts bestanden Zahnprothesen aus Holz oder Elfenbein. Die raue Oberfläche dieser Materialien förderte die Plaqueretention und damit auch die Geruchsbildung. Ebenfalls materialbedingt war die mangelhafte Ästhetik. Erste Experimente mit Porzellan führte der Apotheker DUCHATEAU durch. 1774 fertigte er daraus die ersten Prothesen [29, 67]. Als erster Zahnarzt griff NICOLAS DUBOIS DE CHEMANT dieses Verfahren 1788 auf [35]. Die ersten Einzelzähne, die mittels eingebrannter Platinhäkchen an einer Metallbasis verlötet werden konnten, entwickelte der Italiener GUISEPPANGELO FONZI im Jahr 1808 und ermöglichte den Ersatz einzelner Zähne im Restgebiss.

CHARLES LAND's Jacketkrone setzte 1886 neue Standards in ästhetischer Hinsicht [29, 67]. Als Brennträger diente gefaltete Platinfolie, die nach dem Brennvorgang entfernt wurde. Die geringe mechanische Festigkeit der verwendeten Feldspatkeramik führte jedoch häufig zu Frakturen, und so wurden Anfang des 20. Jahrhunderts die ersten Kronen auf eine dünne Metallschicht, meist eine platinhaltige Legierung, gebrannt [65, 67]. Durch den unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) von Aufbrennlegierungen und Keramikmassen kam es allerdings häufig zu Frakturen und Rissen in der Verblendung. Erst nach Entwicklung eines aufeinander abgestimmten Systems durch die Firmen Vita Zahnfabrik und Degussa im Jahr 1962 waren die beiden Materialien kompatibel (VMK-Technik, Verbund-Metall-Keramik-Technik) [67]. Zudem bewirkte die dünne Oxidschicht einen guten Verbund von Metall und Keramik [43]. Allerdings wurden die hervorragenden ästhetischen Eigenschaften der Keramik - Transparenz, Transluzenz und Opaleszenz – durch das Metallgerüst negativ beeinflusst [26].

Aus diesem Grund begann man, ebenfalls in den 60er Jahren des 20. Jahrhunderts, die Bruchfestigkeit von Feldspatkeramik durch Beimengung von Aluminiumoxid positiv zu beeinflussen [43]. Konnten die Festigkeitswerte mit Zugabe von bis zu 50% Aluminiumoxid auch deutlich verbessert werden, ein Gerüst aus Metall war immer noch zur Festigkeitssteigerung und Bruchvermeidung notwendig. Erst 1989 wurde mit In-Ceram[®] (Vita Zahnfabrik) eine Keramik eingeführt, die mit einem Aluminiumoxid-Anteil von 72% fest genug war, Gerüste für metallfreie Einzelkronen und sogar kleinerer Brücken herzustellen [43, 54]. 1993 beschrieben ANDERSSON und ODÉN eine Technik zur Herstellung vollkeramischer Gerüste, bei der fast reines Aluminiumoxid gepresst und anschließend gesintert wurde [3]. Dieses System wurde als Procera[®] All-Ceramic System bekannt. Allerdings traten auch hier bei größeren Brückenspannen schnell Frakturen auf. Für größere Brücken erwies sich alsbald die Zirkonoxid-Keramik als geeignet, die materialbedingt deutlich bessere Festigkeitswerte erzielt [37, 58].

Zusammen mit den neuen Keramiken hielt auch die CAD/CAM-Technik Einzug in die Zahnmedizin. CAD/CAM steht für *Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing*.

Mit steigenden Preisen für Dentallegierungen und Lohnkosten für die aufwendige Herstellung in Handarbeit stieg die Nachfrage nach wirtschaftlicheren Fertigungsmethoden [63].

Heute ist man mit CAD/CAM-Systemen in der Lage die Herstellung der Gerüste zu automatisieren und so Fehler, die aus einer manuellen Herstellung resultieren, sowie auch die Kosten zu minimieren. Zudem stellen die metallfreien Restaurationen im Hinblick auf Biokompatibilität und Ästhetik eine ansprechende Alternative zu konventionellen VMK-Kronen dar [8, 37, 38, 41, 59, 61].

2.1.2 Entwicklung der CAD/CAM-Systeme

Erste experimentelle Forschungsarbeiten im Bereich CAD/CAM-Technologie wurden bereits 1971 von DURET durchgeführt. Auch die Forscher HEITLINGER und RODDER beschäftigten sich mit dieser Technik, ebenso wie MÖRMANN und BRANDESTINI. Die ersten Systeme waren reine Kopierschleifverfahren, also CAM-Systeme [2]. Anfang der 1980er Jahre schufen MÖRMANN und BRANDESTINI schließlich das erste echte

LITERATURÜBERBLICK

CAD/CAM-System, mit dem neben der computergestützten Herstellung auch das virtuelle Design am PC möglich wurde. Ihre Arbeit auf diesem Gebiet beeinflusste maßgeblich die Entwicklung des ersten serienreifen CAD/CAM-Systems in der Zahnmedizin, des CEREC[®]-Systems. Das CEREC[®]-System wurde 1985 auf dem Markt eingeführt. Es folgten weitere Systeme, von denen sich einige wie SOPHA[®] und DentiCAD[®] aber nicht durchgesetzt haben.

Die folgende Tabelle zeigt die chronologische Entwicklung der verschiedenen CAD/CAM-Systeme mit den Namen der Herstellerfirmen und dem Jahr ihrer Markteinführung.

LITERATURÜBERBLICK

Tabelle 2.1: Chronologische Entwicklung der CAD/CAM-Systeme

Jahr	System	Hersteller
1987	CEREC [®]	Siemens / Sirona Dental Systems, Bensheim, D
1989	DCS [®] Precident	DCS Dental AG, Allschill, CH
1991	Celay [®]	Mikrona Technologie AG, Speitenbach, CH
1993	Cicero [®]	Cicero Dental Systems B. V., Hoorn, NL
1995	Procera [®]	Nobel Biocare AB, Göteborg, S
1995	Cercon [®] smart ceramics	DCS, jetzt DeguDent GmbH, Hanau, D
1998	cad.esthetics [®]	DECIM / CAD. ESTHETICS AB, Skelleftea, S
	Pro 50 [®]	Cynovad, Montreal, CAN
1999	DigiDent [®]	Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, D
	GN-1 [®]	GC Corporation, Tokio, J
2001	Etkon [®]	Etkon AG, Gräfeling, D
	Everest [®]	KaVo, Leutkirch, D
	Lava [®]	3M ESPE Dental, Seefeld, D
	EDC [®]	Wieland Dental, Pforzheim, D
	Wol-Ceram [®]	Wol-Dent GmbH, Ludwigshafen, D
2002	Bego Medifactoring [®]	Bego Medical, Bremen, D
2003	Ce.novation [®]	Inocermic, Hermsdorf/Thüringen, D
	Perfactory [®]	Envisiontec, Gladbeck, D
	Xawex [®] Dentalsystem	ZFN-Verfahren; I-Mes, Eiterfeld, D
	Hint-ELs [®] DentaCAD Systeme	Hint-ELs GmbH, Griesheim, D
	Triclone 90 [®]	Renishaw, Gloucestershire, UK
2005	3Shape Dental Designer [®]	3Shape A/S, Kopenhagen, DK
	ADG-SW [®]	ADS GmbH, Frankfurt, D
	CADCOM [®]	Schütz Dental GmbH, Rosbach, D
	Diadem [®]	Diadem sas, Louey, F
	Alkom digital [®]	Luxembourg, L
	Diener Scan Tec [®]	Diener Scan Tec Ltd., Embrach, CH
	Speedscan [®]	Smartoptics Sensortechnik GmbH, Bochum, D
	Zeno Tec System [®]	Wieland Dental GmbH, Pforzheim, D

2.2 Das Prinzip der CAD/CAM-Systeme

CAD/CAM-Systeme ermöglichen die dreidimensionale Planung eines Werkstückes am Computer und anschließend die computergestützte maschinelle Herstellung.

2.2.1 Räumliche Digitalisierung der Präparation

Nach Präparation oder nach Abformung und Modellherstellung werden der Stumpf, die Zähne oder die Präparationsgrenze mittels optischer oder mechanischer Erfassungssysteme abgetastet, die Daten werden somit dreidimensional digitalisiert.

Mechanoelektronische Abtastung

Ein an einem elektronischen Weg- und Winkelaufnehmer fixierter Abtaster wird computergesteuert über die zu erfassende Zahnoberfläche geführt. Elektronische Weg- und Winkelaufnehmer, sogenannte Magnetfelddetektoren, erzeugen abhängig von der Wegstrecke und Winkelstellung des Abtasters ein magnetisches Feld. Dessen Stärke wird elektronisch erfasst und vom Computer in dreidimensionale Weg- und Winkelstrecken umgewandelt. Auf diese Weise lässt sich die räumliche Position des Abtasters auf der Zahnoberfläche errechnen. Eine dreidimensionale Darstellung des Stumpfes und der Präparationsgrenze ergibt sich aus den vom Computer auf die Endpunkte der Sensorbewegung reduzierten Positionen [53].

Optische Abtastung

Die optische Erfassung geschieht durch Abtasten mit Laserstrahlen, wobei durch die gleichzeitige Aufzeichnung von Lichtintensität des Lasers und seiner Phasenbeziehung eine holographische, also dreidimensionale Aufnahme möglich ist.

Eine andere optische Methode ist die Aufnahme der Präparation mit Hilfe eines sogenannten CCD-Bildaufnahmechips (*Charge-Coupled-Device*) in Kombination mit der Moiré-Topografie [8]. Die Abbildung auf dem CCD-Chip allein ermöglicht nur eine zweidimensionale Darstellung; mit der Moiré-Topografie, bei der ein linienförmiger Lichtstrahl (Streifenlichtprojektion) auf das Objekt (Zahnstumpf) projiziert wird, kann ein

Objekt dreidimensional ermittelt werden. Für die in der Zahnmedizin eingesetzte optische Abtasttechnik wurde dieses Verfahren weiter entwickelt. Statt eines einzigen Lichtstrahls werden mehrere Lichtschnitte in einem Streifenmuster angeordnet, das sich oszillierend über den zu erfassenden Zahn bewegt [8].

2.2.2 Computerunterstütztes Design (CAD)

Liegt ein dreidimensionales Abbild der Präparation, also die Innenkontur der Restauration vor, berechnet eine entsprechende Software die Außenkontur für das zu fräsende Objekt, z. B. ein Kronengerüst oder eine Krone. Ist die Präparationsgrenze nicht klar definiert, muss diese unter Umständen manuell per Mausklick nachjustiert werden. Die Außenkontur wird ebenfalls am Computer anschließend konstruiert. Dabei können verschiedene Parameter wie die Wandstärke des Gerüsts und die Breite des Zementspalts, des *Spacers*, festgelegt werden. Bei einigen Systemen kann auch die Gesamtform der späteren Restauration durch Digitalisierung eines Wax-Up (eine durch den Zahntechniker hergestellte individuelle Wachsmodellation) oder durch virtuelle Modellation direkt am PC erstellt werden.

2.2.3 Computerunterstützte Herstellung (CAM)

Die im Computer entwickelte virtuelle Modellation einer Restauration (Krone oder Brücke) wird nun in einem computergesteuerten Fräsverfahren in ein reales Objekt überführt. Aus einem Rohling, meist Zirkonoxid oder Aluminiumoxid, aber auch Titan oder edelmetallfreie Legierungen, werden die Restaurationen herausgefräst [8, 67, 68]. Für Gerüste aus Zirkonoxid wird zuerst reines, meist mit 3% Yttriumoxid und < 0,25% Aluminiumoxid stabilisiertes Pulver zu sogenannten *Grünlingen* gepresst, die anschließend vorgesintert und damit fräsbar werden (*Weißlinge*) [74]. Die so entstandenen Blöcke, auch Rohlinge genannt, haben eine kreideartige Konsistenz und lassen sich schnell und Werkstoff schonend weiterverarbeiten. Die daraus gefrästen Restaurationen sind um 25 – 30% überdimensioniert und erlangen erst bei einem abschließenden Sinterungsprozess, bei dem das Zirkonoxid bei einer Temperatur von

1300 - 1600°C noch einmal verdichtet wird, ihre endgültige Härte und die gewünschte Dimension [36, 68].

Ebenfalls möglich ist die Verarbeitung von Zirkonoxidblöcken im vollkommen hartgesinterten Zustand, dem sogenannten HIP – (heiß isostatisch gepresstes) Zirkonoxid. Diese Methode erlaubt aufgrund der schon vor dem Fräsen erreichten Materialfestigkeit der Blöcke zudem die Herstellung auch weitspanniger Brückenkonstruktionen, ist aber gerade deshalb zeit- und wegen des höheren Verbrauchs an Fräsen und Diamantschleifern auch kostenaufwändiger.

Für die Verarbeitung von Aluminiumoxid wird erst die Stumpfkongfiguration digitalisiert und ein um etwa 25% vergrößerter Stumpf aus Spezialeinbettmasse hergestellt. Das Aluminiumoxid wird direkt auf diesen Stumpf gepresst und schrumpft beim anschließenden Sinterungsprozess wieder auf seine originale Größe zurück [36].

Damit eine computergesteuerte Fräsmaschine aus einem Rohling ein Gerüst herstellen kann, ist eine dreidimensional-räumliche Bewegungsmöglichkeit notwendig. Die meisten Fräsmaschinen arbeiten mit 3 ½ Achsen, also Freiheitsgrade in den drei Raumkoordinaten mit einer Wendemöglichkeit um 180°, d. h. der „halben“ Achse, zur Bearbeitung der Objektunterseite. Der Schleifvorgang selbst erfolgt mit diamantierten Scheiben oder zylindrischen Fräsen unter Wasserkühlung. Dabei rotiert der eingespannte Rohling um seine zentrale Achse, während der Schleifkörper senkrecht dazu positioniert und durch einen Elektromotor angetrieben wird. Der Computer stimmt die Position des Rohlings und die Bewegungen des Schleifkörpers aufeinander ab [9].

Die gefrästen oder gepressten Gerüste werden anschließend auf dem Originalmodell kontrolliert und aufgepasst. Im Anschluss daran kann die Verblendung mit zu dem jeweiligen Gerüstmaterial passenden Verblendkeramiken per Hand erfolgen.

2.2.4 Cercon® (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland)

Entwickelt wurde das System Cercon® an der Eidgenössischen Technischen Hochschule, Zürich, in Zusammenarbeit mit der Zahnklinik der Universität Zürich. Ursprünglich wurde dieses Verfahren als DCM (Direct Ceramic Machining) bezeichnet und in Kooperation mit der Firma DeguDent 1995 auf den Markt gebracht. Dabei handelt es sich um ein CAM-Verfahren, das heißt eine computerunterstützte

LITERATURÜBERBLICK

Herstellung einer vorher von Hand in Wachs modellierten Restauration, die im Kopierverfahren in den Computer eingelesen wurde. Das Fräsen der Restauration erfolgt computerunterstützt. Es können Einzelkronen sowie 3- bis 4-gliedrige Brücken hergestellt werden. Die Digitalisierung der Daten erfolgt mittels optischer Abtastung mit Laserstrahlen in der Scan- und Fräskomponente *Cercon brain*. Auch der Fräsprozess findet in diesem Gerät statt. Das System lässt sich mit dem Scan-Modul *Cercon eye* zu einem vollständigen CAD/CAM-System erweitern. Beim Fräsvorgang wird im ersten Schritt die grobe Gerüstform herausgearbeitet, anschließend erfolgt die Feinausarbeitung. Verwendet werden Rohlinge aus vorgesintertem, mit Yttriumoxid stabilisiertem Zirkonoxid. In der Gerätekomponente *Cercon heat* wird das gefräste Werkstück bei einer Temperatur von 1.350°C gesintert. Im Anschluss daran kann das Gerüst mit der Keramikmasse *Cercon ceram S* verblendet werden [15, 16]. Die Herstellung der Restaurationen erfolgt im zahntechnischen Labor oder in der Praxis.

2.2.5 Cerec inLab® (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)

1980 von MÖRMANN und BRANDESTINI entwickelt kam das Cerec®-System 1987 als erstes dentales CAD/CAM-System auf den Markt. Vertrieben von der Firma Sirona Dental Systems GmbH war Cerec® konzipiert für die Herstellung von Vollkeramik-Inlays *chair-side*, das heißt die CAD/CAM-gesteuerte Fertigung der Inlays in einer Behandlungssitzung. Technische Weiterentwicklung ermöglichten später auch die Herstellung von Onlays, Veneers und Einzelkronen [44]. 2002 wurde das System Cerec inLab® auf dem Markt eingeführt, mit dem auch Gerüste für Einzelkronen und Brücken sowie Teleskope und Abutments für Implantate hergestellt werden können. Die Restaurationen können virtuell direkt am Computer konstruiert werden. Der Laserscanner für die optische Abtastung der Stümpfe ist in die Schleifeinheit *inLab* integriert. Zur schnelleren Datenerfassung auch ganzer Modelle kann die Einheit mit einem zusätzlichen Scanner, dem *inEos*, erweitert werden. Eine Weiterentwicklung ist das Gerät *inLab MC XL*, in dem Brückengerüste mit bis zu acht Brückengliedern mit vier Schleifmotoren und damit mit hoher Schleifgeschwindigkeit gefertigt werden können. Ergänzt werden die Geräteeinheiten durch den Hochtemperaturofen *InFire HTC*, der zum Sintern für alle gängigen Sinterkeramiken geeignet ist. Mit Cerec InLab® können

Zirkonoxid, Aluminiumoxid, Feldspat- und Glaskeramik, Lithium-Disilikat-Keramik, Nichtelegmetall und Kunststoffe verarbeitet werden. Das Cerec inLab[®]-System steht mit allen einzelnen Komponenten zur Anwendung in zahntechnischen Laboren oder in der Praxis zur Verfügung [62].

2.2.6 Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Deutschland)

Im Jahr 2003 beendete die Firma Hint-ELs[®] die Zusammenarbeit mit der Girrbach Dental GmbH, die 1999 das CAD/CAM-System DigiDent auf den Markt gebracht hatte. Hint-ELs[®] vertrieb fortan ein CAD/CAM-System unter eigenem Namen, das System Hint-ELs[®]. Die Digitalisierung der Daten erfolgt nach dem Streifenprojektionsverfahren mit einem optischen 3D Digitizer, dem *hiScan*. Für ganze Modelle steht das Gerät *hiScan μ* mit mehreren Kameras zur Verfügung. Auch ein direktes Abscannen der Patientensituation im Mund ist möglich mit dem Gerät *directScan*. Der Fräsvorgang erfolgt in einem sogenannten Bearbeitungszentrum, dem *Hint-ELs[®] hiCut dmsX4* mit vier Achsen zur Bearbeitung oder dem *Hint-ELs[®] hiCut dmsX5* mit fünf Achsen. Verarbeitet werden können Zirkonoxid-Grünlinge, Zirkonoxid-Weißlinge, Aluminiumoxid-Weißlinge sowie nanopartikuläre Zirkonoxid Keramik. Der anschließende Sinterungsprozess findet in dem Hochtemperaturofen *Hint-ELs[®] hiTherm* statt bei einer Maximaltemperatur von 1.600°Celsius. Für die Verarbeitung von CoCrMb-Legierungen mittels Lasersinterung steht das Gerät *Hint-ELs[®] rapidPro* zur Verfügung. Die für die Herstellung der Gerüste nötigen Geräte können mit verschiedenen Software-Einstellungen erworben werden. Die Fertigung selbst erfolgt im zahntechnischen Labor oder in der Praxis [30].

2.2.7 Lava[®] (3M ESPE, Seefeld, Deutschland)

Das CAD/CAM-System Lava[®] der Firma 3M Espe wurde im Jahr 2001 auf dem Markt eingeführt. Die optische Digitalisierung der Daten erfolgt mit dem Scanner *Lava[®] Scan*. Das Gerät arbeitet mittels optischer Triangulation mit Streifenlichtprojektion und erlaubt eine Digitalisierung von bis zu sechs-gliedrigen Einheiten mit einer Gesamtlänge von maximal 42 mm. Mit der CAD-Einheit *Lava[®] CAD* können Einzelkronen, Gerüste für bis

zu sechsgliedrige Brücken, Implantat-Abutments und Primärteleskope virtuell konstruiert werden. Gefräst werden die Einheiten in dem Gerät *Lava[®] Form*, dabei wird ausschließlich mit Yttriumoxid stabilisiertes Zirkonoxid verarbeitet. Vor dem Sinterungsprozess besteht die Möglichkeit, die Gerüste einzufärben. Dafür stehen sieben Grundfarben zur Verfügung, abgestimmt auf die Farben der späteren Verblendung. Gesintert werden die Gerüste im Hochtemperaturofen *Lava[®] Therm* bei 1.500°Celsius. Eine anschließende Verblendung erfolgt mit der Verblendkeramik *Lava[®] Ceram*. Die Produktion der Gerüste findet in autorisierten Fräszentren statt [20, 71].

2.2.8 Procera[®] (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)

Ursprünglich ein reines Kopierschleifverfahren wurde Procera[®] mit einem Scanner ausgestattet und 1995 als vollwertiges CAD/CAM-System auf dem Markt eingeführt. Die Digitalisierung erfolgt auf mechanoelektronischem Weg. Die Konstruktion der Gerüste erfolgt virtuell am Computer mit einer Planungssoftware oder durch eine Software mit Wax-up Technik. Scanner und Software sind für die Verwendung in Labor oder Praxis erhältlich, der Fertigungsprozess erfolgt jedoch mittels Datenübertragung ausschließlich bei Nobel Biocare in Schweden. Hergestellt werden können Einzelkronen und mehrgliedrige Brücken, sowohl aus Titan als auch aus Aluminiumoxid. Der Sinterungsprozess findet bei einer Temperatur von 1.600°Celsius statt [60, 73, 82].

2.3 Indikationen

Den Vorteilen vollkeramischer Restaurationen steht ein strenger Indikationsbereich gegenüber.

Weist eine Dentallegierung noch eine gewisse Elastizität auf, so ist Keramik ein spröder und damit frakturgefährdeter Werkstoff. Aus diesem Grund ist eine gewisse Schichtdicke sowohl des Gerüsts als auch der Verblendschicht zur Bruchvermeidung notwendig. Empfohlen werden Gerüststärken von mindestens 0,4 mm im Frontzahnbereich und 0,6 mm im Molarenbereich bei Einzelzahnkronen. Bei Brücken sollte die Anschlusshöhe des Pfeilers an das Brückenglied mindestens 3 mm betragen

LITERATURÜBERBLICK

[50]. Zusätzlich muss die Schichtdicke der Verblendkeramik berücksichtigt werden, welche materialbedingt 1 mm im vestibulären Bereich und 1,5 mm im okklusalen Anteil nicht unterschreiten sollte. Realistisch ist bei der Präparation ein Materialabtrag von mindestens 1,5 bis 2,0 mm [14].

Zudem sind besondere Präparationstechniken unter Vermeidung scharfer Kanten und unter Berücksichtigung bestimmter Präparationswinkel nötig [17, 20, 50, 66]. Empfohlen wird eine Präparation mit deutlich ausgeprägter Hohlkehle, die Herstellerangaben zufolge 1 mm bis 1,5 mm betragen sollte. Ein Präparationswinkel von 4° bis 6° gewährleistet eine genügende Retention der Krone auf dem Zahn bei gleichmäßigem Abfließen des Befestigungsmaterials [17, 48]. Scharfe Kanten und Unebenheiten in der Präparation stören die Umrechnung der beschliffenen Fläche, die nach Digitalisierung in Form einer Punktwolke vorliegt, in die Fräskoordinaten. Dabei können die Flächen zwischen den einzelnen Abtastpunkten nicht mehr korrekt berechnet werden [7].

Berücksichtigt man all diese Vorgaben, so hat dies einen relativ hohen Abtrag an natürlicher Zahnhartsubstanz zur Konsequenz. Folglich ist die Versorgung jugendlicher Zähne mit großem Pulpenlumen kritisch zu sehen. Aus diesem Grund ist auch die Versorgung mit Brücken bei gekippten Pfeilern schwierig, da wegen des notwendigen hohen Materialabtrags eine Traumatisierung der Pulpa drohen kann.

Aufgrund der hohen Bruch- und Biegefestigkeit der neuen Hochleistungskeramiken ist eine Versorgung mit Vollkeramikbrücken generell auch bei größeren Spannen möglich [37]. Trotzdem ist eine erhöhte Frakturgefahr besonders bei weitspannigen Brücken mit wenigen Pfeilerzähnen gegeben.

Genau geprüft werden sollte eine Versorgung mit Vollkeramik auch bei Patienten mit Bruxismus. Unter den extremen Kräften beim Bruxieren steigt die Druckbelastung der Keramik enorm und es kann ebenfalls zu Frakturen kommen.

Sollen Restaurationen aus Vollkeramik adhäsiv befestigt werden, so ist eine schmelzbegrenzte Präparation notwendig. Tiefe Defekte, sehr kurze klinische Kronen und große prothetische Aufbauten sollten daher kritisch beurteilt werden.

2.4 Passgenauigkeit

Die Überlebensrate einer Krone und damit der Langzeiterfolg einer Restauration ist unter anderem auch von der Passgenauigkeit abhängig [13].

Eine mangelhafte Passgenauigkeit einer Krone auf dem präparierten Zahn insbesondere im Bereich des Kronenrands führt zu Schädigungen am Zahn selbst und der umgebenden Weichgewebe. Ein größerer Randspalt begünstigt die Bildung von Sekundärkaries. Abstehende Kronenränder traumatisieren durch die Retention von Speiseresten und Plaque das Parodontium. Zudem hat ein größerer Randspalt eine verstärkte Löslichkeit des Befestigungszements zur Folge [55]. Eine schlechte Passung im Bereich des gesamten Zementspalts führt zu verminderter Bruchfestigkeit der Keramik [13].

Nichtsdestotrotz muss eine Krone zementiert oder adhäsiv befestigt werden und somit wird immer ein mit Zement oder Kunststoff gefüllter Spalt zwischen Restauration und Zahn verbleiben [34].

REHBERG bezeichnet einen Randspalt von weniger als 20 µm als „exakten Randschluss“. Bei Randspalten über 50 µm könne es zur Bildung von Karies kommen [55]. Nach PAMEIJER allerdings sind Werte um 20 µm nur im Labor erreichbar, realistisch seien 50 µm – 60 µm [52].

Zudem müssen allein bei feinkörnigem Zement bereits Korngrößen von 25 µm – 30 µm berücksichtigt werden [21, 64].

DREYER-JØRGENSEN hält einen Randspalt von 50 µm für klinisch akzeptabel. SPIEKERMANN bezeichnet einen Randspalt bis zu 80 µm als „korrekt“, wobei er Werte von 50 – 100 µm, da wissenschaftlich nachweislich erreichbar, für erforderlich hält [19, 64]. TUNTIPRAWON sieht Randspalten von mehr als 70 µm wegen der erhöhten Frakturgefahr von Vollkeramikkrone kritisch [76]. McLEAN hält Randspalten bis zu maximal 120 µm für realistisch und klinisch akzeptabel [42].

2.4.1 Allgemein gültige Definitionen des Randspalts

Unter der Definition bei der Randspaltbreitenmessung nach DEMMEL versteht man den Abstand vom Kronenrand zur Präparationsgrenze als *zervikale Diskrepanz* und den Abstand von Kroneninnenkante zum Zahnstumpf als *Randspalt* [17].

FRANSSON definierte den Randspalt als eine vertikale Dimension von der Präparationsgrenze zum marginalen Rand der Restauration [21].

HOLMES unterschied zwischen *marginal gap* exakt an der Präparationsgrenze und *internal gap* als dem Zementspalt. Zudem beschrieb er Ungenauigkeiten in der Passung als vertikale und horizontale marginale Diskrepanz (*vertical marginal discrepancy, horizontal marginal discrepancy*) sowie als über- bzw. unterextendierter Rand (*overextended margin, underextended margin*) [32].

Diese vorliegende Studie orientiert sich an der Definition *marginal gap* als Randspalt und *internal gap* als Zementspalt nach HOLMES. Eine Über- oder Unterextension der Restaurationen wird nicht berücksichtigt.

2.4.2 Methoden zur Untersuchung der Passgenauigkeit

Für die Messung von Rand- und Zementspalt stehen für In-vitro-Untersuchungen verschiedene Methoden zur Verfügung, so die Messung an Schliifpräparaten [18, 64] oder Unterschichtungen [12, 13, 42, 46, 48, 49, 56, 75].

Bei Schliifpräparaten werden allerdings die Restaurationen zerstört. Die Präparate werden dabei maschinell in dünne Scheiben geschnitten. Eine Messung kann nicht wiederholt werden.

Bei Unterschichtungen wird die Krone mit dünn fließendem Silikon ausgefüllt und mit gleichmäßiger Kraft auf den Zahnstumpf zurückgesetzt. Nach Aushärten des Materials wird die Krone mitsamt der Unterschichtung vorsichtig abgenommen und die dünne Silikonschicht mit einem höherviskösen Silikon stabilisiert. Anschließend werden die Unterschichtungen geschnitten. Dabei ist auf eine möglichst rechtwinklig zur Präparationsgrenze verlaufende Schnitfführung zu achten, um die tatsächliche Distanz zwischen Kronenrand und Präparation zu erhalten.

Die Messung der Schichtdicke erfolgt dann unter einem Lichtmikroskop oder durch rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen [18, 24]. Bei der Vermessung mittels

Raster-Elektronenmikroskop muss auf einen deutlichen Unterschied in der Struktur der beiden Silikonschichten geachtet werden, da die Proben mit einem Goldpulver beschichtet werden, der den Farbunterschied der Silikone aufhebt.

Es ist ebenfalls möglich, die Silikonschicht dreidimensional im Computer zu vermessen. Ein Schneiden der Unterschichtungen ist bei dieser Methode nicht notwendig. Für diese optische Digitalisierung mit einer Weißlicht-Streifenprojektion ist es ebenfalls notwendig, das Silikon zu bepudern, was zu einem systemischen Messfehler führt. Ein optisch digitalisierbares Silikon soll diesen Messfehler beseitigen [45].

2.4.3 Passgenauigkeitsuntersuchungen bei CAD/CAM-Systemen

Aufgrund der extrem schnellen Weiterentwicklung der Computertechnik und Neuerungen im Bereich der zur Verfügung stehenden Werkstoffe werden CAD/CAM-Systeme seit ihrer Markteinführung ständig modifiziert. Vor allem die stetig verbesserte Rechnerleistung beim Digitalisieren der Präparation bzw. des Stumpfes gewährleistet eine immer höhere Präzision der Restaurationen. Infolgedessen wurden einige CAD/CAM-Systeme öfter in Studien hinsichtlich der Passgenauigkeit der Restaurationen untersucht. Für die an dieser Studie beteiligten Systeme (Cercon[®] (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland), Cerec inLab[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland), Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Deutschland), Lava[®] (3M ESPE, Seefeld, Deutschland), Procera[®] (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)) fanden sich bislang folgende Untersuchungen:

Cercon[®] (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland)

ARIKO untersuchte die Passgenauigkeit von Einzelkronen und Brücken mittels Silikonunterschichtungen. Die mittleren Werte der Randspalte betragen 29,3 µm bei Brückenpfeilern und 31,3 µm bei Einzelkronen [5]. MONACO ermittelte ebenfalls mit Unterschichtungen Randspalte zwischen 85,7 µm und 92,9 µm in einer Studie mit zementierten Inlaybrücken [47]. MOLDOVAN untersuchte die Passgenauigkeit von Kronen der Systeme Cercon[®] und Cerec[®] an Prämolaren und Molaren mit der 3D-Methode. Bei Cercon[®] betragen die mittleren Werte der Randspalte für die Molaren

LITERATURÜBERBLICK

160 µm, für die Prämolaren 124 µm [45]. Bei allen drei Studien handelte es sich um In-vitro-Untersuchungen.

Cerec inLab[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)

BINDL verglich vier CAD/CAM-Systeme im Hinblick auf den Randspalt und fand für Cerec InLab[®] Messwerte von $43 \mu\text{m} \pm 23 \mu\text{m}$ [11]. Auch REICH untersuchte in einer Vergleichsstudie Cerec InLab[®]. Er fand mittlere Randspalte von 65 µm [56]. Die Studie von BINDL war eine In-vitro-Untersuchung, allerdings verzichtete er auf die Herstellung von Urstümpfen und nahm die Messungen direkt auf den jeweils zum Gerüst passenden Gipsstümpfen vor. REICHs Untersuchung verlief im Rahmen einer In-vivo-Studie.

Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Deutschland)

Im Jahr 2003 beendete die Herstellerfirma Hint-ELs die Zusammenarbeit mit Girrbach Dental im Hinblick auf das CAD/CAM-System DigiDent[®]. Eine Untersuchung die Passgenauigkeit betreffend ist bislang nicht durchgeführt worden. In einer Studie von REICH, die das System DigiDent[®] vergleichend mit Cerec InLab[®] und Lava[®] zwei Jahre nach der Trennung untersuchte, wurden mittlere Randspalte von 75 µm gemessen [56].

Lava[®] (3M ESPE, Seefeld, Deutschland)

In seiner Vergleichsstudie untersuchte REICH neben Cerec InLab[®] und DigiDent[®] auch das Lava[®]-System. Er ermittelte bei Lava[®] den Randspalt betreffende mittlere Werte von 65 µm [56].

Procera[®] (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)

Als eines der ersten CAD/CAM-Systeme wurde Procera[®] bereits des Öfteren im Hinblick auf die Passgenauigkeit untersucht. BOENING ermittelte 1992 Randspalte von 25 µm – 75 µm [12]. 1995 verglich FREESMEYER Procera[®] mit DCS[®] Precident und

LITERATURÜBERBLICK

ermittelte Randspalte von $60\ \mu\text{m}$ - $65\ \mu\text{m} \pm 24\ \mu\text{m}$ [22]. Messungen von ANDERSSON 1996 ergaben Randspalte von weniger als $100\ \mu\text{m}$ [4]. 1997 ermittelte SULAIMAN mittlere Randspalte von $83\ \mu\text{m}$ [69], bei MAY ein Jahr später waren es Randspalte von weniger als $70\ \mu\text{m}$ [40]. Eine zweite Studie von BOENING im Jahr 2000 ergab Randspalte von $80\ \mu\text{m} - 145\ \mu\text{m}$ [13], BINDL ermittelte 2005 Randspalte von $43\ \mu\text{m} \pm 23\ \mu\text{m}$ [11].

In der folgenden Tabelle sind die beschriebenen Passgenauigkeitsstudien in chronologischer Reihenfolge aufgeführt.

Tabelle 2.2: Passgenauigkeitsstudien bei CAD/CAM-Systemen

Jahr	Autor	CAD/CAM-System	Anzahl Kronen	Mittlerer Randspalt in μm
1992	Boening	Procera [®]	34	25 – 75
1995	Freesmeyer	Procera [®] DCS [®] Precident	25	60-65 \pm 24 84 \pm 24
1996	Andersson	Procera [®]	keine Angaben	< 100
1997	Sulaiman	Procera [®]	keine Angaben	83
2000	Boening	Procera [®]	98	80 – 145
2001	Tinschert	DCS [®] Precident	keine Angaben	60,5 – 74
2003	Ariko	Cercon [®]	keine Angaben	29,3 – 31,3
2005	Bindl	Cerec InLab [®] DCS [®] Precident Decim [®] Procera [®]	72	43 \pm 23 33 \pm 20 23 \pm 17 17 \pm 16
2005	Reich	Cerec InLab [®] DigiDent [®] Lava [®]	48	65 75 65
2006	Moldovan	Cercon [®]	keine Angaben	93 – 160
2006	Monaco	Cercon [®]	18 Brücken	85,7 – 92,9
2006	Witkowski	Pro 50 [®] DCS [®] Precident Everest [®]	64	71,5 41,3 61,5

3. Fragestellung

Die Systeme Cercon[®] (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland), Cerec inLab[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland), Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Deutschland), Lava[®] (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) und Procera[®] (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) wurden im Hinblick auf die Passgenauigkeit untersucht.

Für die vorliegenden Messreihen sollten verschiedene Passgenauigkeitskriterien beschrieben und miteinander verglichen werden. Dies sollte geschehen für den unmittelbaren Randbereich, für den Bereich der Hohlkehle und für den Bereich des koronalen Drittels. Beschrieben und miteinander verglichen werden sollten in der Randregion die jeweils schlechteste Stelle, d. h. der maximale, also *höchste* Wert des Randspalts, ebenso wie die gemittelten Werte, in der randnahen Region und in der koronalen Region jeweils die gemittelten Werte. Zudem sollte für jedes der untersuchten CAD/CAM-Systeme bewertet werden, welcher Anteil an Kronen das Kriterium erfüllt, an jedem Punkt des Kronenrands (Randregion) eine klinisch akzeptable Passgenauigkeit aufzuweisen.

Es wurden folgende Hypothesen aufgestellt:

1. Die Randspalte (marginal gap) sind bei den untersuchten Systemen gleich groß.
2. Die Randspalte (marginal gap) sind kleiner als die Zementspalte (internal gap).
3. Die Zementspalte (internal gap) sind bei den untersuchten Systemen gleich groß.
4. Die Randspalte (marginal gap) betragen weniger als 100 µm.

4. Material und Methode

4.1 Studiendesign

Bei der vorliegenden Untersuchung handelte es sich um eine In-vitro-Studie. Ziel war es, die Ergebnisse mittels standardisierter Versuchsanordnung reproduzierbar zu gestalten. Bei In-vivo-Studien eventuell auftretende Fehlerquellen wie das erschwerte Arbeiten im feuchten Mundmilieu bei eingeschränkter Sicht sollte so vermieden werden.

4.2 Herstellung der Urstümpfe

Zur Auswahl kamen drei natürliche menschliche Zähne, ein mittlerer oberer Frontzahn, ein oberer Prämolare und ein erster unterer Molar. Alle Zähne waren kariesfrei und aus parodontalen oder kieferorthopädischen Gründen extrahiert worden. Die Zähne wurden in Acrylat (Palapress Vario klar, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) gesockelt und anschließend mit einer Hohlkehlspräparation versehen. Dabei wurde nach allgemeingültigen Richtlinien zur Präparation für die Aufnahme von Vollkeramik-Einzelkronen vorgegangen mit dem Anlegen einer deutlichen, ausgeprägten Hohlkehle, dem Abrunden von Übergängen und unter Vermeidung scharfer Kanten [17, 20, 50, 65]. Die Präparation erfolgte mit einem abgerundeten konischen Diamanten (Fig.-Nummer nach ISO: 806).

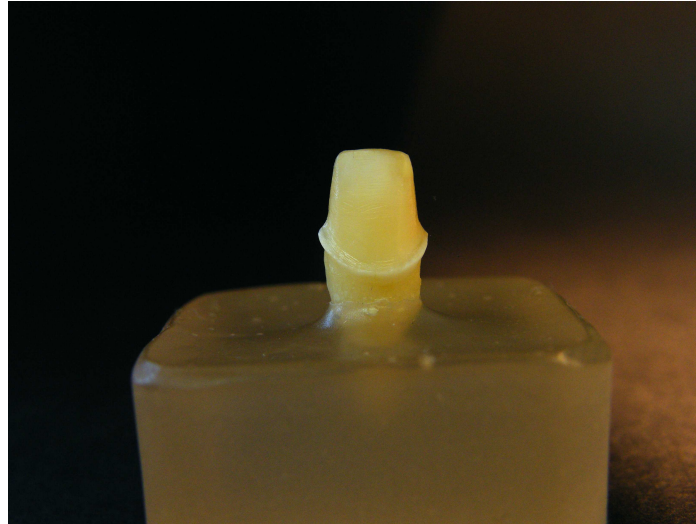


Abbildung 4.1:

Originalstumpf, mittlerer oberer Frontzahn

Die präparierten Zähne wurden mit einem unter Vakuum angerührten additionsvernetzenden Vinyl-Polysiloxan im Mischungsverhältnis 1:1 doubliert (Dublisil, Dreve Dentamid GmbH, Unna, Deutschland). Anschließend wurden mittels der Doublierformen Kunststoffstümpfe aus Polymethyl-Methacrylat (Pattern Resin LS, GC America Inc., Alsip, Illinois, USA) angefertigt. Diese wurden in Nichtedelmetall überführt (Einbettmasse: Dreibettmasse, Klasse 4 Dental GmbH, Augsburg, Deutschland, Legierung: Vi-Comp, Co-Cr-Mo-Aufbrennlegierung, Dentsply Austenal, York, PA, USA), ausgearbeitet und poliert.

Diese Stümpfe dienten als Urm Modelle für die weiteren Untersuchungen.



Abbildung 4.2:

Urstumpf des Prämolaren aus Nichtedelmetall

4.3 Herstellung der Gipsstümpfe

Die Urstümpfe wurden jeweils sechsmal im gleichen Verfahren dupliert (Dublisil, Dreve Dentamid GmbH, Unna, Deutschland). Mit Hilfe der Duplierformen wurden Gipsstümpfe zur Herstellung von CAD/CAM-gefertigten Einzelkronengerüsten erstellt. Für jedes der an der Untersuchung beteiligten CAD/CAM-Systeme wurden je sechs Gipsstümpfe vom Frontzahn, vom Prämolaren und vom Molaren angefertigt, also insgesamt 18 Stümpfe pro System. (Die Firma Hint-ELs[®] GmbH bat aufgrund einer Software-Modifizierung um eine zweite Serie Stümpfe und fertigte zwei Gerüstserien an.) Zum Ausgießen der Duplierformen wurde der Gips *esthetic-base[®] gold* sowie für das System Cerec InLab[®], das zum Scannen dunklen Gips benötigt, der Gips *CAM-base[®]* (beide von dentona AG, Dortmund, Deutschland) verwendet. Die Gipsstümpfe wurden versäubert und unter dem Lichtmikroskop (Carl Zeiss, Jena, Deutschland) bei 8-facher Vergrößerung überprüft. Die Übereinstimmung von Gips- und Urstümpfen

wurde mit Kappchen aus Kunststoff (Pattern Resin LS, GC America Inc., Alsip, Illinois, USA) überprüft. Alle Stümpfe wurden fortlaufend nummeriert.

Im Anschluss daran wurden je 18 Gipsstümpfe, sechs Frontzähne, sechs Prämolaren, sechs Molaren, sorgfältig verpackt und an die beteiligten Firmen zur Kappchenherstellung (Gerüsterstellung) verschickt.

4.4 Gerüsterstellung

Die Gerüste für die Einzelkronen, sogenannte Kappchen, wurden in zertifizierten Dentallaboren oder Fräszentren hergestellt. Die Gerüste der Firma Hint-ELs[®] wurden in deren Niederlassung in Griesheim gefertigt. Die Hersteller wurden gebeten, nicht verblendete, für die Anprobe am Patienten vorbereitete Einzelkronengerüste aus Zirkonoxid, bei dem Procera[®]-System aus Aluminiumoxid herzustellen.

Die Firmen Sirona (Cerec InLab[®]) und Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®]) fertigten zwei Gerüstserien an. Sirona lieferte je eine Ausführung mit einer Spacer-Einstellung von $-30\ \mu\text{m}$ und $-60\ \mu\text{m}$. Dabei handelte es sich um eine individuelle Einstellung des Zementspalts, des *Spacers*, der am Gerät eine allgemeine Voreinstellung von $70\ \mu\text{m}$ - $100\ \mu\text{m}$ besitzt. Laut Herstellerangaben ist eine Änderung maximal in $25\ \mu\text{m}$ -Schritten möglich. Eine Einstellung des Spacers auf den Wert -30 bedeutete daher eine Reduzierung des vorjustierten Zementspalts um $30\ \mu\text{m}$. Hint-ELs[®] stellte je eine Serie mit einer erprobten (Hint-ELs[®] (II)) und einer modifizierten Software (Hint-ELs[®] (I)) her. Um welche Software-Unterschiede es sich dabei genau handelte, war nicht bekannt. Von den Systemen Cercon[®], Lava[®] und Procera[®] lag für diese Untersuchung jeweils eine Serie mit 18 Gerüsten vor.



Abbildung 4.3:

Urstumpf des Prämolaren mit Zirkonoxid-Gerüst

4.5 Untersuchung der Passgenauigkeit

4.5.1 Silikonunterschichtung

Die Innenseite der Gerüste wurde zu 2/3 mit dünn fließendem Silikon (Express[™] 2 Light Body Flow Quick, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) gefüllt, dann wurden die Gerüste auf die Urstümpfe gesetzt und in einem Konsistometer (VEB MLW Prüfgerätewerk Medingen, Freital, Deutschland) platziert. Dort verblieben sie für 10 Minuten bei einem konstanten Druck von 50 N bis zum endgültigen Aushärten des Silikons. Es wurde darauf geachtet, dass auch Silikon über den Kronenrand hinaus gepresst wurde, um diesen gut zu erfassen. Anschließend wurden die Gerüste vorsichtig vom Stumpf genommen, wobei darauf geachtet wurde, dass sich die Silikonschicht nicht von der Innenseite der Gerüste löste. Zur Stabilisierung wurden die

MATERIAL UND METHODE

Unterschichtungen mit einem anderen Silikon in einer kontrastierenden Farbe (ExpressTM 2 Ultra-Light Body Flow Quick, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) aufgefüllt. Um einen klar definierten Übergang von Zahn und Gerüst auch im Silikon sichtbar zu machen, wurden die Überschüsse der Unterschichtung nicht entfernt. Nach weiteren 10 Minuten Abbindezeit wurden die stabilisierten Unterschichtungen vorsichtig aus den Käppchen genommen. Bei allen Vorgängen wurde sorgfältig darauf geachtet, dass dem jeweiligen Gipsstumpf zu jeder Zeit die passende Krone und Unterschichtung zugeordnet werden konnte.



Abbildung 4.4:

Konsistometer, VEB MLW Prüfgerätewerk Medingen, Freital, Deutschland, zur Herstellung der Unterschichtungen

4.5.2 Bestimmung der Messpunkte

Der Messung zugrunde lag die Definition des Randspalts nach HOLMES mit *marginal gap* exakt an der Präparationsgrenze und *internal gap* als dem Zementspalt.

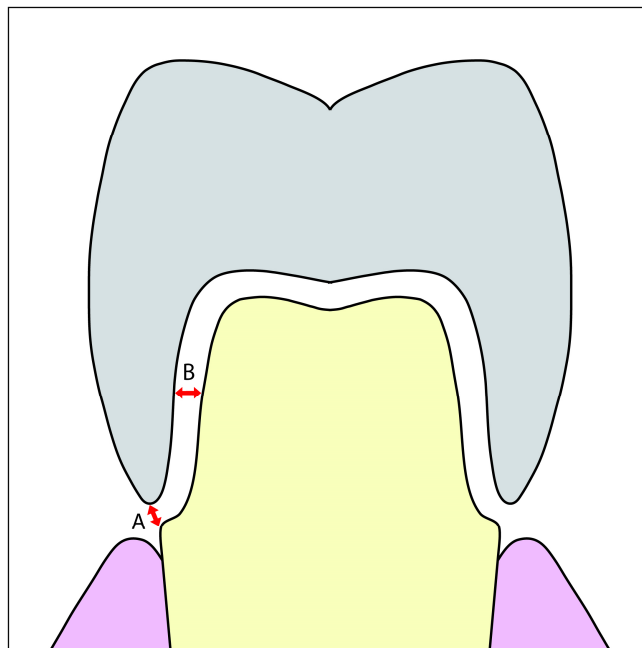


Abbildung 4.5:

Definition des Randspalts (nach HOLMES). A entspricht dem marginal gap (exakt am Kronenrand) und B entspricht dem internal gap (Zementspalt)

Für die Messung wurden die Unterschichtungen mit einer Mikrotom-Klinge in vier Teile geschnitten. Geschnitten wurde rechtwinklig zur Präparationsgrenze. Entlang der vertikalen Schnittflächen wurden die Messpunkte für die unmittelbare Randregion (*marginal gap*) und für den Zementspalt (*internal gap*) festgelegt und pro Schnittfläche fortlaufend nummeriert.

MATERIAL UND METHODE

Messpunkt 1 entsprach dabei dem unmittelbaren Kronenrand (*marginal gap*). Im Abstand von jeweils 0,25 mm wurde der *internal gap* im Bereich der Hohlkehle dreimal gemessen (Messpunkte 2, 3 und 4). Zusätzlich wurde der *internal gap* am Übergang vom mittleren zum oberen koronalen Drittel sowie okklusal bzw. inzisal gemessen (Messpunkt 5 und 6). Da die Messungen in bestimmten Abständen vom Kronenrand erfolgten, ergab sich jeweils eine in bestimmtem Abstand zum Kronenrand befindliche zirkuläre Messregion. Folgende zirkuläre Messregionen wurden festgelegt: Die Randregion (Messpunkt 1), die randnahe Region (Messpunkte 2, 3 und 4) und die koronale Region (Messpunkte 5 und 6). Es ergaben sich pro Zahn für die Randregion 8 Messpunkte, 1A bis 1H. Für die randnahe Region ergaben sich 24 Messpunkte, 2A bis 2H, 3A bis 3H und 4A bis 4H. Für die koronale Region ergaben sich 16 Messpunkte, 5A bis 5H und 6A bis 6H.

Gemessen wurde immer senkrecht die kürzeste Distanz von der Innenfläche des Gerüsts zur Oberfläche des Zahns.

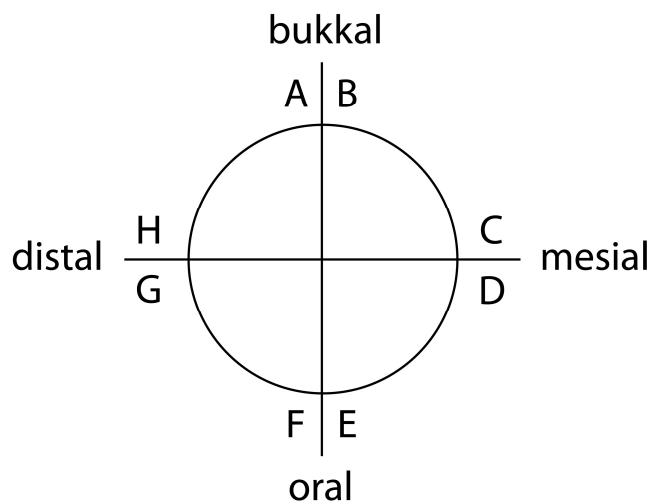


Abbildung 4.6:

Einteilung der Schnittflächen der Silikonunterschichtung (okklusale Ansicht)

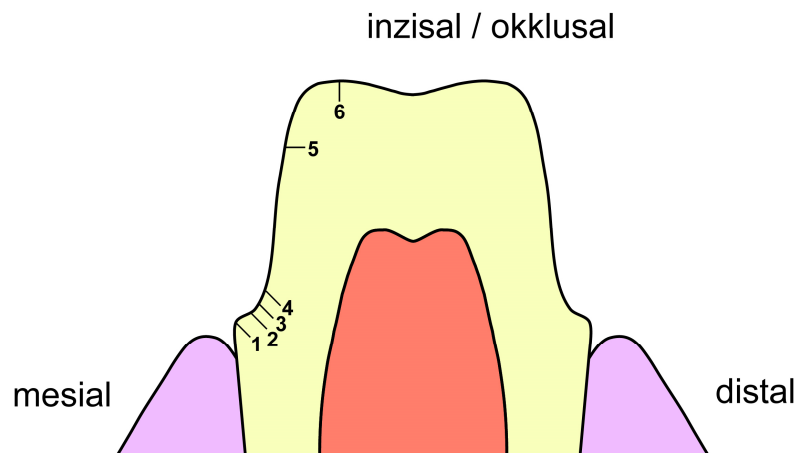


Abbildung 4.7:

Definition der Messregionen: sagittaler Schnitt durch einen Zahn mit Darstellung der Messregionen mesial

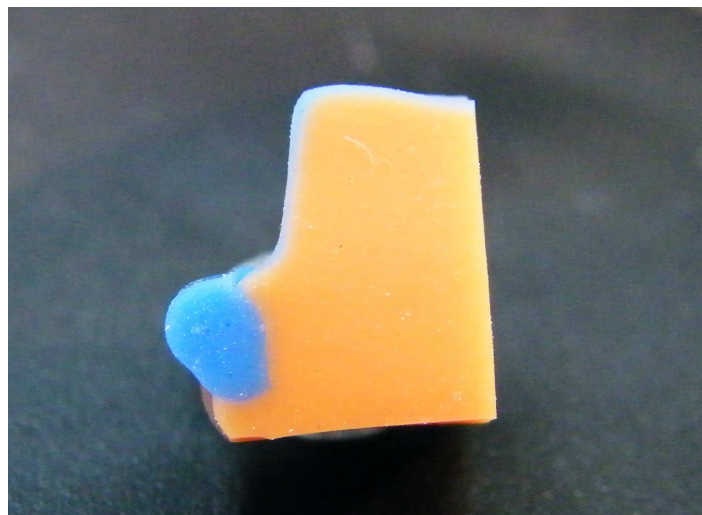


Abbildung 4.8:

Geschnittene Silikonunterschichtung eines Molaren

4.5.3 Kalibrierung des Mikroskops

Für die Messung wurde ein Lichtmikroskop (Zeiss, Jena, Deutschland) mit 32-facher Vergrößerung verwendet. Die Vergrößerung ergibt sich aus den einzelnen Werten des Okulars (10X) und denen des Objektivs (3,2X), die multipliziert werden. Die Kalibrierung erfolgte mittels einer geeichten Messskala mit 100 Teilstrichen pro Millimeter. Dieses sogenannte Objektmikrometer (Zeiss, Jena, Deutschland) wurde gegen das Okularmikrometer (Zeiss, Jena, Deutschland) gemessen, wobei bei 32-facher Vergrößerung ein Millimeter auf dem Objektmikrometer 3,2 Teilstrichen des Okularmikrometers entsprachen. Ein Teilstrich auf dem Okularmikrometer hat damit die Länge von 32,3 μm .

4.5.4 Messung

Die geschnittenen Unterschichtungen wurden auf einem Objektträger auf dem Durchlichttisch des Mikroskops gelagert. Als Lichtquelle diente eine Kaltlichtlampe. Pro Gerüst wurde an insgesamt 48 Punkten gemessen, dabei ergaben sich für die Randregion 8 Messpunkte, für die randnahe Region 24 Messpunkte und für die koronale Region 16 Messpunkte. Die gemessene Strecke war immer die kürzeste Distanz senkrecht von der Innenseite des Gerüsts zur Oberfläche des Zahnes. Alle Strecken werden im Folgenden in μm angegeben.

4.5.5 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung kam das Programm *IBM SPSS Statistics* (Statistische Analysesoftware, SPSS Inc. Headquarters, Chicago, IL 60606, USA) zur Anwendung. Zur Auswertung der deskriptiven Statistik wurde eine Analyse in Form einer Oneway ANOVA mit anschließendem Post-hoc-Test nach BONFERRONI erstellt. Ausgewertet wurden die Werte für die Randregion, die randnahe Region und die koronale Region. Dargestellt wurden die Ergebnisse sowohl tabellarisch als auch in Box-Plot-Diagrammen. In den Box-Plot-Diagrammen wurden sogenannte milde Ausreißer, also Werte, die zwischen dem 1,5-fachen und dem 3-fachen des Interquartilabstands (der Interquartilabstand entspricht der Länge der Box) liegen, mit

MATERIAL UND METHODE

einem Kreis gekennzeichnet. Extreme Ausreißer, die über dem 3-fachen des Interquartilabstands liegen, wurden mit einem Stern markiert. Für die tabellarische Darstellung der Signifikanz wurden Ergebnisse, die nicht signifikant waren, mit – dargestellt, Ergebnisse mit einer Signifikanz mit + und Ergebnisse mit einer hohen Signifikanz mit ++. Als nicht signifikant wurden Ergebnisse bezeichnet, deren Signifikanz $\leq 95\%$ war. Als signifikant wurden Ergebnisse bezeichnet, deren Signifikanz $\geq 95\%$ und $\leq 99\%$ war, als hoch signifikant Ergebnisse, deren Signifikanz $> 99\%$ war.

5. Ergebnisse

Zur Auswertung der Passgenauigkeitsuntersuchung lagen die Daten von 126 Einzelzahngerüsten vor, hergestellt von fünf verschiedenen CAD/CAM-Systemen. Ermittelt wurden die Randspalte (Randregion, *marginal gap*) sowie die Zementspalte (*internal gap*) im Bereich der Hohlkehle (randnahe Region) und des koronalen Drittels (koronale Region).

Von den Systemen Cerec inLab[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) und Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Deutschland) lagen jeweils zwei Gerüste pro Zahn vor, die im Folgenden mit Cerec inLab[®] (I) und Cerec inLab[®] (II) sowie mit Hint-ELs[®] (I) und Hint-ELs[®] (II) bezeichnet wurden. Dabei handelte es sich bei Cerec inLab[®] (I) um eine Serie mit Gerüsten, bei denen der vor der Fertigung eingestellte *Spacer*, der durch die Software voreingestellte Zementspalt - 60 µm betrug, bei Cerec inLab[®] (II) war der *Spacer* auf -30 µm eingestellt. Beide Werte beziehen sich auf eine allgemeine Voreinstellung für den Zementspalt am Gerät von 70 – 100 µm, die zusätzlich noch einmal um die o. g. Werte reduziert wurde. Die Serien Hint-ELs[®] (I) und Hint-ELs[®] (II) unterschieden sich Herstellerangaben zufolge durch die eingesetzte Software voneinander. Um welche Software-Unterschiede es sich genau handelte, ist nicht bekannt.

5.1 Ergebnisse in der Randregion

Tabelle 5.1:

Ergebnisse der Passgenauigkeitsuntersuchung in der Randregion in μm

	Lava [®]	Procera [®]	Cercon [®]	Cerec inLab [®] (I)	Cerec inLab [®] (II)	Hint- ELs [®] (I)	Hint- ELs [®] (II)
Mittelwert in μm	85	45	48	70	67	65	47
Standardabweichung in μm	29	15	22	35	24	56	20
maximaler Wert in μm	226	129	258	323	162	420	162
maximaler Wert gemittelt in μm	130	76	87	126	118	120	81
maximaler Wert Standardabweichung in μm	48	26	49	70	32	104	48

Im Folgenden werden die Ergebnisse für die Randregion (*marginal gap*) beschrieben.

Für das System Lava[®] ergab sich ein Mittelwert von 85 μm mit einer Standardabweichung von 29 μm . Der höchste insgesamt gemessene Wert war 226 μm , die maximalen Werte aller Gerüste gemittelt ergaben 130 μm mit einer Standardabweichung von 48 μm .

Für das System Procera[®] ergab sich ein Mittelwert von 45 μm mit einer Standardabweichung von 15 μm . Der maximale Wert lag bei 129 μm . Die Maximalwerte

ERGEBNISSE

aller Procera[®]-Gerüste gemittelt ergaben 76 μm , die Standardabweichung lag bei 26 μm .

Für das System Cercon[®] ergab sich ein Mittelwert von 48 μm , die Standardabweichung ist 22 μm . Der höchste Wert war 258 μm , die Maximalwerte aller Gerüste gemittelt ergaben 87 μm . Die Standardabweichung der maximalen Werte war 49 μm .

Für das System Cerec inLab[®] (I) lag der Mittelwert bei 70 μm mit einer Standardabweichung von 35 μm . Der maximale Wert war 323 μm . Die Maxiamlwerte aller Gerüste gemittelt ergaben 126 μm mit einer Standardabweichung von 70 μm .

Für das System Cerec inLab[®] (II) ergab sich ein Mittelwert von 67 μm , die Standardabweichung war 24 μm . Der Maximalwert lag bei 162 μm , die maximalen Werte aller Gerüste gemittelt ergaben 118 μm mit einer Standardabweichung von 32 μm .

Für das System Hint-ELs[®] (I) ergab sich ein Mittelwert von 65 μm mit einer Standardabweichung von 56 μm . Der Maximalwert war 420 μm . Die maximalen Werte aller Gerüste gemittelt ergaben 120 μm mit einer Standardabweichung von 104 μm .

Für das System Hint-ELs[®] (II) war der Mittelwert 47 μm mit einer Standardabweichung von 20 μm . Der Maximalwert war 162 μm . Die maximalen Werte aller Gerüste gemittelt ergaben 81 μm mit einer Standardabweichung von 48 μm .

Die Ergebnisse der statistischen Analyse im Sinne einer Oneway ANOVA mit anschließendem Post-hoc-Test nach BONFERRONI finden sich unter Punkt 5.4.

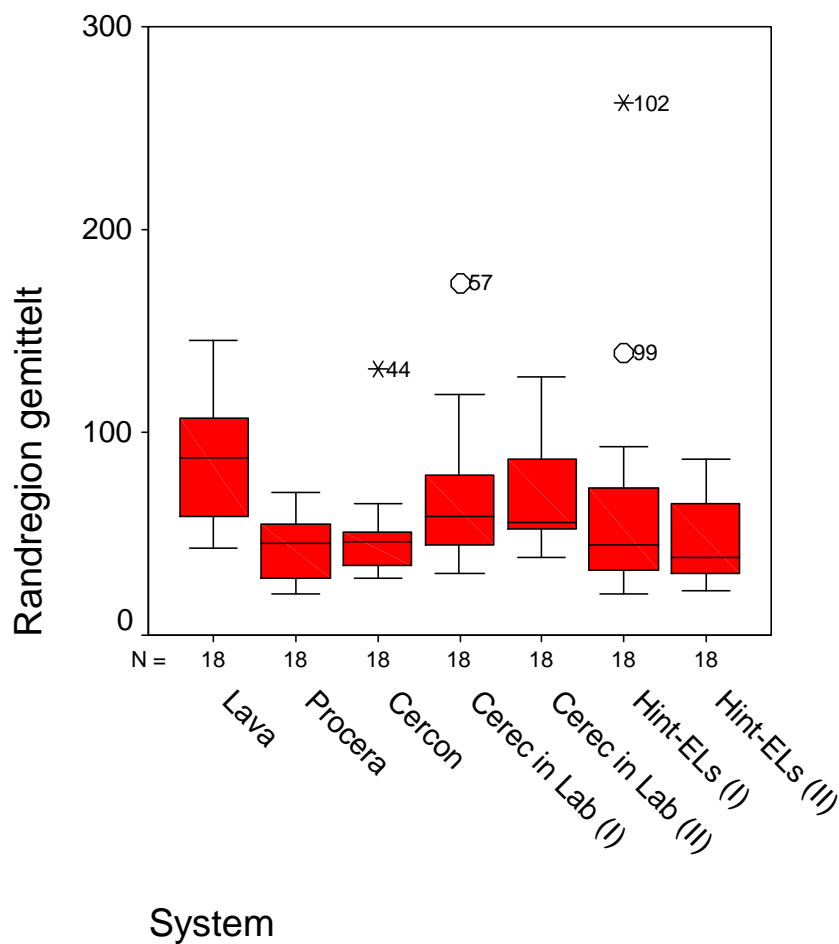


Abbildung 5.1:

Die Box-Plot-Darstellung der Randspalte in μm (gemittelt) in der Randregion (marginal gap) zeigt bei Cercon[®] die geringste Streuung der Werte sowie die niedrigen Mittelwerte für Procera[®], Cercon[®] und Hint-ELs[®] (II). Bei höheren Mittelwerten ist auch die Streuung bei Lava[®], Cerec inLab[®] (I) und (II) sowie Hint-ELs[®] (I) größer.

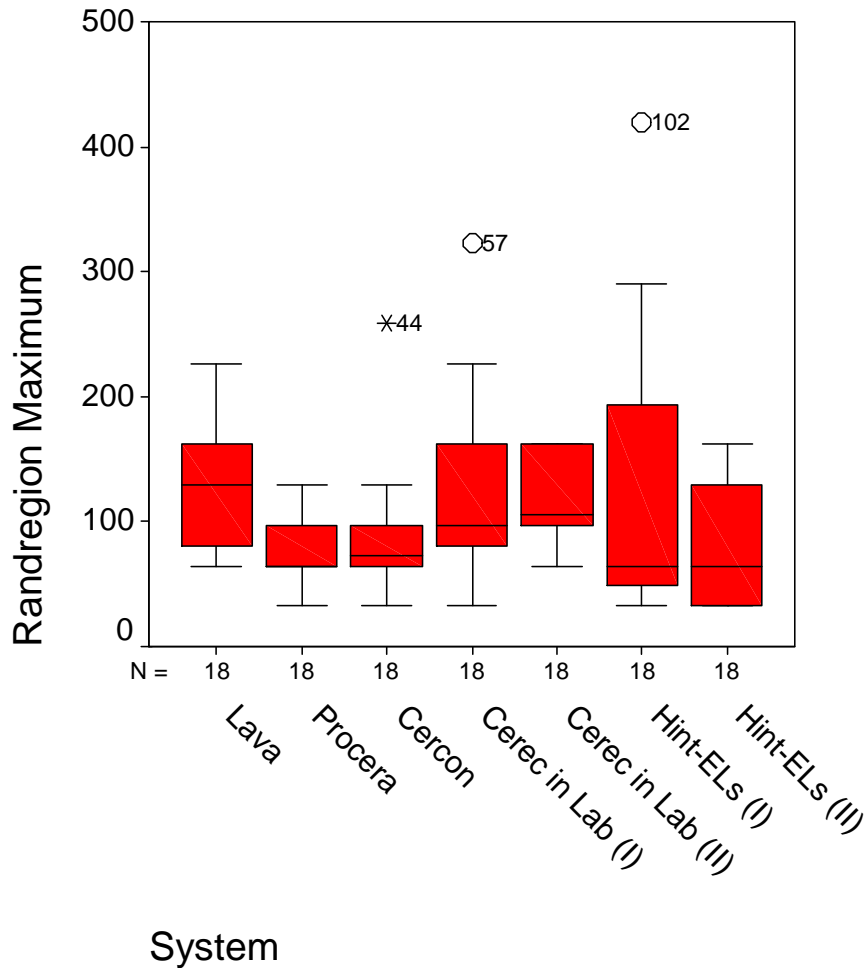


Abbildung 5.2:

Die Box-Plot-Darstellung der Maximalwerte in µm (gemittelt) in der Randregion (marginal gap) zeigt geringe Mittelwerte sowie geringe Streuung bei Procera[®] und Cercon[®], geringe Mittelwerte mit großer Streuung bei Hint-ELs[®] (I) und (II) und hohe Mittelwerte mit teils hoher Streuung bei Lava[®], Cerec inLab[®] (I) und (II).

5.2 Ergebnisse in der randnahen Region

Tabelle 5.2:

Ergebnisse der Passgenauigkeitsuntersuchung in der randnahen Region in μm

	Lava [®]	Procera [®]	Cercon [®]	Cerec inLab [®] (I)	Cerec inLab [®] (II)	Hint- ELs [®] (I)	Hint- ELs [®] (II)
Mittelwert in μm	133	74	101	125	117	102	103
Standardabweichung in μm	39	15	19	28	21	43	14

Im Folgenden werden die Ergebnisse für die randnahe Region (*internal gap*) dargestellt.

Für das System Lava[®] ergab sich ein Mittelwert von 133 μm mit einer Standardabweichung von 39 μm .

Für das System Procera[®] ergab sich ein Mittelwert von 74 μm mit einer Standardabweichung von 15 μm .

Für das System Cercon[®] lag der Mittelwert bei 101 μm mit einer Standardabweichung von 19 μm .

Für das System Cerec inLab[®] (I) betrug der Mittelwert 125 μm , die Standardabweichung 28 μm .

Für das System Cerec inLab[®] (II) war der Mittelwert 117 μm mit einer Standardabweichung von 21 μm .

ERGEBNISSE

Für das System Hint-ELs[®] (I) lag der Mittelwert bei 102 µm mit einer Standardabweichung von 43 µm.

Für das System Hint-ELs[®] (II) ergab sich ein Mittelwert von 103 µm mit einer Standardabweichung von 14 µm.

Die Ergebnisse der statistischen Analyse im Sinne einer Oneway ANOVA mit anschließendem Post-hoc-Test nach BONFERRONI finden sich unter Punkt 5.4.

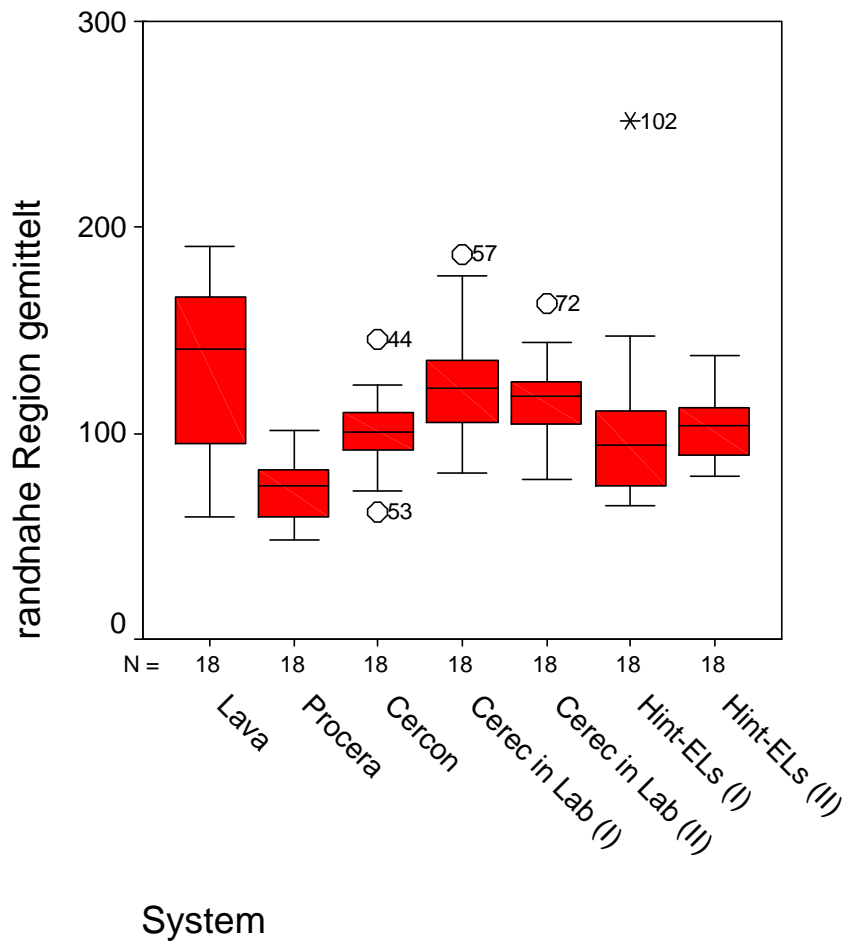


Abbildung 5.3:

Die Box-Plot-Darstellung der Zementspalte in μm (gemittelt) in der randnahen Region (internal gap) zeigt eine hohe Streuung bei hohen Mittelwerten für Lava[®] und Cerec inLab[®] (I). Niedrige Mittelwerte finden sich bei Procera[®] bei geringer Streuung, höhere Mittelwerte mit geringer Streuung bei Cercon[®], Cerec inLab[®] (II), Hint-ELs[®] (I) und (II).

5.3 Ergebnisse in der koronalen Region

Tabelle 5.3:

Ergebnisse der Passgenauigkeitsuntersuchung in der koronalen Region in μm

	Lava [®]	Procera [®]	Cercon [®]	Cerec inLab [®] (I)	Cerec inLab [®] (II)	Hint- ELs [®] (I)	Hint- ELs [®] (II)
Mittelwert in μm	138	90	85	146	140	112	127
Standardabweichung in μm	38	23	22	25	23	45	16

Im Folgenden werden die Ergebnisse für die koronale Region (*internal gap*) aufgezeigt.

Für das System Lava[®] lag der Mittelwert bei 138 μm mit einer Standardabweichung von 38 μm .

Für das System Procera[®] betrug der Mittelwert 90 μm , die Standardabweichung 23 μm .
Für das System Cercon[®] ergab sich ein Mittelwert von 85 μm mit einer Standardabweichung von 22 μm .

Für das System Cerec inLab[®] (I) war der Mittelwert 146 μm mit einer Standardabweichung von 25 μm .

Für das System Cerec inLab (II) [®] lag der Mittelwert bei 140 μm , die Standardabweichung bei 23 μm .

Für das System Hint-ELs[®] (I) betrug der Mittelwert 112 μm mit einer Standardabweichung von 45 μm .

ERGEBNISSE

Für das System Hint-ELs® (II) ergab sich ein Mittelwert von 127 µm mit einer Standardabweichung von 16 µm.

Die Ergebnisse der statistischen Analyse im Sinne einer Oneway ANOVA mit anschließendem Post-hoc-Test nach BONFERRONI finden unter Punkt 5.4.

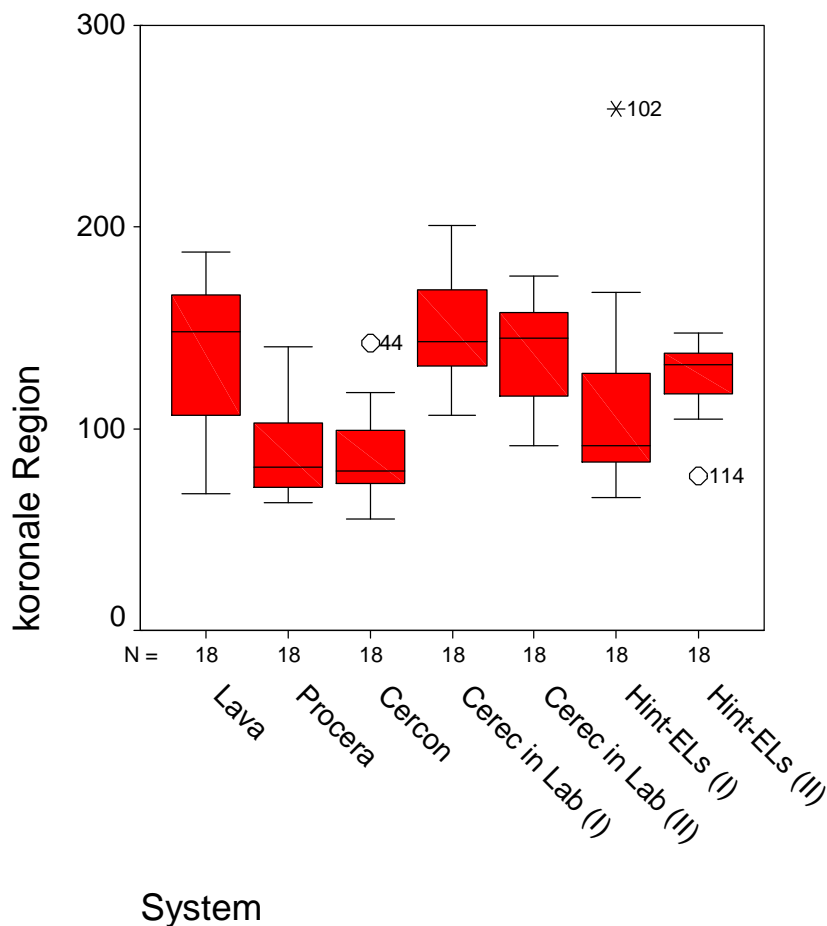


Abbildung 5.4:

Box-Plot-Darstellung der Zementspalte in µm (gemittelt) in der koronalen Region (internal gap). Es finden sich niedrige Mittelwerte bei Procera®, Cercon® und Hint-ELs® (I), höhere Mittelwerte bei den übrigen Systemen. Die Streuung ist gering bei Hint-ELs® (II), bei den anderen Systemen deutlich höher.

5.4 Statistische Signifikanz

Im Folgenden wurden die mittels Post-Hoc-Test erhaltenen Werte für die Signifikanz der Messdaten tabellarisch dargestellt. Dabei wurden Ergebnisse, die nicht signifikant waren, mit – dargestellt, Ergebnisse mit einer Signifikanz mit + und Ergebnisse mit einer hohen Signifikanz mit ++.

5.4.1 Statistische Signifikanz der Ergebnisse in der Randregion

Tabelle 5.4:

Statistische Signifikanz: Darstellung der wesentlichen Unterscheidung der CAD/CAM-Systeme voneinander im Hinblick auf die Passgenauigkeit in der Randregion. Ergebnisse, die nicht signifikant waren, wurden mit - dargestellt, Ergebnisse mit einer Signifikanz mit +, Ergebnisse mit einer hohen Signifikanz mit ++.

	Lava [®]	Procera [®]	Cercon [®]	Cerec inLab [®] (I)	Cerec inLab [®] (II)	Hint-ELs [®] (I)	Hint-ELs [®] (II)
Lava [®]	/	++	+	-	-	-	++
Procera [®]	++	/	-	-	-	-	-
Cercon [®]	+	-	/	-	-	-	-
Cerec inLab [®] (I)	-	-	-	/	-	-	-
Cerec inLab [®] (II)	-	-	-	-	/	-	-
Hint-ELs [®] (I)	-	-	-	-	-	/	-
Hint-ELs [®] (II)	++	-	-	-	-	-	/

ERGEBNISSE

Im Vergleich der Systeme Lava[®] mit Procera[®] fand sich eine hohe Signifikanz, ebenso im Vergleich der Systeme Lava[®] mit Hint-ELs[®] (II). Dies zeigte einen wesentlichen Unterschied im Hinblick auf die Passgenauigkeit in der Randregion auf. Als lediglich signifikant erwiesen sich die Ergebnisse im Vergleich der Systeme Lava[®] mit Cercon[®], d. h. deutliche Unterschiede ließen sich feststellen. Die übrigen Systeme unterschieden sich im Hinblick auf die Passgenauigkeit im Randbereich ebenfalls, aber nicht signifikant.

5.4.2. Statistische Signifikanz der Ergebnisse in der randnahen Region

Tabelle 5.5:

Statistische Signifikanz: Darstellung der wesentlichen Unterscheidung der CAD/CAM-Systeme voneinander im Hinblick auf die Passgenauigkeit in der randnahen Region. Ergebnisse, die nicht signifikant waren, wurden mit - dargestellt, Ergebnisse mit einer Signifikanz mit +, Ergebnisse mit einer hohen Signifikanz mit ++.

	Lava [®]	Procera [®]	Cercon [®]	Cerec inLab [®] (I)	Cerec inLab [®] (II)	Hint-ELs [®] (I)	Hint-ELs [®] (II)
Lava [®]		++	+	-	-	+	+
Procera [®]	++		+	++	++	+	+
Cercon [®]	+	+		+	-	-	-
Cerec inLab [®] (I)	-	++	+		-	+	+
Cerec inLab [®] (II)	-	++	-	-		-	-
Hint-ELs [®] (I)	+	+	-	-	-		-
Hint-ELs [®] (II)	+	+	-	-	-	-	

ERGEBNISSE

In der randnahen Region fand sich eine hohe Signifikanz im Vergleich der Systeme Procera[®] mit Lava[®], Procera[®] mit Cerec inLab[®] (I) und Procera[®] mit Cerec inLab[®] (II). Eine Signifikanz fand sich bei den Systemen Lava[®] mit Cercon[®], Lava[®] mit Hint-ELs[®] (I) und Lava[®] mit Hint-ELs[®] (II). Ebenso fand sich eine Signifikanz im Vergleich der Systeme Cercon[®] mit Cerec inLab[®] (I), Cerec inLab[®] (I) mit Hint-ELs[®] (I) und Cerec inLab[®] (I) mit Hint-ELs[®] (II). Die übrigen Systeme unterschieden sich nicht signifikant voneinander.

5.4.3 Statistische Signifikanz der Ergebnisse in der koronalen Region

Tabelle 5.6:

Statistische Signifikanz: Darstellung der wesentlichen Unterscheidung der CAD/CAM-Systeme voneinander im Hinblick auf die Passgenauigkeit in der koronalen Region. Ergebnisse, die nicht signifikant waren, wurden mit - dargestellt, Ergebnisse mit einer Signifikanz mit +, Ergebnisse mit einer hohen Signifikanz mit ++.

	Lava [®]	Procera [®]	Cercon [®]	Cerec inLab [®] (I)	Cerec inLab [®] (II)	Hint-ELs [®] (I)	Hint-ELs [®] (II)
Lava [®]	/	++	++	-	-	+	-
Procera [®]	++	/	-	++	++	+	++
Cercon [®]	++	-	/	++	++	+	++
Cerec inLab [®] (I)	-	++	++	/	-	+	-
Cerec inLab [®] (II)	-	++	++	-	/	+	-
Hint-ELs [®] (I)	+	+	+	+	+	/	-
Hint-ELs [®] (II)	-	++	++	-	-	-	/

ERGEBNISSE

In der koronalen Region lag eine hohe Signifikanz vor im Vergleich der Systeme Lava[®] mit Procera[®] und Lava[®] mit Cercon[®]. Eine hohe Signifikanz fand sich ebenso bei den Systemen Procera[®] mit Cerec inLab[®] (I), Procera[®] mit Cerec inLab[®] (II) und Procera[®] mit Hint-ELs[®] (II). Auch bei den Systemen Cercon[®] mit Cerec inLab[®] (I), Cercon[®] mit Cerec inLab[®] (II) und Cercon[®] mit Hint-ELs[®] (II) fand sich eine hohe Signifikanz. Eine Signifikanz fand sich im Vergleich der Systeme Lava[®] mit Hint-ELs[®] (I), Procera[®] mit Hint-ELs[®] (I), Cercon[®] mit Hint-ELs[®] (I), Cerec inLab[®] (I) mit Hint-ELs[®] (I) und Cerec inLab[®] (II) mit Hint-ELs[®] (I). Bei den übrigen Systemen fand sich keine Signifikanz.

5.5 klinisch akzeptable Passgenauigkeit in der Randregion

Die klinisch akzeptable Passgenauigkeit (Optimalpassung) wurde für die vorliegende Studie definiert als die Passgenauigkeit im Randbereich mit Randspalten von weniger als 100 µm.

Tabelle 5.7:

Anteil der Kronen mit klinisch akzeptabler Passgenauigkeit in der Randregion (Optimalpassung) in %

	Lava [®]	Procera [®]	Cercon [®]	Cerec inLab [®] (I)	Cerec inLab [®] (II)	Hint-ELs [®] (I)	Hint-ELs [®] (II)
Anteil Optimalpassung in %	28%	89%	78%	56%	50%	67%	72%

Der Anteil der Kronen, bei denen in der Randregion alle Werte unter 100 µm lagen und die damit eine klinisch akzeptable Passgenauigkeit in diesem Bereich aufwiesen,

ERGEBNISSE

variierte deutlich, wie aus der o. g. Tabelle ersichtlich. Den höchsten Anteil an Kronen mit Optimalpassung erreichte das System Procera[®] mit 89%, bei dem System Cercon[®] lag der Anteil bei 78%, bei dem System Hint-ELs[®] (II) bei 72%. Das System Hint-ELs[®] (I) erreichte einen Anteil mit Optimalpassungen von 67%, das System Cerec inLab[®] (I) 56% und das System Cerec inLab[®] (II) nur 50%. Das System mit dem geringsten Anteil an Kronen mit klinisch akzeptabler Passgenauigkeit war Lava[®], lediglich 28% der Kronen erreichten hier eine Optimalpassung mit Werten unter 100 µm.

6. Diskussion

Neben anderen Faktoren ist die Passgenauigkeit von großer Bedeutung für die Überlebensrate einer prothetischen Restauration [13]. Unter Berücksichtigung des für die Zementierung oder adhäsive Befestigung benötigten Platzes gilt ein Randspalt bis zu 100 µm als klinisch akzeptabel [12, 13, 19, 21, 34, 52, 55, 64, 76]. Durch die unterschiedliche Definition des Randspalts, wie die Definition nach DEMMEL, nach FRANSSON oder nach HOLMES [17, 21, 32], durch verschiedene Messmethoden und letztlich durch diverse Möglichkeiten der statistischen Auswertung gestaltet sich ein direkter Vergleich vorliegender Studien als problematisch.

6.1 Material und Methode

6.1.1 Studiendesign

Für die vorliegende Studie wurde die In-vitro-Methode gewählt, um die Ergebnisse durch standardisierte Arbeitsabläufe und Minimierung von Fehlerquellen so weit wie möglich reproduzierbar zu gestalten. Bei der Herstellung eines sogenannten Urstumpfes aus einer Co-Cr-Mo-Legierung handelte es sich um eine erprobte und regelmäßig angewendete Methode. Die harte Legierung gewährleistete die Formstabilität während des Messvorgangs. Die Messung auf nur einem Stumpf pro Präparationsform garantierte die Vergleichbarkeit für die verschiedenen CAD/CAM-Systeme. Die bei In-vivo-Studien auftretende Problematik wie mangelnde Patientencompliance und erschwertes Arbeiten im feuchten Mundmilieu unter eingeschränkter Sicht fielen in der In-vitro-Studie somit nicht ins Gewicht.

6.1.2 Untersuchung der Passgenauigkeit

Ebenfalls aus Gründen der Vergleichbarkeit wurde in dieser Untersuchung zur Bestimmung der Passgenauigkeit mit Silikonunterschichtungen gearbeitet. Dabei handelt es sich um ein gängiges Verfahren, bei dem die Restaurationen intakt bleiben und Messungen unter Umständen wiederholt werden können [13, 42, 46, 48, 49, 56,

73]. Das Aushärten des Silikons unter einem konstanten Druck von 50 N im Konsistometer gewährleistete gleichmäßiges Abbinden des Materials unter standardisierten Bedingungen. Potentielle Fehlerquellen barg jedoch das manuelle Zerschneiden der Unterschichtungen. Schnitte, die nicht exakt rechtwinklig zur Präparationsgrenze verliefen, waren nicht vollständig zu vermeiden. Der daraus gegebenenfalls resultierende Messfehler in Form einer größeren Spaltbreite variiert mit einer Steigerung der Winkelabweichung. Messungen, die stark vom Durchschnitt der vom jeweiligen CAD/CAM-System gemessenen Werte abwichen, wurden wiederholt. Um aus einer Winkelabweichung resultierende Fehler möglichst gering zu halten wurde die Anzahl der Messpunkte zirkulär auf 8 Stellen beschränkt. Eine größere Zahl von Messpunkten hätte zur Folge gehabt, dass die Silikonscheiben zu dünn geworden wären, um einen rechtwinklig zur Präparationsgrenze angelegten Schnitt zu gewährleisten.

Der Farbkontrast zwischen dem niedrigviskösen und dem höherviskösen Silikon war für eine Untersuchung unter dem Lichtmikroskop ausreichend stark. Schichtdicken waren bis minimal 10 µm eindeutig zu unterscheiden. Aufgrund der allgemein gültigen Lehrmeinung im Hinblick auf einen klinisch akzeptablen Randspalt von bis zu maximal 100 µm war die Messung unter einem Lichtmikroskop die Methode der Wahl. Eine Unterscheidung der beiden Silikonschichten unter einem Raster-Elektronenmikroskop ist praktisch nicht möglich. Durch die dafür notwendige Beschichtung mit Goldpulver ist ein Farbkontrast nicht zu erkennen, eine Unterscheidung in der Struktur von hoch- und niedrigviskösem Silikon unter dem Raster-Elektronenmikroskop ist nicht möglich.

6.1.3 Statistische Auswertung

Untersucht werden sollten in dieser Studie Gerüste für drei verschiedene Urstümpfe. Es handelte sich dabei um einen oberen mittleren Frontzahn, einen oberen Prämolaren und einen ersten unteren Molaren. Diese drei Zahntypen verlangten trotz allgemeingültiger Richtlinien zur Präparation verschiedene, an die anatomische Form der jeweiligen Zähne angepasste Präparationsformen. Die CAD/CAM-Systeme sollten damit unter an die zahnärztliche Praxis angelehnte Bedingungen untersucht werden. Allerdings birgt dieses Vorgehen Fehlerquellen in der statistischen Auswertung, da die

DISKUSSION

Anzahl der Proben der jeweiligen Präparationsform geringer wird. Je größer die Anzahl der Proben ist, desto genauer lässt sich der Erwartungswert einer Grundgesamtheit durch den Mittelwert schätzen [78].

Die statistische Auswertung wurde mit dem Programm *IMB SPSS Statistics* für Windows vorgenommen. Es wurde eine Analyse in Form einer Oneway ANOVA erstellt, mit deren Hilfe die Signifikanz berechnet werden konnte. Allerdings ließ sich mit der ANOVA lediglich aussagen, dass die verschiedenen CAD/CAM-Systeme bzw. deren Hersteller einen Einfluss auf die Passgenauigkeit der Gerüste hatten. Um eine detaillierte Analyse der einzelnen Firmen treffen zu können, wurde ein Post-hoc-Test nach BONFERRONI vorgenommen. Dieser Test ermöglichte einen direkten Vergleich der getesteten CAD/CAM-Systeme an allen Messregionen [72].

Die tabellarische Darstellung der Ergebnisse verdeutlicht die genauen Werte für Mittelwert, Standardabweichung sowie in der Randregion zusätzlich den schlechtesten Wert, den schlechtesten Wert gemittelt und dessen Standardabweichung in μm . Die deskriptive Statistik erfolgte in Form von Box-Plot-Diagrammen. Da eine Krone nur so „gut“ wie der schlechteste Wert der Randspaltmessung ist, interessiert neben dem Mittelwert auch der prozentuale Anteil der Werte unter einem definierten Maximalwert, der in dieser Studie unter $100\ \mu\text{m}$ festgelegt wurde [19]. Diese *nichtparametrische* Box-Plot-Darstellung verdeutlicht neben dem Median auch die Streubreite sowie das Intervall zwischen Minimum und Maximum. Auch Extremwerte, sogenannte *Ausreißer*, sind übersichtlich dargestellt [10].

6.2 Ergebnisse

Die vorliegende Studie bot mit einem standardisierten Versuchsaufbau, reproduzierbaren Messungen und als In-vitro-Studie unter größtmöglicher Vermeidung zusätzlicher Fehlerquellen die Möglichkeit, die hier getesteten CAD/CAM-Systeme im Hinblick auf die Passgenauigkeit der Gerüste miteinander zu vergleichen. Die dabei eingangs aufgestellten Hypothesen bestätigten sich nur teilweise, wie im folgenden beschrieben wird.

6.2.1 Ergebnisse in der Randregion

Die Hypothese, die Randspalte (*marginal gap*) seien bei den untersuchten Systemen gleich groß bestätigte sich nicht. Die Hypothese, die Randspalte betragen weniger als 100 μm wurde ebenfalls nicht bestätigt.

In der Randregion erzielte das System Procera[®] die niedrigsten und damit besten Werte mit einem Mittelwert von 45 μm ($\pm 15 \mu\text{m}$). Ähnlich gut schnitten die Systeme Hint-ELs[®] (II) mit 47 μm ($\pm 20 \mu\text{m}$) und Cercon[®] mit 48 μm ($\pm 22 \mu\text{m}$) ab. Auffällig ist der fast doppelt so hohe Wert beim Lava[®]-System (85 μm , $\pm 29 \mu\text{m}$). Die Systeme Cerec inLab[®] (I), Cerec inLab[®] (II) und Hint-ELs[®] (I) lagen mit mittleren Randspalten von 70 μm ($\pm 35 \mu\text{m}$), 67 μm ($\pm 24 \mu\text{m}$) und 65 μm ($\pm 56 \mu\text{m}$) im Mittelfeld. Der höchste bei Procera[®] in der Randregion gemessene Wert war mit 129 μm gleichzeitig der niedrigste „höchste“ Wert. Der höchste *Ausreißer* fand sich bei Hint-ELs[®] (I) mit 420 μm . Der Mittelwert des höchsten Wertes lag bei dem System Lava[®] mit 130 μm ($\pm 48 \mu\text{m}$) am höchsten, Procera[®] erzielte wieder den niedrigsten Wert mit 76 μm ($\pm 26 \mu\text{m}$). Insgesamt fanden sich bei dem System Procera[®] deutlich niedrigere Werte in der Randregion als bei den übrigen Systemen. Auch mit einem Anteil der Optimalpassung von 89% zeigte sich dieses System weit überlegen, was die Passgenauigkeit anbelangt. Bei den Systemen Hint-ELs[®] (II) und Cercon[®] bestätigte der Anteil der Optimalpassung von 72% und 78% das gute Abschneiden bei der Randspaltmessung. Bei dem System Lava[®] passten nur 28% der Gerüste optimal. Obwohl die Mittelwerte der Randspalte bei Lava[®] mit 85 μm ($\pm 29 \mu\text{m}$) durchaus im klinisch akzeptablen Bereich von unter 100 μm lagen, ist mit dem geringen Anteil an Optimalpassungen eine klinisch akzeptable Passgenauigkeit insgesamt nicht gegeben. Dies zeigt sich in der recht hohen Standardabweichung von 29 μm , deren Kombination mit den Werten für die Optimalpassung erkennen lässt, dass mehr Einzelwerte über dem Mittelwert von 85 μm liegen als darunter. Auch bei den Gerüsten des Systems Cerec inLab[®] (II) und Cerec inLab[®] (I) war der Anteil der Kronen, die optimal passten, mit 50% und 56% nicht befriedigend. Etwas schlechter als Procera[®] schnitt Cercon[®] ab, mit 78% zweitbestes System im Hinblick auf die Optimalpassung. Auch Hint-ELs[®] (II) und Hint-ELs[®] (I) erlangten hier akzeptable Werte von 72% bzw. 67%.

Abschließend lässt sich sagen, dass Procera[®] das System mit den am Abstand geringsten Randspalten, dem höchsten Anteil an Optimalpassungen und damit der

größten Passgenauigkeit in der Randregion war, gefolgt von Cercon[®] und Hint-ELs[®] (II). Das System Cercon[®] schnitt zwar geringfügig schlechter ab im Bezug auf den mittleren Randspalt, der Anteil der Gerüste, die optimal passten, war aber deutlich höher als bei Hint-ELs[®] (II). Eindeutig schlechter war die Passgenauigkeit in der Randregion bei Hint-ELs[®] (I), Cerec inLab[®] (I) und Cerec inLab[®] (II). Die mit Abstand höchsten Werte fanden sich bei Lava[®]. Mit einem Anteil an Optimalpassungen von 28% sowie bei Cerec inLab[®] (II) und Cerec inLab[®] (I) von 50% und 56% haben diese drei Systeme insgesamt eine klinisch akzeptable Passgenauigkeit nicht erreicht.

6.2.2 Ergebnisse in der randnahen Region

Die Hypothese, die Randspalte (*marginal gap*) seien kleiner als die Zementspalte (*internal gap*), wurde durch die Ergebnisse in der randnahen Region bestätigt. Die Hypothese, die Zementspalte seien bei den untersuchten Systemen gleich groß, bestätigte sich hingegen nicht.

Auch in der randnahen Region fanden sich bei Procera[®] die niedrigsten Werte. Der Mittelwert von 74 μm ($\pm 15 \mu\text{m}$) lag deutlich unter den Mittelwerten der Systeme Cercon[®] (101 μm , $\pm 19 \mu\text{m}$), Hint-ELs[®] (I) (102 μm , $\pm 43 \mu\text{m}$) und Hint-ELs[®] (II) mit 103 μm ($\pm 14 \mu\text{m}$). Cerec inLab[®] (II) und Cerec inLab[®] (I) erreichten gemittelte Werte von 117 μm ($\pm 21 \mu\text{m}$) bzw. 125 μm ($\pm 28 \mu\text{m}$). Wieder war Lava[®] das System mit den höchsten Werten (133 μm ($\pm 39 \mu\text{m}$)). Die hohe Standardabweichung bei Lava[®] (39 μm) und Hint-ELs[®] (I) (43 μm) ließ eine eher ungleichmäßige Passung der Kronen vermuten.

6.2.3 Ergebnisse in der koronalen Region

Auch in der koronalen Region stützten die Ergebnisse die Hypothese, die Randspalte (*marginal gap*) seien kleiner als die Zementspalte (*internal gap*), nicht jedoch die Hypothese, die Zementspalte seien bei den untersuchten Systemen gleich groß.

In der koronalen Region erreichten die Systeme Cercon[®] mit einem Mittelwert von 85 μm ($\pm 22 \mu\text{m}$) und Procera[®] mit 90 μm ($\pm 23 \mu\text{m}$) vergleichbar gute Ergebnisse. Es folgten die Systeme Hint-ELs[®] (I) mit 112 μm ($\pm 45 \mu\text{m}$) und Hint-ELs[®] (II) mit einem

DISKUSSION

Mittelwert von 127 μm ($\pm 16 \mu\text{m}$). Höhere Werte fanden sich bei den Systemen Lava[®] mit 138 μm ($\pm 38 \mu\text{m}$) Cerec inLab[®] (II) mit 140 μm ($\pm 23 \mu\text{m}$). Den höchsten Mittelwert in der koronalen Region erreichte das System Cerec inLab[®] (I) mit 146 μm ($\pm 25 \mu\text{m}$). Wieder fielen die Systeme Lava[®] und Hint-ELs[®] (I) mit recht hohen Standardabweichungen auf (Lava[®] mit 38 μm , Hint-ELs[®] (I) mit 43 μm). Auch hier lag offensichtlich keine gleichmäßige Passung der Gerüste vor.

6.2.4 Gesamtergebnis

Im Hinblick auf die Passgenauigkeit ergaben sich für das System Procera[®] sehr gute, für die Systeme Cercon[®] und Hint-ELs[®] (II) gute Ergebnisse. Ausreichende Werte erzielten die Systeme Hint-ELs[®] (I) und Cerec inLab[®] (II), bei beiden Systemen lagen allerdings zum Teil hohe Standardabweichungen vor. Deutlich schlechter fielen die Ergebnisse der Systeme Cerec inLab[®] (I) und Lava[®] aus, wobei Lava[®] mit Abstand die höchsten Werte aufzeigte. Auch der geringe Anteil der Kronen mit Optimalpassung von nur 50% und 28% wäre für einen klinischen Einsatz nicht akzeptabel.

Der Mittelwert des Randspalts lag bei allen getesteten Systemen unter den geforderten 100 μm . Bei den Systemen Procera[®], Hint-ELs[®] (II) und Cercon[®] lagen die Werte auch unter Berücksichtigung der Standardabweichung durchweg deutlich im klinisch akzeptablen Bereich. Zudem gab es wenige Extremwerte. Der Mittelwert lag bei allen drei Systemen unter 50 μm . Bei dem System Hint-ELs[®] (I) war der Mittelwert mit 65 μm durchaus akzeptabel, allerdings spricht die hohe Standardabweichung von 56 μm insgesamt nicht für eine bei allen Kronen gleichmäßige gute Passung. Die Systeme Cerec inLab[®] (I) und Cerec inLab[®] (II) sowie Lava[®] erreichten ebenfalls Mittelwerte unter 100 μm , aber auch bei ihnen lagen, wie die Standardabweichung in Kombination mit den Werten für die Optimalpassung erkennen lässt, viele Einzelwerte darüber. Bei den beiden Serien von Cerec inLab[®] ändert die unterschiedliche *Spacer*-Einstellungen erstaunlich wenig am Gesamtergebnis. Bei einem Unterschied zwischen beiden Serien von 30 μm in der Voreinstellung fanden sich bei den tatsächlich gemessenen Werten in allen drei Regionen lediglich Unterschiede von 3 μm (Randregion), 8 μm (randnahe Region) und 6 μm beim Mittelwert.

DISKUSSION

In der randnahen Region fielen wieder die guten Werte von Procera[®] auf. Auch hier lagen die Werte im Schnitt unter 100 µm, wobei dieser Wert nur in der unmittelbaren Randregion gefordert war. Die übrigen Systeme lagen teils knapp (Cercon[®], Hint-ELs[®] (I) und Hint-ELs[®] (II)), teils deutlich über 100 µm (Cerec inLab[®] (I), Cerec inLab[®] (II) und Lava[®]). Wieder erreichte das System Lava die höchsten Werte, das System Hint-ELs[®] (I) wieder die höchste Standardabweichung.

Auch in der koronalen Region fiel diese Verteilung auf. Procera[®] erreichte zusammen mit Cercon[®] Werte unter 100 µm, gefolgt von Hint-ELs[®] (I), wo sich wieder die höchste Standardabweichung fand. Hint-ELs[®] (II), Cerec inLab[®] (I) und Cerec inLab[®] (II) lagen im mittleren Bereich, bei dem System Lava[®] lagen die höchsten Werte vor.

Der Anteil der Kronen mit Optimalpassung lag bei dem System Procera[®] bei 89%, bei Cercon[®] bei 78% und bei Hint-ELs[®] (II) bei 72%. Diese Ergebnisse sind mit einem optimal passenden Kronenanteil von mehr als zwei Dritteln klinisch akzeptabel. Auch das System Hint-ELs[®] (I) erreichte hier ein zufriedenstellendes Ergebnis mit 67%. Ein Anteil an Kronen mit Optimalpassung von 56% bei Cerec inLab[®] (I), 50% bei Cerec inLab[®] (II) und nur 28% bei Lava[®] sind klinisch nicht akzeptabel.

Es kann zusammenfassend die Aussage getroffen werden, dass die Systeme Procera[®], Cercon[®] und Hint-ELs[®] (II) in allen getesteten Bereichen sehr gute bis gute Werte erreichten. Die Systeme Hint-ELs[®] (I) und Cerec inLab[®] (II) erlangten zufriedenstellende Ergebnisse, die Werte von Cerec inLab[®] (I) waren ausreichend. Die Ergebnisse des Systems Lava[®] waren deutlich schlechter. Trotz Randspalten, die im Mittel unter 100 µm lagen, fielen die Werte insgesamt nicht ausreichend aus für einen zufriedenstellenden klinischen Einsatz.

Im Vergleich der einzelnen Werte lässt sich zudem sagen, dass eine vor der Herstellung der Krone am Gerät vorgenommene Änderung der *Spacer*-Einstellung offensichtlich nicht den deutlichen Effekt hat, den der Zahlenwert von 30 bzw. 60 µm verspricht. Auch wenn das Gerät, in diesem Falle Cerec inLab[®], laut Herstellerangabe in 25 µm-Schritten arbeiten soll, wird diese Genauigkeit offensichtlich nicht erreicht.

Deutlicher ins Gewicht fällt da der Unterschied in den Ergebnissen der beiden Serien der Firma Hint-ELs[®]. Die Änderung der Software, die laut Herstellerangabe vorgenommen wurde, zeigt sich eindeutig in den in dieser Studie gemessenen Werten. Auffällig ist, dass die nach Aussage des Herstellers „neue“ Software (Hint-ELs[®] (I)) hier

schlechter abschneidet als die „alte“ (Hint-ELs[®] (II)), die eindeutig die besseren Ergebnisse erzielte.

6.3 Passgenauigkeit

Ein Großteil der Studien, die sich auf die Passgenauigkeit von Kronen und deren Randspalte beziehen, trifft eine recht einheitliche Aussage im Hinblick auf die klinisch akzeptable Größe des Kronenrandspalts. BOENNG, DREYER-JØRGENSEN, FRANSSON, KARLSSON, PAMEIJER, REHBERG, SPIEKERMANN und TUNTIPRAWON tolerierten Randspalten von 20 µm bis maximal 100 µm [13, 19, 21, 34, 52, 55, 64, 76]. McLEAN forderte einen Randspalt bis maximal 120 µm [42]. Ein Randspalt von 20 µm ist unter Laborbedingungen sicher zu erreichen, klinisch aber unrealistisch aufgrund der oben bereits beschriebenen Problematik bei der Arbeit unter Praxisbedingungen. Zudem ist ein passgenaues Befestigen einer Krone auf dem Zahn ohne einen gewissen Zementspalt nicht möglich [34]. Ein Wert von bis zu 100 µm für den Randspalt erscheint realistisch und wünschenswert, da er, wie zahlreiche Untersuchungen beweisen, sowohl mit Metallkronen, VMK-Kronen und Vollkeramikronen bei manueller als auch in maschineller Herstellungsweise erreichbar ist [2, 3, 5, 11, 13, 19, 22, 34, 47, 52, 55, 56, 64, 69, 75, 76, 81].

Auch wenn die Erfolgsrate von restaurativem Zahnersatz nicht ausschließlich von der Größe des Kronenrandspalts abhängt, sinkt die Überlebensdauer einer Krone in situ mit Anstieg der Randspaltwerte. Sekundärkaries, vermehrte Plaque- und Zahnsteinablagerungen mit daraus resultierenden Schäden am Zahnhalteapparat und letztlich ein Verlust der Krone bzw. des ganzen Zahns sind häufig Folgen einer mangelhaften Passgenauigkeit [13, 55]. Eine ungenaue Passung im Bereich des gesamten Zementspalts mindert zudem die Bruchfestigkeit der Keramik [13]. Aus diesem Grunde ist es sinnvoll, einen möglichst geringen Randspalt und eine gleichmäßige und nicht zu lockere Passung der gesamten Krone anzustreben. In der vorliegenden Studie ist dies mit den CAD/CAM-Systemen Procera[®], Cercon[®] und Hint-ELs[®] HiCut (II) gelungen.

DISKUSSION

Die Firmen selbst propagieren vor allem Schnelligkeit in der Herstellung, die Vielfalt der zu verwendenden Materialien, Präzision, eine einfache Bedienung der Geräte und letztendlich ein hohes Maß an Ästhetik. Im Hinblick auf die Passgenauigkeit finden sich nur wenige Informationen in den Produktbeschreibungen. Auch Angaben zu bereits durchgeführten oder geplanten Untersuchungen fehlen größtenteils.

3M ESPE gibt im Produktdossier die Studie von REICH an, der bei dem System Lava[®] Randspalte von 40 µm bis 70 µm fand. Studien, die klinische Resultate betreffen, laufen mit dem Lava[®]-System seit 1999 im Hinblick auf Bruchfestigkeit, dem Auftreten von Allergien und einem möglichen negativen Einfluss auf die benachbarte Schleimhaut. Es lägen keine negativen Ergebnisse diesbezüglich vor [20].

Nobel Biocare verweist in seiner Produktinformation auf zahlreiche Studien bezüglich Procera[®] im Hinblick auf die Passgenauigkeit [4, 39, 40], die Bruchfestigkeit [1, 77, 83], die Härte der Verblendkeramik bzw. die Abrasion des natürlichen Schmelzes am antagonistischen Zahn [25, 80] sowie die Farbstabilität der Verblendkeramik [6]. Die von ANDERSSON ermittelten Randspalte betragen weniger als 100 µm und bei MAY weniger als 70 µm. ODÉN untersuchte bereits zementierte Kronen am Patienten per Abtasten mittels einer zahnärztlichen Sonde.

DeguDent verweist auf Studien zur Bruchfestigkeit und über die Befestigung von Cercon[®]-Restorationen. Die Studien seien zwischen April 1998 und Juni 2003 begonnen worden und seien noch nicht abgeschlossen.

Hint-ELs[®] und Sirona machen in ihren Produktbeschreibungen generell keine Angaben zu Studien. Im Hinblick auf die Passgenauigkeit finden sich außer unklar definierten Begriffen wie *höchste Präzision bei der Fertigung* keine Hinweise.

6.4 Passgenauigkeitsuntersuchungen bei CAD/CAM-Systemen

Cercon[®] (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland)

In In-vitro-Studien ermittelte ARIKO Randspalte zwischen 29,3 µm und 31,3 µm, MONACO zwischen 85,7 µm und 92 µm und MOLDOVAN zwischen 124 µm und 160 µm [5, 45, 47]. In der vorliegenden Studie wurden Mittelwerte von 48 µm ± 22 µm erreicht. Wie hier arbeiteten ARIKO und MONACO mit Silikonunterschichtungen,

DISKUSSION

während in der Untersuchung von MOLDOVAN eine computergesteuerte 3D-Methode zur Anwendung kam. MOLDOVANs Ergebnisse konnten die Forderung nach einer Passung mit Randspalten von weniger als 100 μm nicht erfüllen. Die noch relativ junge Methode der 3D-Vermessung der Silikonunterschichtungen ermöglicht eine dreidimensionale Untersuchung an jedem beliebigen Punkt und damit an besonders vielen Messpunkten. Auch die Problematik der Winkelabweichung beim Schneiden der Unterschichtungen tritt hier nicht auf. Allerdings ist bei der 3D-Methode ein Bepudern der Silikonoberfläche notwendig, das zu Messfehlern von bis zu 40 μm führt. Die Anwendung eines optisch digitalisierbaren Silikons sollte hier diesen systematischen Fehler beseitigen [45]. Aufgrund der deutlich höheren Messwerte stellt sich hier die Frage, ob durch die dreidimensionale Messung und die hohe Anzahl von Messpunkten die 3D-Methode genauer ist als die gängige Technik mit geschnittenen Silikonunterschichtungen oder ob dieses recht neue Verfahren technisch noch nicht ausgereift ist.

Cerec inLab[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)

Ebenfalls in In-vitro-Untersuchungen, fand BINDL Randspalte von $43 \mu\text{m} \pm 23 \mu\text{m}$, REICH ermittelte Randspalte von durchschnittlich $65 \mu\text{m}$ [11, 56]. Beide arbeiteten mit geschnittenen Silikonunterschichtungen, BINDL In-vitro, REICH In-vivo. Die in der vorliegenden Studie gemessenen Mittelwerte von $70 \mu\text{m} \pm 35 \mu\text{m}$ für Cerec inLab[®] (I) und $67 \mu\text{m} \pm 24 \mu\text{m}$ für Cerec inLab[®] (II) weichen nur geringfügig ab von den von REICH In-vivo erzielten Ergebnissen. Da BINDL ohne Urstümpfe arbeitete und die Kronen direkt auf dem Gipsstumpf vermaß, sind die geringeren Messwerte nachzuvollziehen. Die in der vorliegenden Untersuchung erzielten Ergebnisse sind aufgrund der Messung mittels Urstümpfen unter recht praxisnahen Bedingungen zustande gekommen.

Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Deutschland)

Da lediglich eine Passgenauigkeitsstudie nach der Trennung der Firmen Hint-ELs[®] und GIRRBACH vorliegt, die das System DigiDent[®] untersucht, ist ein Vergleich mit den in der vorliegenden Studie erzielten Ergebnissen nicht möglich.

Lava[®] (3M ESPE, Seefeld, Deutschland)

REICH fand bei mit dem Lava[®]-System hergestellten Kronen mittlere Randspalte von 65 μm [56]. Dabei handelte es sich um eine In-vivo-Vergleichsstudie der CAD/CAM-Systeme Cerec inLab[®], DigiDent[®] und Lava[®]. Es wurde in vier Bereichen gemessen, am Kronenrand, in der Mitte der Axialwand, am Übergang der Axialwand in das okklusale Plateau und mittig auf dem okklusalen Plateau. Die letzten drei Messpunkte wurden in der vorliegenden Studie zur koronalen Region zusammengefasst und ergeben zusammen einen Mittelwert aus zwei Messpunkten. Zusätzlich wurden drei Messpunkte im Bereich der Hohlkehle, der randnahen Region, ermittelt. REICH fand am Kronenrand Mittelwerte von 65 μm , in der Mitte der Axialwand 105 μm , am Übergang Axialwand-okklusales Plateau 162 μm und im Bereich des okklusalen Plateaus 198 μm . Die in dieser Studie gemessenen Mittelwerte betragen für die Randregion 85 $\mu\text{m} \pm 29 \mu\text{m}$, für die randnahe Region 133 $\mu\text{m} \pm 39 \mu\text{m}$ und für die koronale Region 138 $\mu\text{m} \pm 38 \mu\text{m}$. Obwohl sich die Werte nicht allzu stark unterschieden, fällt hier ein direkter Vergleich schwer, da es sich in der vorliegenden Studie um eine In-vitro-Untersuchung handelt. Zudem wurde bei REICH der Anteil der Kronen mit Optimalpassung nicht berücksichtigt, welcher in dieser Studie zum großen Teil für das schlechte Abschneiden des Lava[®]-Systems verantwortlich war.

Procera[®] (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)

Das System Procera[®] wurde unter anderen bereits von ANDERSSON, BINDL, BOENING, FREESMEYER, MAY und SULAIMAN im Hinblick auf die Passgenauigkeit untersucht. Die in diesen Studien gefundenen mittleren Randspalte lagen bis auf die zweite von BOENING durchgeführte Untersuchung deutlich unter 100 μm [4, 11, 12, 13, 22, 39, 40, 69]. 1992 führte BOENING bereits eine kombinierte In-vitro-In-vivo-Studie

DISKUSSION

durch, bei der die Kronen sowohl am Gipsstumpf als auch am Patienten mittels Silikonunterschichtung untersucht wurden und fand mittlere Randspalte von 25 µm bis 75 µm. In einer zweiten Studie im Jahre 2000 ermittelte er Randspalte von 80 µm bis 145 µm in einer rein klinischen Untersuchung. Möglicherweise sind die deutlich höheren Werte in dieser Studie mit den bereits beschriebenen, bei In-vivo-Untersuchungen zu erwartenden Problemen zu erklären. Die aus den anderen Studien resultierenden Werte decken sich durchaus mit den sehr guten Ergebnissen aus der vorliegenden Untersuchung.

6.5 Fazit

In der vorliegenden Studie sind fünf verschiedene auf dem Markt befindliche dentale CAD/CAM-Systeme in vitro im Hinblick auf die Passgenauigkeit der Kronen miteinander verglichen worden. Eine Untersuchung dieser Art ergänzt die bereits durchgeführten Studien bezüglich der Ergebnisse einer Passgenauigkeitsuntersuchung mit einer Vergleichsmöglichkeit verschiedener Systeme in qualitativer Form unter standardisierten und rekonstruierbaren Bedingungen in vitro.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie stützen die eingangs aufgestellten Hypothesen nur teilweise.

Rand- (*marginal gap*) und Zementspalte (*internal gap*) sind bei den untersuchten Systemen nicht gleich groß. Zwar sind die Randspalte kleiner als die Zementspalte, jedoch liegt der Anteil der Kronen, deren Randspalt durchweg weniger als 100 µm beträgt nur zwischen 28% und 89%.

Diese Untersuchung zeigt, dass die Passgenauigkeit und damit die Präzision der Fertigung abhängig sind von dem verwendeten System. Die Ergebnisse bei Procera[®], Cercon[®] und Hint-ELs[®] (II) zeigen, dass eine gleichmäßig gute Passung möglich ist und im CAD/CAM-Verfahren hergestellte Vollkeramikronen im Vergleich zu herkömmlichen Metall- oder VMK-Kronen gleichwertige Ergebnisse erzielen.

6.6 Klinische Schlussfolgerung

Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass die Passgenauigkeit eines maschinell gefertigten Gerüsts abhängig ist von dem verwendeten CAD/CAM-System. Fast alle hier untersuchten Systeme arbeiten genau genug, um Kronen mit geringen Randspalten herzustellen, einige können diese Qualität jedoch nicht konstant halten. Ein System, das unter den vorliegenden idealisierten Bedingungen eine gleichbleibend gute Passgenauigkeit nicht erbringen kann, sollte kritisch beurteilt werden.

Gute Ergebnisse lagen bei den Systemen Procera[®] und Cercon[®] vor, die sich auf die Verarbeitung von jeweils zwei bzw. nur einem Werkstoff spezialisiert haben. Auch das System Hint-ELs[®] (II), dessen Fräseinheit mit 4 bzw. 5 Achsen arbeitet und damit über einen größeren Freiheitsgrad der Fräsen verfügt erzielte gute Werte im Hinblick auf die Passgenauigkeit.

Das System Cerec inLab[®] erlangte weniger gute Ergebnisse. Cerec inLab[®] kann, Herstellerangaben zufolge, neben Zirkonoxid auch Aluminiumoxid, Feldspat- bzw. Glaskeramik, Nichtelegmetalle und Kunststoffe verarbeiten. Möglicherweise führt das breite Materialspektrum zu Ungenauigkeiten in der Fertigung, da die Anforderungen an die Verarbeitung sehr unterschiedlich sind und hierfür nur eine Fräseinheit zur Verfügung steht.

Auch das System Lava[®] erzielte weniger gute Werte. Lava[®] verarbeitet ausschließlich Zirkonoxid. Detaillierte Angaben zu Software und Fräseinheit und damit über die virtuelle Auflösung und die Größe der Fräsbahn liegen nicht vor, woraus das klinisch nicht akzeptable Ergebnis erklärt werden kann.

Es ist sinnvoll, die Auswahl des jeweiligen Systems im Hinblick auf die Herstellungsart und den zu verarbeitenden Materialien individuell auf die Bedingungen des einzelnen Patienten abzustimmen. Unter dieser Voraussetzung ist es mit dentalen CAD/CAM-Systemen möglich, Funktion und Form in zahnärztlichen Restaurationen gleichermaßen zu gewährleisten.

7. Zusammenfassung

7.1 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung verschiedener CAD/CAM-Systeme im Hinblick auf die Passgenauigkeit. Untersucht wurden Rand- und Zementspalt bei Gerüsten für vollkeramische Einzelkronen im unmittelbaren Randbereich, im Bereich der Hohlkehle und im Bereich des koronalen Drittels. Zudem wurde der prozentuale Anteil der Kronen ermittelt, die an jedem gemessenen Punkt des Kronenrands (Randregion) eine klinisch akzeptable Passgenauigkeit mit einem Randspalt von $< 100 \mu\text{m}$ aufwiesen. Verglichen wurden Einzelkronengerüste der Systeme Cercon[®] (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland), Cerec inLab[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland), Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Deutschland), Lava[®] (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) und Procera[®] (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden).

Dafür wurden pro System je sechs Gipsstümpfe von drei Urstümpfen aus einer Co-Cr-Mo-Legierung hergestellt. Es handelte sich bei den Zähnen um einen mittleren oberen Frontzahn, einen oberen Prämolaren und einen unteren Molaren. Insgesamt wurden 18 Stümpfe mit nicht verblendeten, für die Anprobe am Patienten vorbereiteten Einzelkronengerüsten aus Zirkonoxid, bei dem Procera[®]-System aus Aluminiumoxid, hergestellt.

Die Firmen Sirona (Cerec InLab[®]) und Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®]) fertigten zwei Serien mit jeweils 18 Gerüsten an. Die Serien von Sirona unterschieden sich in der Spacer-Einstellung, Hint-ELs[®] stellte die Serien mit je einer anderen Software her. Von den Systemen Cercon[®], Lava[®] und Procera[®] lag jeweils eine Serie mit 18 Gerüsten vor. Die Passgenauigkeitsuntersuchung erfolgte mittels geschnittenen Silikonunterschichtungen. Gemessen wurde zirkulär jeweils an 8 Stellen. Die Messungen erfolgten am unmittelbaren Kronenrand (*marginal gap, Randbereich*), im Abstand von jeweils 0,25 mm dreimal im Bereich der Hohlkehle (*internal gap, randnaher Bereich*), am Übergang vom mittleren zum oberen koronalen Drittel sowie okklusal bzw. inzisal (*internal gap, koronaler Bereich*). Insgesamt ergaben sich pro Zahn 48 Messpunkte. Die Messung erfolgte mit einem Lichtmikroskop mit 32-facher

ZUSAMMENFASSUNG

Vergrößerung. Für die statistische Auswertung kam die Analysesoftware IBM SPSS Statistics zur Anwendung.

Für den Randbereich lagen die Mittelwerte durchweg im klinisch akzeptablen Bereich von unter 100 µm. Für das System Lava[®] ergab sich ein Mittelwert von 85 µm (± 29 µm), für Procera[®] lag der Mittelwert bei 45 µm (± 15 µm), für Cercon[®] bei 48 µm (± 22 µm). Für Cerec inLab[®] (I) und (II) lag der Mittelwert in der Randregion bei 70 µm (± 35 µm) bzw. bei 67 µm (± 24 µm), für Hint-ELs[®] (I) und (II) bei 65 µm (± 56 µm) bzw. 47 µm (± 20 µm). Die Mittelwerte für den randnahen Bereich lagen für Lava[®] bei 133 µm (± 39 µm), für Procera[®] bei 74 µm (± 15 µm), für Cercon[®] bei 101 µm (± 19 µm), für Cerec inLab[®] (I) bei 125 µm (± 28 µm), für Cerec inLab[®] (II) bei 117 µm (± 21 µm), für Hint-ELs[®] (I) und (II) bei 102 µm (± 43 µm) bzw. 103 µm (± 14 µm). Im koronalen Bereich lagen die Mittelwerte für Lava[®] bei 138 µm (± 38 µm), für Procera[®] bei 90 µm (± 23 µm), für Cercon[®] bei 85 µm (± 22 µm), für Cerec inLab[®] (I) und (II) bei 146 µm (± 25 µm) bzw. 140 µm (± 23 µm), für Hint-ELs[®] (I) bei 112 µm (± 45 µm) und für Hint-ELs (II)[®] bei 127 µm (± 16 µm). Der Anteil an Kronen mit Optimalpassung lag bei Lava[®] bei 28%, bei Procera[®] bei 89% und bei Cercon[®] bei 78%. Bei Cerec inLab[®] (I) passten 56% der Kronen optimal, bei Cerec inLab[®] (II) 50%, bei Hint-ELs[®] (I) 67% und bei Hint-ELs[®] (II) 72%.

Die guten Ergebnisse der Systeme Procera[®] (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden), Cercon[®] (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) und Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Deutschland) zeigten, dass mit CAD/CAM-Systemen die Herstellung von Kronen mit einer gleichmäßig guten Passung möglich ist.

7.2 Summary

Aim of this study was the examination of various CAD/CAM-systems considering the accuracy of fit. Examined were marginal gap and internal gap in frameworks for all-ceramic single crowns in the range of the margin, in the range of the chamfer and in the coronal region. Also was detected the percental amount of crowns which showed a clinically acceptable marginal fit with a marginal gap of less than 100 μm at any point measured. Compared were frameworks for single crowns fabricated by the CAD/CAM-systems Cercon[®] (DeguDent GmbH, Hanau, Germany), Cerec inLab[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany), Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Germany), Lava[®] (3M ESPE, Seefeld, Germany) und Procera[®] (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden).

Three ivorine teeth, a maxillary first incisal tooth, a maxillary premolar and a mandibular first molar, were prepared for all-ceramic crowns and casted in a Co-Cr-Mo-alloy for a master model. For each CAD/CAM-system six working stone dies of each tooth were made. In total 18 frameworks for single crowns made of zirconium oxide and aluminium oxide (Procera[®]-System) were to be produced by each system. The companies Sirona (Cerec inLab[®]) and Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®]) prepared two series with 18 frames. The series made by Sirona differed in the setting of the spacer. One of the series made by Hint-ELs[®] was produced with new software. All other systems prepared one series each containing 18 frameworks. Accuracy of fit was evaluated using a replica technique with a light body silicone stabilized with a heavy body silicone. For measurement 8 circular landmarks were defined. Measurements were taken at the margin (*marginal gap*) and three times in intervals of 0,25 mm along the range of the chamfer (*internal gap*). Also measurements were taken along the axial wall at the level of the upper third of the crown and on top of the occlusal plateau (*internal gap*). On each tooth 48 measurements were taken. The replica samples were examined under light microscope with a 32 times magnification. The software IBS SPSS Statistics was used for statistical analysis.

Measurements along the margins showed an average value of less than 100 μm which is clinically acceptable. The average value for Lava[®] was 85 μm ($\pm 29 \mu\text{m}$), for Procera[®] the average value was 45 μm ($\pm 15 \mu\text{m}$), for Cercon[®] it was 48 μm ($\pm 22 \mu\text{m}$).

ZUSAMMENFASSUNG

Cerec inLab[®] (I) and (II) achieved an average value of 70 μm ($\pm 35 \mu\text{m}$) and 67 μm ($\pm 24 \mu\text{m}$). Hint-ELs[®] (I) and (II) reached an average value of 65 μm ($\pm 56 \mu\text{m}$) and 47 μm ($\pm 20 \mu\text{m}$). Average values in the range of the chamfer were 133 μm ($\pm 39 \mu\text{m}$) for Lava[®], 74 μm ($\pm 15 \mu\text{m}$) for Procera[®], 101 μm ($\pm 19 \mu\text{m}$) for Cercon[®], 125 μm ($\pm 28 \mu\text{m}$) for Cerec inLab[®] (I), 117 μm ($\pm 21 \mu\text{m}$) for Cerec inLab[®] (II), 102 μm ($\pm 43 \mu\text{m}$) and 103 μm ($\pm 14 \mu\text{m}$) for Hint-ELs[®] (I) and (II). Average values in the coronal area were 138 μm ($\pm 38 \mu\text{m}$) for Lava[®], 90 μm ($\pm 23 \mu\text{m}$) for Procera[®], 85 μm ($\pm 22 \mu\text{m}$) for Cercon[®], 146 μm ($\pm 25 \mu\text{m}$) and 140 μm ($\pm 23 \mu\text{m}$) for Cerec inLab[®] (I) and (II), 112 μm ($\pm 45 \mu\text{m}$) for Hint-ELs[®] (I) and 127 μm ($\pm 16 \mu\text{m}$) for Hint-ELs (II)[®]. The amount of crowns which showed optimal accuracy of fit were 28% for Lava[®], 89% for Procera[®], 78% for Cercon[®], 56% for Cerec inLab[®] (I), 50% for Cerec inLab[®] (II), 67% for Hint-ELs[®] (I) and 72% for Hint-ELs[®] (II).

Particularly the good results of Procera[®] (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden), Cercon[®] (DeguDent GmbH, Hanau, Germany) and Hint-ELs[®] (Hint-ELs[®] GmbH, Griesheim, Germany) proved that with CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns it is possible to achieve a clinically acceptable accuracy of fit.

8. Literaturverzeichnis

- [1] Abed HM, Razzoog ME, Lang BR, Yaman P: The effect of alumina core thickness on the fracture resistnace of all-ceramic crowns. J Dent Res 1997, 76 abstract 394
- [2] Andersson M, Bergmann B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H: Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. Acta Odontol Scand 1989, 47: 279-286
- [3] Andersson M, Odén A: A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. Acta Odontol Scand 1993 Feb, 51 (1): 59-64
- [4] Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B.: Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. J Prosthet Dent 1996 Aug, 76 (2): 187-93
- [5] Ariko K: Evaluation of the marginal fitness of tetragonalzirconia polycrystal all-ceramic restaurations. Kokubyo Gakkai Zasshi 2003 June, 70 (2): 114-23
- [6] Attanasi RC, Yaman P, lang BR, Razzoog ME, Jaarda MJ: Evaluationof color stability of Procera® all-ceramic porcelain. J Dent Res 1996, 75 abstract 2134
- [7] Becker J, Heidemann D: Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 1993, 48: 611-617
- [8] Becker J: CAD/CAM in der Zahnmedizin, Teil 1. ZWR 1996, 105: 119-125
- [9] Becker J: CAD/CAM in der Zahnmedizin, Teil 2. ZWR 1996, 105: 188-192
- [10] Biffar R: Zur Auswertung von Randspaltmessungen an festsitzendem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 1991, 46: 523-525

LITERATURVERZEICHNIS

- [11] Bindl A, Mörmann WH: Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil 2005 June, 32 (6): 441-7
- [12] Boening KW, Walter MH, Reppel P-D: Non-cast titanium restorations in fixed Prosthodontics. J Oral Rehabil 1992, 19: 281-287
- [13] Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH.: Clinical fit of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent 2000 October, 84(4): 419-24
- [14] Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson NHF: Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? Br Dent J 1999 May, 186 (9): 430-34
- [15] DeguDent: Cercon smart ceramics: Die Systemkomponenten
- [16] DeguDent: Cercon smart ceramics: Das CAM-gestützte Vollkeramiksystem, Klinischer Leitfaden
- [17] Demmel HJ: Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluß paßgenauer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 1971 Juli, 26 (7): 700-5
- [18] Diedrich P, Erpenstein H: Rasterelektronenmikroskopische Randspaltanalyse von in vivo eingegliederten Stufenkronen und Inlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1985, 95: 575-586
- [19] Dreyer Jørgensen K: Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. Dt. Zahnärztl. Z. 1958, 7: 461-469
- [20] 3M ESPE Dental, Seefeld, Deutschland: Lava[®] Vollkeramiksystem, Produktdossier
- [21] Fransson B, Øilo G, Gjeitanger R: The fit of metal-ceramic crowns, a clinical Study. Dent Mater 1985, 1: 197-99

LITERATURVERZEICHNIS

- [22] Freesmeyer WB, Wilde Th, Roggensack M, Wulfes V: CAD/CAM – gefertigte Kronen im direkten Vergleich. Dent Lab 1995, 43: 61-64
- [23] Fritz H: Randspaltuntersuchung bei Procera AllCeram-Kronen. Dissertationsschrift
- [24] 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 1997, 24: 871-81
- [25] Hacker C, Wagner WC, Razzoog ME: An in vitro investigation of the wear of enamel of porcelain and gold in saliva. J Prosthet Dent 1996, 75 (1): 14-17
- [26] Hahn R, Löst C: Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1992, 47: 659-664
- [27] Hahn R, Wolf M, Breunig A: Hochleistungskeramik – eine aktuelle Standortbestimmung. Phillip J 1996, 13: 311-320
- [28] Hegenbarth E: Die Symbiose aus Computertechnologie und Kreativität. Dnt Lab 1995, 43: 797-809
- [29] Herschfeld JH: Charles H. Land and the Science of Porcelain in Dentistry. Bulletin Hist Dent 1986, 34 (1): 48-54
- [30] HinEls[®] GmbH, Griesheim, Deutschland: Produktinformation
- [31] Hoffmann-Axthelm: Lexikon der Zahnmedizin, Buch- und Zeitschriftenverlag “Die Quintessenz”, Berlin 1974
- [32] Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD: Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 1989, 62: 405-8

LITERATURVERZEICHNIS

- [33] Kappert HF, Altvater A: Feldstudie über die Paßgenauigkeit und das Randschlußverhalten von In-Ceram-Kronen und –Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 1991, 46: 151-153
- [34] Karlsson S.: The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. Acta Odontol Scand 1993 June, 51(3): 129-34
- [35] Kurdyk B: Nicolas Dubois de Chémant and the Use of Porcelain in Dental Art. J Hist Dent 1999, 47 (3): 126-128
- [36] Lauer HC: Vollkeramische Restaurationen in der Hand des Generalisten. Zahnärztliche Mitteilungen 2003, 9: 40-43
- [37] Luthardt R, Herold V, Sandkuhl O, Reitz B, Knaak JP, Lenz E: Kronen aus Hochleistungskeramik. Dt Zahnärztl Z 1998, 54: 695-699
- [38] Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Carl Hanser Verlag München, ISBN 3-446-13525-1
- [39] May KB, Razzoog ME, Lang BR, Wang RF: Marginal fit. The Procera® AllCeram crown. J Dent Res 1997, 76 abstract 2379
- [40] May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR.: Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent 1998 Oct, 80 (4): 394-404
- [41] McLaren EA, White SN: Glass-Infiltrated Zirconia/Alumina-Based Ceramic For Crowns and Fixed Partial Dentures. Pract Periodont Aesthet Dent 1999 Oct, 11 (8): 985-94
- [42] McLean JW, von Fraunhofer JA: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Brit dent J 1971, 131: 107-11

LITERATURVERZEICHNIS

- [43] McLean JW: Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001 Jan, 85 (1): 61-6
- [44] Mörmann WH, Bindl A: All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002, 46 (2): 405-26
- [45] Moldovan O, Rudolph H, Luthard RG: Interne 3D-Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Zirkonoxidgerüste für den Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 2006, 61 (8): 412-18
- [46] Molin M, Karlsson S: the fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Aacta Odontol Scand(Norway)* Aug 1993, 51 (4): 201-6
- [47] Monaco C, Krejci I, Bortolotto T, Perakis N, Ferrari M, Scotti R: Marginal adaption of 1 fiber-reinforced composite and 2 all-ceramic inlay fixed partial denture systems. *Int J Prosthodont* 2006 July-August, 19 (4): 373-82
- [48] Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K: Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003 May, 16 (3): 244-8
- [49] Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, Yatani H: In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Dent Mater J* 2005 September, 24 (3): 456-9
- [50] Nobel Biocare, Göteborg, Schweden: Procera AllCeram; *Klinisches Handbuch*
- [51] Ödman P, Andersson B: Procera AllCeram Crowns Followed for 5 to 10.5 Years: A Prospective Clinical Study. *Int J Prosthodont* Nov/Dez 2001, 14 (6): 504-9
- [52] Pameijer JH, Westermann W: Von der erreichbaren Genauigkeit festsitzender Restaurationen. *ZWR* 1982, 91 (10): 46-49

LITERATURVERZEICHNIS

- [53] Persson M, Andersson M, Bergman B: The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. J Prosthet Dent 1995, 74:222-229
- [54] Qualthrough AJE, Pidcock V: Ceramics update. J Dent 1997, 25 (2): 91-95
- [55] Rehberg HJ: Der Kronenrand. Exakter Randschluß – was ist das? Dtsch Zahnärztl Z 1971, 26: 696-699
- [56] Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P: Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci 2005 April, 113 (2): 174-9
- [57] Rekow ED: Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. J Am Dent Assoc 2006 September, 137 Suppl: 5S-6S
- [58] Rinke S, Jenatschke R: Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis. Die Quintessenz 2001, 52 (11): 1151-9
- [59] Schaffner HM, Behneke N, Müller F, Scheller H: Klinische Untersuchungen zur Versorgung mit ProceraAllCeram-Kronen auf natürlichen Zähnen und Implantaten. Dtsch Zahnärztl Z 2004, 59 (1): 17-22
- [60] Schirra C, Hegenbarth EA: Individuell CAD/CAM – hergestellte Aluminiumoxidkeramikappen für vollkeramische Restaurationen auf Zähnen und Implantaten. Quintessenz 1998, 49: 33-42
- [61] Schmidt A, Walter M, Boening K: CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz 1998, 49: 1111-1122
- [62] Sirona Dental Systems, Bensheim, Deutschland: Produktinformation

LITERATURVERZEICHNIS

- [63] Smedberg J-I, Ekenbäck J, Lothigius E, Arvidson K: Two-Year Follow-up Study of Procera-Ceramic Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont* 1999 Nov/Dez, 12 (6): 534-41
- [64] Spiekermann H: Marginale Passform. *Dtsch Zahnärztl Z* 1986, 41: 1015-1019
- [65] Stiegelbauer C, Gernet W: Lichtmikroskopische Passungsanalyse von vollkeramischen Brücken verschiedener Systeme. *Dissertationsschrift*
- [66] Sturzenberger B, Fehér A, Lüthy H, Schumacher M, Loeffel O, Filser F, Kocher P, Gauckler L, Schärer P: Klinische Studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnggebiet hergestellt mit dem DCM-System. *Acta Med Dent Helv* 2000, 5: 131-9
- [67] Strub JR: Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992, 47: 566-571
- [68] Strub JR, Rekow ED, Witkowski S: Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006 September, 137 (9): 1289-96
- [69] Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT.: A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997 Sep-Oct, 10 (5): 478-84
- [70] Sullivan, LH: The tall office building artistically considered. *Lippincott's Magazine*, March 1896
- [71] Suttor D, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G, Bunke K: LAVA – das neue System von 3M ESPE für vollkeramische ZrO₂ –Kronen- und Brückengerüste. *Die Quintessenz* 2001, 52, 8, 805-8

LITERATURVERZEICHNIS

- [72] Tang DI, Geller NL, Pocock SJ: On The Design and Analysis of Randomized Clinical Trials with Multiple Endpoints. *Biometrics* 1987, 43: 487-98
- [73] Tinschert J, Spiekermann H: Das PROCERA-Verfahren in der Kronen- und Brückentechnik. *Phillip J* 1996, 13: 245-253
- [74] Tinschert J, Schimmang A, Fischer H, Marx R: Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999, 54: 695-699
- [75] Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ: Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001 July, 26 (4): 367-74
- [76] Tuntiprawon M, Wilson PR: The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995 Feb, 40 (1): 17-21
- [77] Wagner WC, Chu TM: Biaxial strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996, 76 (2): 140-144
- [78] Weiß Christel: *Basiswissen Medizinische Statistik*. Springer Medizin Verlag, ISBN 978-3-540-71460-6
- [79] Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT: Comparative Mechanical Property Characterization of 3 All-Ceramic Core Materials. *Int J Prosthodont* 1999 Nov/Dez, 12 (6): 534-41
- [80] Wilson FD, Hacker CH, Razzoog ME: An investigation of enamel wear opposing AllCeram alumina oxide core. *J Dent Res* 1996, 75 abstract 393
- [81] Witkowski S, Komine F, Gerds T: Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 2006 July, 96 (1): 47-52

LITERATURVERZEICHNIS

- [82] Zahnarzt Wirtschaft Praxis. Marktübersicht. OEMUS MEDIA AG Leipzig, 2001
Dez, 4: 18-21
- [83] Zeng K, Odén A, Rowcliffe D: Flexure Test on Dentl Ceramic. Int J Prosthodont
1996, 9 (5): 434-439

9. Anhang

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 4.1: Originalstumpf, mittlerer oberer Frontzahn

Abbildung 4.2: Urstumpf des Prämolaren aus Nichtedelmetall

Abbildung 4.3: Urstumpf des Prämolaren mit Zirkonoxid-Gerüst

Abbildung 4.4: Konsistometer, VEB MLW Prüfgerätewerk Medingen, Freital,
Deutschland

Abbildung 4.5: Definition des Randspalts mit *marginal gap* (exakt am Kronenrand) und
internal gap (Zementspalt) nach HOLMES

Abbildung 4.6: Einteilung der Schnittflächen der Silikonunterschichtung (okklusale
Ansicht)

Abbildung 4.7: Definition der Messregionen: sagittaler Schnitt durch einen Zahn mit
Darstellung der Messregionen bukkal

Abbildung 4.8: Geschnittene Silikonunterschichtung eines Molaren

Abbildung 5.1: Box-Plot-Darstellung der Randspalten in μm (gemittelt) in der
Randregion (marginal gap)

Abbildung 5.2: Box-Plot-Darstellung der Maximalwerte in μm (gemittelt) in der
Randregion (marginal gap)

Abbildung 5.3: Box-Plot-Darstellung der Zementspalten in μm (gemittelt) in der
randnahen Region (internal gap)

Abbildung 5.4: Box-Plot-Darstellung der Zementspalten in μm (gemittelt) in der koronalen Region (internal gap)

9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Chronologische Entwicklung der CAD/CAM-Systeme

Tabelle 2.2: Passgenauigkeitsstudien bei CAD/CAM-Systemen

Tabelle 5.1: Ergebnisse der Passgenauigkeitsuntersuchung in der Randregion in μm

Tabelle 5.2: Ergebnisse der Passgenauigkeitsuntersuchung in der randnahen Region in μm

Tabelle 5.3: Ergebnisse der Passgenauigkeitsuntersuchung in der koronalen Region in μm

Tabelle 5.4: statistische Signifikanz: Darstellung der wesentlichen Unterscheidung der CAD/CAM-Systeme voneinander im Hinblick auf die Passgenauigkeit in der Randregion

Tabelle 5.5: statistische Signifikanz: Darstellung der wesentlichen Unterscheidung der CAD/CAM-Systeme voneinander im Hinblick auf die Passgenauigkeit in der randnahen Region

Tabelle 5.6: statistische Signifikanz: Darstellung der wesentlichen Unterscheidung der CAD/CAM-Systeme voneinander im Hinblick auf die Passgenauigkeit in der koronalen Region

Tabelle 5.7: Anteil der Kronen mit klinisch akzeptabler Passgenauigkeit in der Randregion (Optimalpassung) in %

9.3 Materialverzeichnis

CAM-base

Spezialmodellmaterial für die opto-elektronische Abtastung

Dentona AG, Dortmund, Deutschland

Diamant 6856.314

abgerundetes konisches Diamant-Präparierinstrument. Grünring. Fig.-Nummer nach ISO: 806.

Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland

Diamant 8856.314

abgerundetes konisches Diamant-Präparierinstrument. Rotring. Fig.-Nummer nach ISO: 806.

Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland

Dreibettmasse

Grafitfreie, phosphatgebundene Einbettmasse für Edelmetalle, Nichtedelmetalle und Presskeramik.

Klasse 4 Dental GmbH, Augsburg, Deutschland

Dubisil

Additionsvernetzendes Vinyl-Polysiloxan für Dublierungen. Endhärte 30 Shore A.

Dreve Dentamid GmbH, Unna, Deutschland

Esthetic-base gold

Spezial-Superhartgips für CAD/CAM und Sägemodelle. Typ 4 nach DIN EN ISO 6873:2000.

Dentona AG, Dortmund, Deutschland

Express 2 Light Body Flow Quick

Vinyl-Polysiloxan Abformmasse. Leichtfließende Konsistenz. Hydrophil.

ANHANG

3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland

Express 2 Ultra-Light Body Flow Quick

Vinyl-Polysiloxan Abformmasse. Leichtfließende Konsistenz. Hydrophil.

3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland

IBM SPSS Statistics 18

Statistische Analysesoftware

SPSS Inc. Headquarters, Chicago, IL 60606, USA

Konsistometer

VEB MLW Prüfgerätewerk Medingen, Freital, Deutschland

Lichtmikroskop

32-fache Vergrößerung: Okular 10X, Objektiv 3,2X

Carl Zeiss, Jena, Deutschland

Mikrotom-Klinge Typ S35

Feather, Japan

Objektmikrometer

Geeichte Messskala mit 100 Teilstrichen pro Millimeter.

Carl Zeiss, Jena, Deutschland

Palapress Vario klar

Prothesenkunststoff

Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland

Pattern Resin LS

Modellierkunststoff

GC America Inc., Alsip, IL 60803, USA

ANHANG

Vi-Comp

Co-Cr-Mo-Aufbrennlegierung

Dentsply Austenal, York, PA, USA

Danksagung

Mein großer Dank gilt meinem Doktorvater Professor Dr. W. B. Freesmeyer, der mir die Durchführung dieser Untersuchung ermöglicht hat.

Besonders unterstützt hat mich Dr. Markus Roggensack, der mir mit seiner Kompetenz und seiner Erfahrung zur Seite gestanden hat. Vielen Dank!

Des Weiteren gilt mein Dank den Firmen DeguDent GmbH, Sirona Dental Systems GmbH, Hint-ELs[®] GmbH und 3M ESPE AG für die freundliche Zusammenarbeit und Unterstützung.

Mein Vater, Dr. Caspar Lachmann, hat mir während meiner Arbeit an der Dissertation in jeder Beziehung den Rücken frei gehalten und zu jeder Zeit zur Seite gestanden. Meine Tante, Professor Dr. Dorothea Kozel-Lachmann, war mit ihrer Unterstützung, mit wertvollen Ratschlägen und steter Geduld immer für mich da. Bei beiden möchte ich mich ganz besonders bedanken.

LEBENS LAUF

Auf die Angaben zum Lebenslauf wurde aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Fassung der Dissertation verzichtet.

Erklärung an Eides statt

Hiermit erkläre ich, Kathrin Lachmann, geboren am 29.05.1968 in Münster, dass ich die hier vorliegende Dissertation mit dem Thema "In-Vitro-Untersuchung zur Passgenauigkeit von Kronen, die mit verschiedenen CAD/CAM-Systemen gefertigt wurden" selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten verwendet habe.

Münster, den 21. Juni 2010