

**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität München
Vorstand: Prof. Dr. R. Hickel**

Marginale Passgenauigkeit CAD/CAM- gefertigter Titan-Kronenkäppchen

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

**vorgelegt von
Julia Halder
aus
München
2003**

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

Berichterstatter: **Prof. Dr. A. Mehl**

Mitberichterstatter: **Priv. Doz. Dr. F. Eckstein**

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

Tag der mündlichen Prüfung: **29. 07. 2003**

Meinen geliebten Eltern
Angelika und Robert Halder
und meinem Großvater Erich Huhle

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	6
2. Literaturübersicht.....	8
2.1 Neue Möglichkeiten durch CAD/CAM-Systeme.....	8
2.2 Titan und Zirkoniumoxid als zahntechnische Werkstoffe	11
2.3 Bedeutung des Randspaltes	14
2.4 Größe des Randspaltes	15
2.5 Definition des Randspaltes	18
2.6 Möglichkeiten der Vermessungstechniken	22
2.6.1 Untersuchung mit der zahnärztlichen Sonde.....	22
2.6.2 Randspaltvermessung mit dem Lichtmikroskop	24
2.6.3 Randspaltvermessung mit dem Rasterelektronenmikroskop	25
3. Material und Methoden.....	27
3.1 Digitalisierung der Kronenstümpfe	27
3.2 Vorbereitung der Gipsmodelle und Kriterien für die Präparationsgrenze .	27
3.3 Auswertung der Vermessung	29
3.4 Fräsgang der Titan-Kronenkäppchen.....	30
3.5 Ausarbeitung der Titan-Kronenkäppchen	30
3.6 Randspaltvermessung	31

4. Ergebnisse	33
4.1 Messdaten für verschiedene Zahntypen	33
4.2 Vollständigkeit der Digitalisierung	35
4.3 Randspaltvermessung	38
5. Diskussion	40
5.1 Messdaten für verschiedene Zahntypen	40
5.2 Vollständigkeit der Digitalisierung	41
5.3 Randspaltvermessung	42
6. Zusammenfassung.....	44
7. Ausblick / Schluss.....	46
8. Literaturverzeichnis.....	47
9. Anhang	57

1. Einleitung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit neuen Möglichkeiten der Herstellung und marginaler Passgenauigkeit von Zahnrestorationen. Diese Thematik ist schon seit vielen Jahren ein Interessenschwerpunkt in der klinischen Zahnmedizin und doch immer noch von höchster Aktualität.

Im Gleichgewicht zwischen Ernährungs- und Mundhygienegewohnheiten der heutigen Weltbevölkerung zeigt sich in einigen Ländern (Skandinavien, Schweiz, USA) in den letzten Jahren ein deutlicher Trend zu gesunderen oralen Verhältnissen. Auch in der Bundesrepublik Deutschland wurden durch Aufklärungsarbeit in Kindergärten und Grundschulen in dieser Hinsicht deutliche Fortschritte erzielt. Dennoch kann von einem Aussterben der Karies noch keine Rede sein.

Alltäglich werden durch Karies hervorgerufene Defekte durch verschiedenste Restaurationen ersetzt. Geringfügig erkrankte Zähne lassen sich durch plastische Füllungen versorgen, wobei aufgrund der Diskussion um Amalgam hierzulande vor allem Komposite, Kompomere und Hybridionomere in den Vordergrund gerückt sind. Ist der Hartsubstanzverlust jedoch zu groß, so genügen die Füllungsmaterialien den Anforderungen nach ausreichender Zahnstabilität, dauerhafter Versorgung und dynamischer Okklusion nicht mehr. Trotz intensiver Anstrengungen in Wissenschaft und Forschung, die Materialeigenschaften ständig zu verbessern, ist der Abrieb plastischer Werkstoffe noch zu hoch, um umfangreiche Defekte dauerhaft zu ersetzen. Außerdem erweist sich die Kauflächengestaltung größerer okklusaler Füllungen im Mund des Patienten oft als sehr schwierig.

Als alternative Behandlungsmethode zur Zahnerhaltung bieten sich Maßnahmen aus dem therapeutischen Repertoire der Prothetik in vielfältiger Weise an. Bei der Herstellung im zahntechnischen Labor können auch Werkstoffe mit optimalen Materialeigenschaften zu qualitativ hochwertigen, prosthetischen Restaurationen verarbeitet werden. Durch die Abdrucknahme der präparierten Zähne und somit Übertragung des Arbeitsfeldes vom Mund des Patienten ins Labor ergibt sich die Möglichkeit, das Werkstück aus jeder beliebigen Richtung einzusehen und zu bearbeiten. Außerdem kann die Verarbeitung von bei Körpertemperatur starren Materialien erfolgen, wie das Gießen von Metalllegierungen und das Pressen oder Sintern und Brennen von Keramik in den dafür entwickelten Geräten. Aufgrund

des intensiven Zeit- und Arbeitsaufwandes und der hohen Kosten für diese Herstellungsprozesse wird weiterhin ständig nach neuen Alternativen gesucht.

Durch die rasante Entwicklung der computerunterstützten Technologien in den letzten Jahren bestehen zusätzlich neue Verfahrensmöglichkeiten wie die dreidimensionale Datenerfassung zahntechnischer Strukturen und deren elektronische Weiterverarbeitung. Mit dieser Technik ist es nun auch möglich, Zahnrestaurierungen auf subtraktive Art und Weise herzustellen. Im Gegensatz zur herkömmlichen Herstellung durch additive Methoden wie das Aufwachsen von Gussrestaurierungen oder Sintern keramischer Massen, wird hierbei das Werkstück aus einem vorgefertigten Block geschliffen.

So können auch Zahnrestaurierungen aus modernen, hochwertigen Materialien wie Titan und Zirkoniumoxid, deren Verarbeitung sich vorher schwierig gestaltete, mit diesen Systemen hergestellt werden.

Für einen rationalen Einsatz im zahntechnischen Labor oder in der Zahnnarztpraxis sind dabei vor allem eine hohe Genauigkeit, ein hoher Automatisierungsgrad, ein fehlerunanfälliger Dauerbetrieb und ein flexibles Einsatzspektrum erstrebenswert.

In der vorliegenden Arbeit soll die Leistungsfähigkeit eines neu entwickelten CAD/CAM-Gerätes anhand der marginalen Passgenauigkeit der damit gefertigten Titan-Kronenkäppchen untersucht werden.

2. Literaturübersicht

2.1 Neue Möglichkeiten durch CAD/CAM-Systeme

Wie eingangs erwähnt, stellen computergesteuerte Methoden in zunehmendem Maße eine vorteilhafte Alternative zu den herkömmlichen Herstellungsverfahren für laborgefertigte Zahnrestaurationen dar. Ständig werden neue Systeme entwickelt, getestet und in den Medien der Fachwelt und der Allgemeinheit vorgestellt. Im folgenden sollen die bisher eingesetzten Methoden, ihre Möglichkeiten und die an sie gestellten Ansprüche erläutert werden.

Für die einzelnen Arbeitsschritte werden verschiedene Techniken angewandt, die sich in Art und Aufbau voneinander unterscheiden. Ihre Vorteile und Nachteile sollen hier anhand der betreffenden Literatur diskutiert werden.

Unter den bestehenden maschinellen Systemen muss zunächst einmal zwischen den analogen und den digitalen differenziert werden. Für die Herstellung von Zahnrestaurationen mit analogen Systemen ist die Anfertigung einer sogenannten Pro-Form aus Wachs oder Kunststoff notwendig. Diese wird dann gleichzeitig abgetastet und durch subtraktives Herausschleifen aus einem industriell vorgefertigten Block des geeigneten Restaurationsmaterials kopiert.

Die digitalen Systeme dagegen benötigen keine Anfertigung einer Pro-Form. Mit ihnen ist es möglich, allein durch Vorgabe des präparierten Zahnes, also des Negativs der gewünschten Form, die Herstellung einer passenden Restauration zu erreichen. Diese verläuft in drei aufeinanderfolgenden Arbeitsschritten (Mehl, 1999):

1. dreidimensionales Digitalisieren der Präparation
2. CAD-Modellation der Restauration und
3. Herstellung der Restauration.

Beim ersten Schritt, dem Digitalisieren, muss wiederum zwischen der direkten Methode am Zahn im Mund des Patienten und der indirekten mittels Abdrucknahme und Modellherstellung unterschieden werden (Siervo et al., 1994). Dabei bedeutet die direkte zwar eine Zeit- und Arbeitsersparnis, es muss jedoch, da die Oberfläche sonst zu stark reflektiert, ein Puder auf den präparierten Zahn aufgetragen werden (Mörmann und Bindl, 2002). Außerdem werden bei der indirekten Methode durch die Möglichkeit der stabilen Fixierung des zu

digitalisierenden Modells Anwender-verursachte Fehler ausgeschlossen (Parsell et al., 2000). In der vergleichenden Untersuchung von Yamaguchi (2000) erbrachten die indirekt hergestellten Restaurationen auch wesentlich geringere Randspaltbreiten als die direkten.

Die dreidimensionale Datenerfassung wird entweder durch die direkte Abtastung mit einem mechanischen Sensor oder durch berührungslose Aufnahme mit einer Kamera als optischem Sensor vorgenommen. Hierbei laufen die optischen den mechanischen inzwischen den Rang ab, da sie wesentlich schneller (Mehl et al., 1996), zuverlässiger (Pelka et al., 1993) und inzwischen auch präziser (Luthardt et al., 2001) arbeiten und dabei unzugänglichere Stellen erreichen.

Der in der vorliegenden Arbeit verwendete optische Scanner wurde speziell für die Abrasionsmessung von Füllungen und Zahnoberflächen entwickelt und erreicht hierbei eine hohe Genauigkeit (Kunzelmann et al., 2001). Beim Vergleich der Messdaten eines vorgefertigten und mit dem CAD-Laserscanner vermessenen Objektes mit denen eines auf dem Computerbildschirm entworfenen Objektes ergaben sich keine signifikanten Unterschiede (Dahlmo et al., 2001). Auch die wiederholten Einzelmessungen ein und des selben Objektes unterschieden sich nicht wesentlich voneinander, was wiederum die Präzision des Gerätes belegt (Denissen et al., 1999). Aufgrund dieser Eigenschaften eignet sich das Gerät auch sehr gut zur Vermessung von Präparationen für die computergesteuerte Herstellung von Zahnersatz (Mehl und Hickel, 1999).

Im Anschluss an das Digitalisieren werden die aufgenommenen Daten bei der CAD-Modellation der Restauration weiterverarbeitet, komprimiert und ergänzt, wobei je nach Programm verschiedene Ansprüche und Möglichkeiten bestehen (Rekow, 1987). Dazu gehören z.B. die Festlegung der Präparationsgrenzen und die Bestimmung der Außenkontur der Restauration (Mehl und Hickel, 1999). Diese Art der Modifizierung aufgenommener Daten ist bei den analogen Methoden nicht möglich und stellt daher ihnen gegenüber einen großen Vorteil dar (Persson et al., 1995). Die größten Unzulänglichkeiten der bestehenden Software-Systeme liegen im Moment bei der Konstruktion der Kaufläche und evtl. sogar Festlegung der Kontaktpunkte der Restauration. Die für die okklusale Form verantwortlichen Parameter müssen auch bei komplexen neu entwickelten Programmen wie z.B. dem des CICERO-Systems noch nachträglich bestimmt und

eingegeben werden (Olthoff et al., 2000). Bis jetzt ist es noch unmöglich eine vollkommen einwandfreie dynamische Kaufläche herzustellen (Szentpetery, 1999). Die Automatisierung wird jedoch durch die Software-Entwicklung immer weiter vorangetrieben. So ist z. B. die manuelle Bedienung des Cerec3-Systems durch vereinfachte okklusale und funktionelle Registrierung bereits auf ein Minimum reduziert worden (Mörmann und Bindl, 2000).

Nach dem vorbereiteten Datenmuster beginnt die Herstellung der Restauration aus einem vorgefertigten Block durch die Schleifeinheit oder neuere Methoden wie Ultraschall, Funkenerosion und jüngst auch Lasersysteme. Einige der neu entwickelten Systeme arbeiten mit der Methode der Funkenerosion, ihre Genauigkeit erreicht jedoch noch nicht diejenige der mechanischen Fräsum (Andersson et al., 1996).

Beim Digitising Computer System (DCS) steuert das CAD/CAM –Programm mit Hilfe der abgespeicherten Messdaten die Fräsmaschine. Das Werkstück wird durch Carbid-Hartmetallfräsen aus einem 5 x 8 cm großen Titanwerkblock herausgearbeitet, wobei Zementspaltbreite und Wandstärke des herzustellenden Kronenkäppchens individuell festgelegt werden können. Dieser elektronisch gesteuerte Vorgang wird auch Computer Numeric Control (CNC) genannt und bietet die Möglichkeit zu im Vergleich zu konventionellen Verfahren erheblich gesteigerter Präzision (Schlegel et al., 1991).

Auch bei diesem Arbeitsschritt kann gegenüber herkömmlichen Methoden der weitgehend automatisierte Produktionsprozess des CAM durch verringerten Arbeitsaufwand und damit Kosteneinsparungen als Vorteil gelten (Stoll und Stachniss, 1990, Russell et al., 1995, Rinke und Hüls, 1996). Eine weitere Möglichkeit zur Rationalisierung bietet die elektronische Übermittlung der Daten vom Ort der Aufnahme zu dem der Herstellung (Persson et al., 1995). Außerdem werden die unter herkömmlichen Herstellungsbedingungen auftretenden Störgrößen wie Gussfehler oder Materialinhomogenitäten ausgeschlossen (Schlegel et al., 1991, Rinke et al., 1994, McLaren, 1997).

Die Untersuchungen verschiedenster Autoren erlauben die Aussage, dass bei der Anwendung dieser Systeme eine mit konventionellen Herstellungsverfahren vergleichbare marginale Passgenauigkeit erzielt werden kann (Nilson et al., 1994, Kawai et al., 1995, McLaren, 1997, Andersson et al., 1998, May et al., 1998,

Razzoog und Lang, 1998, Bindl et al., 1999, Boening et al., 2000, Denissen et al., 2000, Addi et al., 2002). Jahr für Jahr wird die Genauigkeit der Fräseinheiten gesteigert und dadurch die Zementspaltbreite der Restaurationen verringert (Mörmann und Schug, 1997). Auch Langzeiterfahrungen bestätigen die guten Ergebnisse (Oden et al., 1998, Odman und Andersson, 2001).

Präzision und Kantenfestigkeit des Werkstückes hängen dabei, wie Mörmann (1992) feststellte, nicht nur von der Antriebsart des Schleifkörpers (hydraulische Turbine oder Elektromotor), sondern ebenso von dessen Alter und Abrieb ab. Auch die Eigenschaften des zu bearbeitenden Materials, z.B. der Leucitgehalt der verwendeten Keramik, spielt eine entscheidende Rolle für die Passgenauigkeit des gefertigten Werkstückes.

Mit der subtraktiven Methode besteht nun auch die Möglichkeit, Materialien wie Titan und Zirkoniumoxid, die bei der herkömmlichen labortechnischen Verarbeitung oft hohe Qualitätseinbussen erlitten, mit optimierten Werkstoffeigenschaften zu erhalten (Kunzelmann und Hickel, 1990).

2.2 Titan und Zirkoniumoxid als zahntechnische Werkstoffe

Die hervorragenden chemisch/physikalischen und biologischen Eigenschaften von Titan sind schon seit längerer Zeit bekannt. Das Metall wurde vorerst von den Humanmedizinern bevorzugt im Rahmen von Osteosynthese und Gelenkprothetik eingesetzt, während die Zahnmedizin erst Anfang der 70er Jahre begann, sich dieses biologisch unbedenklichen Werkstoffes für enossale Implantate zu bedienen (Schroeder et al., 1988, Wirz, 1992).

Heute geht es darum, auch die auf Implantaten verwendeten Suprastrukturen und andere Restaurationen aus Titan herzustellen. Dank seiner Biokompatibilität ist Titan inzwischen ein universeller Werkstoff in der Zahnmedizin. Weltweit sind keine wissenschaftlich abgestützten Literaturhinweise auf Allergenität oder sonstige Unverträglichkeit von Titan bekannt (Wirz, 1998).

Titan zeigt ein ausgezeichnetes Korrosionsverhalten. Dies ist auf seine augenblickliche Passivierungsfähigkeit zurückzuführen. Man kennt Titan in vier Reinheitsgraden, die sich in ihrem Sauerstoffgehalt unterscheiden. Die Härte des Titans nimmt mit dem Sauerstoffgehalt zu. Titan ist ein sehr reaktives Material, im Kontakt mit Luft, Wasser oder einem Elektrolyten passiviert es innerhalb von

Sekundenbruchteilen, d.h. es bildet eine schützende, elektroisolierende Oxidschicht (Wirz und Steinemann, 1987).

Der Einsatz von Titan in der Zahnmedizin sollte primär die teuren Goldgusslegierungen ersetzen. Seine Reaktivität, sein hoher Schmelzpunkt und die Ausbildung der α -Case waren jedoch ursprünglich Hindernisse für den Titanguss, bei dem dadurch anfänglich Probleme wie spröde Ränder und mangelnde Passgenauigkeit auftraten. Alternative Herstellungsverfahren, wie CAD/CAM oder Funkenerosion wurden in der Zwischenzeit weiterentwickelt, ließen sich aber vorerst im gewerblichen Labor noch nicht kommerziell einsetzen (Jungo, 1994). Die Passgenauigkeit der computergesteuert hergestellten Titankronen wird als zufriedenstellend, größtenteils sogar hervorragend beschrieben (Karlsson, 1993, Valderrama et al., 1995, Besimo et al., 1997). Auch Langzeiterfahrungen bestätigen die guten Ergebnisse (Bergman et al., 1999, Lovgren et al., 2000).

Inzwischen hat jedoch auch der Titanguss mit modernen Einbettmassen und optimierten Gussystemen seinen Durchbruch erzielt (Wirz et al., 1994). Auch, wenn die marginale Passgenauigkeit noch nicht ganz den Standard herkömmlicher Goldrestaurierungen erreicht, rechtfertigen die Ergebnisse der neuesten Untersuchungen die Verwendung von Titan als Alternative zu Goldlegierungen für Zahnrestaurierungen (Wolf et al., 1998). Außerdem ist nun, während es vor einigen Jahren noch unmöglich schien, Titan keramisch zu verblenden, durch die Einführung niedrigschmelzender Keramikmassen mit erhöhter Haftung auf der Titanoberfläche eine ausgezeichnete Ästhetik für VMKs erreichbar.

In der Vergangenheit existierten für die Politur von Titan kaum Verarbeitungshinweise und Bearbeitungsmittel, so dass die raue Oberfläche von Titanwerkstücken in der Mundhöhle evtl. eine vermehrte Zahnstein- und Plaqueablagerung fördern konnte. Speziell auf die Titanpolitur ausgerichtete Poliersets erlauben es nun, Titanoberflächen so zu polieren, dass sie einem Vergleich mit Edelmetall-Legierungen mühelos standhalten können (Bischoff, 1997).

Mit Titan als zahnärztlichem Werkstoff ist es heute möglich, beinahe alle Rekonstruktionen durchzuführen. Unterschiedliche Herstellungstechniken lassen sowohl Zahnärzten wie Zahntechnikern immer noch einen weiten individuellen Spielraum. Es darf als gesichert gelten, dass Titan zunehmend herkömmliche

Werkstoffe verdrängen wird und damit der Forderung nach Vereinfachung auf dem Legierungssektor Vorschub leistet (Jungo, 1994).

Auch Zirkoniumoxid besitzt hervorragende Werkstoffeigenschaften. Seine Bruchfestigkeit ist höher als die aller bisher getesteten Dentalkeramikmaterialien (Kappert et al., 1995) und die Biegefesteitgkeit übertrifft sogar diejenige von unlegiertem Stahl (Minamizato, 1990, Apholt et al., 2001). Auch das hohe Elastizitätsmodul stellt eine günstige Voraussetzung für zahnmedizinische Indikationen dar (Schweiger, 1998). Bezuglich seines Ermüdungsverhaltens wird berichtet, dass die Dauerfestigkeit von Zirkonoxid die Werte von glasfiltrierter Keramik um das Dreifache übertraf (Geis-Gerstorfer und Fässler, 1999).

Für die labortechnische Verarbeitung zu individuell hergestellten Rekonstruktionen durch herkömmliche Sinter- und Presstechniken ist die Zirkonoxidkeramik jedoch aufgrund ihrer hohen thermischen Schrumpfung ungeeignet (Hahn et al., 1996, Luthardt et al., 1998). Aufgrund dessen bietet sich Zirkoniumoxid wie auch Titan besonders zur Verarbeitung im CAD/CAM-Verfahren an (Graber und Besimo, 1994, Luthardt und Musil, 1997). Außerdem ist die industriell vorbereitete Keramik der Rohlinge insgesamt in ihrer Struktur zuverlässiger als die laborgefertigte (Rinke und Hüls, 1996), obwohl der CAD/CAM-Vorgang Oberflächenfehler begünstigt, die diese Eigenschaft gegenteilig beeinflussen (Tinschert et al., 1999).

Nicht nur die mechanischen, sondern auch die biologischen Eigenschaften von Zirkoniumoxid sind sehr günstig für die Herstellung von festsitzendem Zahnersatz. Zwischen der metallfreien Substanz und dem Befestigungszement entstehen keine negativen Wechselwirkungen und auch nach dem Einsetzen bilden sich keine Korrosionsprodukte (Ahmad, 1999).

Wegen seiner außerordentlichen Biokompatibilität und seiner zusätzlichen Radioopazität wird Zirkoniumoxid auch sehr gerne als Material für zahnärztliche Implantate verwendet (Nagai et al., 1982, Garvie et al., 1984, Akagawa et al., 1993). Es ist bei Körpertemperatur stabil und ruft keinerlei Abwehrreaktionen im biologischen Gewebe hervor (Ichikawa et al., 1992).

Außerdem kann die Farbe des Zirkoniumoxids derjenigen der Zahnhartsubstanz sehr ähnlich gestaltet werden und ist damit besonders geeignet für ästhetische Restaurationen. Diese Eigenschaft und die Radioopazität machen das

Zirkoniumoxid auch als Material für Stiftaufbauten - vor allem für pulpengeschädigte Zähne im Frontzahnbereich (Meyeberg et al., 1995, Fischer et al., 1998) - und für Distanzhülsen (Zitzmann und Schärer, 1997, Wlochowitz et al., 1998) zu einer neuen, hochwertigen Alternative. Diese können im Anschluss mit vollkeramischen Kronen versorgt werden, ohne dass ästhetische Einbussen wie das Durchscheinen metallischer Materialien in Kauf genommen werden müssen (Zalkind und Hochman, 1998). Trotz der für Hochleistungskeramiken typischen dichten Sinterung weisen die Zirkonoxidgerüste eine genügend hohe Transluzenz auf, um einen harmonischen Übergang von der Rekonstruktion zum Zahn zu ermöglichen (Sturzenegger et al., 2000).

All diese Faktoren bilden eine optimale Ausgangslage, um mit CAD/CAM-Systemen ästhetisch und materialtechnisch hochwertige Resultate zu erzielen.

2.3 Bedeutung des Randspaltes

Der Einsatz des Computers in der Zahnmedizin erfordert in jedem Fall eine logische und analytische Durchleuchtung aller Maßnahmen, die dieser ersetzen oder unterstützen helfen soll (Heners, 1998). In der vorliegenden Arbeit soll die Leistungsfähigkeit eines neu entwickelten CAD/CAM- Systems anhand der Qualität der hergestellten Restaurationen beurteilt werden.

Dabei stellt sich zunächst die Frage, was überhaupt Qualität ausmacht. Masing (1988) definiert Qualität als Beschaffenheit einer Einheit bezüglich ihrer Eignung, eine festgelegte Qualitätsforderung zu erfüllen. Um diese zu gewährleisten müssen zuerst einmal die Qualitätsziele bestimmt und die Qualitätsforderungen festgelegt werden (Walther, 1995).

Sowohl die Arbeitsgruppe "Qualitätssicherung in der Zahnmedizin" (1988) als auch die Mehrzahl anderer Autoren, welche die Qualität von Zahnrestaurationen untersuchen, stellen den Randschluss als Kriterium zur Qualitätsbeurteilung an erste Stelle vor Approximalraum, Okklusion, Ästhetik und technische Ausführung. Dabei werden verschiedene Anforderungen an den zervikalen Bereich der Krone gestellt.

Schon Hoffmann und Laufer (1960) halten fest, dass der Zahnersatz trotz seiner Fremdkörpernatur sich in der Weise in das Kausystem einfügen muss, dass die lebenden Gewebe nicht mit Veränderungen, sondern mit Anpassungsvorgängen

reagieren.

Rehberg (1971) versteht unter Randschluss das enge Anliegen, den möglichst nahtlosen Übergang des Kronenrandes in die angrenzende äußere Schmelz- oder Zementgrenze.

Marxkors (1985) gibt speziell für den Randschluss eine sehr präzise Beschreibung: Der Übergang Metall-Zahnhartsubstanz soll möglichst spaltfrei sein, die berührenden Flächen von Metall und Zahnhartsubstanz müssen kongruent sein, und der Metallrand darf keinen Überhang aufweisen (Balkoneffekt) und nicht schartig sein.

Keyf und Anil (1994) betonen neben marginaler Passgenauigkeit und Kontur auch die Notwendigkeit einer einwandfreien Politur des Kronenrandes, um die Gesundheit des anliegenden Zahnfleischsaumes zu erhalten.

Generell besteht Einigkeit darüber, dass der Randspalt möglichst klein sein sollte, um eine gute Ästhetik, parodontale Gesundheit und Langlebigkeit der Restauration zu gewährleisten (Sheets, 1999). Ein ungenügender Kronenrand stellt eine Prädilektionsstelle für vermehrte Plaqueakkumulation dar und kann damit eine Gingivitis initiieren oder sogar zur Parodontitis mit Attachmentverlust führen. Fuhr et al. (1971) weisen in klinischen Nachuntersuchungen festsitzenden Zahnersatzes entzündliche und retraktive Gingivaveränderungen durch abstehende Kronenränder nach. Kerschbaum und Voss (1981) bezeichnen die negative Wirkung von Randschlussmängeln als statistisch gesichert.

Ebenso ist allgemein anerkannt, dass das Risiko einer Sekundärkaries bei Vergrößerung des Randspaltes steigt (Guertsen, 1990, Roulet, 1994). Wesentlich unterscheiden sich jedoch die Auffassungen der einzelnen Autoren über die zulässige Größe des Randspaltes, bis zu welcher die Vermeidung einer Prädilektionsstelle für Karies und Gingivitis gegeben ist.

2.4 Größe des Randspaltes

Um die Qualität des Kronenrandes beurteilen zu können, benötigt man gewisse Kriterien und Standards, mit denen verglichen werden kann (Heners, 1991). Den idealen Randschluss mit nahtlosem Übergang zwischen Krone und Zahn gibt es wohl nicht, wie Sternberg und Marshall (1976) treffend formulierten: "The best crown margin cannot duplicate unprepared tooth structure". Es gibt jedoch nach

dem heutigen Stand der Wissenschaft auch keine definitive Antwort auf die Frage, welche Spaltbreiten bei ausreichender Mundhygiene und Zugänglichkeit toleriert werden können. Biologische Toleranzgrenzen für marginale Diskrepanzen sind nahezu unbekannt (Guertsen, 1990). Als gesichert kann lediglich gelten, dass bei einer Spaltbreite unter 50 µm keine Randkaries auftritt (Jorgensen und Wakumoto, 1968).

Ein gewisser Randspalt wird und muss sogar immer vorhanden sein, da zum Beispiel für die Befestigung von Metallrestaurationen ein Spalt zwischen Krone und Stumpf in Zementkorngröße erforderlich ist (Einfeldt, 1969). Bei der inzwischen sehr beliebten adhäsiven Befestigung von metallfreien Zahnrestaurationen soll der Randspalt idealerweise durch das Befestigungsmaterial dauerhaft verschlossen werden. Durch die starke Schrumpfung der lichthärtenden Adhäsive ergeben sich jedoch neuesten Untersuchungen zufolge Randspaltbreiten, die wiederum mehr von der ursprünglichen Passgenauigkeit als von den Eigenschaften des Befestigungsmaterials abhängig sind (Irie, 2002).

Zur Frage, welche Randschlussgenauigkeiten labortechnisch und klinisch erreichbar sind, differieren die Meinungen von Autor zu Autor erheblich. Die von Rehberg (1971) geforderten 20 µm gelten als Optimum dessen, was durch zahnärztliche Arbeit erreicht werden kann. Dieser Wert wird von Erpenstein und Diedrich (1977), Sassen (1978) und Kerschbaum und Voss (1981) im Laborexperiment erreicht, sie alle halten jedoch 50 - 60 µm für klinisch noch ideal. Der Grossteil der Autoren orientiert sich im allgemeinen an dem von Dreyer-Jorgensen (1958) geforderten Wert von 50 µm. Dreyer-Jorgensen weist aber darauf hin, dass diese Grenze von 50 µm als metrischer Ausdruck dessen, dass ein Spalt zwischen Restaurationsrand und Zahn sowohl mit dem bloßen Auge als auch mit der zahnärztlichen Sonde nicht mehr festzustellen ist, bei einigen Klinikern noch niedriger, nämlich bei ungefähr 20 µm liegt. So erreichen Calesini et al. (2000) in seiner neuesten Untersuchung sogar durchschnittliche Randspaltbreiten von nur 16 µm. Lehmann und Krauth (1984) beweisen, dass schon Studenten der vorklinischen Kurse in der Lage sind, Kronen mit Randspalten weit unter 50 µm herzustellen.

Meiners (1985) zeigt jedoch, dass Diskrepanzen unter 50 µm nicht einmal unter Laborbedingungen mit zufriedenstellender Sicherheit, d.h. mit großer

Wahrscheinlichkeit, realisiert werden können. Er führt das Vorkommen wesentlich größerer Werte auf die besonderen geometrischen Bedingungen der konischen Präparation zurück und weist auf das Risiko einer großen okklusalen Verschiebung geringfügig zu kleiner Kronen hin. Dieser Effekt macht sich auch beim Zementieren bemerkbar.

Dreyer-Jorgensen (1958) begründet die 50-µm-Toleranzgrenze damit, dass bei Diskrepanzen unter 50 µm sicher Sekundärkaries vermieden wird. Jedoch das Fehlen eines Nachweises für den Umkehrschluss, dass notwendigerweise bei Spaltbreiten über 50 µm Randkaries entsteht, und die Ergebnisse eigener Untersuchungen veranlassten Meiners (1986), diese Toleranzgrenze als unrealistisch zu bezeichnen.

Diedrich und Erpenstein (1985) fanden bei rasterelektronenmikroskopischen Randspaltenanalysen an in vivo eingegliederten Stufenkronen und Inlays an keinem ihrer Präparate eine Randkaries. Vielmehr ist noch nicht gesichert, welche Spaltbreiten bei ausreichender Mundhygiene und Zugänglichkeit toleriert werden können.

Dieser Standpunkt findet Berechtigung in den Ergebnissen der Studien von Düsterhus (1980), Spiekermann (1986) und Donath und Roth (1987). Düsterhus (1980) konnte nachweisen, dass die angestrebte Randspaltbreite von 20 - 50 µm in praxi nicht erreicht wurde. Spiekermann (1986) fand in seiner Untersuchung an 142 extrahierten Zähnen sogar Spalten zwischen 50 und 1425 µm. Und Donath und Roth (1987) maßen in ihrer histologisch - morphometrischen Studie an 115 Kronen Ungenauigkeiten von durchschnittlich mehr als 600 µm.

So scheint es doch Berechtigung zu haben, dass Marxkors (1988) eine Genauigkeit von einem zehnfachen des von Rehberg geforderten Wertes, nämlich 200 µm, als klinisch wünschenswert bezeichnet. Auch Körber und Lenz (1968) akzeptieren noch "Mikrospalten und -stufen" bis zu 200 µm, ja halten diese für unvermeidlich, bedingt durch die Kronenranddicke.

Speziell bei den Untersuchungen der Randspaltbreiten neuartiger computergestützter Herstellungsmethoden ist festzustellen, dass die Ergebnisse für die unterschiedlichen Systeme zwar stark variieren, die Maßstäbe für die Ergebnisqualität sich jedoch an denjenigen für herkömmliche Methoden orientieren. So beurteilen Groten et al. (1997) die Randspalten kopiergefräster vollkeramischer InCeram-Kronen von 20 - 25 µm als klinisch akzeptabel.

McLaren (1997) untersucht ebenfalls InCeram-Kronen und erhält Randspaltbreiten von durchschnittlich 50 µm, die er wiederum als akzeptabel einstuft. Kawai et al. (1995) befinden noch Randspalten bis zu 100 µm als zufriedenstellend, und Rinke et al. (1994) akzeptieren sogar die höchste gemessene Randspaltbreite von 275 µm. Die Toleranzgrenzen schwanken also zwischen ähnlichen Werten wie jene für Gussrestaurationen.

2.5 Definition des Randspaltes

Schon seit Jahrzehnten ist die Randschlussgenauigkeit von Kronenrändern als Gegenstand zahlreicher Veröffentlichungen ausgiebig untersucht worden. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen differieren, wie bereits festgestellt, teilweise stark. Solch unterschiedliche Messwerte können jedoch auch durch unterschiedliche Methoden der Vermessung bedingt sein (Wöstmann, 1991).

Daher liegt es nahe, verschiedene, üblicherweise benutzte Messverfahren genauer zu untersuchen. Dabei muss besondere Aufmerksamkeit dem entgegengebracht werden, was eigentlich mit der entsprechenden Methode gemessen wird bzw. mit ihr gemessen werden kann.

Von ebensolcher Wichtigkeit ist dabei die Überlegung, welche Messstrecke in Abhängigkeit von der Präparationsart und der Dimensionierung (korrekte bzw. Über- oder Unterdimensionierung) des Gussobjektes andererseits gewählt wird, um sinnvolle Aussagen hinsichtlich marginaler Diskrepanzen treffen zu können (Roulet, 1994).

Dieser Gesichtspunkt wurde bisher nur von wenigen Autoren berücksichtigt oder gar näher untersucht.

So stellten Holmes et al. (1989) fest: "The reference points for measurements and the descriptive terminology defining fit vary considerably among investigators. Often the same term is used to refer to different measurements, or different terms are used to the same measurement. This is a constant source of confusion in reporting and comparing studies."

Donath und Roth (1987) kamen zu einem ähnlichen Ergebnis: "Die Analyse der vorliegenden Arbeiten lässt den Schluss zu, dass es zwar vielfältige Überlegungen und Untersuchungen über den Randschluss von Kronen gibt, objektivierbare Messverfahren für Nachuntersuchungen seither aber nicht zur Verfügung

standen."

Und bezüglich der zu messenden Distanzen äußerten sich Hunter A.J. und Hunter A.R. (1990) folgendermaßen: "At present there is no universally accepted basis for classifying margin designs, and many texts avoid verbal definitions in favor of illustrations."

Die Konsequenz ist, dass man bei allen Bemühungen, ein geeignetes Messverfahren zu finden, sich von Anfang an über die Geometrie des Randspaltes und damit über die potentiellen Referenzpunkte einer Messung im klaren sein muss. Nur so ist es möglich für verschiedene Untersucher reproduzierbare Distanzen und dadurch vergleichbare Messwerte zu erhalten.

In diesem Sinne forderten Holmes et al. (1989): "The results of such studies can only be interpreted relative to the specific method used to measure misfit. Although standardisation of misfit measurement is probably not possible, clarification of terminology is necessary for consistency."

Unter den in der Literatur zu findenden Versuchen, eine einheitliche Nomenklatur und Topographie für die Messstrecken im zervikalen Kronenbereich festzusetzen, sind diejenigen von Donath und Roth (1987) und von Holmes et al. (1989) besonders hervorzuheben.

Donath und Roth bedienten sich 1987 in ihrer histologisch-morphometrischen Studie zur Bestimmung des Randschlusses von Einzel- und Pfeilerzahnkronen der fünf folgend bezeichneten Kriterien (siehe Abbildung 1):

1. Passgenauigkeit - für die Distanz von der Präparationsgrenze zur Innenfläche des zervikalen Kronenrandes
2. Zementspaltbreite - für die Strecke im 90°-Winkel von der präparierten Zahnoberfläche zur Kroneninnenfläche in unmittelbarer Nähe zur Präparationsgrenze
3. vertikaler Randschluss - für die Strecke parallel zur Zahnachse von der Präparationsgrenze zum zervikalen Kronenrand
4. Stufenbildung - für die Strecke vom zervikalen Kronenrand zur Zahnachse, gemessen im rechten Winkel zur Zahnachse
5. Lage des Kronenrandes - für die Strecke vom zervikalen Kronenrand zur Interdentalpapille

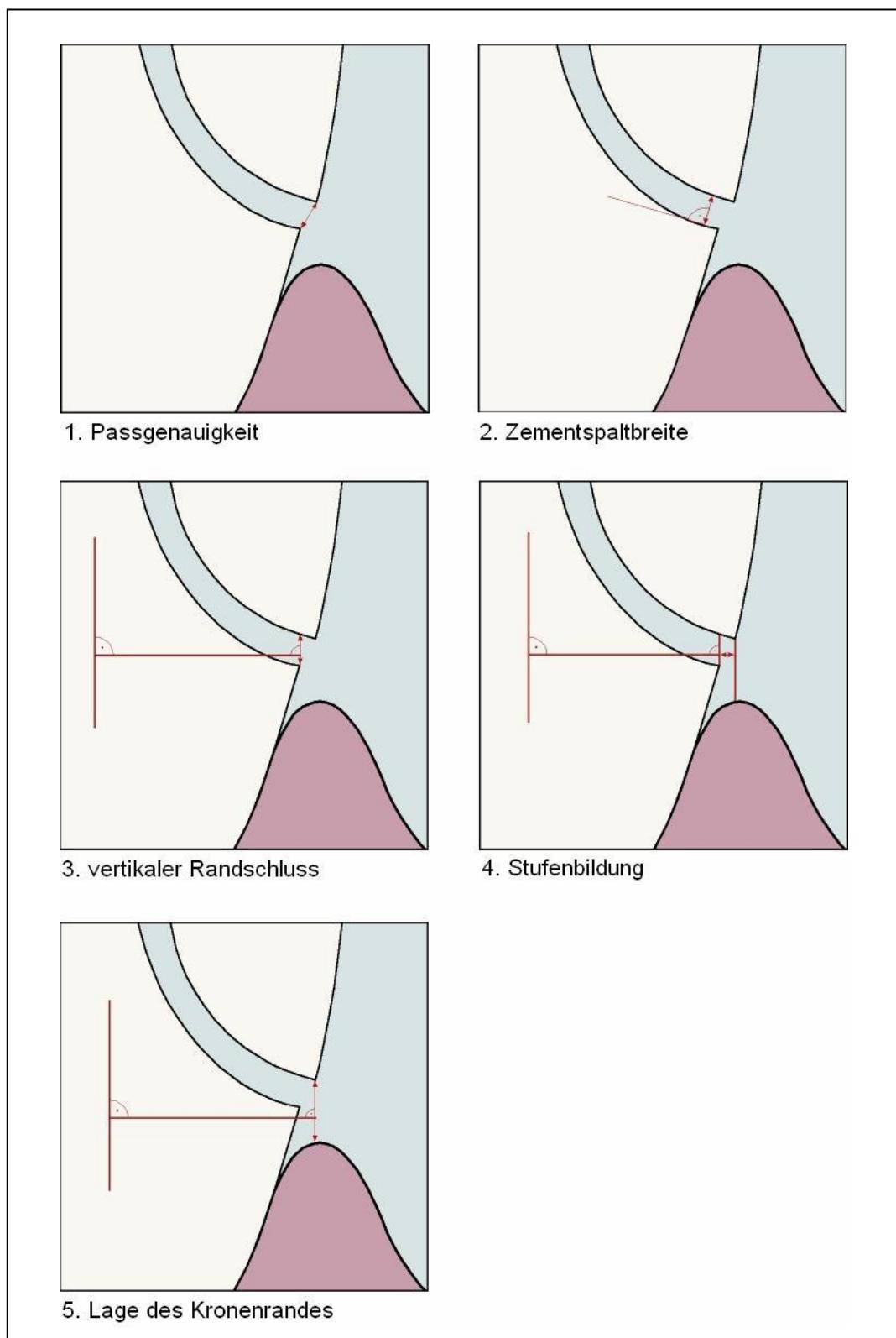


Abbildung 1: Kriterien zur Randschlussbestimmung

Die so definierten Strecken wurden an extrahierten Zähnen unter dem Mikroskop vermessen. An festeingesetzten Zahnrestorationen im Mund des Patienten können die beschriebenen geometrischen Bestimmungen natürlich nicht vorgenommen werden, da die Randspalten aufgrund ihrer Lokalisation nicht zugänglich genug sind. Unter klinischen Bedingungen sind reproduzierbare Messungen daher nicht möglich (Heners und Walther, 2000).

Ähnlich verhält es sich bei den Untersuchungen von Holmes et al., die ebenfalls nicht durch klinische Versuche belegt wurden. Holmes benennt 1989 sogar acht verschiedene Messstrecken am marginalen Kronenrand:

1. internal gap - für die senkrecht gemessene Distanz von der Kroneninnenfläche auf die Oberfläche des präparierten Zahnes
2. marginal gap - für dieselbe Strecke in unmittelbarer Nähe zur Präparationsgrenze
3. overextended margin - für den senkrechten Abstand vom marginalen Spalt bis zum Kronenrand
4. underextended margin - für den senkrechten Abstand vom marginalen Spalt bis zur Präparationsgrenze
5. vertical marginal discrepancy - für die senkrechte, parallel zur Einschubrichtung gemessene, marginale Diskrepanz zwischen Präparationsgrenze und Kronenrand
6. horizontal marginal discrepancy - für die marginale Distanz zwischen Kronenrand und Präparationsgrenze in horizontaler senkrecht zur Einschubrichtung gemessener Richtung
7. absolute marginal discrepancy - für die direkte Verbindung von Präparationsgrenze und Kronenrand
8. seating discrepancy - für ein Passungsdefizit, das senkrecht mit der Einschubrichtung zwischen zwei Referenzpunkten auf der Außenseite von Krone und Zahn ermittelt wird.

Diese sehr differenzierten Definitionen von Spalt und Kontur wurden auch von Kerschbaum et al. (1990) als brauchbar eingestuft.

2.6 Möglichkeiten der Vermessungstechniken

In der Literatur ist eine Vielzahl unterschiedlichster Methoden zur Randschlussbestimmung untersucht worden. Die Vielfalt der Methoden hat ihre Ursache in der unterschiedlichen Art der Reproduktion der Messstrecken. Einige Untersucher messen die Distanzen direkt am Objekt, z.B. am überkronten Zahn, andere an Replikas, die ein Modell der Situation im Mund darstellen. Wieder andere versuchen, die Randspalten röntgenologisch oder phototechnisch zu reproduzieren (Taylor und Lynch, 2000).

Die am häufigsten verwendeten Grundtypen der eigentlichen Messung sind die zahnärztliche Sonde, das Lichtmikroskop und das Rasterelektronenmikroskop. Diese drei Untersuchungsmethoden sollen nachfolgend kurz skizziert werden.

2.6.1 Untersuchung mit der zahnärztlichen Sonde

Für die klinische Routineuntersuchung direkt am Patienten ist die zahnärztliche Sonde ein obligatorisches Instrument. Zur Kontrolle der Passgenauigkeit zahnärztlicher Restaurationen ist es üblich, den Übergang zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial mit der Sonde zu prüfen. Man versucht dabei sowohl einen Spalt zwischen Zahn und Werkstoff auszuschließen als auch Aufschluss über Konturfehler wie Überschuss, Unterschuss oder sog. Stufenbildung zwischen Zahn und Restaurationsmaterial zu erhalten (Kerschbaum et al., 1990). Die Beurteilung des zervikalen Kronenbereichs mittels zahnärztlicher Sonde stellt ein recht einfaches Verfahren dar, mit dem es dem Untersucher möglich ist, in kurzer Zeit eine qualitative Aussage über den Kronenrand zu treffen. Folgt man bei der Messung den Vorschlägen von Rehberg (1971), so ist der Bereich der Demarkation Restauration - Zahn mit einer spitzen zahnärztlichen Sonde rechtwinklig zu sondieren. Wenn die Sonde beim Überstreichen dieses Bereiches hängen bleibt oder ein Klicken hörbar ist, so ist die Stelle als sondierbar zu notieren. Ist dies nicht der Fall, so wird der Randschluss als klinisch gut betrachtet. Dieser Methode bedienten sich z.B. Presern und Strub (1983) in einer Nachuntersuchung der Randspalten von Goldgussfüllungen.

Da dieses Plus-Minus-Raster nur eine rein qualitative Aussage über den

Kronenrand zulässt, verwendete Nowak et al. (1984) beim Sondieren den sogenannten Sp-Index nach Hunkirchen, der den Randschluss in folgende vier Kategorien einteilt:

1. Sp0 - für keinen messbaren Spalt
2. Sp1 - für einen leichten Spalt
3. Sp2 - für einen deutlichen Spalt
4. Sp3 - für einen groben Spalt

Doch konnten mit diesem semiquantitativen Verfahren laut Dünninger et al. (1991) ohne vorausgegangenes Messtraining der Untersucher keine aussagekräftigen, reproduzierbaren Messwerte ermittelt werden.

Marxkors (1988) entwickelte in Zusammenarbeit mit der Firma Aesculap fünf Messsonden, deren Arbeitsenden Spitzendurchmesser von 0,1, 0,2, 0,3, 0,4 und 0,5 mm aufweisen. Um die Erreichbarkeit des Approximalraumes zu verbessern, wurde den Arbeitsenden der Sonden die Form von Häkchensonden gegeben. Beim Messvorgang mit den Marxkors-Sonden weist die Sonde mit dem stärksten Arbeitsende, die sich gerade noch ohne Gewalt in den Spalt einbringen lässt, auf eine Diskrepanz hin, deren Größe zwischen derjenigen besagter Sonde und derjenigen der nächstgrößeren anzusiedeln ist.

Kerschbaum et al. gingen 1990 unter simulierten klinischen Bedingungen am Phantomkopf der Frage nach, ob sich eine Qualitätskontrolle allein unter Zuhilfenahme der zahnärztlichen Sonde mit Aussicht auf Erfolg praktizieren lässt. Mitarbeiter der Universitätsklinik wurden aufgefordert, mittels Spiegel und Sonde Randspaltbefunde zu eruieren. Hierbei entsprachen lediglich 50 % der gemessenen Werte den wirklichen Befunden.

Wöstmann (1991) ermittelte die Randspaltbreiten von Kronen zuerst auf zur Extraktion anstehenden Zähnen mittels dieser Marxkorssonden und nach der erfolgten Extraktion noch einmal zur Kontrolle mit dem Lichtmikroskop. Die vergleichende Untersuchung ergab, dass die durch die Sondenmessung ermittelten Werte weit unter den mit dem Lichtmikroskop gemessenen lagen. Die Marxkors-Sonden erbrachten in 98,4 % der Fälle zu kleine Werte und verfälschen damit das Ergebnis klinischer Untersuchungen von Randspalten in positiver Richtung.

Diese Ergebnisse machen die Schwierigkeit deutlich, mechanische Parameter

unter klinischen Bedingungen überhaupt reproduzierbar zu messen (Heners, 2000). Die Überprüfung des Kronenrandes mit der zahnärztlichen Sonde ergibt daher höchstens Anhaltspunkte über dessen Qualität.

2.6.2 Randspaltvermessung mit dem Lichtmikroskop

Für die Beurteilung des Kronenrandspaltes mittels Lichtmikroskop muss der eigentliche Messvorgang grundsätzlich eine In-Vitro-Untersuchung sein, da es nur außerhalb der Mundhöhle möglich ist, den Randspalt korrekt unter dem Mikroskop zu platzieren (Taylor und Lynch, 2000). Die einzige bekannte Methode, Randpalten eingegliederter Restaurationen mit dem Lichtmikroskop zu beurteilen, ist die Abdrucknahme mit dünnfließender Silikonmasse (Albert, 1971). In der vorliegenden Arbeit wurden die Kronenkäppchen nicht zur Eingliederung am Patienten, sondern rein zu Studienzwecken hergestellt. So konnten sie jederzeit auf den Sägestümpfen der Meistermodelle vermessen werden.

Der Zahn oder Stumpf mit der aufgepassten Restauration kann unter dem Mikroskop entweder in gesägtem oder in ungesägtem Zustand betrachtet werden. Wird das Objekt vor der Vermessung gesägt, so sind am Schnitt alle potentiellen Messpunkte einwandfrei zu erkennen und die zu vermessende Strecke bzw. der Randspalt lässt sich somit einfacher parallel zum Messtisch einstellen. Jedoch sind bedingt durch den Schnitt nur zwei Punkte des zervikalen Kronenumfangs zu beurteilen (Lehmann und Krauth, 1984, Spiekermann, 1986). Außerdem ist der Aufwand des Sägens enorm und steht für die Vermessung ausgearbeiteter Kronenränder, die nicht überdimensioniert, also optisch gut zu erfassen sind, in keiner entscheidenden Relation zur Optimierung der Ergebnisse (Wöstmann, 1991).

Bei der Vermessung ohne vorheriges Sägen dagegen besteht das Problem, das Objekt so unter dem Mikroskop zu fixieren, dass die eigentliche Messstrecke im Lichtmikroskop zu betrachten ist, andererseits aber auch parallel zum Messtisch verläuft, da nur so der Betrachtungswinkel eine korrekte Messung zulässt. Dafür lassen sich beliebig viele Messpunkte am gesamten Umfang des Kronenrandes bestimmen und auswerten, und der Arbeitsaufwand für das Sägen entfällt. Der Kronenrand muss jedoch immer so gestaltet sein, dass für jede Messstrecke

jeweils ein Punkt der Präparationsgrenze und gleichzeitig der gegenüberliegende Punkt auf dem Kronenrand aus der senkrechten Aufsicht erkennbar sind (Donath und Roth, 1987).

2.6.3 Randspaltvermessung mit dem Rasterelektronenmikroskop

Mit der elektronenmikroskopischen Methode erreicht man ein um mehrere Zehnerpotenzen höheres Auflösungsvermögen als mit der lichtmikroskopischen, und Oberflächenstrukturen lassen sich hervorragend darstellen. Aus diesen Tatsachen ergibt sich jedoch kein wesentlicher Vorteil gegenüber dem Lichtmikroskop, da auch dessen Auflösungs- und Darstellungsvermögen im relevanten Messbereich völlig ausreichend für die Beurteilung von Kronenrandspalten ist. Die Genauigkeit des REM bei der Untersuchung von Kronenrandspalten entspricht derjenigen des Lichtmikroskops, die Anwenderbedingte Abweichung des Ergebnisses liegt sogar noch etwas höher (Groten et al., 1997).

Das elektronenmikroskopische Verfahren ist aufgrund des erheblichen Aufwandes für routinemäßige Untersuchungen nicht sonderlich geeignet. In den in der Literatur zu findenden wissenschaftlichen Untersuchungen wird sie jedoch häufig angewendet. Auch hier stehen - wie bei der lichtmikroskopischen Vermessung - verschiedene Methoden für die Reproduzierbarkeit der Randspalte zur Verfügung (Taylor und Lynch, 2000).

Ferrari et al. (1994) verglich die Randspaltvermessung mittels Abdrucknahme und die Querschnittsmethode unter dem REM miteinander, wobei die Ergebnisse dieser sich nicht wesentlich voneinander unterschieden. Die Vermessung ohne vorheriges Sägen des Stumpfes jedoch bietet wiederum die Möglichkeit, den Randspalt an beliebig vielen Stellen der Restaurationsgrenze zu beurteilen. So vermassen Böttger et al. (1988) bei ihrer vergleichenden Untersuchung verblendeter und unverblendeter Metallkronen und Glaskeramikkronen die Randspalten auf ungesägten Stümpfen alle 100 µm rasterelektronenmikroskopisch. Besimo et al. (1997) nahmen mit dem Rasterelektronenmikroskop 1475 Einzelmessungen an den Randspalten von zehn mit der CAD/CAM-Technik hergestellten Titangerüsten vor. Und Calesini et al.

(2000) beurteilten ebenfalls die Randspalten von 10 Restaurierungen durch 3564 Einzelmessungen bei 300-facher Vergrößerung, wobei jede einzelne Messstelle mehrfach aus verschiedenen Richtungen aufgenommen wurde und im Anschluss mit einem Computer-Analysator kalibriert werden konnte.

3. Material und Methoden

3.1 Digitalisierung der Kronenstümpfe

Das in der vorliegenden Untersuchung verwendete 3D-Scan-System (Prototyp Preciscan) arbeitet mit der berührungsfreien Laserabtastung zur Vermessung von Einzelstümpfen und gesamten Sägestumpfmodellen. Ursprünglich wurde dieser optische Scanner für die Abrasionsmessung von Füllungen und Zahnoberflächen entwickelt (Mehl et al., 1997). Die dafür notwendige sehrhohe Genauigkeit ist auch bei der Vermessung von Präparationen für computergefertigte Zahnrestaurierungen von Vorteil.

Dabei werden die vorbereiteten Stümpfe in rotierbaren einzelnen Töpfen auf dem Verschiebetisch in Einschubrichtung und festgelegter Höhe mit Knetmasse fixiert (siehe Abbildung 2). Über diese wird nun der Spot einer Halbleiter-Laserdiode projiziert, der über eine spezielle Linienoptik in eine Lichtlinie umgewandelt wird. Das resultierende Profil wird unter dem Triangulationswinkel mit der Kamera aufgenommen und auf einen CCD-Chip abgebildet. Die Information des Höhenunterschiedes liegt dabei in dem seitlichen Versatz der einzelnen Oberflächenpunkte. Durch die Auswertung der Anordnung der Pixel auf dem CCD-Chip lässt sich das Höhenprofil ermitteln. Durch schrittweises Verfahren des Verschiebetischs und Rotation der Aufsätze kann nun die gesamte Oberfläche Lichtlinie für Lichtlinie abgetastet und über den 3D-Sensor aufgenommen werden.

3.2 Vorbereitung der Gipsmodelle und Kriterien für die Präparationsgrenze

In der vorliegenden Untersuchung wurde das CAD/CAM-System für die Herstellung von Titan-Kronenkäppchen als Gerüste für Einzelzahnrestaurierungen getestet. Dafür wurden 50 Sägestumpfmodelle aus verschiedenen zahntechnischen Labors gesammelt, die insgesamt 112 präparierte Kronenstümpfe enthielten. Die darauf angefertigten Restaurierungen waren zu diesem Zeitpunkt bereits am Patienten eingesetzt und die Eignung der Modelle für klinische Zwecke hiermit gegeben. Die Modelle wurden nun für die Testreihe vorbereitet.

Um eine störungs- und fehlerfreie Laserabtastung zu gewährleisten, müssen die

Sägestümpfe bestimmten Kriterien entsprechen. Die Präparationsgrenze muss einwandfrei erkennbar sein. Knapp unter dieser wird zirkulär eine unter sich gehende Hohlkehle von ca. 0,5 - 1 mm Tiefe angebracht, um das selbständige Auffinden der Präparationsgrenze durch das CAD-Programm zu erleichtern.

Die Gipsoberfläche des präparierten Zahnstumpfes muss frei von dunklen Farben oder reflektierenden Materialien wie z.B. Stumpflack sein, da sich dadurch Fehlstellen ergeben können. Auch unter sich gehende Stellen am Stumpf, wie sie durch Blasenbildung im Gips beim Ausgießen des Abdruckes entstehen können, müssen mit Gips ausgeblockt werden, um Fehlstellen zu vermeiden und eine vollständige analoge Darstellung zu erhalten.

Der nächste wichtige Faktor ist die korrekte Positionierung der Stümpfe auf dem Verschiebetisch. Die richtige Höhe für die Laserabtastung wird durch Positionierung der Präparationsgrenze in ausreichendem Abstand zum potentiell störenden Topfrand und einheitliche Festlegung des höchsten Punktes der Stumpfoberfläche durch eine Messvorrichtung erreicht. Die Stümpfe werden exakt in Einschubrichtung mit Knetmasse fixiert, so dass in vertikaler Aufsicht die gesamte Stumpfoberfläche bis zur Präparationsgrenze zu erkennen ist und die zirkulär angelegte Hohlkehle diese auf der gesamten Länge untergreift, d.h. nicht zu sehen ist (siehe Abbildung 2). Damit wird die optimale Voraussetzung für eine vollständige digitale Darstellung der Präparation geschaffen.



Abbildung 2: Für die Vermessung vorbereiteter und positionierter Gipsstumpf

3.3 Auswertung der Vermessung

Der Verschiebetisch und die rotierbaren Töpfe bewegen sich beim Messvorgang so, dass jeder einzelne Stumpf zuerst in Startposition gefahren und dann Lichtlinie für Lichtlinie eingescannt wird. Dabei wird der Topf nach jeder vollständig aufgenommenen Ansicht um 45° gedreht und erneut aufgenommen, so dass acht einzelne Ansichten aus verschiedenen Richtungen entstehen, bevor der jeweilige Topf in die Ausgangsposition zurückkehrt und der nächste Topf angefahren wird. Diese acht Ansichten werden nun von der Match3D-Software so übereinandergelegt, dass eine vollständige Gesamtansicht des präparierten Stumpfes entsteht.

Die dreidimensionale Darstellung zeigt den präparierten Anteil des Stumpfes, der durch das CAD-Programm vom restlichen Stumpf genau an der Präparationsgrenze abgetrennt wird und nun durch Drehung des Objektes auf dem Bildschirm aus jeder beliebigen Richtung betrachtet werden kann (siehe Abbildung 3). Damit besteht die Möglichkeit, auf dem Bildschirm optisch zu überprüfen, ob die Präparationsgrenze vollständig erfasst und die Präparation korrekt abgetrennt worden ist. Auch Fehlstellen in der Laserabtastung der Stumpfoberfläche können durch die Betrachtung der dreidimensionalen Darstellung aus verschiedenen Blickwinkeln erkannt werden.

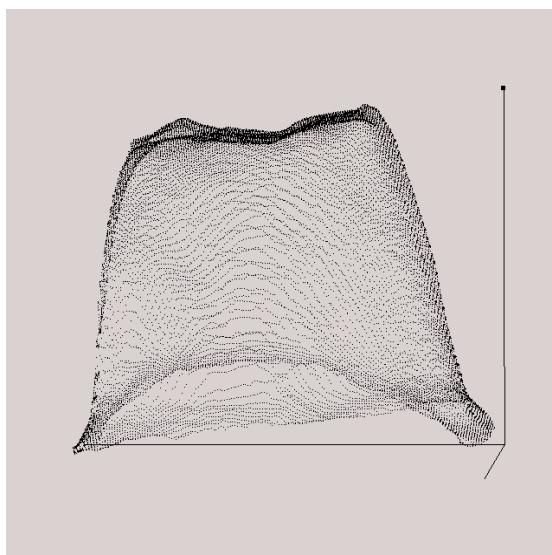


Abbildung 3: Darstellung des digitalisierten Stumpfes auf dem Computerbildschirm
(Foto: Mehl)

Zur Auswertung der Messungen werden jeweils der Zahntyp, die Dauer der Messzeit und die Anzahl der Messpunkte angegeben. Die Codierung des Zahntyps erfolgt dabei mit 1 für Incisivi, 2 für Canini, 3 für Prämolaren und 4 für Molaren. Außerdem werden als Variablen für die vollständige Darstellung der Präparation, die (korrekt ausgerichtete) Einschubrichtung und die exakte Detektion der Präparationsgrenze jeweils 1 für positive oder 0 für negative Ergebnisse notiert.

3.4 Fräzung der Titan-Kronenkäppchen

Sind alle Messdaten vollständig und korrekt gespeichert, so kann der elektronisch gesteuerte DCS-Fräsvorgang beginnen. Die einzelnen Titan-Kronenkäppchen werden aus zylindrischen DIN-Titanblöcken von 5 cm Höhe und 8 cm Durchmesser durch Carbid-Hartmetallfräsen herausgearbeitet. Dabei können die gewünschte Zementspaltbreite und die Wandstärke der Kronenkäppchen individuell festgelegt werden. In diesem Falle wurde eine Zementspaltbreite von 20 µm und eine Wandstärke von 0,8 mm ausgewählt.

Die fertig gefrästen Käppchen stehen nur noch an drei ca. 1 mm breiten, beim Fräsvorgang ausgesparten Stellen mit dem Titan-Rohling in Verbindung und können somit leicht aus dem Werkblock herausgelöst werden. Nach der Herstellung der Titan-Kronenkäppchen durch die DCS-Fräseinheit sind diese jedoch noch in einem qualitativ minderwertigen Rohzustand und müssen manuell weiter ausgearbeitet werden.

3.5 Ausarbeitung der Titan-Kronenkäppchen

Das Aufpassen und die Ausarbeitung erfolgt mit dem speziell dafür entwickelten Frä- und Polier-Set REMATITAN der Firma Dentaurum, das auf die Werkstoffeigenschaften und die Oberflächenbeschaffenheit des Titans abgestimmt ist. Die kritische Stelle ist dabei vor allem der Kronenrand, da dieser durch die maschinelle Fertigung die gleiche einheitliche Dicke wie das übrige Käppchen hat, welche in diesem Bereich vollkommen überdimensioniert ist. Es muss also erst noch - wie in der Einleitung gefordert - ein möglichst nahtloser Übergang zwischen Stumpf und Käppchen geschaffen werden. Auch wird dadurch erst die

Voraussetzung zur optimalen Erfassung der Referenzpunkte für die Vermessung der Käppchen unter dem Lichtmikroskop erreicht.

3.6 Randspaltvermessung

Zur Vermessung der Randspalten wurde das lichtmikroskopische Verfahren an ungesägten Objekten ausgewählt. Für die erforderliche Genauigkeit der zu vergleichenden Messergebnisse ist die Präzision des Lichtmikroskops ausreichend und daher eine rasterelektronenmikroskopische Vermessung nicht unbedingt nötig.

Bei der vorausgegangenen Ausarbeitung der Kronenkäppchen wurde der Kronenrand in der Weise gestaltet, dass am gesamten Umfang jeweils ein Punkt der Präparationsgrenze und gleichzeitig der gegenüberliegende Punkt des Kronenrandes aus der senkrechten Aufsicht zu erkennen sind. Dadurch wird die korrekte Positionierung der zu messenden Strecken senkrecht zum Strahlengang ermöglicht und die aufwendigen und zeitraubenden Arbeitsschritte für das Sägen des Objektes entfallen. In diesem Falle kann auch der Vorteil genutzt werden, dass eine Messung an beliebig vielen Stellen des Kronenrandes möglich ist, welche das Verfahren am gesägten Objekt nur an den zwei getroffenen Schnittpunkten zulässt.

Dazu wird jeder Stumpf an acht festgesetzten, in unmittelbarer Nähe zur Präparationsgrenze liegenden Punkten für die Messung markiert. Diese Messpunkte befinden sich jeweils mesial, mesio-vestibulär, vestibulär, disto-vestibulär, distal, disto-oral, oral und mesio-oral und werden danach m, mv, v, dv, d, do, o und mo benannt.

Zur maximalen Erfassung des Randspaltes werden der Stumpf und das aufgesetzte Kronenkäppchen für jede einzelne Messstelle erneut auf dem Messtisch positioniert und mit Knetmasse fixiert. Dabei sollen der Randspalt möglichst parallel zum Messtisch, d.h. senkrecht zum Strahlengang, liegen und sowohl die Präparationsgrenze auf dem Stumpf als auch die gegenüberliegende Innenseite des Kronenrandes einwandfrei sichtbar sein (siehe Abbildung 4).



Abbildung 4: Aufsicht des Randspaltes unter dem Lichtmikroskop



Abbildung 5: Randspalt bei 50-facher Vergrößerung

Die Vermessung der Kronenränder in der vorliegenden Arbeit erfolgte mit einem Auflichtstereomikroskop STEMI SV11 der Firma ZEISS. Dabei wurde unter den einzustellenden möglichen Vergrößerungen zwischen 6 und 60 die 50-fache ausgewählt (siehe Abbildung 5).

Die Skaleneinteilung der geeichten Messskala des Mikroskops ergab bei 50-facher Vergrößerung einen Abstand von $20 \mu\text{m}$ zwischen den einzelnen Skalenteilen. Beim optischen Vermessen war es daher nötig, diejenigen Abstände, die kleiner als $20 \mu\text{m}$ waren oder zwischen zwei Skalenstrichen lagen, abzuschätzen. Dies erfolgte in 1/4-Bruchteilen der Messstrecke von $20 \mu\text{m}$. Auf diese Weise konnten Abstände von $5 \mu\text{m}$ mit ausreichender Genauigkeit abgeschätzt werden.

4. Ergebnisse

4.1 Messdaten für verschiedene Zahntypen

Die elektronische Vermessung der Oberfläche mit dem 3D-Scan-System wurde im Versuch an 112 Einzelzahnstümpfen aus 50 Sägemodellen vorgenommen, wobei diese bei der Bewertung nach Zahntypen unterschieden wurden.

Zur Beurteilung der berührungsfreien Abtastung durch den Laserscanner wurden für alle Einzelmessungen mehrere verschiedene Messdaten herangezogen (siehe Tabelle 1, Anhang).

Die durchschnittliche Dauer aller Messungen lag bei 528 Sekunden, was acht Minuten und 48 Sekunden entspricht. Die Standardabweichung betrug hierbei 116 Sekunden, also umgerechnet eine Minute und 56 Sekunden.

Die Messzeiten der vier verschiedenen Zahntypen Incisivi, Canini, Prämolaren und Molaren wurden außerdem gesondert betrachtet und ergaben unterschiedliche Durchschnittswerte (siehe Abbildung 6).

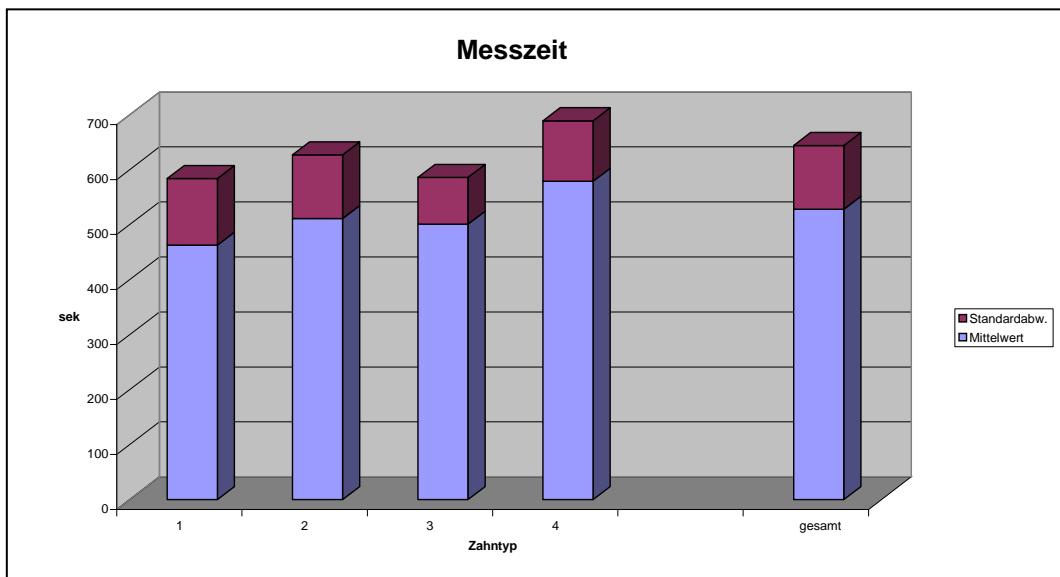


Abbildung 6: Messzeit für einzelne Zahntypen (1 = Incisivi; 2 = Canini; 3 = Prämolaren; 4 = Molaren)

Für die 22 in der Tabelle und im Diagramm mit 1 bezeichneten Incisivi wurde mit durchschnittlich 463 Sekunden (7 min 43 s) zwar eine kürzere Messzeit benötigt als für die übrigen Zahntypen, jedoch lag die Standardabweichung mit 121 Sekunden (2 min 1 s) am höchsten.

Die neun vermessenen Canini (mit 2 bezeichnet) beanspruchten eine Messzeit von durchschnittlich 511 Sekunden (8 min 31 s) mit einer Standardabweichung von 116 Sekunden (1 min 56 s).

Die Messdauer für die 33 Prämolaren (mit 3 bezeichnet) betrug durchschnittlich 501 Sekunden (8 min 21 s) mit einer Standardabweichung von nur 85 Sekunden (1 min 25 s).

Für die 48 Molaren (mit 4 bezeichnet) wurde mit 579 Sekunden (9 min 39 s) die mit Abstand höchste durchschnittliche Messzeit errechnet, wobei die dazugehörige Standardabweichung bei 110 Sekunden lag.

Die insgesamt längste Einzelmessung benötigte ebenfalls ein Molar. Sie betrug 770 Sekunden, was 12 Minuten und 50 Sekunden entspricht.

Die kürzeste Messzeit wurde mit 260 Sekunden, also umgerechnet vier Minuten und 20 Sekunden, für einen Incisivus erreicht.

Weiterhin wurde für alle Messungen die genaue Anzahl der Messpunkte festgehalten. Die durchschnittliche Punktezahl aller durchgeföhrten Einzelmessungen lag bei 53098 mit einer Standardabweichung von 25479.

Bei der Anzahl der Messpunkte waren die Durchschnittswerte für die verschiedenen Zahntypen von sehr unterschiedlicher Höhe (siehe Abbildung 7).

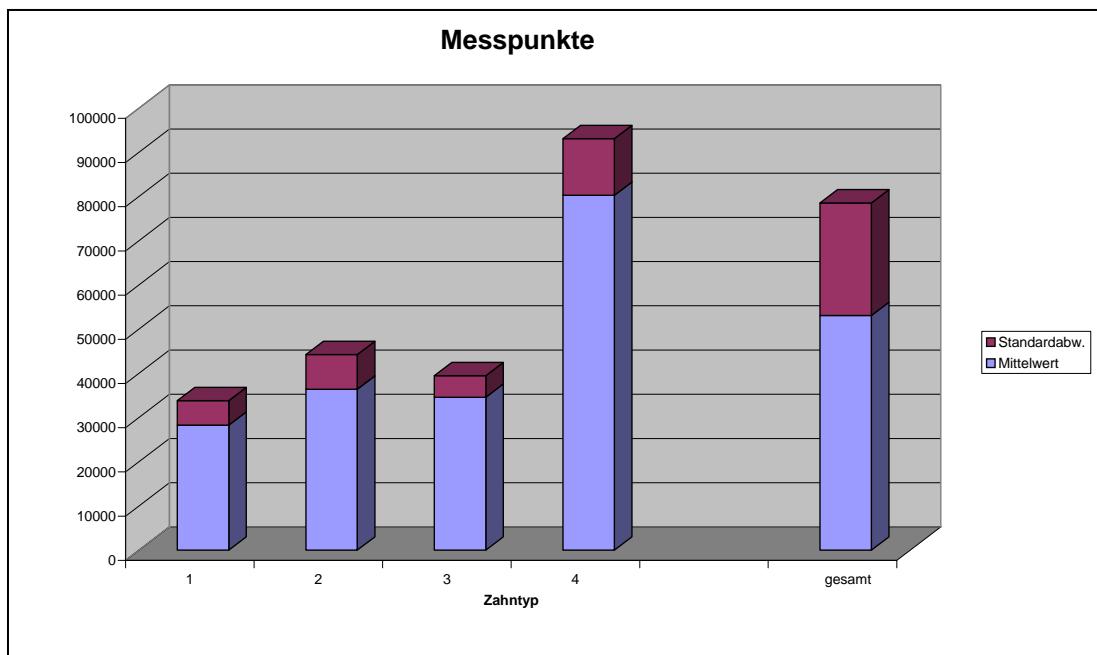


Abbildung 7: Messpunkte für einzelne Zahntypen (1 = Incisivi; 2 = Canini; 3 = Prämolaren; 4 = Molaren)

Die Incisivi benötigten mit durchschnittlich 28295 die geringste Anzahl an Messpunkten bei einer Standardabweichung von 5559.

Für die Canini waren im Durchschnitt 36437 Messpunkte nötig, wobei die Standardabweichung 7841 betrug.

Für die Prämolaren wurden durchschnittlich 34631 Messpunkte mit einer Standardabweichung von 4861 erreicht.

Deutlich die höchste durchschnittliche Anzahl an Messpunkten erreichten schließlich die Molaren mit 80286 und der ebenfalls höchsten Standardabweichung von 12850.

Auch die mit Abstand höchste Anzahl für eine Einzelmessung ergab sich mit 105801 Messpunkten für einen Molaren.

Die geringste Anzahl an Messpunkten wurde wiederum für einen Incisivus mit 16584 Messpunkten erreicht.

Aus diesen Daten konnte nun noch als Quotient aus Messpunkten und Messzeit die Geschwindigkeit in Messpunkten pro Sekunde errechnet werden. Die durchschnittliche Geschwindigkeit aller Messungen lag demnach bei 101 Messpunkten pro Sekunde.

4.2 Vollständigkeit der Digitalisierung

Zusätzlich wurden alle Messungen nach mehreren Gesichtspunkten statistisch beurteilt. Dafür wurde die Betrachtung der dreidimensionalen Darstellung hinzugezogen.

Zuerst wurde die Vollständigkeit der Darstellung der Präparation an allen digitalen Bildern begutachtet. Diejenigen Stümpfe, deren Bild eine vollständig durch Messpunkte abgedeckte Oberfläche des gesamten präparierten Anteils des Zahnes zeigte, wurden positiv bewertet und in Tabelle 2 (Anhang) mit einer 1 gekennzeichnet. Ergaben sich Fehlstellen in der Darstellung, also sichtbare Löcher innerhalb der Stumpfoberfläche oder am Rand der Präparation in Form einer nicht durchgängigen, ausgefransten Präparationsgrenze, so wurde der Stumpf negativ beurteilt und in der Tabelle mit einer 0 bezeichnet. Für dieses Kriterium der

Vollständigkeit der dreidimensionalen Darstellung wurden von den insgesamt 112 Stümpfen 87 positiv mit 1 und 25 negativ mit 0 bewertet. Der Anteil der negativen am Gesamtergebnis bestimmt demnach die Fehlerquote von rund 22 % (siehe Abbildung 8).

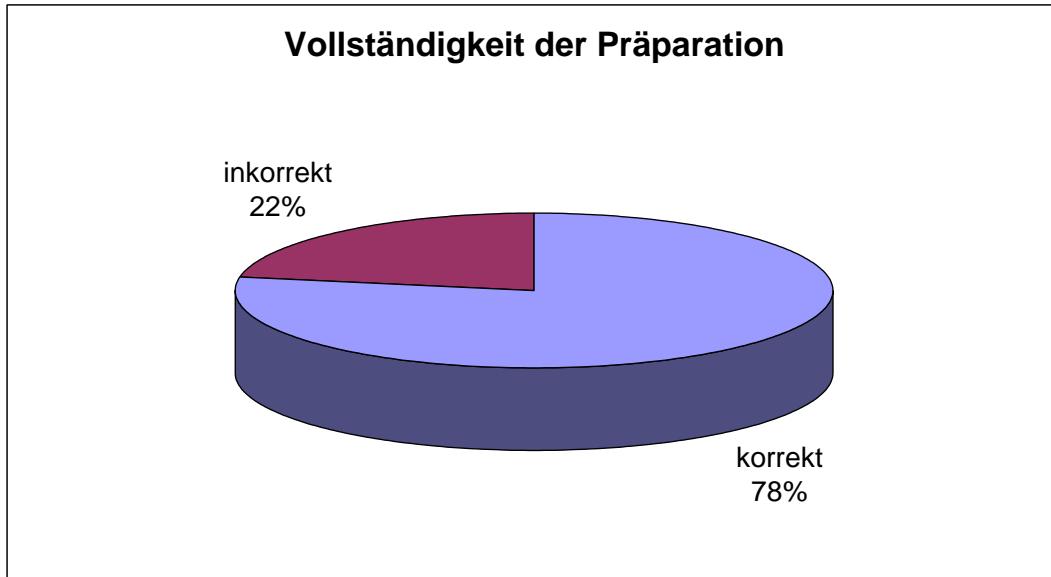


Abbildung 8: Vollständigkeit der Präparation

Die nicht einwandfreien Darstellungen kamen durch unterschiedliche Fehlerquellen zustande, die wiederum gesondert betrachtet wurden. So ergaben sich 22 der fehlerhaften Bilder durch inkorrekte Ausrichtung der Einschubrichtung, die zu unterschichgehenden, nicht einsehbaren Fehlstellen in der Präparation führte. Die betroffenen Stümpfe erhielten für das Kriterium der Einschubrichtung ebenfalls die Bewertung mit einer 0, was einer Fehlerquote von rund 20 % entspricht (siehe Abbildung 9). Die übrigen 90 Stümpfe mit korrekter Ausrichtung der Einschubrichtung wurden wiederum mit einer 1 bewertet. Als korrekt galt hierbei diejenige Ausrichtung, welche die vollständige Darstellung des zirkulären Präparationsrandes und die Ansicht der gesamten Stumpfoberfläche gewährleistete.

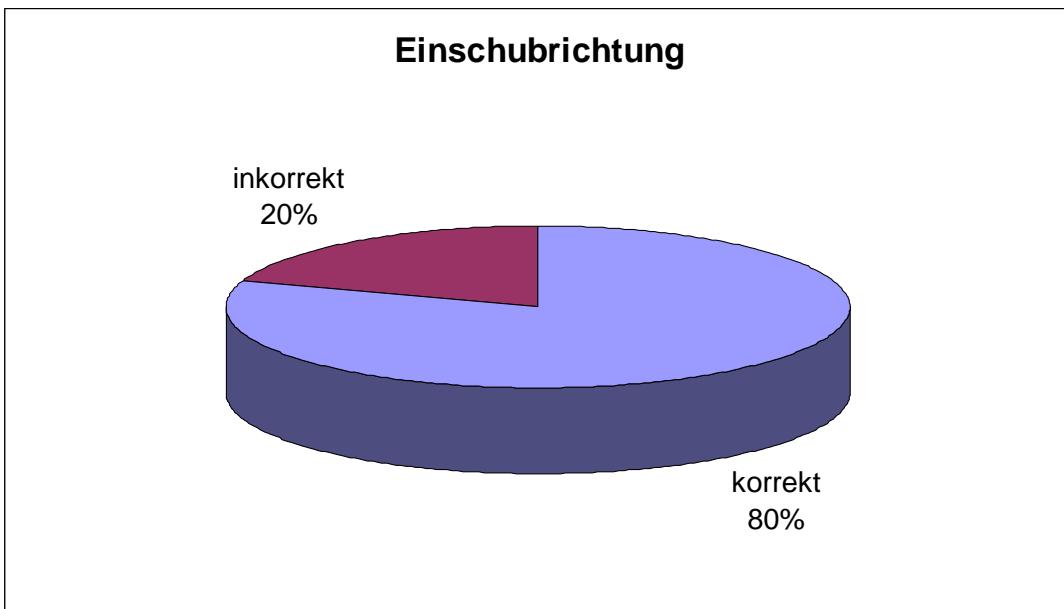


Abbildung 9: Ausrichtung der Einschubrichtung

Zuletzt wurde noch die vollständig durchgeführte Detektion der Präparationsgrenze durch die elektronische Bearbeitung mit dem CAD-Programm beurteilt. Für sieben Einzelstümpfe ergab sich hierdurch ein negatives, wiederum mit 0 bewertetes Ergebnis. Die Fehlerquote liegt somit für das Kriterium der Detektion der Präparationsgrenze bei rund 6 % (siehe Abbildung 10). Die übrigen 105 Stümpfe mit am Präparationsrand vollständig abgetrenntem, in der Darstellung nicht sichtbarem Hintergrund wurden schließlich wieder mit einer 1 als positiv bewertet.

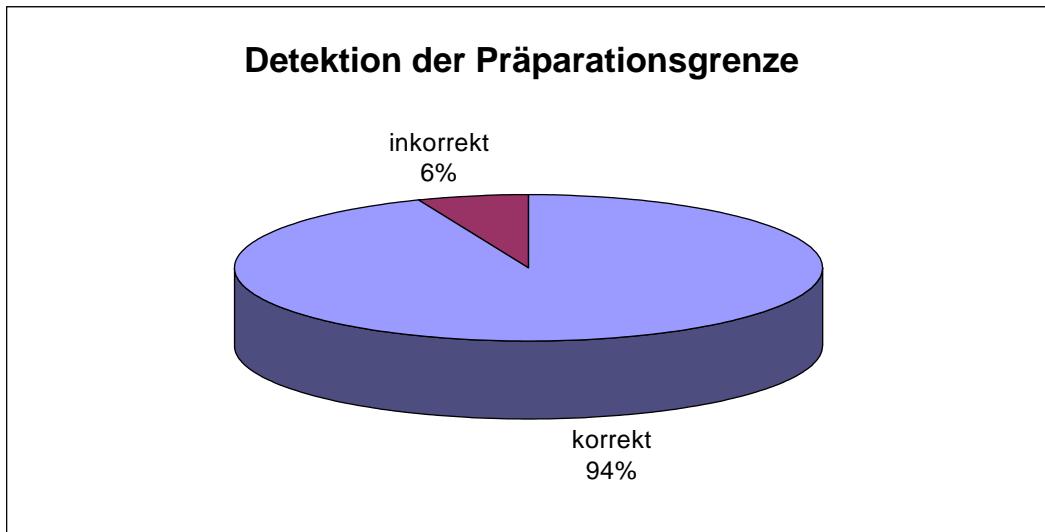


Abbildung 10: Detektion der Präparationsgrenze

4.3 Randspaltvermessung

Für 20 der 87 fehlerfrei digitalisierten Sägestümpfe wurden nun durch das CAM-System Titankronenkäppchen hergestellt und von diesen im folgenden Versuch die Kronenrandspalten unter dem Lichtmikroskop vermessen. Jeder einzelne Randspalt wurde an acht festgelegten Stellen vermessen, die jeweils mesial (mit m bezeichnet), mesio-vestibular (mv), vestibular (v), disto-vestibular (dv), distal (d), disto-oral (do), oral (o) an der Präparationsgrenze auf dem Gipsstumpf markiert waren. Somit konnten insgesamt 160 Messwerte für Kronenrandspalten abgelesen werden (siehe Tabelle 2, Anhang).

Da die Werte auf der Messskala in $\frac{1}{4}$ -Bruchteilen $20 \mu\text{m}$ voneinander entfernten Teilstrichen der Skaleneinheiten abgeschätzt wurden ergaben sich nur Vielfache von $5 \mu\text{m}$ als Werte. Hierbei bewegten sich alle Messungen im Bereich zwischen 25 und $70 \mu\text{m}$, wobei diese beiden Messwerte jeweils nur einmal auftraten, alle anderen befanden sich dazwischen. Fünf der 20 Kronenrandspalten, also genau 25 %, erbrachten an allen acht Messstellen Einzelwerte, die jeweils unter $50 \mu\text{m}$ lagen, 14, also 70 %, an allen Stellen Werte unter $60 \mu\text{m}$.

Außerdem wurden für alle Einzelstümpfe die Mittelwerte der durchschnittlichen Randspaltbreite errechnet, welche jeweils zwischen den Grenzen von 34 und $53 \mu\text{m}$ lagen (siehe Abbildung 11).

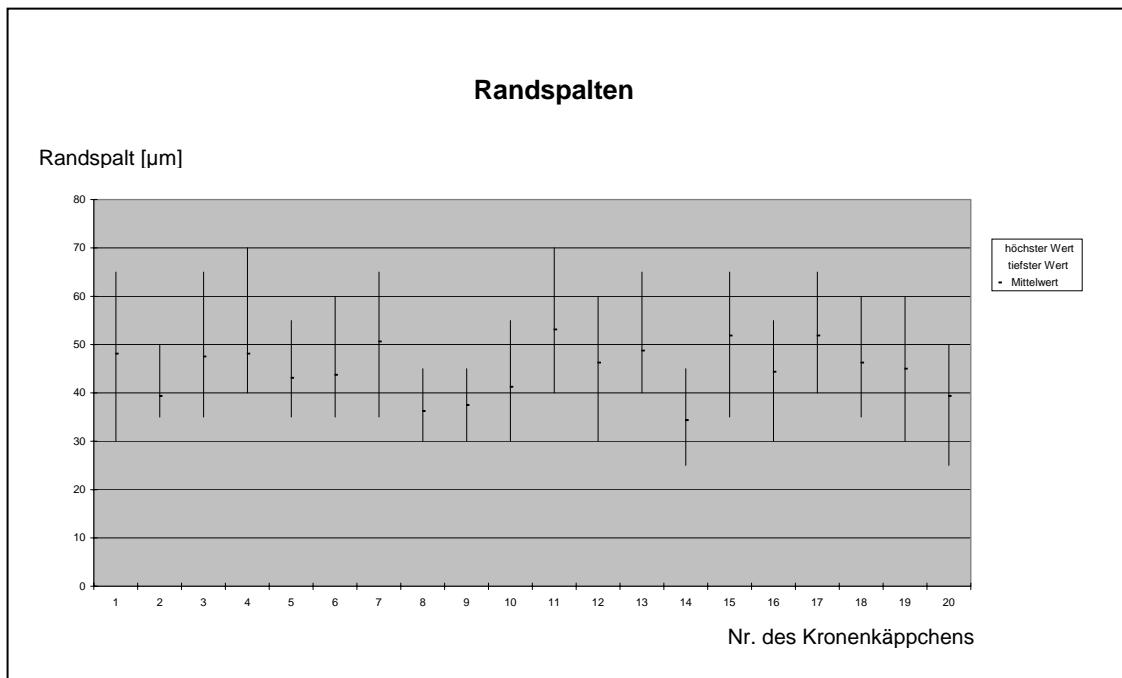


Abbildung 11: Ergebnisse der Randspaltvermessung an 20 Kronenkäppchen

Hierbei wurden für 16 der 20 Kronenrandspalten, also genau 80 %, Durchschnittswerte unter 50 µm errechnet, und die Gesamtheit aller Kronenräder, also 100 %, lag durchschnittlich unter 60 µm (siehe Tabelle 3, Anhang).

Auch für die acht verschiedenen Messstellen am Kronenrand wurden jeweils die Durchschnittswerte der gesamten Randspaltenvermessung errechnet. Diese lagen zwischen der geringsten durchschnittlichen Randspaltweite von rund 41 µm an den mit o bezeichneten oralen Messstellen und der größten an den mit dv bezeichneten disto-vestibulären Messstellen, welche hier bei rund 48 µm lag.

Der Mittelwert aller 160 Messwerte lag schließlich bei rund 45 µm und die Standardabweichung dieser bei rund 10 µm.

5. Diskussion

5.1 Messdaten für verschiedene Zahntypen

Die Auswertung der Ergebnisse erbrachte nun einige Erkenntnisse über die Leistungsfähigkeit des technischen Versuchsaufbaus und die Effektivität der elektronischen Datenverarbeitung durch das CAD/CAM-System.

Außerdem sollten hierbei die eventuell relevanten Unterschiede zwischen den einzelnen Zahntypen Incisivi (mit 1 bezeichnet), Canini (2), Prämolaren (3), und Molaren (4) herausgestellt werden. Die jeweilige Anzahl der einzelnen Zahntypen ergab sich dabei willkürlich durch die Auswahl der 50 Gipsmodelle mit jeweils einem oder bis zu sieben (Modell 45) präparierten Einzelzahnstümpfen verschiedener Zahntypen.

Das gehäufte Erscheinen von 48 Molaren als Kronenstümpfe in der Versuchsreihe ist dabei wohl auf die häufigste Überkronung von Molaren im Vergleich zu anderen Zahntypen zurückzuführen. Das dagegen äußerst geringe Vorkommen von nur 9 Canini im Versuch ist unter anderem sicher durch die geringe Anzahl überhaupt der Eckzähne im menschlichen Gebiss bedingt, welche nur genau die Hälfte der jeweiligen Anzahl aller anderen Zahntypen beträgt.

Sowohl die Länge der Messzeit als auch die Anzahl der Messpunkte für die unterschiedlichen Zahntypen sind natürlich abhängig von der Oberfläche der Stümpfe und geben die durchschnittliche Größenordnung dieser wieder. Die größte Stumpfoberfläche besitzen demnach die Molaren, gefolgt von den Canini, danach erst die Prämolaren und zuletzt die Incisivi, welche die mit Abstand kleinste Stumpfoberfläche aufweisen.

Dabei lässt schon allein die Statistik der Messzeit erkennen welche enorme Zeit- und Arbeitersparnis diese Methode der Digitalisierung für die Zukunft möglich macht. Die durchschnittliche Messzeit von nicht einmal neun Minuten für einen Einzelstumpf steht in keiner Relation etwa zum Aufwachsen eines Kronenkäppchens, geschweige denn zu den zeitraubenden Arbeitsschritten für das Einbetten, Aufheizen, Giessen und Abkühlen der Muffel, die hier alle entfallen. Außerdem können eventuelle Fehlerquellen durch die Begutachtung der digitalen Darstellung schon vor dem Fräsen eliminiert werden, welche beim Gussverfahren oft erst durch das Giessen selbst entstehen.

Ob die Anzahl der Messpunkte und damit auch die Genauigkeit des Verfahrens

ausreichen und mit dem Gussverfahren vergleichbar sind, musste natürlich erst durch die Vermessung der Randspalten der gefrästen Kronenkäppchen abgeklärt werden.

5.2 Vollständigkeit der Digitalisierung

Bei der Auswertung der Digitalisierung muss berücksichtigt werden, dass bei fehlerhafter Darstellung der Gipsstümpfe, also Bewertung eines oder mehrerer der Qualitätskriterien mit nein die Möglichkeit einer wiederholten Messung nach nochmaliger zahntechnischer Bearbeitung oder – bei falscher Einschubrichtung – korrigierter Positionierung in den Töpfchen auf dem Verschiebetisch bestand. Dadurch entspricht das Ergebnis dem eines geübten Anwenders.

Diese Optimierung des Ergebnisses wurde insofern als sinnvoll erachtet, da das Gerät für eine routinierte Bedienung (z.B. durch einen eingelernten Zahntechniker) konzipiert ist, die jedoch zu Beginn eine gewisse Übung des Anwenders erfordert. Wurde eine Messung mehr als zweimal wiederholt, so konnte grundsätzlich keine Verbesserung - also Veränderung des Ergebnisses von nein zu ja – mehr erreicht werden. Daher wurden die wiederholt für mindestens ein Kriterium mit nein bewerteten Stümpfe endgültig als auch für einen geübten Anwender nicht zu vermessen mit nein bezeichnet.

25 der 112 dreidimensionalen Bilder, also 22 %, zeigten eine solch fehlerhafte Darstellung der digitalisierten Stümpfe. Da vor den wiederholten, korrigierten Messungen Fehlstellen wie reflektierende Lackreste entfernt oder Luftblasen mit Gips ausgeblckt wurden, blieben als häufigste, meist nicht korrigierbare Fehlerquelle unter sich gehende Stellen innerhalb der präparierten Fläche, welche durch schwer zu handhabende Ausrichtung der Einschubrichtung bei meist besonders parallelwandigem Präparationswinkel entstanden. 22 der 25 fehlerhaften Darstellungen, also 20 % der gesamten Messung, lieferten aufgrund dieses Kriteriums ein negatives Ergebnis. Um einen möglichst geringen Ausschuss zu produzieren, wäre also möglichst eine Einschränkung der Parallelwandigkeit durch nicht zu kleine Präparationswinkel wünschenswert, wobei die Konizität natürlich auch nicht die Friction negativ beeinflussen darf. Diesen Anspruch kann nur der präparierende Zahnarzt erfüllen, da der Präparationswinkel nach der Abdrucknahme nicht mehr veränderbar ist und durch

die Ausrichtung der Einschubrichtung auch nicht mehr korrigiert werden kann. Eine weitere Fehlerquelle war die unvollständige Abtrennung des Hintergrundes, wenn die Hohlkehle unter der Präparationsgrenze durch die Software nicht erkannt und registriert wurde. Sieben der vermessenen Stümpfe (6 %) erbrachten eine solch fehlerhafte Darstellung, wobei von diesen wiederum vier schon für das Kriterium der Einschubrichtung mit nein bewertet worden waren, und nur drei unabhängig davon für die fehlende Abtrennung des Hintergrundes. Neben der angemessenen Konizität der Stümpfe durch den präparierenden Zahnarzt ist also auch die richtige Bearbeitung mit Anbringung einer intensiven Hohlkehle zur Darstellung mit korrekter Abtrennung an der Präparationsgrenze wünschenswert. Dieser Anspruch wird nun wiederum an den Zahntechniker oder Ausführenden der Vorbereitung des Sägemodells gestellt und kann auch nach einer in dieser Hinsicht fehlerhaften Messung noch korrigiert werden.

5.3 Randspaltvermessung

Von besonders großer klinischer Relevanz ist schließlich die Genauigkeit des CAD-/CAM- Verfahrens, denn sie beeinflusst in höchstem Masse die spätere Qualität der damit hergestellten Restaurationen. Um diese überprüfen zu können wurde die Randspaltvermessung der computergesteuert gefrästen und im Anschluss manuell ausgearbeiteten Kronenkäppchen herangezogen.

Ausschlaggebend für die Randschlussgenauigkeit ist natürlich nicht allein der Digitalisierungsvorgang, sondern ebenso die Steuerung des Fräsvorganges und vor allem die im Anschluss notwendige technische Ausarbeitung des Kronenrandes. Dieser ist nach der Fräzung noch zu dick und zu überlappend, um einen guten Randschluss darzustellen und auch um vermessen werden zu können, und wird deshalb so weit ausgedünnt und geglättet, dass er dem Präparationsrand ideal anliegt und der Randspalt durch das Lichtmikroskop im richtigen Winkel einsehbar ist. Dadurch können verschiedene Beeinflussungen des Fräsergebnisses entstehen, die jedoch die Relevanz der Messung nicht einschränken, da diese lediglich Aufschluss über eventuelle Einschränkung der Qualität des Randspaltes durch die Digitalisierung geben soll.

Die Bewertung der Qualität hängt nun von den vorausgesetzten Ansprüchen des jeweiligen Untersuchers ab, die in der Literaturübersicht erörtert wurden.

Orientiert man sich an der Forderung Rehbergs nach einem Randspalt von weniger als 20 µm, so ist die im Versuch erreichte Randspaltgenauigkeit keineswegs ausreichend, da sämtliche Messungen über 25 µm liegen.

Doch wurde eben diese Forderung vom Grossteil der übrigen Autoren als unrealistisch eingestuft und die Untersuchung von Jorgensen und Wakumoto als bewiesen anerkannt, dass bei Spaltbreiten unter 50 µm keine Randkaries entsteht, diese also vollkommen einwandfrei sind. Unter dieser Toleranzgrenze von 50 µm liegen 80 % der durchschnittlichen Randspaltgrößen der in der vorliegenden Arbeit vermessenen Kronenkäppchen. Das heißt jedoch nicht, dass der gesamte Randspalt dieser 80 % an keiner Stelle 50 µm überschreitet, sondern lediglich, dass der Mittelwert aus allen acht Messstellen jeweils unter 50 µm liegt. Die Einzelwerte weichen jedoch häufig so weit vom Mittelwert ab, dass nur 25 % aller Randpalten an keiner einzigen Messstelle 50 µm überschreiten. Diese Tatsache liefert - obwohl der Durchschnitt der gemessenen Werte mit 45 % gerade noch im Rahmen liegt - ein unbefriedigendes Ergebnis, wenn man sich an den Maßstäben von Jorgensen und Wakumoto orientiert.

Jedoch sehen Donath und Roth sowie die Mehrzahl der Autoren auch Spaltbreiten zwischen 50 und 60 µm noch als klinisch akzeptabel. In diesen Grenzen bewegt sich die Gesamtheit der vermessenen durchschnittlichen Randspaltgrößen, und 70 % der Randpalten überschreiten sie sogar an keiner einzigen vermessenen Stelle. Bezieht man nun noch die Tatsache ein, dass andere Autoren wie Marxkors oder Körber und Lenz sogar Randpalten bis zu 200 µm noch als wünschenswert bezeichnen oder Spiekermann sowie Donath und Roth an Gusskronen extrahierter Zähne Spaltbreiten von über 600 µm fanden, so können die Ergebnisse mit Sicherheit dem Vergleich mit herkömmlichen Herstellungsverfahren standhalten.

6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Untersuchung wurde ein neu entwickeltes 3D-Scan-System in Kombination mit einem vorhandenen CAD/CAM-System getestet, mit dem Kronen- und Brückengerüste aus hochwertigen Materialien wie Titan und Zirkoniumoxid hergestellt werden können. Das Scan-System arbeitet mit der berührungsfreien Laserabtastung zur Vermessung von Einzelstümpfen und gesamten Sägestumpfmodellen. Es wurden insgesamt 112 Sägestümpfe aus 50 Gipsmodellen digitalisiert und die Ergebnisse ausgewertet.

Dafür mussten im Vorfeld Oberfläche und Präparationsgrenzen der Gipsstümpfe derart gestaltet werden, dass die ideale dreidimensionale Erfassung durch den Laser ermöglicht wurde, und daraufhin die Einzelstümpfe so positioniert werden, dass die Einschubrichtung die Darstellung der gesamten präparierten Fläche ermöglichte.

Um die Anwendungsmöglichkeiten des Systems zu testen, wurden alle Messungen nach den Gesichtspunkten Darstellung der Präparation, Einschubrichtung und Detektion der Präparationsgrenze positiv oder negativ bewertet und die jeweiligen Fehlerquoten für die vier verschiedenen Zahntypen statistisch ausgewertet. Für die Gesamtheit aller Messungen ergab sich dabei eine Fehlerquote von 22 % für die Darstellung der Präparation, 20 % für die Einschubrichtung und 6 % für die Detektion der Präparationsgrenze.

Die Messzeiten für die einzelnen Stümpfe lagen dabei zwischen 4 Minuten 20 Sekunden für einen Incisivus und 12 Minuten 50 Sekunden für einen Molaren, die Anzahl der Messpunkte zwischen 16584 für einen Incisivus und 105801 für einen Molaren.

Mit einem Gesamtdurchschnitt von knapp neun Minuten Messzeit und rund 53100 Messpunkten ergab sich eine in Hinsicht auf Zeit- und Arbeitsaufwand sehr rationelle Möglichkeit der technischen Vorbereitung zur Herstellung der Kronenkäppchen.

Zur Beurteilung der Qualität als Endergebnis der CAD-/CAM-Bearbeitung wurden die Randspalten von 20 durch das CAM-System gefrästen Titankronenkäppchen auf den Sägestumpf-Modellen vermessen und ausgewertet. Analog zur zahntechnischen Vorgehensweise wurden vorher alle Kronenränder mit einem speziellen Titan–Fräset Polierset in die gewünschte Form gebracht.

Die Randspaltenvermessung erfolgte aufgrund des Vergleichs unterschiedlicher

möglicher Methoden schließlich ergebnisorientiert unter dem Lichtmikroskop an ungesägten Modellen. Dabei wurden an den 20 Gipsstümpfen jeweils acht Messstellen markiert, so dass insgesamt 160 Messwerte entstanden. Die Messungen ergaben Werte zwischen 25 und 70 µm, wobei 25 % unter 50 µm und sogar 80 % unter 60 µm lagen. Die durchschnittliche Randspaltbreite aller Käppchen betrug 45 µm mit einer Standardabweichung von 10 µm.

Für einen vollautomatischen Ablauf der Messung mit Präparation und Detektion muss vom Zahnarzt gefordert werden, sehr parallelwandige und untersichgehende Präparationen zu vermeiden. Allerdings zeigt das Ergebnis eine sinnvoll anwendbare und qualitativ ausreichende Alternative zu herkömmlichen Herstellungsverfahren für Kronenversorgungen.

7. Ausblick / Schluss

Wie eingangs erörtert wurde, kann nach wie vor vom Aussterben der Karies keine Rede sein, und erhaltungswürdige Zähne mit ausgedehnten Hartsubstanzdefekten werden weiterhin durch zahnmedizinische Restaurationen zu versorgen sein.

Da die herkömmliche, additive Herstellung von Kronenversorgungen im Aufwachs- und Gussverfahren, wie bereits festgestellt wurde, noch nicht die rationellste Technik darstellt, sind zur Zeit verschiedenste Alternativen in der Entwicklungs- und Testphase. Vor allem für moderne Werkstoffe wie Titan und Zirkoniumoxid, die im additiven Verfahren nicht befriedigend verarbeitet werden können, müssen Lösungsmöglichkeiten gefunden werden.

Dabei entwickeln sich Methoden auf elektronischer Grundlage wie das CAD/CAM-System und die damit in Verbindung mögliche subtraktive Kronenmodellierung in rasanter Geschwindigkeit.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung unterstützen die in der Literaturübersicht belegte Feststellung verschiedenster Autoren, dass das CAD/CAM-System inzwischen mit konventionellen Herstellungsverfahren vergleichbare marginale Passgenauigkeit erzielt.

Die hierbei angewandte Technik, bei der eine computergesteuerte Fräseinheit die Modellation aus einem vorgefertigten Block schleift, ist dabei nicht die einzige mögliche. Auch die computergesteuerte Umsetzung einer digitalisierten Vorgabe durch Ultraschall, Funkenerosion oder Lasersysteme werden weiterentwickelt und perfektioniert.

Hierdurch entstehen auch auf dem Sektor der Werkstoffentwicklung immer neue Möglichkeiten, in Zukunft Titan, Zirkoniumoxid und andere hochwertige, biokompatible oder auch metallfreie Versorgungen mit höchster, zahnähnlicher Ästhetik und Materialeigenschaften einsetzen zu können.

8. Literaturverzeichnis

Addi S., Hedayati-Khams A., Poya A., Sjogren G.
Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic
inlays/onlays in vitro
J. Dent. 30, 53-58 (2002)

Ahmad I.
Zirconium oxide post and core system for the restoration of an endodontically
treated incisor
Pract. Periodont. Aesthet. Dent. 11(2), 197-204 (1999)

Akagawa Y., Ichikawa Y., Nikai H., Tsuru H.
Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia
enosteum implant in initial bone healing
J. Prosthet. Dent. 69, 599-604 (1993)

Albert H.-M.
Spaltbreiten und -tiefen bei Amalgam- und Gussfüllungen
Dtsch. Zahnärztl. Z. 26, 672-676 (1971)

Andersson M., Carlsson L., Persson M., Bergman B.
Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system
J. Prosthet. Dent. 76, 187-193 (1996)

Andersson M., Razzoog M.E., Oden A., Hegenbarth E.A., Lang B.R.
Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown
Quintessence Int. 29, 285-296 (1998)

Apholt W., Bindl A., Lüthy H., Mörmann W.H.
Flexural strength of Cerec2 machined and jointed InCeram-Alumina and
InCeram-Zirconia bars
Dent. Mater. 17, 260-267 (2001)

Bergman B., Nilson H., Andersson M.
A longitudinal clinical study of Procera ceramic-veneered titanium copings
Int. J. Prosthodont. (United States) 12, 135-139 (1999)

Besimo C., Jeger C., Guggenheim R.
Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques
Int. J. Prosthodont. 10, 541-546 (1997)

Bindl A., Windisch S., Mörmann W.H.
Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings
Int. J. Comput. Dent. 2, 97-111 (1999)

Bischoff H.
Titan in der Zahnmedizin
Quintessenzverlag, Berlin (1997)

Boening K.W., Wolf B.H., Schmidt A.E., Kastner K., Walter M.
Clinical fit of Procera AllCeram crowns
J. Prosthet. Dent. 84, 19-24 (2000)

Böttger H., Rosenbauer K. A., Pospiech P.
Vergleichende rasterelektronenmikroskopische Randspaltenmessungen von
verblendeten und unverblendeten Metallkronen und Dicor-Kronen
Zahnärztl. Welt 97, 445-450 (1988)

Calesini G., Bruschi G.B., Scipioni A., Micarelli C., Di Felice A.
One-piece castings in fixed prosthodontics: a study of marginal adaptation
Int. J. Prosthodont. 13, 275-281 (2000)

Dahlmo K.I., Andersson M., Gellerstedt M., Karlsson S.
On a new method to assess the accuracy of a CAD program
Int. J. Prosthodont. 14, 276-283 (2001)

Denissen H.W., van der Zel J.M., van Waas M.A
Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for
CAD/CAM
Int. J. Prosthodont. 12, 395-400 (1999)

Denissen H., Dozic A., van der Zel J., van Waas M.
Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain veneered CICERO,
CEREC and Procera onlays
J. Prosthet. Dent. 84, 506-513 (2000)

Diedrich P., Erpenstein H.
Rasterelektronenoptische Randspaltenanalyse von in vivo eingegliederten
Stufenkronen und Inlays
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 95, 575-586 (1985)

Donath K., Roth K.
Histologisch-morphologische Studie zur Bestimmung des cervicalen
Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen
Z. Stomatol. 84, 53-73 (1987)

Dreyer-Jorgensen K.
Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren
Dtsch. Zahnärztl. Z. 7, 461-469 (1958)

Dünninger P., Einwag J., Sitter H.
Reproduzierbarkeit von Messungen zur Ergebnisqualität zahnärztlicher Füllungen
Dtsch. Zahnärztl. Z. 46, 212-214 (1991)

Düsterhus T.
Untersuchung über den cervicalen Randschluss von Gusskronen an extrahierten
Zähnen
Med. Diss., Münster (1980)

Einfeldt H.
Passgenauigkeit gegossener Metallarbeiten
Dtsch. Zahnärztl. Z. 24, 1087-1093 (1969)

Erpenstein H., Diedrich P.
Nachuntersuchung zur Kariesanfälligkeit und gingivalen Irritation von Teilkronen
Dtsch. Zahnärztl. Z. 32, 10-15 (1977)

Ferrari M., Mason P.N., Poli L., DiDente M.
Marginal adaptation of crowns: a scanning electron microscopic investigation
Int. J. Periodontics Restorative Dent. 14, 272-279 (1994)

Fischer H, Edelhoff D., Marx R.
Mechanische Beanspruchbarkeit von Zirkonoxid-Wurzelstiften
Dtsch. Zahnärztl. Z. 53, 854-858 (1998)

Fuhr K., Kares K., Siebert G.
Nachuntersuchungen festsitzenden Zahnersatzes
Dtsch. Zahnärztl. Z. 26, 716-724 (1971)

Garvie R. C., Urbani C., Kennedy D.R., McNeuer J.C.
Biocompatibility of magnesia-partially stabilized zirconia (Mg-PSZ) ceramics
J. Mat. Sci. 19, 3224 (1984)

Geis-Gerstorfer J., Fässler P.
Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP
und In-Ceram
Dtsch. Zahnärztl. Z. 54, 692-694 (1999)

Graber G., Besimo Ch.
Das DCS-Hochleistungskeramiksystem: Ein neuer Weg zur computergestützten
Herstellung von metallfreien Zirkonoxid-Kronen und -Brücken
Quintessenz Zahntech. 20, 57-64 (1994)

Groten M., Girthofer S., Probster L.
Marginal fit consistency of copy milled all-ceramic crowns during fabrication by
light and scanning electron microscopic analysis in vitro
J. Oral. Rehabil. 24, 871-881 (1997)

Geurtsen W.
Der Kronen- und Füllungsrand
Dtsch. Zahnärztl. Z. 45, 380-386 (1990)

Hahn R., Wolf M., Breunig A.
Hochleistungskeramik – eine aktuelle Standortbestimmung
Phillip J. 9-10, 311-320 (1996)

Heners M.
Die Bedeutung allgemein anerkannter Regeln und ihrer Kriterien für die
Qualitätsdiskussion in der Zahnmedizin
Dtsch. Zahnärztl. Z. 46, 362-366 (1991)

Heners M.
Step into the future
Int. J. Comput. Dent. 1, 3-4 (1998)

Heners M., Walther W.
Zahnärztliche Qualitätssicherung
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 110, 51-57 (2000)

Hoffmann M., Laufer H.
Die Schädigungen der Weichgewebe durch festsitzenden Zahnersatz, besonders
des marginalen Parodontiums, und Vorschläge zu ihrer Verhütung
Zahnärztl. Rdsch. 69, 243-250 (1960)

Holmes J.R., Bayne St.C., Holland G.A., Sulik W.D.
Consideration in measurement of marginal fit
J. Prosthet. Dent. 62, 405-408 (1989)

Hunter A.J., Hunter A.R.
Gingival crown margin configurations - A review and discussion
Part 1 - Terminology and widths
J. Prosthet. Dent. 64, 548-552 (1990)

Ichikawa Y., Akagawa Y., Nikai H., Tsuru H.
Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo
J. Prosthet. Dent. 68, 322-326 (1992)

Irie M., Suzuki K., Watts D.C.
Marginal gap formation of high-activated restorative materials: effects of
immediate setting shrinkage and bond strength
Dent. Mater. (England) 18, 203-210 (2002)

Jorgensen K.D. and Wakumoto S.
Occlusal Amalgam Fillings - Defect and Secondary Caries
Odont. 76, 43-54 (1968)

Jungo M.
Titan in der Zahnmedizin
Schweiz. Mschr. Z. 104, 660-662 (1994)

Kappert H.F., Knipp U., Wehrstein A., Kmitta M., Knipp J.
Festigkeit von Zirkonoxidverstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram
Dtsch. Zahnärztl. Z. 50, 683-685 (1995)

Karlsson S.
The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study
Acta Odontol. Scand. 51, 129-134 (1993)

Kawai K., Hayashi M., Torii M., Tsuchitani Y.
Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays
J. Am. Dent. Assoc. 126, 1414-1419 (1995)

Kerschbaum T., Voss R.
Die praktische Bewährung von Krone und Inlay
Dtsch. Zahnärztl. Z. 36, 243-250 (1981)

Kerschbaum T., Mentler-Koeser M., Stender E.
Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde?
Zahnärztl. Mitt. 80, 2200-2210 (1990)

Keyf F., Anil N.
The effect of margin design on the marginal adaptation of temporary crowns
J. Oral Rehabil. 21, 367-371 (1994)

Körber K.H., Lenz P.
Beitrag zum Problem der Randgestaltung von Ersatzkronen
Zahnärztl. Welt 77, 440-445 (1968)

Kunzelmann K.H., Hickel R.
Zur Präzision des CEREC-Systems: Die Schleifeinheit
Dtsch. Zahnärztl. Z. 45, 277-280 (1990)

Kunzelmann K.H., Jelen B., Mehl A., Hickel R.
Material- und Antagonistenverschleiß von CAD/CAM-Keramik- und Komposit-
Werkstoffen für das Cerec-System
Int. J. Comput. Dent. 4, 171-184 (2001)

Lehmann K.M., Krauth G
Der Randschluss von Gusskronen - hergestellt im propädeutischen Unterricht
Dtsch. Zahnärztl. Z. 39, 750-752 (1984)

Lovgren R., Andersson B., Carlsson G.E., Odman P.
Prospective clinical 5-year study of ceramic-veneered titanium restorations with
the Procera system
J. Prosthet. Dent. 84, 514-521 (2000)

Luthardt R.G., Musil R.
CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkonoxid-Keramik
Dtsch. Zahnärztl. Z. 52, 380-384 (1997)

Luthardt R.G., Herold V., Sandkuhl O., Reitz B., Knaak J.P., Lenz E.
Kronen aus Hochleistungskeramik
Zirkonoxid-Keramik, ein neuer Werkstoff in der Kronenprothetik
Dtsch. Zahnärztl. Z. 53, 280-285 (1998)

Luthardt R.G., Sandkuhl O., Herold V., Walter M.H.
Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed
restorations
Int. J. Prosthodont. 14, 146-151 (2001)

Marxkors R.
Kriterien für die zahnärztliche Prothetik, in Studienhandbuch des Projektes
"Qualitätssicherung in der Zahnmedizin - Definitionsphase"
Würzburg (1988)

Marxkors R.
Propädeutik der zahnärztlichen Prothetik (4. Auflage)
Huthing, Heidelberg (1985)

Masing W.,
Handbuch der Qualitätssicherung
Hauser, München (1988)

May K., Russel M.M, Razzoog M.E., Lang B.R.
Precision of fit of the Procera AllCeram crown
J. Prosthet. Dent. 80, 394-404 (1998)

McLaren E.A.
Using copy milling technology in restorative dentistry
Dent. Today 16, 80-85 (1997)

Mehl A., Gloger W., Kunzelmann K.H., Hickel R.
Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmessgerätes zur präzisen
dreidimensionalen Zahnvermessung
Dtsch. Zahnärztl. Z. 51, 23-27 (1996)

Mehl A., Hickel R.
Current state of development and perspectives of machine-based production
methods for dental restorations
Int. J. Comput. Dent. (England) 2, 9-35 (1999)

Meiners H.
Prophylaxe und Werkstoffkunde
Zahnärztl. Welt 94, 792-798 (1985)

Meyeberg K.H., Luthy H., Scharer P.
Zirconium posts. A new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth
J. Aesthet. Dent. 7, 73-80 (1995)

Minimazato T.
Slip-cast zirconia dental roots with tunnels drilled by laser process
J. Prosthet. Dent. 63, 677-684 (1990)

Mörmann W.H.
Chairside computer-generated ceramic restorations: the Cerec third generation
improvements
Pract. Periodont. Aesthet. Dent. 4, 9-16 (1992)

Mörmann W.H., Schug J.,
Grinding precision and accuracy of fit of Cerec2 CAD/CIM Inlays
J. Am. Dent. Assoc. 128, 47-53 (1997)

Mörmann W.H., Bindl A.
The Cerec3 – a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results
Quintessence Int. 31, 699-712 (2000)

Mörmann W.H., Bindl A.
All ceramic, chair-side computer-aided design / computer-aided machining restorations
Dent. Clin. North Am. 46: 405-426 (2002)

Nagai N., Takeshita N., Hayashi J.
Biological reaction of zirconia ceramic as a new implant material in the dental field
Jpn. J. Oral Biol. 24, 759-762 (1982)

Nilson H., Bergman B., Bessing C., Lindquist P., Andersson M.
Titanium copings veneered with process ceramic: a longitudinal clinical study
Int. J. Prosthet. 7, 115-119 (1994)

Nowak M., Ketterl W., Geurtzen W.
Eine klinische Untersuchung an Amalgamfüllungen unterschiedlicher Liegedauer
Dtsch. Zahnärztl. Z. 39, 732-735 (1984)

Oden A., Andersson M., Krystek-Ondracek I., Magnuson d.
Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns
J. Prosthet. Dent. 80, 450-456 (1998)

Odman P., Andersson B.
Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10,5 years: a prospective clinical study
Int. J. Prosthodont. 14, 504-509 (2001)

Olthoff L.W., van der Zel J.M., de Ruiter W.J., Vlaar S.T., Bosman F.
Computer modelling of occlusal surfaces of posterior teeth with the Cicero CAD/CAM system
J. Prosthet. Dent. 84, 154-162 (2000)

Parsell D.E., Anderson B.C., Livingston H.M., Rudd J.I., Tankersley J.D.
Effect of camera angulation on adaptation of CAD/CAM restorations
J. Esthet. Dent. 12, 78-84 (2000)

Pelka M., Krämer N., Kunzelmann K.H.
Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie
Dtsch. Zahnärztl. Z. 48, 488-491 (1993)

Persson M., Andersson M., Bergman B.
The accuracy of a high precision digitizer for CAD/CAM of crowns
J. Prosthet. Dent. 74, 223-229 (1995)

Presern Z.F., Strub J.R.
Inlay versus Onlay - Eine klinische und röntgenologische Nachuntersuchung
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 93, 154-162 (1983)

Razzoog M.E., Lang B.R.
Research evaluations of a new all-ceramic system
Pract. Periodontics Aesthet. Dent. 10, 1-3 (1998)

Rehberg H.J.
Exakter Randschluss - Was ist das ?
Dtsch. Zahnärztl. Z. 26, 696-699 (1971)

Rekow D.
Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of art
J. Prosthet. Dent. 58, 512-515 (1987)

Rinke S., Markgraf G., Jahn L., Hüls A.
Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay / Inceram)
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed 104, 1495-1499 (1994)

Rinke S., Hüls A.
Copy-milled aluminous core ceramic crowns: a clinical report
J. Prosthet. Dent. 76, 343-346 (1996)

Roulet J.F.
Marginal integrity : clinical significance
J. Dent. 22, 9-12 (1994)

Russell M.M., Andersson M., Dahlmo K. Razzoog M.E., Lang B.R.
A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures
Quintessence int. 26, 757-763 (1995)

Sassen H.
Passgenauigkeit von Kronen bei definierter Präparationsgrenze
Dtsch. Zahnärztl. Z. 33, 726-732 (1978)

Schlegel A., Besimo C., Guggenheim R., Düggelin M.
In-vitro-Untersuchung zur marginalen Passgenauigkeit von computergefrästen Titankronen
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 101, 1273-1278 (1991)

Schlegel K.A., Tavor A, Zaborsky J.
Das DCS-Titan-System - Ein neuer Weg in der Kronentechnik
Quintessenz 3, 461-468 (1991)

Schröder A., Sutter F., Krekeler G.
Orale Implantologie
Thieme Verlag Stuttgart, New York (1988)

Schweiger M.
Microstructure and properties of a pressed glass-ceramic core to a zirconia post
QDT 21, 73-79 (1998)

Sheets C.G.,
The periodontal-restorative interface: enhancement through magnification
Pract. Periodontics Aesthet. Dent. 11, 925-931 (1999)

Siervo S., Bandettini B., Siervo P., Falleni A., Siervo R.
The Celay system: a comparison of the fit of direct and indirect fabrication
techniques
Int. J. Prosthodont. 7, 434-439 (1994)

Spiekermann H.
Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken
Dtsch. Zahnärztl. Z. 41, 1015-1019 (1986)

Sternberg V.M., Marshall H.
Biological basis for placement of crown margins
N. Y. State Dent. J. 42, 604 (1976)

Stoll R., Stachniss V.
Computerunterstützte Technologien in der Zahnheilkunde
Dtsch. Zahnärztl. Z. 45, 314-332 (1990)

Sturzenegger B., Feher A., Lüthy H.
Klinische Studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahngebiet hergestellt mit dem
DCM-System
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 110, 131-139 (2000)

Szentpetery A.
Dynamic correction of occlusal surfaces with CAD/CAM methods
Part I. General description of dental CAD/CAM systems
Fogorv. Sz. 92, 231-242 (1999)

Taylor M.J., Lynch E.
Marginal adaptation
J. Dent. 21, 265-273 (1993)

Tinschert J., Natt G., Doose B., Fischer H., Marx R.
Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik
Dtsch. Zahnärztl. Z. 54, 545-550 (1999)

Valderrama S., van Roekel N., Andersson M., Goodacre C. J., Munoz C. A.
A comparison of the marginal fit and internal adaptation of titanium and gold-
platinum-palladium metal ceramic crowns
Int. J. Prosthodont. 8, 29-37 (1995)

Windecker D., Ohle K.
Einfluss des Herstellungsverfahrens auf den Randschluss von Metallkronen
Dtsch. Zahnärztl. Z. 26, 706-715 (1971)

Wirz J., Steinemann S.
Korrosionsvorgänge in der Mundhöhle
Phillip J. 4, 81-85 (1987)

Wirz J.
Titan und seine Legierungen - ein Ersatz für Gold ?
Phillip J. 6, 289-290 (1992)

Wirz J., Jäger K., Grande V.
Kronen und Brücken mit Titangerüsten
Quintessenz 45, 849-860 (1994)

Wirz J.
Neue, bewährte Werkstoffe, Systeme und Technologien
Schweiz. Mschr. Z. 108, 214-224 (1998)

Wlochowitz A., Wohlwend A., Schärer P.
Das Zirkonoxidabutment – Ein klinischer Fallbericht
Implantologie 3, 281-294 (1998)

Wöstmann C.
Zur Frage der Messbarkeit des Kronenrandspaltes
Med. Diss., Münster (1991)

Wolf B.H., Walther M.H., Boening K.W., Schmidt A.E.
Margin quality of titanium and high-gold inlays and onlays – a clinical study
Dent. Mater. 14, 370-374 (1998)

Yamaguchi K.
Study on improvement of adaptation for inlays made by dental CAD/CAM
CEREC 2 system
Kokubyo Gakkai Zasshi 67, 163-168 (2000)

Zalkind M., Hochman N.
Direct core buildup using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide
post
J. Prosthet. Dent. 80, 730-732 (1998)

Zitzmann N.U., Schärer P.
Klinisches Kompendium der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik,
Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde – Band 3
Verlag KBM, Zürich, pp 43-49 (1997)

9. Anhang

Tabelle 1

1.Incisivii – Digitalisierung und Auswertung

	Stumpf Nr.	Zahntyp	Präparation	Einschub	Detektion	Messpunkte	Messzeit (s)
1	01 2		1	1	1	26329	424
2	01 3		1	1	1	28976	407
3	02 2		1	1	1	31247	457
4	02 3		1	0	0	35951	629
5	02 4		1	1	1	28732	396
6	06 3		1	1	1	32610	655
7	06 4		1	0	0	29500	276
8	06 5		1	0	0	29218	572
9	45 2		1	1	1	21882	696
10	45 3		1	0	0	17958	260
11	45 4		1	0	1	16584	350
12	45 5		1	1	1	22228	334
13	46 1		1	1	1	29492	429
14	46 2		1	1	1	40549	474
15	46 3		1	1	1	28704	437
16	47 2		1	1	1	34146	601
17	47 3		1	1	1	31287	554
18	47 4		1	1	1	26891	406
19	48 2		1	1	1	22382	332
20	48 3		1	1	1	31593	562
21	48 4		1	1	1	31454	557
22	50 5		1	1	1	24771	371
		Summe	17	18	21		
		Summe 0en	5	4	1		
					Mittelwert	28294,7273	462,681818
					Standardabw	5559,03919	121,008409

2. Canini – Digitalisierung und Auswertung

	Stumpf Nr.	Zahntyp	Präparation	Einschub	Detektion	Messpunkte	Messzeit (s)
1	01 1	2	1	1	1	34194	404
2	02 1	2	1	1	1	31131	361
3	06 2	2	1	1	1	45321	621
4	21 3	2	0	0	0	28974	399
5	45 6	2	0	0	1	25822	430
6	46 4	2	1	1	1	47272	696
7	47 1	2	1	1	1	47969	658
8	48 1	2	1	1	1	35441	520
9	50 4	2	1	1	1	31806	508
		Summe	7	7	8		
		Summe 0en	2	2	1		
					Mittelwert	36436,6667	510,777778
					Standardabw	7840,82734	115,987334

3. Prämolaren: Digitalisierung und Auswertung

	Stumpf Nr.	Zahntyp	Präparation	Einschub	Detektion	Messpunkte	Messzeit (s)
1	01 4	3	1	1	1	32767	439
2	03 2	3	1	1	1	37798	564
3	03 3	3	1	1	1	37188	557
4	05 1	3	0	1	0	39252	463
5	06 1	3	1	1	1	40960	607
6	07 1	3	1	1	1	32277	434
7	09 1	3	0	0	1	41606	443
8	10 2	3	0	0	1	42475	535
9	12 1	3	1	1	1	30011	403
10	14 3	3	1	1	1	44790	660
11	16 2	3	1	1	1	33523	448
12	17 2	3	1	1	1	34871	465
13	18 1	3	1	1	1	37020	557
14	20 1	3	1	1	1	27989	396
15	20 2	3	1	1	1	31362	575
16	22 1	3	1	1	1	36876	619
17	23 1	3	1	1	1	37848	509
18	25 1	3	1	1	1	41736	491
19	26 1	3	1	1	1	33202	388
20	26 2	3	1	1	1	34631	397
21	30 1	3	1	1	1	28809	459
22	33 1	3	1	1	1	43068	716
23	34 2	3	0	0	0	26707	549
24	36 1	3	1	1	1	34522	429
25	38 1	3	1	1	1	30598	563
26	39 1	3	1	1	1	25806	457
27	42 2	3	1	1	1	34309	522
28	43 1	3	1	1	1	32001	607
29	44 1	3	1	1	1	34785	442
30	45 1	3	1	1	1	31660	583
31	45 7	3	1	1	1	31269	392
32	50 2	3	1	1	1	32228	472
33	50 3	3	1	1	1	28868	388
	Summe		29	30	31		
	Summe Oen		4	3	2		
					Mittelwert	34630,6667	500,878788
					Standardabw	4860,52917	84,847013

4. Molaren: Digitalisierung und Auswertung

	Stumpf Nr.	Zahntyp	Präparation	Einschub	Detektion	Messpunkte	Messzeit (s)
1	01 5		4	1	1	62133	672
2	01 6		4	0	0	60425	386
3	03 1		4	1	1	102882	675
4	04 1		4	1	1	81701	522
5	05 2		4	1	1	93491	548
6	08 1		4	0	0	78622	659
7	08 2		4	0	0	73528	617
8	09 2		4	0	0	81756	596
9	10 1		4	0	0	66475	426
10	11 1		4	0	0	85024	535
11	13 1		4	0	0	76826	489
12	14 1		4	0	0	87914	553
13	14 2		4	0	0	93301	613
14	15 1		4	1	1	67104	752
15	16 1		4	1	1	89720	593
16	17 1		4	1	1	83248	505
17	18 2		4	0	0	79234	503
18	19 1		4	0	0	81498	515
19	19 2		4	1	1	68701	707
20	20 3		4	1	1	71644	730
21	21 1		4	1	1	74031	770
22	21 2		4	0	1	91100	627
23	22 2		4	1	1	87592	579
24	24 1		4	1	1	67558	565
25	25 2		4	1	1	87530	589
26	26 3		4	1	1	69150	693
27	27 1		4	1	1	93415	476
28	28 1		4	1	1	69838	610
29	28 2		4	1	1	60920	716
30	29 1		4	1	1	49691	557
31	29 2		4	1	1	76662	504
32	30 2		4	1	1	65206	524
33	31 1		4	1	1	85823	434
34	31 2		4	1	1	72760	635
35	32 1		4	0	0	83881	650
36	33 2		4	1	1	101478	603
37	34 1		4	1	1	75816	621
38	35 1		4	0	0	70212	340
39	35 2		4	1	1	71659	681
40	37 1		4	1	1	95752	486
41	39 2		4	1	1	78698	272
42	40 1		4	1	1	70076	408
43	41 1		4	1	1	99425	699
44	42 1		4	1	1	88759	710
45	49 1		4	1	1	102333	706
46	49 2		4	1	1	105801	658
47	49 3		4	1	1	100791	617
48	50 1		4	1	1	72534	463
		Summe	34	35	45		
		Summe Oen	14	13	3		
					Mittelwert	80285,7917	578,9375
					Standardabw	12849,5314	109,827404

5. Gesamtheit aller 112 Stümpfe: Digitalisierung und Auswertung

			Präparation	Einschub	Detektion	Messpunkte	Messzeit (s)
gesamt	Summe		87	90	105		
	Summe 0en		25	22	7		
	Prozent 0en						
					Mittelwert	53097,7143	527,625
					Standardabw	25478,5956	115,924169

Tabelle 2

Krone Nr.	m	mv	v	dv	d	do	o	mo	Mittelwert	Standardabw.
1	65	40	50	55	50	55	30	40	48,125	10,28879852
2	35	40	50	35	50	25	40	40	39,375	7,68012858
3	40	50	40	55	35	45	65	50	47,5	9,013878189
4	40	60	30	60	70	40	45	40	48,125	12,73221799
5	50	55	35	45	40	40	45	35	43,125	6,584783596
6	50	35	35	35	40	40	60	55	43,75	9,270248109
7	65	45	45	60	55	55	35	45	50,625	9,164298937
8	35	40	30	35	35	45	40	30	36,25	4,841229183
9	40	30	35	45	40	40	35	35	37,5	4,330127019
10	45	30	50	35	35	55	45	35	41,25	8,196798155
11	45	65	50	70	40	55	40	60	53,125	10,58817147
12	40	50	40	40	30	60	50	60	46,25	9,921567416
13	65	45	50	40	55	40	45	50	48,75	7,806247498
14	30	40	40	45	30	35	25	30	34,375	6,343057228
15	65	40	40	65	60	60	35	50	51,875	11,43937826
16	50	35	40	55	45	50	30	50	44,375	8,07677999
17	60	40	50	60	50	65	40	50	51,875	8,637671851
18	60	45	45	45	50	50	35	40	46,25	6,959705454
19	55	30	40	50	50	60	35	40	45	9,682458366
20	25	40	40	35	50	35	40	50	39,375	7,68012858
Mittelwert	48	42,75	41,75	48,25	45,5	47,5	40,75	44,25	44,84375	
Standardabw	12,186058	9,2837223	6,5717197	10,871407	10,111874	10,307764	9,3908200	8,8423696	gesamt	10,19224391

Tabelle 3

Krone Nr.	alle < 50	alle<60	Mittelwert<50	Mittelwert<60	höchster Wert	tiefster Wert	Mittelwert
1	0	0	1	1	65	30	48,125
2	1	1	1	1	50	35	39,375
3	0	1	1	1	65	35	47,5
4	0	1	1	1	70	40	48,125
5	0	1	1	1	55	35	43,125
6	0	1	1	1	60	35	43,75
7	0	0	0	1	65	35	50,625
8	1	1	1	1	45	30	36,25
9	1	1	1	1	45	30	37,5
10	0	1	1	1	55	30	41,25
11	0	0	0	1	70	40	53,125
12	0	1	1	1	60	30	46,25
13	0	0	1	1	65	40	48,75
14	1	1	1	1	45	25	34,375
15	0	0	0	1	65	35	51,875
16	0	1	1	1	55	30	44,375
17	0	0	0	1	65	40	51,875
18	0	1	1	1	60	35	46,25
19	0	1	1	1	60	30	45
20	1	1	1	1	50	25	39,375
Summe 1en	5	14	16	20			
Summe 0en	15	6	4	0			
Mittelwert	0,25	0,7	0,8	1			

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Julia Halder
Anschrift: Hansaplatz 6
20099 Hamburg

Geburtstag: 17.06.1974
Geburtsort: München

Eltern: Dr. Robert Halder, geb. am 20.02.1949,
Zahnarzt
Angelika Halder, geb. Huhle, geb. am 06.03.1948,
Hausfrau

Geschwister: Antonia Veramendi, geb. am 17.12.1976
Felix Halder, geb. am 18.06.1981
Florentine Halder, geb. am 13.09.1983

Schulbildung

1980 bis 1984 Grundschule Rohrdorf
1984 bis 1994 Ignaz-Günther-Gymnasium Rosenheim
01.07.1994 Allgemeine Hochschulreife

Studium

WS 1994/95 bis SS 2000 Studium der Zahnheilkunde
20.10.1997 Ludwig-Maximilians-Universität München
26.07.2000 Zahnärztliche Vorprüfung
Zahnärztliche Prüfung

Beruf

Januar 2001 bis Januar 2002 Anstellung als Ausbildungsassistentin
in zahnärztlicher Praxis in Hamburg