

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Philipps - Universität Marburg
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Lotzmann
Abteilung für Zahnärztliche Propädeutik
Leiter: Prof. Dr. Lehmann

**Entwicklung eines Verfahrens zur Herstellung von keramischen
Verblendschalen für
Doppelkronen**

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

dem Fachbereich der Humanmedizin der
Philipps-Universität Marburg
vorgelegt

von
Aline Brecht
aus Marburg

Marburg 2003

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg / Lahn

am 18.3.2004

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches

Dekan: Prof. Dr. Maisch

Referent: Prof. Dr. Gente

Correferent: Prof. Dr. Lotzmann

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1 Doppelkronen und Marburger Doppelkronen	3
2.2 Composit-Verblendung von Doppelkronen	5
2.3 Keramik-Verblendung von Doppelkronen	6
2.3.1 Herstellung einer Tertiärkonstruktion	7
2.3.2 Zur Methodik des Aufbrennens konventioneller keramischer Massen	7
2.4 Systeme zur Herstellung von keramischen Veneers	9
2.4.1 Werkstoffe für die CAD/CAM Verarbeitung	9
2.4.2 CAD/CAM-Verfahren	10
2.4.3 Kurzbeschreibung der einzelnen Systeme:	11
2.4.3.1 Cerec-System	12
2.4.3.2 Procera	12
2.4.3.3 DCS-System	13
2.4.4. Kopierschleifverfahren:	
2.4.4.1 Celay	14
2.4.4.2 Everest	14
2.4.5 Weitere Verfahren	
2.4.5.1 Pressmethode aus einem Block	15
2.4.5.2 Folientechnik	15
2.4.5.3 Schale auf feuerfestem Stumpf	16
2.5 Marburger Mineralmantelkrone	16
2.5.1 Arbeitsgang für die Marburger Mineralmantelkrone	16
2.6 Definition und bisherige Anwendung von Veneers	18
2.7 Klebung	
2.7.1 Definition eines Klebstoffes	18
2.7.2 Vorbehandlung der Legierung vor einer Klebung, bzw. einer Verblendung	20
2.7.2.1 Das Silicoater- und das Rocatec-Verfahren	21
2.7.3 Vorbehandlung der Keramik	22

3.	Untersuchung zur Entwicklung des neuen Herstellungsverfahrens von Veneers und Inlays	24
3.1	Ausgangspunkt der Untersuchung	24
3.1.1	Herstellung einer Serie von einflächigen und zweiflächigen Inlays	25
3.1.2	Abformung der Inlaykavitäten und Herstellung der Kavitätenduplikate aus Phantommetall	27
3.1.3	Aufbrennen der Keramik auf das Phantommetall	28
3.1.4	Absäuern des Metalls	28
3.1.5	Vermessung der Objekte / Ergebnis	29
	3.1.5.1 Vermessung der Abformungen	29
	3.1.5.2 Vermessung der Randspalten	32
3.2	Zusammenfassung der Zwischenergebnisse zur Herstellung von ein- und zweiflächigen Keramikinlays	35
3.3	Herstellung von Veneers für Marburger Doppelkronen	35
3.3.1	Anforderungen an ein Veneer für eine Doppelkrone	36
3.4	Klebung und Test ihrer Stabilität	36
3.4.1	Versuchsaufbau zur Überprüfung des Klebeverbundes zwischen einer NEM-Legierung und Verblendkeramik	37
3.4.2	Ergebnisse der Abzugsversuche	39
4.	Das neue Herstellungsverfahren für Keramikveneers	42
4.1	Praktische Umsetzung der Arbeitsschritte an einer Phantomarbeit	42
4.2	Praktische Umsetzung der Arbeitsschritte an einer Patientenarbeit	49
5.	Diskussion	54
5.1	Indikation	54
5.2	Haltbarkeit und Qualität der Klebung	54
5.3	Arbeits- und Kostenaufwand	55
5.4	Passgenauigkeit	55

5.5	Ästhetik	56
5.6	Festigkeit	56
5.7	Ausblick	57
6.	Zusammenfassung	58
		59
7.	Anhang	61
8.	Literaturverzeichnis	67
9.	Lebenslauf	72
10.	Verzeichnis der akademischen Lehrer	73
11.	Danksagung	74

1. Einleitung

In den letzten Jahren hat die Versorgung von Einstückgussprothesen mit Doppelkronenverankerung stetig zugenommen¹. In den studentischen Kursen der Marburger Zahnklinik wird seit 1996 bei kombinierten Arbeiten fast ausschließlich die Technik der Marburger Doppelkronen[®] angewandt. Die rapide Zunahme dieser Versorgungsmöglichkeit und die Langlebigkeit dieser Technik wirft allerdings das Problem auf, dass das Prothesegerüst die Verblendung an den Doppelkronen, auf denen die Teilprothese gelagert ist, überdauert.

Üblicherweise wird eine Marburger Doppelkrone mit Komposit verblendet. Kompositverblendungen bieten viele Vorteile. Sie lassen sich schnell, einfach und relativ preiswert herstellen. Sie verfügen über eine opake Schicht, die das Durchschimmern des Metalls der Sekundärkrone verhindert und kaschieren so das Vorhandensein einer Sekundärkrone.

Allerdings kommt es häufig bereits in der relativ kurzen Zeitspanne von 6 Monaten bis 3 Jahren zu unschönen Verfärbungen, die sich nicht ohne weiteres entfernen lassen. Verblendkunststoffe altern schneller als die Prothesenzähne; außerdem nehmen sie rascher Farbstoffe aus der Nahrung auf, so dass der Farbunterschied für den Patienten bereits nach kurzer Zeit deutlich sichtbar wird und zu Unzufriedenheit bezüglich des ästhetischen Erscheinungsbildes führt. Ein weiterer Nachteil der Kompositverblendung besteht in der Eigenschaft der Kunststoffe vermehrt Plaque anzulagern, was besonders in Hinblick auf die parodontale Gesunderhaltung der Pfeilerzähne unerwünscht ist. Eine Erneuerung der Kompositverblendung zwar ist möglich, jedoch ist die Wahrscheinlichkeit einer erneuten Verfärbung gegeben.

Die Lösung dieser Probleme könnte eine keramische Verblendung sein. Keramikverblendungen verfärben sich nicht; auf Grund ihrer Oberflächenbeschaffenheit lagern sie keine Farbstoffe ein und sind keiner altersbedingten Verfärbung unterworfen. Die Plaqueakkumulation an Keramikverblendungen ist wesentlich geringer als an Kompositverblendungen.

¹ Wenz, H.J., Hertrampf, K., Gente, M., Lehmann K.M: Langzeitverweildauer von Doppelkronen mit Spielpassung. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 10: S 655-657 (1999)

Keramiken sind allerdings in einem erhöhten Maße bruchgefährdet. Brennt man die Keramik direkt auf das Sekundärgerüst auf, würden Spannungen in der Keramik nicht ausbleiben. Die Keramik könnte abplatzen. Problematisch stellte sich dann die Reparatur einer solchen Verblendung dar. Um ein ästhetisch befriedigendes Ergebnis zu erzielen, müssten alle Kunststoffanteile vom Sekundärgerüst entfernt und die Keramik neu aufgebrannt werden. Dies kommt quasi einer Neuanfertigung der Prothese gleich und wird daher in der Praxis so gut wie nie durchgeführt.

Eine andere Möglichkeit der keramischen Verblendung der Sekundärkrone besteht darin, ein Tertiärgerüst anzufertigen, auf dem die Keramik aufgebrannt wird und welches dann mit dem Sekundärgerüst verklebt wird. Die Verklebung zwischen Sekundär- und Tertiärgerüst bietet einen Pufferschutz, so dass Spannungen, die beim Aufbrennen direkt auf das Sekundärgerüst entstehen, vermieden werden können.

Diese Methode erweist sich aber als sehr arbeitsaufwendig und erfordert viel Platz bei der Präparation, so dass sich ihre Anwendung nur auf diejenigen Fälle mit ausreichendem Platzangebot beschränkt.

Anbieten würde sich also die Herstellung einer Verblendung, die direkt auf das Sekundärgerüst geklebt werden kann, ohne dass ein Tertiärgerüst hergestellt werden muss. Die Reparaturfähigkeit wäre uneingeschränkt, da man die Verblendung bei Bedarf neu anfertigen könnte, ohne die Kunststoffanteile der gesamten Prothese auszutauschen.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Arbeitsschritte für die Herstellung einer Marburger Mineralmantelkrone² so anzupassen, dass sie für die Herstellung von Verblendschalen (Veneers) genutzt werden können, die auf eine Sekundärkrone aufgeklebt werden. Die Marburger Mineralmantelkrone (MMMK) weist neben exzellenter Passung eine gute Ästhetik auf. Sie bringt den Vorteil mit, dass sie über eine opake Schicht verfügt, da sie mit der konventionellen Aufbrennkeramik hergestellt wird. Darüber hinaus werden vorwiegend Einrichtungen und Verfahren genutzt, die in zahntechnischen Labors vorhanden und etabliert sind was die Handhabung für den Techniker erleichtert.

² Gente, M., Schwalm, J.: Die Marburger Mineralmantelkrone. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 8: S. 626-628 (1994)

2. Literaturverzeichnis

2.1 Doppelkronen und Marburger Doppelkronen

Der Einsatz von Doppelkronen stellt ein sowohl einfaches wie auch effektives Verfahren dar, Teilprothesen am Restzahnbestand zu befestigen.

Doppelkronen bestehen aus zwei Teilen: Einer auf dem Pfeilerzahn festzementierten Primärkrone und einer abnehmbaren Sekundärkrone. Die Sekundärkrone ist über ein Metallgerüst mit der Teilprothese verbunden. Die Einteilung der verschiedenen Doppelkronensysteme richtet sich nach der Art der Haltewirkung. Grundsätzlich unterscheidet man drei verschiedene Arten von Doppelkronen.

- Die Teleskopkrone³ ist eine Doppelkrone mit parallelisierten Wänden. Durch die Parallelität der Wände wird Friktion erzeugt und die Krone erhält so ihre Haltewirkung. Die Haltewirkung wird umso größer, je größer der Anteil der Flächen ist, die zueinander parallel sind.
- Die Primärkrone der Konuskrone ist konisch gestaltet und die Sekundärkrone ist passgenau zur Primärkrone hergestellt, wobei okklusal zwischen Primär- und Sekundärkrone ein Spalt von 0,1 mm besteht. Bei vollständig aufgeschobener Sekundärkrone kommt es zu einer Verkeilung der beiden Elemente und somit zu einer Haltewirkung. Je größer der Konuswinkel, desto kleiner die Haftkraft. Der Konuswinkel soll zwischen 6-8° betragen.
- Bei Doppelkronen mit zusätzlichem Halteelement wird meist mittels eines Riegels oder eines Federbolzens eine zusätzliche Haftkraft erzeugt. Die Wände dieser Doppelkrone sind möglichst parallel, jedoch ohne Friktion oder Klemmpassung; sie haben eine Spielpassung. Wird die Krone abgenommen, muss erst der Riegel geöffnet werden.

³ Lehmann, K.M.: Kurze Geschichte der Doppelkrone, Berichte zur Marburger Doppelkrone. S. 7 (2001)

Man unterscheidet bei der Verankerung von Teilprothesen Elemente der starren und der beweglichen Lagerung⁴. Bei der beweglichen Lagerung kann sich die Prothese unter Kaudruck in die resiliente Schleimhaut einlagern und dadurch abgestützt werden. Dieses Prinzip findet besonders im stark reduzierten Lückengebiss Anwendung. Sind noch mehrere stabile Pfeilerzähne vorhanden, kann die starre Lagerung angewendet werden. Dabei wird die Prothese so über die Pfeilerzähne abgestützt, dass sie sich unter Kaudruck nicht in die Schleimhaut einlagern kann.

Doppelkronen können (wie die oben beschriebenen) zur starren Lagerung benutzt werden. Bei den Doppelkronen zur beweglichen Lagerung der Prothesenbasis besteht okklusal zwischen Primär- und Sekundärkrone ein Resilienzspielraum, der in etwa der Schleimhautresilienz entspricht. Die Seitenwände der Doppelkronen mit Resilienzspielraum sind im unteren Drittel parallelisiert, so dass sie bei Belastung aneinander vorbeigleiten können und sich die Teilprothese in die Schleimhaut einlagern kann.

Hofmann beschrieb 1966 gemeinsam mit E. Körber erstmalig die Doppelkrone mit Resilienzspielraum. Diese Form der Doppelkronen ist speziell für ein stark reduziertes Lückengebiss konstruiert. Die Haltewirkung erfolgt durch Modellation der Prothesenbasis wie für eine Totalprothese, was zwangsläufig die Abdeckung des marginalen Parodonts der Pfeilerzähne mit sich führt.

Die Marburger Doppelkrone⁵ (Lehmann, 1971) ist sowohl zur starren als auch zur beweglichen Lagerung geeignet. Sie ist eine Doppelkrone mit Spielpassung, besitzt also keine Friktion parallelisierter Flächen oder Verkeilung. Bei Doppelkronen mit Friktion oder Verkeilung ist eine bewegliche Lagerung ausgeschlossen. Bei der Marburger Doppelkrone wird anstatt eines Riegels, der technisch aufwendig herzustellen und für den Patienten schwierig zu bedienen ist, ein Halteelement der Firma Si-tec eingesetzt, das, vergleichbar eines Federbolzens, in eine punktförmige Vertiefung in der Primärkrone einrastet. Wird eine bewegliche Lagerung gewünscht, wird die Vertiefung ähnlich einer Nut angelegt, in die das Halteelement beweglich einrastet.

⁴ Lehmann, K. M.: Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. Urban und Schwarzenberg, 7. Auflage (1993)

⁵ Lehmann, siehe Fn. 3.

Ein Funktionsrand der Prothese ist nicht mehr erforderlich. Die marginalen Parodontien der Pfeilerzähne werden nicht durch die Prothesenbasis bedeckt, was aus parodontalhygienischer Sicht weitaus günstiger ist.

Transversal-, Umgehungsbügel oder Sublingualbügel können bei totaler Pfeilerintegration vermieden und so der Tragekomfort der Prothese, auch in phonetischer Hinsicht, erheblich erhöht werden. Die Sekundärkronen bilden die Verbindung zu den einzelnen Sätteln der Prothese.

2.2 Composit- Verblendung von Doppelkronen

Das übliche Verfahren zur Verblendung einer Doppelkrone, ist die Verblendung mit lichtpolymerisierenden Komposit. In der Zahnklinik Marburg wird auch dieses Verfahren seit einigen Jahren zur Verblendung von Doppelkronen angewandt. Eine Verblendung mit Komposit ist am kostengünstigsten und ist nicht so bruchgefährdet wie eine Keramikverblendung, bei der es bei unsachgemäßem Gebrauch häufig zu Absprengungen besonders im empfindlichen Bereich des Zahnhalses kommen kann. Des Weiteren bietet sie den Vorteil, dass sie nicht so empfindlich auf Zugspannungen reagiert wie eine Keramikverblendung.

Eine neuangefertigte Kompositverblendung ist ästhetisch gesehen einwandfrei. Sie hat eine opake Grundmasse und ist damit in der Lage das Metall der Sekundärkrone zu überdecken. Außerdem können im Schneidekantenbereich transluzente Massen aufgebracht werden, welche die Farbwirkung in ihrer Tiefe intensivieren. Selbst bei geringen Schichten unter 1mm kommt es noch zu einer annehmbaren Farbwiedergabe⁶.

Die Problematik der Kompositverblendungen zeigt sich erst nach einer gewissen Tragedauer der Teilprothese (länger als 18 Monate). Die Probleme, die sich daraus zeigen, sind häufig die, dass das Metallgerüst und die Prothesenzähne noch intakt sind, die Kompositverblendung allerdings derart verfärbt ist⁷, dass es zu

⁶ Hoffmann, M.: Ästhetische Langzeitwirkung von kunststoffverblendetem Zahnersatz. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 35: S. 849-858 (1980); ders.: Metallverblendung durch Kunststoffe. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 29: S. 455-458 (1974)

⁷ Rosentritt, M.; Lang, R.; Behr, M.; Leibrock, A.; Handel, G.: Veränderungen der Farbe von Füllungs- und Verblendcompositen durch Kurzzeit -UV-Exposition. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 9: S. 655-658 (1998)

einer enormen Beeinträchtigung des ästhetischen Gesamtbildes der Prothese kommt. Was folgt ist eine Erneuerung der Verblendung, die allerdings wieder nur mit Verblendkomposit erfolgen kann. Klinische Untersuchungen haben gezeigt, dass bereits nach einem Jahr eine Farbverschiebung ins Gelbliche zu verzeichnen ist⁸. Die heutigen Verblendkomposite sind meistens lichtpolymerisierende Komposit-Werkstoffe. Sie bestehen aus Methacrylaten, wie z.B. Bis-GMA und sind mit verschiedenen anorganischen und organischen Füllstoffen und Farbpigmenten versetzt.

2.3 Keramik- Verblendung von Doppelkronen

Das Problem der Verfärbung gibt es bei einer Keramikverblendung nicht. Keramik ist zudem ein sehr biokompatibler Werkstoff und lagert bei korrekter Verarbeitung kaum Plaque⁹ an. Keramische Verblendungen sind teurer als Kompositverblendungen, aber bei sorgfältiger Behandlung durch den Patienten auch noch nach Jahren frei von Verfärbungen. Allerdings kommt es immer wieder zu Absprengungen. Um eine Keramikverblendung zu reparieren, greift man in den allermeisten Fällen auf Komposit zurück¹⁰, was allerdings nur eine mittelfristige Alternative darstellt; oder man versucht die Keramikreste vorsichtig zu entfernen und durch Verblendkunststoff zu ersetzen. Die Alternative zu den Reparaturversuchen mit Komposit, wäre die Neuanfertigung der keramischen Verblendung. Dies erfordert dann aber auch eine Neuanfertigung der Kunststoffsätze mit den Prothesenzähnen, da sie vor der Herstellung der keramischen Verblendung entfernt werden müssen.

⁸ Setz, J., Engels, E: Klinische Untersuchungen zur Farbbeständigkeit von Verblendkunststoffen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 9: S. 735-737 (1994); ders.: Color stability of light curing composites. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 10: S. 666-668 (1990)

⁹ Hahn, R., Netuschil, L. Löst, C.: Initiale Plaquebesiedelung keramischer Restaurationsmaterialien. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 5 (1995)

¹⁰ Marx, R., Stoß, T., Herrmann, M.: Keramikreparatur- Haftreparaturkunststoffe ausreichend?. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 46: S.194-196 (1991)

Nkene, E., Hickel, R., Kunzelmann, K.-H., Martus, P.: Zuverlässigkeit der Haftfestigkeit von verschiedenen Befestigungskompositen an Keramik. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 6: S. 376-378 (1993)

Edelhoff, D., Marx, R., Spiekermann, H.: Reparatur abgeplatzter Verblendung durch introrale Silikatisierung - eine In-Vitro-Untersuchung. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2: S 115-119 (1998)

Sindel, J., Gehrlicher, S., Petschelt, A.: Untersuchungen zur Haftung von Komposit an VMK-Keramik. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 3: S. 712-716 (1997)

2.3.1 Herstellung einer Tertiärkonstruktion

Eine andere Möglichkeit der Verblendung eines Sekundärgerüsts ist die Herstellung einer Teriärkonstruktion¹¹. Dabei wird ein Gerüst angefertigt, das noch über der Sekundärkonstruktion angebracht wird und separat verblendet werden kann. Nach dem Keramikbrand kann es dann auf die Sekundärkonstruktion aufgeklebt werden. Diese Maßnahme erfordert allerdings extrem viel Platz, denn sowohl Sekundär- wie auch Tertiärgerüst müssen eine Mindeststärke haben, die sie vor Verbiegungen und Verziehungen beim Aufbrennen schützt. Ein Vorteil dieser Technik besteht in der Klebezone zwischen Sekundär- und Tertiärgerüst. Diese Schicht kann als eine Pufferzone dienen und dadurch entstehende Spannung zwischen den Gerüsten und den Primärkronen durch eine leicht elastische Wirkung der Klebeschicht abfangen. Bei Reparaturen wird der Klebstoff zwischen Sekundär- und Tertiärgerüst erwärmt, gelöst und die Tertiärkonstruktion kann nach Entfernung der eventuell noch vorhandenen Keramik neu mit Keramik verblendet werden. Danach kann das Gerüst wieder neu verklebt werden.

2.3.2 Zur Methodik des Aufbrennens konventioneller keramischer Massen

Grundsätzlich müssen keramische Massen in einem besonderen Schichtungsverfahren auf das Metall aufgebracht werden. Die erste Behandlung in einem Brennofen erfährt zunächst das Metall selbst. Dabei bildet sich eine Oxydschicht aus, an welche die Keramik anhaften kann. In unserem Fall kann die Ausbildung der Oxydschicht entfallen, da auf der unedlen Oberfläche des Phantommetalls bereits genug Haftoxyde vorhanden sind.

Der Opakerbrand erfolgt in zwei Schritten: zunächst wird dünnflüssig angerührter Opaker gleichmäßig mit einem Pinsel oder einem Glasstäbchen auf die Metalloberfläche aufgetragen und bei ca. 940 ° C im Ofen gebrannt. Die Haltezeit bei maximaler Temperatur beträgt etwa eine Minute. Bei dem von uns benutzten Ofen handelte es sich um einen Tanaka KDF Master[®]. Bei den keramischen

¹¹ Freihöffer, Ch., Feldesz, G., Lehmann, K.M.: Die Verblendung von teleskopierenden Sekundärkonstruktionen mit Keramik. Berichte zur Marburger Doppelkrone: S. 31 (2001).

Massen handelte es sich um Duceram[®] LFC-Aufbrennmassen der Firma Degudent[®]. Dieser erste Brand entspricht dem Washbrand. Der zweite Brand ist der eigentliche Opakerbrand. Er bewirkt, dass die dunkle Metalloberfläche unter der Keramikfacette nicht durchschimmert. Die Opakermasse wird dicksahnig angerührt, mit einem Pinsel aufgetragen und ebenfalls bei ca. 940° C gebrannt. Man muss jeweils die längstmögliche Abkühlstufe wählen, um etwaige auftretende Spannungen zwischen Metall und Keramik zu vermeiden. Die Kontrolle der Ränder nach diesem Brand ist besonders wichtig, um eine schöne, gleichmäßige opake Schicht zu erhalten, was besonders wichtig für das spätere Ergebnis ist. Gegebenenfalls kann das Ergebnis noch korrigiert werden.

Der eigentliche Hauptbrand ist der Dentinmassenbrand und der Schmelzmassenbrand, dessen Gelingen für die Form, das gesamte farbliche Erscheinungsbild, Lichtreflexe, Transluzenz der Schneide, etc. verantwortlich ist. Hierbei ist die genaue Farbauswahl und das Zusammenspiel von Dentin- und Schneidemasse besonders wichtig. Nach der Schichtung erfolgt zunächst eine schrittweise Vortrocknung im Ofen, das Vorwärmen auf die gewünschte Temperatur, bis schließlich alles bei ca. 950° im Vakuum für ein bis zwei Minuten gebrannt wird. Durch Abschleifen mit keramisch gebundenen Steinchen und durch erneutes Aufbringen keramischer Massen können Formkorrekturen durchgeführt werden. Alle weiteren Korrekturbrände werden bei einer um 10° C verminderten Betriebstemperatur des Ofens durchgeführt.

Wenn die endgültige Form des Werkstücks erreicht ist, wird die Keramik noch einmal vorsichtig zurückgeschliffen und geglättet und der Glanzbrand kann durchgeführt werden. Der Brand mit der Glanzmasse bewirkt eine oberflächliche Verschmelzung der Keramik, dadurch ein Verschließen der Poren und es resultiert eine glatte, glänzende Oberfläche. Der Glanzbrand wird bei ca. 900° C ohne Vakuum bei einer Brennzeit von ca. 1 – 2 Minuten durchgeführt.

Nach allen Brennvorgängen ist es notwendig das Ergebnis einer visuellen Kontrolle zu unterziehen, da nach jedem Brand die Möglichkeit einer Blasen- oder Rissbildung besteht, was dann herausgeschliffen und durch erneutes Aufbringen von Keramikmasse korrigiert werden muss.

2.4 Systeme zur Herstellung von keramischen Veneers

Keramische Veneers erfreuen sich immer größerer Beliebtheit. Bereits seit den 30-er Jahren¹² versuchte man die Ästhetik der Frontzähne durch direkte und indirekte Verblendschalen aus Kunststoff oder Keramik zu verbessern. Wegen der guten biologischen Verträglichkeit der Keramiken und wegen der guten ästhetischen Wirkung, wurden die Entwicklungen neuer Techniken zur Herstellung von Keramikveneers in den letzten Jahren vorangetrieben¹³. Besonders der Wunsch des Patienten nach einer schnellen Versorgung, möglichst in einer Sitzung, haben die sogenannten CAD/CAM-Verfahren (computer-aided design/computer aided manufacturing) den Weg in die zahnärztliche Praxis finden lassen. Zurzeit befinden sich diese Systeme im Übergang vom Versuchsstadium zur Routineanwendung.

2.4.1 Werkstoffe für die CAD/CAM Verarbeitung:

Mit den CAD/CAM Verfahren können Titan, Edelmetalllegierungen, Kunststoffe und Keramiken bearbeitet werden. Keramiken können dabei in drei große Gruppen unterteilt werden:

- Silikatkeramik, d.h. glasbildende Systeme auf Silikatbasis ($K_xAl_yNa_z(SiO_4^-)$), wie z.B. Feldspatkeramik oder Verblendkeramik,
- Oxidkeramik, d.h. polykristalline Werkstoffe aus Metalloxiden, wie z.B. Aluminiumoxid, Zirkonoxid, Titanoxid und komplexere Oxide wie Spinell und
- Nichtoxidkeramik, wie z.B. Nitride und Carbide.

¹² Strub, J.R.: Vollkeramische Systeme. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 9: S. 566-571 (1992)

¹³ Van der Zel, J.M. : Heutige CAD/CAM Systeme im Vergleich. Quintessenz 2: S. 193-204 (1999)

In der Anfangszeit der CAD/CAM Verfahren stand jedoch die Verarbeitung von Titan im Vordergrund¹⁴, inzwischen werden mit den CAD/CAM Verfahren aber auch keramische Werkstoffe wie z.B. das Zirkonoxid in verschiedenen Sinterungsstufen und damit Härtegraden verarbeitet. Zirkonoxidkeramik fand seine Anwendung erstmalig im Maschinenbau und später im medizinischen Bereich, beispielsweise bei der Herstellung von Hüftgelenksköpfen. Zirkonoxid (ZrO_2) soll eine ausreichende Stabilität auch für mehrspannige Brücken im Seitenzahnbereich bieten, was die übrigen Werkstoffe für CAD/CAM Systeme bisher nicht aufwiesen. Zirkonoxid wird aus Zirkonsand und anderen zirkonhaltigen Mineralien gewonnen. Die Industrie bedient sich verschiedener Zustandsformen. Verwendet wird es entweder im kreideartigen, noch ungesinterten Zustand oder in der einfach, bzw. mehrfach gesinterten Form. Geschieht das Herausschleifen des Gerüsts vor dem Sintervorgang, so muss die Schrumpfung des Sinterprozesses miteingerechnet werden, die Rohform wird also entsprechend vergrößert hergestellt. Je nach Zusätzen und Sinterprozessen kann Zirkonoxid als transluzentes oder opakes Gerüstmaterial dienen. Die individuelle Gestaltung erfolgt nach der Herstellung des eigentlichen Grundgerüsts aus Zirkonoxid mit herkömmlicher Verblendkeramik.

2.4.2 CAD/CAM-Verfahren

Die unterschiedlichen CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) Verfahren werden durch verschiedene Merkmale charakterisiert:

- Standort der Abtast- und Herstellungseinheit
- Herstellung des Zahnersatzes in einer oder mehreren Sitzungen
- Optische oder mechanische Abtastung; direkt im Mund (mittels Streifenprojektion) oder am Gipsmodell (mittels Laser, Weißlichtprojektion oder „Messnadel“)
- Die Präparationsgrenze wird automatisch vom PC ermittelt oder vom Zahnarzt/ Zahntechniker festgelegt.

¹⁴ Luthardt, R., Weber, A., Rudolph, H.: Design and Production of Dental Prosthetic Restorations: Basic Research on Dental CAD/CAM Technology. Intern. Journal of Computerized Dentistry 5: S.165-176 (2002)

Verarbeitungs- und Anwendungsmöglichkeiten, die sich daraus ergeben:

- Herstellung von Halb- oder Fertigprodukten, wobei Halbprodukte durch nachträgliches Auftragen keramischer Massen oder von Verblendkunststoffen individualisiert werden.
- Herstellung von definitivem Zahnersatz, ebenso wie Provisorien aus Kunststoff
- Herstellung von Zirkonoxidgerüsten durch Fräsung aus einem primär gesinterten Zirkonoxidblock oder durch Fräsung weichen, vorgesinterten Materials und nachträgliche Sinterung im Spezialofen
- Fräsen aus Vollmaterial (Titan, Edelmetall, Kunststoff, Zirkonoxid)
- Herstellung eines Aluminiumoxidkäppchens/-gerüsts, auf das Keramik aufgebrannt werden kann.

2.4.3 Kurzbeschreibung der einzelnen Systeme:

Zur Zeit sind folgende uns bekannte Systeme auf dem Markt eingeführt: Cercon smart Ceramics (Degussa, Hanau), Cerec (Sirona, Bensheim), WOL-Ceram (WDT-Wolz-Dental-Technik GmbH, Ludwigshafen), Procera (Nobel Biocare, Göteborg, S), Lava (3M ESPE Dental AG, Seefeld), Everest (KaVo, Leutkirch), Etkon (Etkon, Gräfelfing), Dental CAD/CAM Gn-1 (Tokyo, J), Celay (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, CH), Cicero (Elephant Dental, Hoorn B.V., NL), Pro 50 (Cynovad, Montreal/Kanada), diGident (Girrbach, Pforzheim), Decim Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Li), DCS-Precident (DCS Dental AG, Allschwill, CH)¹⁵. (Diese Aufzählung erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit). Andere Systeme befinden sich derzeit noch in der Entwicklungsphase.

Im folgendem werden fünf gängige derzeit auf dem Markt befindlichen CAD/CAM-Systeme vorgestellt, die am ehesten geeignet sein könnten, Veneers zur Verblendung einer Sekundärkrone herzustellen¹⁶: Cerec, Celay, DCS, Everest und Procera. Insbesondere soll das Augenmerk auf die besonderen

¹⁵ Luthard, R. et al: siehe Fn. 15.

¹⁶ Walter, M.: Aktuelle CAD/CAM-Systeme: www.tu-dresden.de/medprothetik. (Stand: Januar 2003).

Anforderungen, die eine Verblendschale für eine Sekundärkrone stellt, gelegt und die Übertragbarkeit der Systeme zur Verblendung eines metallischen Sekundärgerüsts geprüft werden. Zusätzlich werden gängige nicht computerunterstützte Herstellungsweisen für Veneers, die in vielen zahntechnischen Laboren üblich sind, kurz erläutert.

2.4.3.1 Cerec-System

Das Cerec-System wurde 1980 an dem Zahnärztlichen Institut in Zürich entwickelt¹⁷ und 1987 von der Firma Sirona (Bensheim) auf den Markt gebracht. Das hauptsächliche Indikationsgebiet liegt bei Inlays, Onlays und Teilkronen im Seitenzahnbereich. Das Cerec-Verfahren eignet sich auch zur Herstellung von Veneers für natürliche Zähne¹⁸. Die Möglichkeit, ein Veneer für eine Sekundärkrone herzustellen, ist aufgrund der Tatsache, dass das Veneer aus einem einzigen transluzenten Keramikblock herausgefräst wird, eher beschränkt.¹⁹ Da es selbst bei stark verfärbten natürlichen Zähnen schwierig ist in ästhetisch zufriedenstellendes Ergebnis zu erzielen, ist die Anwendung auf metallischen Oberflächen wenig erfolgversprechend.

2.4.3.2 Procera

Das Procera-System der Firma Nobel Biocare (Göteborg, Schweden) besteht aus einer Abtasteinheit, die im zahntechnischen Labor steht und einer zentralen Produktionseinheit in Schweden. Der hauptsächliche Indikationsbereich liegt in der Herstellung von Kronen auf der Grundlage eines Aluminiumoxidkappchen; die Herstellung von Titankronen und -brücken ist ebenfalls möglich. Ein mechanischer Scanner im Labor tastet den Gipsstumpf ab. Das spätere Gerüst wird durch die Software virtuell berechnet²⁰. Die Daten werden um die Sinterschwindung zu kompensieren um 15-20 % vergrößert und dann der

¹⁷ Mörmann, W.H., Bindl, A.: Cerec 3 - ein Quantensprung bei Computer-Restaurationen. Quintessenz 2: S.157-171 (2000)

¹⁸ Wiedhahn, K.J.: CEREC-Veneers in der Praxis. Quintessenz Zahntechnik 1: S.23-43 (1995)

¹⁹ Baltzer, A., Kaufmann-Jinoian, V.: Keramikveneers mit CEREC, Quintessenz Zahntechnik 3: S. 248-258 (2001)

²⁰ Hegenbarth, E.A.: Das Procera-System Ästhetik, Präzision und Stabilität eines neuen vollkeramischen Verfahrens. Quintessenz Zahntechnik 9: S.1098-1114 (1996)

zentralen Produktionsstelle in Schweden übermittelt. Aus den gewonnenen Daten wird ein Zweitstumpf gefräst, auf den mit hohem Druck Aluminiumoxidpulver aufgepresst wird. Es wird partiell gesintert und nachgefräst und am Ende noch einmal zur vollen Dichte gesintert. Das Käppchen mit einer Mindestdicke von 0,6 mm wird innerhalb von drei Tagen zurückgeschickt und kann dann im zahntechnischen Labor in Deutschland weiterbearbeitet werden.

Ein derart hergestelltes Veneer ist auf Grund der Transluzenz und der lichtleitenden Eigenschaften des Aluminiumoxids nicht in der Lage, die dunkle Sekundärkrone zu überdecken. Die mittleren Spaltbreiten von Procera-AllCeram Kronen liegen im Frontzahnggebiet um 135 μm und im Seitenzahnbereich bei 215 μm ²¹.

2.4.3.3 DCS-System

Bei dem DCS-System (DCS Dental AG, Allschwill, Schweiz) entsteht ähnlich wie bei Procera ein Halbfabrikat. Nach Herstellung eines Gipsmodells werden die Stümpfe berührungslos von einem Laser eingescannt und die Daten an die Fräsmaschine übermittelt. Mit DCS kann Volltitan, glasfaserverstärktes Polyamid und Zirkonoxid (DC Titan, DC Tell, DC Zirkon und DC Leolux) gefräst werden. Der Haupteinsatzbereich liegt in der Produktion von Brückengerüsten. Die Stümpfe müssen durch Einkerbung unterhalb der Präparationsgrenze vorbereitet werden, um die Abtastung zu ermöglichen.

Der Median der Randspalten bei gefrästem Titan liegen bei 32 μm , doch der Anteil der marginalen Konturfehler ist erheblich erhöht und es zeigten sich interne Passungsmängel²².

Auch bei diesem System wurde zunächst eher Wert auf eine transluzente Keramik gelegt, um die Ästhetik bei Veneers an natürlichen Zähnen im Frontzahnbereich zu verbessern. Seit kurzer Zeit steht auch ein opakes Zirkonoxid (DC-Leolux) zur Verfügung, das in der Lage wäre, ein ausreichend opakes Gerüst für ein Veneer zu stellen. Die reinen Produktionskosten für eine Fräseinheit (Krone), die noch

²¹ Böning, K., Wolf, B., Schmidt, A., Kästner, K., Walter, M.: Klinische Randspaltenmessung an Procera-AllCeram Kronen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2: S. 97-100 (2000)

²² Rinke, S., Schulz-Fincke, V., Schäfers, F., Özümücü, A., Hüls A.: Vergleichende Qualitätsbeurteilung von Einzelzahnrestorationen aus Titan und einer Edelmetall-Legierung. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 4: (1998)

verblendet werden muss, liegen mit rund € 200,-- im Bereich der Herstellungskosten einer kompletten VMK-Krone.

2.4.4. Kopierschleifverfahren:

2.4.4.1 Celay

Hierbei handelt es sich um ein Kopierschleifverfahren, also eine nicht- digitale Erfassung der definitiven Form, bei dem ein Veneer aus einem lichthärtenden Komposit auf das Meistermodell modelliert wird. Die Kopierfräse besteht aus zwei Einheiten: einer Abtasteinheit und einer damit verbundenen Schleifeinheit. Die Abtastung wird dabei synchron auf die Turbine der Schleifeinheit übertragen, der aus dem Keramikrohling dann den gewünschten Zahnersatz herausfräst. Die Modellation wird bepudert und in die Kopierfräsmaschine eingespannt. Die mechanischen Abtastung erfolgt nun systematisch, bis kein Puder mehr auf der Vorlage liegt. Die eingesetzten Materialien beschränken sich auf Infiltrationskeramik und Glaskeramik, welche einen opaken Effekt ausschließen.²³

2.4.4.2 Everest

Das KaVo Everest System, ebenfalls ein Kopierschleifverfahren, besteht aus drei Komponenten: einer Messeinheit, einer Fräs-/Schleifeinheit und einer Sintereinheit²⁴. Die Wachsmodellation wird im Streifenlichtprojektor mittels einer Aufnahmekamera vermessen. Die gespeicherten Daten werden dann der Fräseinheit übermittelt, die aus Glaskeramik, teilgesinterterem Zirkonsilikat oder Titan das entsprechende Werkstück schleift. Der Indikationsbereich für Glaskeramik liegt bei Inlays, Onlays und Veneers, Kronen im Seiten- und Frontzahnbereich; für Zirkonsilikat bis zu dreigliedrige Brücken im Frontzahnbereich, wobei eine nachträgliche Sinterung erfolgen muss.

²³ Baltzer, A., et al.: siehe Fn 20.

²⁴ Hoffmann, G : CAD/CAM-System Everest von KaVo EWL. Quintessenz Zahntechnik 9: S. 1050-1053 (2001)

2.4.5 Weitere Verfahren

Neben den CAD/CAM Verfahren gibt es noch labortechnische Alternativen ein Veneer herzustellen. Im Folgenden soll ein kurzer Überblick gegeben werden.

2.4.5.1 Pressmethode aus einem Block:

Das IPS-Empress Verfahren soll hier beispielhaft für die Presskeramiken²⁵ erläutert werden.

Das IPS-Empress Verfahren wurde 1991 von der Firma Ivoclar, Ellwangen entwickelt und gehört heute zu den gängigsten Verfahren bei der Herstellung von keramischen Kronen und Inlays.

Dabei wird die Restauration zunächst in Wachs modelliert. Das Wachsmodell wird in eine spezielle Muffel gebettet und wie vom Metallguss her bekannt, in einem speziellen Ofen ausgewachst. Der Keramikblock wird erhitzt und in einem zähflüssigem Zustand in die Negativform gepresst, die ebenfalls eine bestimmte Temperatur haben muss. Um ein Veneer für eine Verblendung herzustellen, wird laut Herstellerangaben eine Mindestwandstärke von 0,8 mm gefordert. Die Rohlinge werden in verschiedenen Opazitätsstufen angeboten, trotzdem wäre zur Kaschierung eines Metallgerüsts ein weiteres Aufbringen opakeren Dentinmaterials unumgänglich. Das im Fall der Verblendung einer Sekundärkrone bestehende Platzangebot von ca. 1mm lässt folglich die Verwendung des Empress-Systems in der Regel nicht zu.

2.4.5.2 Folientechnik:

Dabei wird eine 0,25 mm starke Platinfolie auf das Modell gelegt. Die keramischen Massen werden individuell aufgetragen und die Folie nach dem Brennen der Keramik entfernt. Problematisch ist die Erzielung einer guten Passform, da die Platinfolie als Träger für die keramischen Massen keine ausreichend exakte Grundlage darstellt. Diese Problem hat schon bei der

²⁵ Witkowski, S.: Presskeramiken – Aktueller Überblick über die Systeme 2001. Quintessenz Zahntechnik 5: S.452-486 (2000)

Herstellung der klassischen „Jacket-Krone“ zu einem schlechten Randschluss geführt²⁶.

2.4.5.3 Schale auf feuerfestem Stumpf

Die einfachste Methode ist die Herstellung eines Duplikatstumpfes aus feuerfestem Material, auf den die Keramikmasse aufgebracht wird. Dabei muss die Brandschrumpfung vom Techniker miteinkalkuliert werden, so dass mehrere Korrekturbrände notwendig sind, was die ganze Prozedur zeitaufwendig macht. Eine opake Schicht kann bei dieser Technik jedoch nicht hergestellt werden.

2.5 Marburger Mineralmantelkrone

Die Marburger Mineralmantelkrone wurde 1991 von Gente entwickelt²⁷ und von Schwalm 1994 mit der Herstellung von 18 Versuchskronen technisch umgesetzt. Ziel dieser Arbeit war es, die bereits vorhandenen Einrichtungen und Verfahren in einem zahntechnischen Labor für den Metallguss so zu nutzen, dass sie auch für die Herstellung von Keramikronen angewandt werden konnte. Das Grundprinzip der Marburger Mineralmantelkrone ist die Herstellung eines Duplikatstumpfes aus einem nichtsäureresistenten Metall, auf den im üblichen Verfahren Keramik mit einer opaken Grundmasse aufgebrannt wird. Nach Fertigstellung des keramischen Mantels wird der metallische Duplikatstumpf in Säure aufgelöst.

2.5.1 Arbeitsgang für die Marburger Mineralmantelkrone:

Zur Herstellung der Keramikronen wurde zunächst ein Meistermodell mit additionsvernetzendem Silikon doubliert und der betreffende Stumpf in der entstandenen Negativform mit einem Polyäther ausgegossen. Dieser Polyätherstumpf wird dann in eine für den Metallguss geeignete Einbettmasse eingebettet, nach dem Erhitzen entfernt und die Hohlform wird mit einer Nickelbasislegierung (Marburger Phantommetall) ausgegossen. Der entstandene

²⁶ Isselhorst, B. Untersuchungen zur Passgenauigkeit von Einzelkronen aus Glaskeramik (Dicor): Inaugural Dissertation, Marburg, (1988)

Metallstumpf wird in einem zweiten Modell reponierbar befestigt und die Keramikmasse wird in herkömmlicher Art und Weise aufgebrannt. Für die Gestaltung der Keramikkrone in einem Artikulator wird ein V₂A –Halter auf den Stumpf aufgelötet, so dass er reproduzierbar über Pins auf dem Modell befestigt werden kann.

Die Keramik wird dann in herkömmlicher Art und Weise, d.h. mit Wash- und Opaquerbrand aufgetragen. Nach dem Aufbrennen der Keramik wird das Metall in Königswasser (2 Teile rauchende Salzsäure und 1 Teil konzentrierte Salpetersäure) innerhalb von 40 Std. vollständig aufgelöst. Übrig bleibt eine feine Oxidschicht, die mit Kunststoffperlen abgestrahlt wird.

Die Marburger Mineralmantelkrone weist einen hervorragenden Randspalt auf (Median der Randspalten: 37µm), der marginale Rand der Kronen verläuft exakt winklig und folgt den Unregelmäßigkeiten einer freihändigen zahnärztlichen Präparation. Die Säurebehandlung nimmt keinen Einfluss auf die Biegefestigkeit der Keramik. Überprüfungen der Biegefestigkeit von jeweils 10 Keramikstäbchen mit und ohne 48-stündige Säurebehandlung ergab, dass sich die Festigkeit trotz der aggressiven Behandlung sogar leicht erhöhte und auch das Gewicht der einzelnen Proben vor und nach der Säurebehandlung konstant blieb. Die Keramikproben wurden aus handelsüblicher LFC- Aufbrennkeramik der Firma Ducera hergestellt.

Außer der Säurebehandlung wurden für das neue Verfahren ausschließlich in der Zahntechnik bekannte und erprobte Arbeitsgänge eingesetzt²⁸.

²⁷ Gente, M. : Verfahren zum Herstellen eines vollkeramischen Zahnersatzes. Deutsches Patentamt, Patentschrift Nr. DE 41 16 553 C2, Patent erteilt am 27. 1. 1994

²⁸ Gente, M., Schwalm, J.: Die Marburger Mineralmantelkrone, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 8: S.626-628 (1994)

2.6 Definition und bisherige Anwendung von Veneers:

Ein Veneer ist eine labiale Verblendschale aus Keramik oder Kunststoff, die nach Entfernung einer dünnen Schicht Schmelz mit Hilfe eines speziellen Composites auf der angeätzten Schmelzoberfläche befestigt wird.

Der Ausdruck „Veneer“ in Verbindung mit der Verblendung von Doppelkronen ist neu. Veneers werden normalerweise zur Versorgung von verfärbten Frontzähnen, Zähnen mit großflächigen Frontzahnfüllungen und bei Strukturanomalien der Zahnhartsubstanzen verwendet. Dabei wird ca. 0,5 mm des Schmelzes entfernt, wobei aber kein Dentin freigelegt werden darf. Die Präparation erfolgt vom facialen Bereich des Frontzahns ausgehend bis in die Approximalräume hinein. Die Kontakte zum Nachbarzahn werden dabei nicht aufgehoben. Die Inzisalkante wird ebenfalls umfasst. Nach Abformung der Präparation erfolgt die Herstellung der Veneers aus Keramik oder Kunststoff, wie es beim indirekten Verfahren der Fall ist; oder man verblendet die Zähne direkt mit einem Composite Kunststoff. Beim indirekten Verfahren müssen die Veneers mit einem speziellen dünnfließenden Composite, nach Anätzen des Schmelzes aufgeklebt werden.

2.7 Klebung

2.7.1 Definition eines Klebstoffes:

Unter Kleben versteht man das Fügen von Teilen unter Verwendung eines Klebstoffs. Als Klebstoff bezeichnet man einen nicht-metallischen Stoff, der Fügeteile durch Flächenhaftung und innere Festigkeit verbinden kann²⁹. Das Gefüge der verklebten Werkstoffe wird nicht verändert³⁰. Die Wirkungsweise eines Klebstoffes wird durch die Kohäsion und Adhäsion charakterisiert. Kohäsion bedeutet, dass der Klebstoff in seinen Bestandteilen eine Eigenfestigkeit

²⁹ Busch, M.: Kleben statt Lötten. Quintessenz 16: S. 237-285 (1998)

³⁰ Janda, R.: Kleben und Klebetechniken, dental labor 3: S. 409-415 und S. 615 - 627 (1992)

hat; Adhäsion heißt, dass der Kleber auf der Oberfläche des Werkstoffes anhaftet³¹.

Klebeverbindungen haben einige Vorteile, allerdings auch Nachteile. Ein Vorteil ist, dass zwei zu verklebende Stoffe bei Ihrer Verarbeitung keinen starken thermischen Beanspruchungen ausgesetzt werden müssen. Außerdem können Werkstoffe völlig verschiedenen Materials miteinander verbunden werden.

Ein Klebstoff kann als Puffer zwischen den Fügestücken dienen. Er kann einerseits fehlende Stellen auf der Klebefläche des Materials ausfüllen und abdichten, andererseits bilden sich dank der Pufferwirkung bei mechanischer Beanspruchung keine Spannungsspitzen aus. Die Kraft wird vielmehr flächenhaft verteilt, statt sich auf einen Punkt des Fügeteils zu konzentrieren und es womöglich zum Bruch zu bringen.

Nachteile können dadurch entstehen, dass die Klebewirkung über Jahre gesehen im Allgemeinen abnimmt und das sich gewisse chemische und mechanische Faktoren wie z.B. Hitze, Kälte, Wasser- und Lösungsmiteleinwirkung, Druck oder Zugspannung negativ auf die Haltbarkeit des Klebeverbundes auswirken können. Welchen temperaturbedingten Belastungen eine Klebefuge standhalten muss, wird klar, wenn man sich vor Augen hält, dass Temperaturschwankungen gemessen an der Klebefuge im Mund zwischen +76°C und -2°C durch heißes Essen oder Getränken, bzw. Eis durchaus realistisch sind³².

Zudem müssen die Oberflächen des Werkstückes meist vorbehandelt werden, was unter Umständen mehr Zeit in Anspruch nehmen kann.

In der Zahntechnik kommen größtenteils lösungsmittelhaltige Klebstoffe und Reaktionsklebstoffe zur Anwendung. Die Haftwirkung der lösungsmittelhaltigen Kleber entwickelt sich, sobald das Lösungsmittel verdunstet ist. Diese Klebstoffe werden meist nur für einen temporären Verbund benutzt und nicht für einen längerfristiger Halt.

Will man eine besonders feste, langhaltende Klebung erzielen, werden in der Zahntechnik meistens Reaktionsklebstoffe angewandt. Bei den Reaktionsklebstoffen unterscheidet man zwischen Einkomponenten-,

³¹ Rimpler, M., Holland-Moritz, R., Giebel, G., Depping, M. : Klebungen in der Mundhöhle. dental labor 1: S. 61-63 (1983)

³² Pfeiffer, P., Marx, R.: Temperaturbelastung von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin, Vol. 99: S. 782-786 (1989)

Zweikomponentenklebern und dualhärtenden Zweikomponentenklebstoffen. Die Einkomponentenklebstoffe enthalten Photoinitiatoren, die unter Lichteinwirkung aktiviert werden und so den Klebstoff aushärten. Die Aktivierung kann auch thermisch erfolgen. Die Zweikomponentenkleber werden bei Durchmischung der beiden Anteile chemisch aktiviert. Der Klebstoff härtet nach einer gewissen Zeit von selbst aus. Bei dualhärtenden Zweikomponentenklebstoffen erfolgt die Polymerisation sowohl durch Photoinitiatoren, als auch autopolymerisierend.

2.7.2 Vorbehandlung der Legierung vor einer Klebung, bzw. einer Verblendung

In der Zahnmedizin und Zahntechnik nehmen Klebungen einen immer höheren Stellenwert ein. Besonders der Einsatz von sogenannten Hochleistungsklebern auf Kunststoffbasis nimmt immer mehr zu. Mit diesen Klebern versucht man Materialien verschiedenster Eigenschaften nach entsprechender Vorbehandlung miteinander zu verbinden³³. Zu nennen ist an dieser Stelle der Verbund von Kunststoff/Metall, Kunststoff/Kunststoff, Kunststoff/Keramik, Kunststoff/Schmelz, Metall/ Schmelz³⁴ und Kunststoff / Dentin. Zu dem Verkleben von Keramik und Metall gab es bisher noch kein Indikationsgebiet, wohl aber eine Untersuchung³⁵ wonach die Behandlung mit dem Rocatec- System einen positiven Einfluss auf den Klebeverbund zwischen Keramik und Metall hat.

An dieser Stelle soll insbesondere auf den Verbund von Kunststoff und Metall eingegangen werden, da die Vorbehandlung des Metalls zur Aufnahme einer Kompositverblendung die gleiche ist, wie die Vorbehandlung für eine Klebung auf Metall.

Bei dieser Klebung ist eine spezielle Vorbehandlung des Metalls notwendig: das Beschichten der Legierungsoberfläche mit einer Silikatschicht und das Auftragen

³³ Pfeiffer, P.: Spezifisch adhärente Klebung abgestrahlter Legierungsoberflächen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 44: S. 936-937 (1998)

Pfeiffer, P.: Chemischer Verbund von Klebern und Palladium-Legierungen. ZWR 5: S.292-298 (1991)

³⁴ Gente, M., Krutisch, R., Lehmann, K.M.: Verbundfestigkeit von Metall-Schmelz-Klebungen bei Zug und Torsionsbelastung. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin Vol.101: S. 424 (1991)

³⁵ Özcan, M., Valluti, P.: Effect of surface conditioning methods on the bond strength of lutein cement to ceramics. International Association of Dentistry Research: S.1688 (2001)

eines Haftsilans (Silikatisieren bzw. Silanisieren³⁶.) Zurzeit gibt es auf dem Markt eine Vielzahl verschiedener Systeme, die zur Vorbehandlung von Metall zur Aufnahme einer Kompositverblendung eingesetzt werden, von denen aber nur zwei ohne zusätzlichen Halt durch Makroretentionen auskommen. Es handelt sich einmal um das Silicoater-Verfahren, bzw. Silicoater MD[®] der Firma Heraeus-Kulzer, Hanau und das Rocatec[®]-Verfahren von Espe, Seefeld.

Zwischen Metall und Kunststoff ist keine direkte chemische Bindung möglich. Das Prinzip dieser Verfahren beruht darauf, daß auf das Metall eine Schicht aus kurzen Siliziumverbindungen aufgebracht wird, die sowohl eine chemische Verbindung mit dem Metall, als auch einen Verbund mit dem Kunststoff eingehen kann. Beim Silikatisieren wird eine SiO₂-Schicht auf das Metall aufgebracht. Diese Silikatschicht bildet viele Hydroxylgruppen aus, die mit der Silanschicht, die danach aufgetragen wird, eine Verbindung eingehen kann. Die Silane (Methacryloxy-Propyl-Trimethoxysilan) sind Verbindungen, die reaktive Doppelbindungen enthalten, welche an den Kunststoff anpolymerisieren können, während die Methoxygruppen des Siliziumoxids mit der auf das Metall aufgetragenen Silikatschicht reagieren.

2.7.2.1 Das Silicoater[®]- und das Rocatec[®]-Verfahren

Das Silicoater-Verfahren und das Rocatec-Verfahren stellen verschiedene Möglichkeiten der Silikatisierung dar:

Das Silicoater-Verfahren ist ein Flammenbeschichtungsverfahren. Dabei wird eine Propan-Luft-Flamme durch einen Luftstrom geführt, der mit einer siliziumhaltigen Verbindung gesättigt ist. In der Flamme entstehen Siliziumpartikel, die auf der Metalloberfläche sowohl mit dem Metall, als auch untereinander kondensieren und verschmelzen. Im zweiten Schritt erfolgt dann die Silanisierung mit einem bifunktionellen Alkoxysilan. Das Silan stellt den Übergang vom anorganischen Metall zum organischen Kunststoff dar.

Das Silicoater MD- Verfahren ist eine Weiterentwicklung des Silicoaterverfahrens und auch für Legierungen mit einem Silber-Paladium Anteil geeignet. Hierbei wird die Metalloberfläche mit einer Lösung aus Chrom-III-Salz-

³⁶ Göbel, R.: Anorganische Legierungs-Kunststoff-Verbundverfahren: Silikatisierung, Silanisierung, Verzinnen. Quintessenz Zahntechnik 7: S.733-743 (2000)

Verbindung, Hydrolysat des Tetraethoxysilans, Kieselöl, Wasser und Lösungsmittel³⁷ behandelt. Bei einer Ofentemperatur von 320° C kondensieren die Sol-Partikel untereinander und bauen so das Chromoxid in ihre Silikatmatrix ein.

Das Rocatec-Verfahren nutzt den Prozess des Sandstrahlens sowohl zum Anrauen des Metalls, als auch zum Silikatisieren. Die Legierung wird zunächst in gewohnter Weise sandgestrahlt und dann mit einem Pulver, das einen Siliziumoxidzusatz enthält, behandelt. Die Korundpartikel sind mit einer Schicht aus Siliziumoxid ummantelt. Beim Auftreffen auf die Legierungsoberfläche zertrümmern die Partikel und die kinetische Energie wandelt sich in Wärmeenergie um, so daß die Partikel miteinander und mit der Metalloberfläche verschmelzen. Es entsteht eine geschlossene Silikatschicht. Die Silanisierung erfolgt analog zu den anderen Verfahren.

2.7.3 Vorbehandlung der Keramik

Um einen ausreichenden Klebeverbund zu schaffen, werden keramische Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis vorbehandelt. Dazu wird die Restauration kurz vor dem Einkleben an ihrer Unterseite vom Zahnarzt ca. zwei Minuten lang mit 30-40 %-tiger Flusssäure angeätzt wird, um die Oberfläche anzurauen und so dem Kompostiklebstoff eine größere Oberfläche und eine höhere Benetzbarkeit zu bieten.³⁸ Die Ätzzeiten und das verwendete Ätzmittel können dabei – je nachdem um welche Art von Keramik, ob Press- oder Sinterkeramik es sich handelt - variieren³⁹.

Nach der Ätzzeit wird das Ätzmittel mit Wasser gründlich von der Keramik entfernt und die Keramik gut getrocknet. Das bloße Anätzen der Oberfläche genügt allerdings nicht, um eine chemische Verbindung zwischen der anorganischen, hydrophilen Keramik und der organischen, hydrophoben

³⁷ Janda, R.: siehe Fn.29

³⁸ Hellwig, E., Klimek, J., Attin, Th.: Einführung in die Zahnerhaltung, Urban & Fischer, 2. Auflage (1999)

³⁹ Sindel, J., Kunzelmann, K.-H.: Vergleich der Ätzbarkeit von Leuzit-Glaskeramiken. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 8: S.478-480 (1993)

Matrix des Kompositklebers herzustellen. Zu diesem Zweck muss ein Haftsilan auf der Klebefläche der Keramik appliziert werden. Das Silan geht sowohl mit der Keramikoberfläche, als auch mit dem Kompositkleber eine Verbindung ein. Studien zufolge wird durch das Auftragen eines Haftsilans auf die Keramikoberfläche der Verbund zum Komposit signifikant erhöht.⁴⁰ Für unsere Zwecke genügt das Aufbringen eines Haftsilans (Bifix DC, Voco), da die Keramik durch ihre Lagerung im Königswasser eine Ätzung erfährt und somit eine ausreichend retentive Oberfläche erhält. Das Silan wird kurz vor dem Aufbringen des Klebstoffes aufgetragen und bei Zimmertemperatur getrocknet (siehe Kapitel 4.1: Herstellungsgang der Veneers).

⁴⁰ Edelhoff, D., Abuzayeda, M., Yildirim, M., Spiekermann, H., Marx, R.: Adhäsion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 9: S.617-623 (2000)

3. Untersuchungen des neuen Herstellungsverfahrens für Veneers und Inlays

3.1 Ausgangspunkt der Untersuchung

Ausgangspunkt der Untersuchung war das von Gente und Schwalm 1994 entwickelte Verfahren zur Herstellung von Marburger Mineralmantelkronen. Bei diesen Keramikkrone ist eine gute Passung einfacher zu erreichen, als bei Inlays und Veneers, da es in diesem Fall darum geht, eine gute „Außenpassung“ zu erreichen. Solche Kronen weisen gerade dann eine gute Passung auf, wenn sie geringfügig zu groß, bzw. zu weit sind. Das nächste Ziel bestand also darin, die Anwendbarkeit des Verfahrens in bezug auf die schwieriger herzustellenden Veneers und Inlays zu überprüfen. Die Anforderungen eines Veneers für Doppelkronen sind schwieriger zu erfüllen, als die einer vollkeramischen Krone. Die Keramik eines Veneers muss - ähnlich wie bei einem Inlay- einem Metallrand folgen und muss im Gegensatz zur Vollkrone gleichzeitig die Anforderungen an eine Innen- und Außenpassung erfüllen. Die Untersuchung wurde zunächst an ein- und dann an zweiflächigen Inlays vorgenommen. Anschließend erfolgte die Übertragung der an Inlays gewonnenen Erfahrungen auf die Herstellung von Veneers.

In der Literatur wurde keine Untersuchung gefunden, welche die Klebung von Verblendkeramik auf NEM-(Nicht-Edel-Metall-)Oberflächen zum Gegenstand hatte. Deswegen erfolgte für das ausgewählte Befestigungsverfahren der Veneers eine Prüfung der Stabilität der Klebung Keramik-Metall in Abrissversuchen nach Alterung der Klebung.

3.1.1 Herstellung einer Serie von einflächigen und zweiflächigen Inlays

Zunächst wurden einflächige stilisierte Inlaykavitäten hergestellt. Die Kavitäten der einflächigen Inlays bestanden aus einer gleichmäßig runden, konischen Ausbohrung einer 2 mm starken Metallplatte, die auf eine zweite Metallplatte aufgeschraubt war. So entstand eine einseitig offene kreisrunde Kavität, deren Kavitätenwände einen Winkel von ca. $5,2^\circ$ aufwiesen (Photo des einflächigen Körpers.)

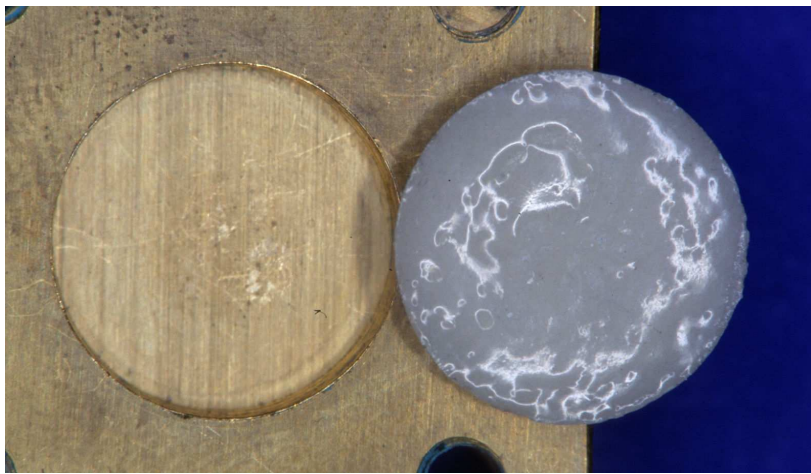


Abb.1 : Inlaykavität (einflächig, zerlegbar) und Keramikinlay.

Es wurden zwei Kavitäten mit den Durchmessern 4,261 mm und 10,673 mm an der Öffnung bzw. 3,894 und 10,316 am Kavitätenboden hergestellt.

Die zweiflächigen stilisierten Kavitäten bestanden aus einer runden 7,6 mm im Durchmesser gemessenen runden Aussparung von okklusal gesehen und einem an der Seite auslaufendem rechteckigen Kasten.



Abb.2.: Inlaykavität (zweiflächig, zerlegbar).

Anstatt der Metallplatten die mit einer gleichmäßig runden Bohrung versehen waren, wurden jetzt runde Metallkörper benutzt, die in ihrer Mitte eine runde Kavität mit einem an einer Seite auslaufenden Kasten aufwiesen. Diese Kavitätenform war auch von Moritz⁴¹ zur Untersuchung der Passung von Inlays verwendet worden. (Vor Arbeitsbeginn, wurde ein Kasten mit weißem Kunststoff ausgeblockt, um eine zweiflächige Kavität zu erhalten, siehe Abb. 2).

Das weitere Procedere der Fertigung der Inlays entsprach dem der Herstellung einflächiger Inlays. Allerdings wurde diesmal versucht die Zeit des Absäuerns zu verkürzen, indem die Detasilabformungen dünn mit Sonogum ausgespritzt und ein Graphitstift eingesetzt wurde. Der Graphitstift verbrennt nicht im Brennofen, sorgt für mehr Stabilität des Polyäthers, kann aber aus dem Metallduplikat vor dem Einlegen in die Säure leicht herausgebohrt werden.

⁴¹ Moritz: K.-J.: Untersuchungen der Werkstoffeigenschaften von Einbettmassen für den Titanguss. Inaugural Dissertation, Marburg, (1999)

3.1.2 Abformung der Inlaykavitäten und Herstellung der Kavitätenduplikate aus Phantommetall

Mit einem additionsvernetzenden Silikon (Detasil light, Fa. Detax, Ettlingen) wurde eine Abformung der Metallausbohrung genommen. Um ein ausbrennfähiges Duplikat zu erhalten wurde mit einem speziell für die Experimente entwickelten ausbrennfähigem Polyäther Sonogum[®] (Espe, Seefeld) die Silikonabformung ausgespritzt. Die Polyätherpositive wurden dann mit phosphatgebundener Einbettmasse eingebettet. Die Konzentration der Einbettmasseflüssigkeit hat dabei entscheidenden Einfluss auf die spätere Größe des Gussobjektes. Daher wurden im Vorfeld Untersuchungen zur Optimierung der Konzentration der Einbettmassenflüssigkeit durchgeführt.

Dazu wurden jeweils 3 Abformungen mit dem Abformmaterial Detasil light (Fa. Detax, Ettlingen) der stilisierten Inlays genommen, an 8 Stellen mit dem Messmikroskop (Fa. Leitz, Wetzlar) vermessen, mit Sonogum[®] (Espe, Seefeld) ausgespritzt und ebenfalls an 8 Stellen vermessen. Die 6 Sonogum Abformungen wurden mit phosphatgebundener Einbettmasse Bellavest T[®] (Bego, Bremen) bei 75 %-tiger Verdünnung der Einbettmassenflüssigkeit eingebettet, in Phantommetall gegossen und wieder im Fadenkreuz des Messmikroskops vermessen. Die Messung ergab, dass die entstandenen Gusskörper viel zu groß waren, was auf die hohe Konzentration der Einbettmassenflüssigkeit zurückzuführen war, da der Expansionsgrad mit steigender Verdünnung sinkt. Bei der Herstellung der folgenden Serie von einflächigen Inlays wurde die Konzentration der Einbettmassenflüssigkeit auf 50 % herabgesetzt.

Jedes der beiden stilisierten einflächigen Inlays wurde 8-mal abgeformt, mit Polyäther ausgegossen und in Marburger Phantommetall[®] überführt. Das Marburger Phantommetall⁴² ist eine Nickel-Basis Legierung folgender Zusammensetzung: Nickel: 77,2 Masse-%, Chrom, 11,5 Masse-%, Eisen 4,3 Masse-%, Silizium 3,8 Masse-%, Bor 2,5 Masse-%, Kohlenstoff 0,7 Masse-%. Es weist einen linear thermischen WAK (α)- Wert von $\alpha_{(20-600^{\circ}\text{C})} = 14,0 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ auf, der dem keramischer Massen ähnelt, so dass es sich problemlos keramisch verblenden lässt. Das Schmelzintervall liegt mit 990 - 1110°C ausreichend hoch.

⁴² Gente, M., Gundlach, H.-W.: Ein neues Übungsmetall für die Aufbrennkeramik. dental labor 1: S. 67-69 (1998)

Die entstandenen Gussobjekte wurden vorsichtig von Einbettmasseresten befreit, wobei besonderer Wert auf die Unversehrtheit der Inlayränder gelegt wurde. Der Durchmesser wurde der Abformungen wurde bei jedem Arbeitsschritt vermessen.

3.1.3 Aufbrennen der Keramik auf das Phantommetall

Die Herstellung der Keramikinlays folgt dem Muster der beschriebenen Aufbrenntechnik für Keramikkrone (siehe Kapitel 2.3). Da es sich um NE-Metall handelte, wurde auf einen Oxydbrand verzichtet. Es wurden jeweils zwei Opakerbrände und 2-3 Grundmassebrände, bzw. Dentin-/ Schneidmassenbrände durchgeführt.

Keramische Massen haben die Eigenschaft beim Sintern zu schrumpfen und neigen deswegen dazu sich von der Kavitätenwand beim Brennvorgang abzuheben. Das macht es schwierig eine gleichmäßige Schicht in einer Kavität ohne Spalten am Rand zu erzeugen. Ein einfacher, aber effektiver Trick ist es, die Dentin-/ Schneidmasse schichtweise einzubringen und vor dem ersten Dentinbrand kreuzweise mit einer Klinge einzuritzen. Auf diese Weise zieht sich die Keramik zu den Rändern der Kavität und man erreicht, dass man in einem zweiten Brand die restlichen Lücken, die jetzt im Zentrum des Inlays liegen, auffüllen kann.

Die Dentin-/Schmelzmasse wurde übergeschliffen, um eine gleichmäßige Oberfläche zu erhalten. Zum Abschluss wurde die Keramik mit einem Glanzbrand versehen.

3.1.4 Absäuern des Metalls

Die Metallstücke wurden in einen Erlenmeyerkolben gelegt und mit Königswasser (1 Teil Salpetersäure mit 2 Teilen rauchender Salzsäure) übergossen. Über 48 Std. wurde die Säure unter einem Luftabzug auf 60°C erhitzt; ein magnetisch bewegtes Rührfischchen sorgte für die ständige Bewegung der Säure über dem Metall. Nach Auflösung des Metalls wurden die Inlays aus der Säure entnommen. Die Inlays wurden in die stilisierten Inlaykavitäten zurückgesetzt, wobei die Zeit zum

manuellen Einpassen mit einem Keramikpolierer auf zwei Minuten beschränkt war.

3.1.5 Vermessung der Objekte / Ergebnis

3.1.5.1 Vermessung der Abformungen

Die Kavitäten, die Silikonabformungen, sowie die Polyätherausgüsse und deren Duplikat aus Marburger Phantommetall® der Serie der einflächigen Inlays wurden in ihrem Durchmesser ausgemessen. Dies erfolgte an 8 Messpunkten, die gleichmäßig zirkulär in der runden Kavität festgelegt wurden. Ermittelt wurde der arithmetische Mittelwert jeder einzelnen Messreihe, die Standardabweichung innerhalb einer Messreihe, sowie die Varianz (siehe Anhang). Wird nur der arithmetische Mittelwert bestimmt, kann keine Aussage darüber getroffen werden, ob die einzelnen Messungen mehr oder weniger große Abweichungen vom Mittelwert aufweisen, d.h. ob die Streuung eng oder weit um das Zentrum zu finden ist. Daher ist es wichtig, die Abweichungen der einzelnen Messungen von Ihrem Mittelwert zu betrachten. Hierzu werden Streuungsmaße wie Varianz und Standardabweichung eingesetzt. Das wichtigste Streuungsmaß ist die Varianz. Die Varianz ist definiert als das arithmetische Mittel der Quadrate der Abweichungen.

Die Vermessung der Abformungen der einflächigen Inlays ergab eine zufällige Streuung der Messwerte um den Mittelwert der Originalkavität. Die Abweichungen kann man als absolut geringfügig bezeichnen. Die Standardabweichungen der einzelnen Abformungen (Silikon, Polyäther, Gusskörper) zeigen eine jeweilige Zunahme der Ungenauigkeit bei jedem Arbeitsschritt. Generell werden die Gusskörper etwas größer als die Ausgangskavität, d.h. ihr Durchmesser nimmt zu.

Abbildung 3 a zeigt die Mittelwerte der 8 einzelnen Messreihen im Vergleich zum Originaldurchmesser (4,261 mm) der Kavität. Die Säulen mit der Beschriftung „Mittelwert“ bezeichnen die Mittelwerte Messreihen (Silikon, Polyäther, Gussobjekt). Der vertikale Strich auf den Mittelwertsäulen gibt die Standardabweichung der jeweiligen Messreihe an. (Alle Angaben in mm).

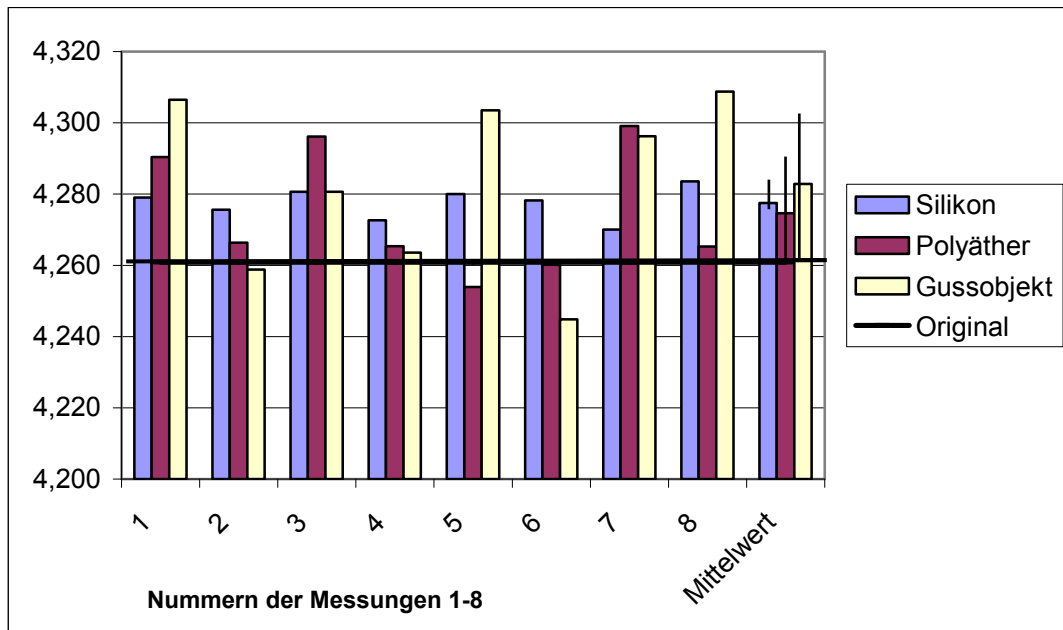


Abb. 3 a Mittelwerte der 8 einzelnen Messreihen im Vergleich zum Originaldurchmesser (4,261 mm) der Kavität

	Mittelwert (mm)	Standardabweichung (mm)
Silikon	4,277	0,004
Polyäther	4,275	0,017
Gussobjekt	4,283	0,023

Abbildung 3 b zeigt noch einmal herausgestellt die Abweichung der einzelnen Mittelwerte um den Originaldurchmesser. Der Mittelwert wurde aus den acht Messreihen errechnet. Die einzelnen Messreihen können dem Anhang entnommen werden.

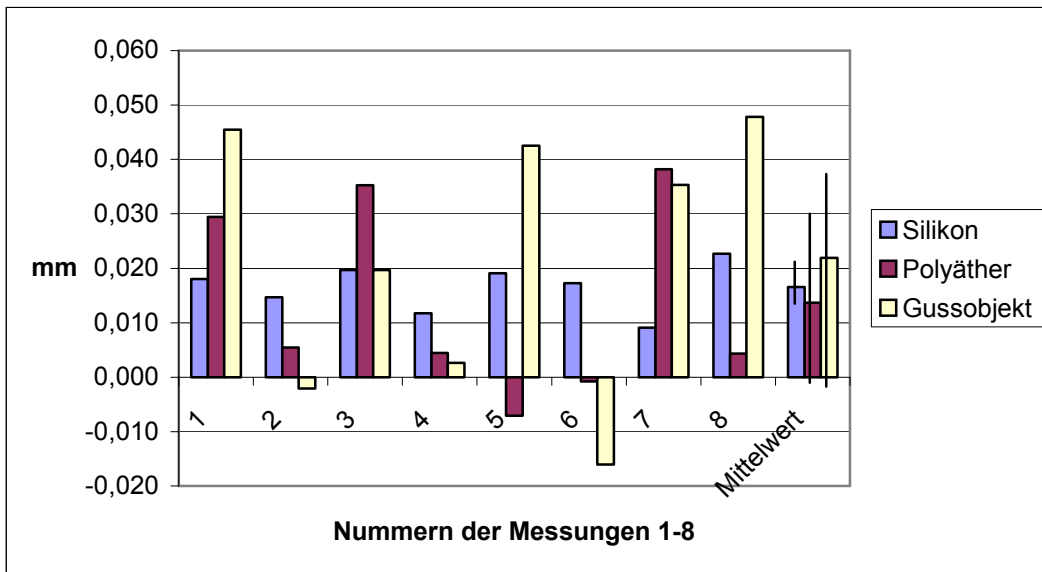


Abb.3 b: Abweichung der einzelnen Mittelwerte um den Originaldurchmesser

Die Abbildung 4 a zeigt die Mittelwerte der einzelnen Messreihen im Vergleich zum Originaldurchmesser (10,673 mm) der Kavität. Die Säulen mit der Beschriftung „Mittelwert“ bezeichnen die Mittelwerte der Messreihen (Silikon, Polyäther, Gussobjekt). Der vertikale Strich gibt die Standardabweichung der jeweiligen Messreihe an.

(Alle Angaben in mm).

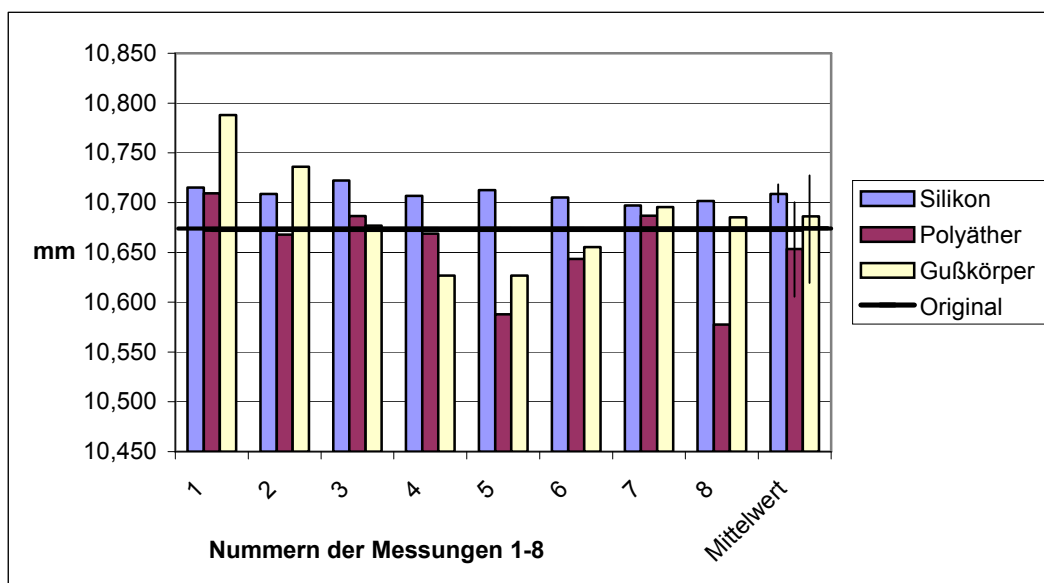


Abb. 4 a: Mittelwerte der einzelnen Messreihen im Vergleich zum Originaldurchmesser (10,673 mm) der Kavität

	Mittelwert (mm)	Standardabweichung (mm)
Silikon	10,709	0,008
Polyäther	10,653	0,048
Gusskörper	10,686	0,055

Abbildung 4 b zeigt noch einmal explizit die Abweichung der einzelnen Mittelwerte um den Originaldurchmesser.

Der Mittelwert wurde aus den acht Messreihen errechnet.

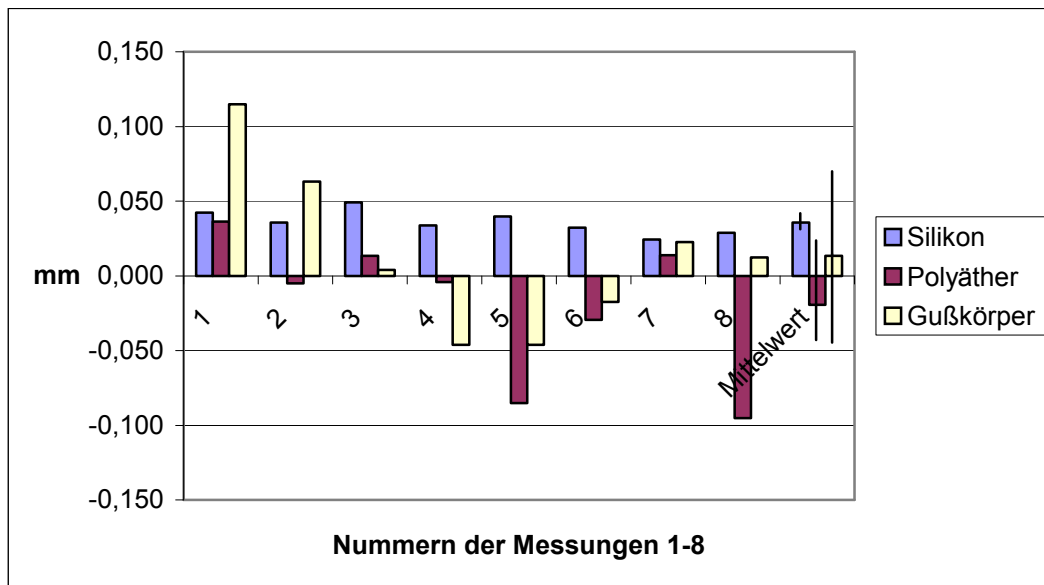


Abb. 4 b: Abweichung der einzelnen Mittelwerte um den Originaldurchmesser.

3.1.5.2 Vermessungen der Randspalten

Die Inlays wurden in die ursprüngliche Form gesetzt und ihre Randspalten wurden im Fadenkreuz unter dem Messmikroskop vermessen.

Die Messung geschah an 6 zufällig ausgesuchten Stellen, die gleichmäßig zirkulär am Rand der runden Kavität verteilt lagen und an den zwei Stellen, die den schlechtesten Randschluss aufwiesen.



Abb.5: Die Keramikinlays (einflächig) wurden in die Kavität zurückgesetzt und die Randspalten vermessen.

Die Randspaltmessungen jeweils einer Serie wurden zusammengefasst und in einem Graphen dargestellt. Die Werte waren nicht normalverteilt, deswegen wurde zur Darstellung die Angabe des Medianwertes und der Quartile gewählt.

Angegeben ist der vollständige Bereich der Messwerte. Für die Extrema Minimum und Maximum wurde das Punktsymbol verwendet. Die kurze waagerechte Linie unter, bzw. über den Extrema gibt an, dass sich 5% aller Werte zwischen dieser Linie und den Extrema befinden. 25% aller Werte befinden sich zwischen den Extrema und der oberen bzw. unteren Begrenzung des Kastens. Der gesamte Kasten gibt an, dass sich 50% aller Messwerte in diesem Bereich befinden. Der waagerechte Strich, der den Kasten durchtrennt entspricht dem Medianwert. Der Medianwert ist definiert als die Verteilung von 50% aller Ergebnisse.

Jedes der 8 Objekte der drei Serien (einflächig: 4,261 und 10,673; zweiflächig) wurde an 6 zufällig ausgewählten Stellen vermessen. Zwei weitere Stellen waren die augenscheinlich schlechtesten Stellen. Die Anzahl der Einzelmessungen (n) beträgt also 64 Messungen ($n = 64$) pro Messserie.

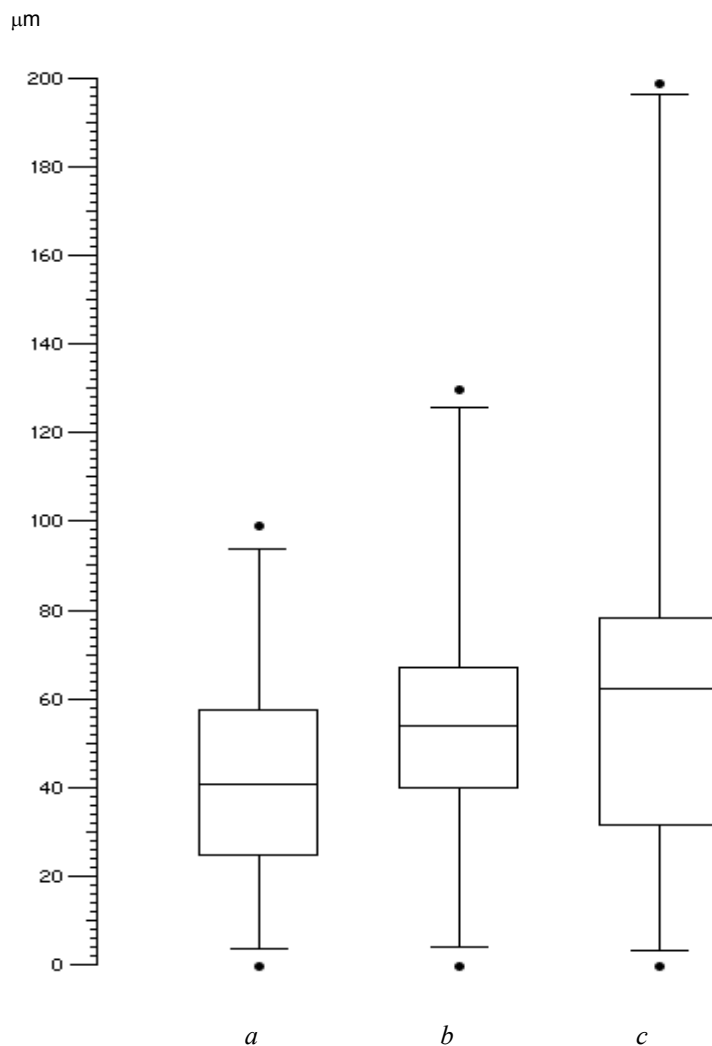


Abb. 6: Verteilung der Messwerte der Randspalten *a* = kl. Durchmesser (4,261 mm)
b = gr. Durchmesser (10,673 mm)
c = zweiflächige Inlays

Die Untersuchung der Messwerte mit dem KS-Test (Kolmogoroff-Smirnoff- Test) ergab signifikante Unterschiede der Randspalten auf dem 1%- Niveau. Die Mediane der Spaltbreiten am Rand lagen für runde einflächige Inlays von 4,261 mm Durchmesser bei 47 μm , für Inlays mit einem Durchmesser von 10,673 mm bei 54 μm . Für zweiflächige Inlays ergaben sich ein Median von 63 μm . Auffällig ist der sprunghaft ansteigende Streuung der Spaltbreiten der zweiflächigen Inlays. Dabei wird deutlich, dass es weitaus schwieriger ist akzeptable Spaltbreiten für Keramikkörper herzustellen, deren Form über eine Metallkante laufen muss, wie es bei Veneers der Fall wäre, wenn sie die Inzisalkante fassen würden.

3.2 Zusammenfassung der Zwischenergebnisse zur Herstellung von ein- und zweiflächigen Keramikinlays

Mit denen bis jetzt durchgeführten Untersuchungen wurde gezeigt, dass die Möglichkeit besteht, ein- und zweiflächige Inlays mit dem neuen Verfahren herzustellen. Bei der Herstellung der Inlays wurden Passungen erzielt, die zu einer Anwendung des Verfahrens zur Herstellung von Veneers ermutigten, bei der sowohl eine akzeptable Innen- wie auch Außenpassung erforderlich ist. Aufbauend auf den Erfahrungen, die bei der Herstellung der Marburger Mineralmantelkrone⁴³ und Übertragung der Arbeitsweise auf die Herstellung von Inlays gesammelt wurden, konnte nun dazu übergegangen werden, die Arbeitstechniken für die Herstellung der Marburger Mineralmantelkronen an die speziellen Anforderungen von Veneers für Doppelkronen anzupassen.

3.3 Herstellung von Veneers für Marburger Doppelkronen

Der Ausdruck „Veneer“ in Verbindung mit der Verblendung von Doppelkronen ist neu. Veneers dienten bislang zur Versorgung von verfärbten Frontzähnen, die z.B. großflächige Frontzahnfüllungen oder Strukturanomalien der Zahnhartsubstanzen aufweisen. Dabei wird ca. 0,5 bis 1 mm der Hartsubstanz entfernt. Die Präparation erfolgt vom fazialen Bereich des Frontzahns ausgehend bis in die Approximalräume hinein. Die Inzisalkante wird überfasst. Nach Abformung der Präparation erfolgt die Herstellung der Veneers aus Keramik oder Kunststoff, wie es beim indirekten Verfahren der Fall ist; oder man verblendet die Zähne direkt mit einem Composite Kunststoff. Beim indirekten Verfahren müssen die Veneers mit einem speziellen dünnfließenden Composite unter Anwendung der Adhäsivtechnik aufgeklebt werden.

⁴³ Gente, M., Schwalm, J.: Die Marburger Mineralmantelkrone. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 49: S.626-628 (1994)

3.3.1 Anforderungen an ein Veneer für eine Doppelkrone

Da in einem Lückengebiss häufig die noch verbliebenen Eckzähne zu einer Versorgung mit Doppelkronen herangezogen werden, ist es notwendig zu berücksichtigen, dass die Inzisalkante mitverblendet wird, da sie im gut sichtbaren und damit ästhetisch wichtigen Bereich liegt. Dies bedeutet, dass die Keramik um die Inzisalkante des Zahnes herumlaufen muss und möglichst übergangslos und ohne Kanten auf das Metall des Primärgerüsts stößt. Ein Veneer, das aufgeklebt wird, muss die gleichen Anforderungen wie eine konventionelle Keramik- oder Kunststoff-Verblendung erfüllen:

- Im Übergang von Metall zu Primärgerüst dürfen sich keine Nischen befinden. Das aufzuklebende Veneer muss dem Gerüst genauso eng anliegen, wie eine konventionelle Verblendung.
- Das Veneer darf nicht vorstehen. Es muss sich harmonisch in den Zahnbogen der übrigen Prothesenzähne einpassen.
- Die farbliche Gestaltung ist besonders wichtig: das Veneer darf sich farblich von benachbarten Kunststoffzähnen nicht abheben. Um diese Forderung zu erfüllen, muss zum einen eine sorgfältige Auswahl der Farben der verwendeten keramischen Massen erfolgen, zum anderen darf das Metallgerüst nicht durchscheinen. Letzteres wird durch Anwendung eines konventionellen Opaker, wie er zum Sortiment jedes Verblendsystems für Metallkeramik gehört, sichergestellt.

3.4 Klebung und Test ihrer Stabilität

Der zukünftige und langfristige Halt des Keramikveneers auf der Metalloberfläche ist von entscheidender Bedeutung. Vor dem Einsatz am Patienten musste die ausreichende Haftkraft des Klebstoffes überprüft werden. Da die Klebeverbindung im Mund permanenten physikalischen, thermischen und chemischen Belastungen ausgesetzt ist, sollte auch eine künstliche Alterung der Klebeverbindung erfolgen.

Dies geschah durch eine 24-stündige Behandlung im kochendem Wasser. Die Prüfung des Klebeverbundes wurde mit einer Abreißmaschine der Firma Zwick® vorgenommen.

3.4.1 Versuchsaufbau zur Überprüfung des Klebeverbundes zwischen einer NEM-Legierung und Verblendkeramik

Um die NEM-Metalloberfläche nachzuahmen wurden zylinderförmige Probekörper mit einem Durchmesser von 4 mm aus NEM-Legierungen hergestellt. Als NEM-Legierungen wurden Remanium 2000® (Co:61%, Cr: 25%, Mo:7%, W: 5%, Si: 1,5%) und Remanium GM 800® (Co: 63,3 %, Cr: 30 %, Mo: 5%; Rest: Si, C, Mn, N) der Firma Dentaforum ausgewählt. Die Zylinder besaßen an einer Seite eine Bohrung, an der man eine Zughaken befestigen konnte.

Die Keramikkörper wurden aus Ducera Gold hergestellt. Sie sollten eine konische Form haben, um der Abreißmaschine einen Unterschnitt zu bieten und sie sollten an ihrer Klebestelle dem Durchmesser der NEM-Legierungszyylinder entsprechen. Mit Hilfe einer konischen Silikonform wurde die Keramikmasse auf einen Zylinder aus Marburger Phantommetall aufgebracht, mit angefeuchtetem Zellstoff gegen das Silikon isoliert und nach Entfernung der Silikonform und des Zellstoffes gebrannt. Die Keramikteilchen auf dem Marburger Phantommetall wurden in Königswasser gelegt, um das Phantommetall zu entfernen. Die Keramikteilchen erfuhren auf diese Weise die gleiche Behandlung mit der starken Säure, wie auch die späteren Keramikveneers zur Verblendung von Sekundärkronen.

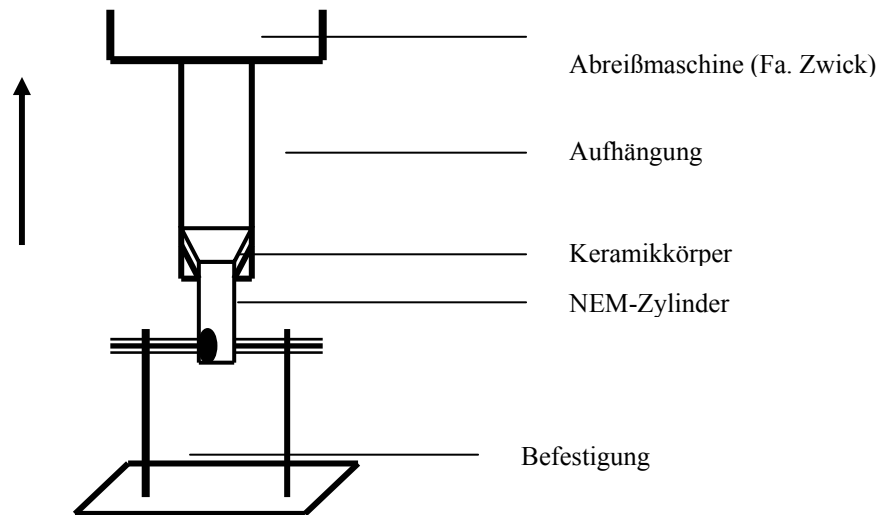


Abb. 7: schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Überprüfung des Klebeverbundes zwischen der NEM-Legierung und Verblendkeramik

Die Zylinder aus der NEM-Legierung wurden mit dem Roca-Tech Verfahren silanisiert, die Keramiktellen mit Bifix[®] konditioniert. Bifix DC ist Bestandteil eines dualhärtendes, adhäsives Befestigungssystem auf Composite-Basis der Firma Voco, Cuxhaven, das zum Einkleben keramischer Inlays in die Zahnkavität benutzt wird.

Der Klebstoff Nimetic-Cem[®] der Firma Espe, Seefeld wurde aufgetragen und die Unterseite der konischen Keramikkörper wurde mit leichtem Anpressdruck auf die passende plane Fläche der NEM-Zylinder geklebt.

Die Klebung wurde 24 Stunden im kochenden Wasser künstlich gealtert.

Der Keramikkörper wurde in eine konische Form gelegt, die an der Abreißmaschine befestigt war und mit einer dünnen Schicht Schaumstoff unterpolstert. Durch die Öse der NEM-Zylinder wurde eine Schraube geschoben, die am Fuß der Abreißmaschine befestigt war.

3.4.2 Ergebnisse der Abzugsversuche

Die Zwick Maschine wurde auf eine Abzugsgeschwindigkeit von 10 mm/min eingestellt. Das Kraft-Dehnungsdiagramm (siehe Abb. 9) wurde automatisiert aufgezeichnet. In der Abb. 10 a sind die Spannungen bis zum Zeitpunkt des Abrisses dargestellt.

Kraft in N

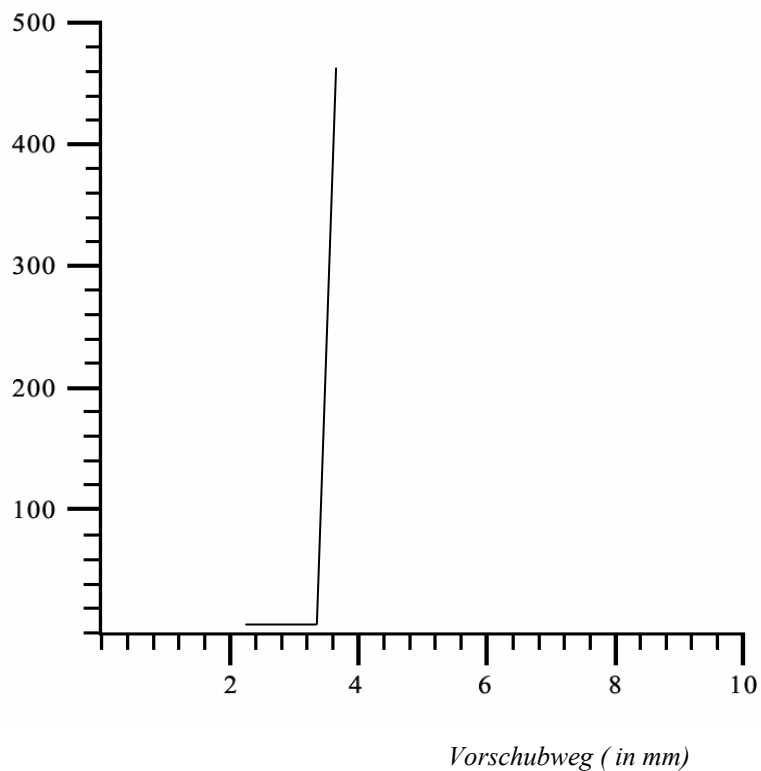


Abb.8: Kraft-Dehnungsdiagramm eines Probekörpers.

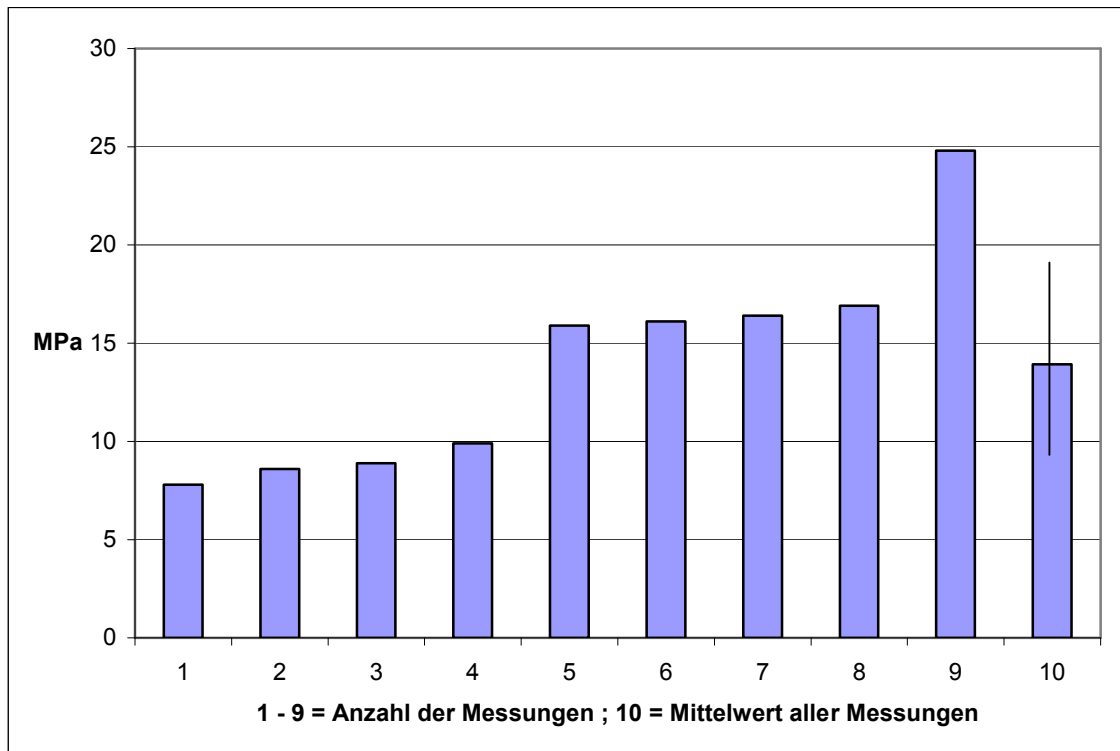


Abb. 9 : Darstellung der Bruchlasten der 9 Probekörper.

Die Abrissversuche der 9 Proben in der Zwick-Maschine ergaben Bruchlasten zwischen 7,8 und 24,8 MPa (siehe Abb. 10). Der Median lag bei 15,9 MPa, der Mittelwert bei 13,9 MPa. Damit werden die, zu einem ausreichenden Klebeverbund geforderten, 10 MPa überschritten. Bei jeder Probe blieben Keramikreste auf der Metallprobe zurück (siehe Abb. 12, 13 und 14), bei 6 Proben lag die Bruchfläche zu über 50 % der Fläche in der Keramik.



Abb. 10

Abb. 10: NEM-Zylinder vor dem Abzugsversuch.



Abb. 11

Abb. 11: NEM-Zylinder nach dem Abzugsversuch.



Abb. 12

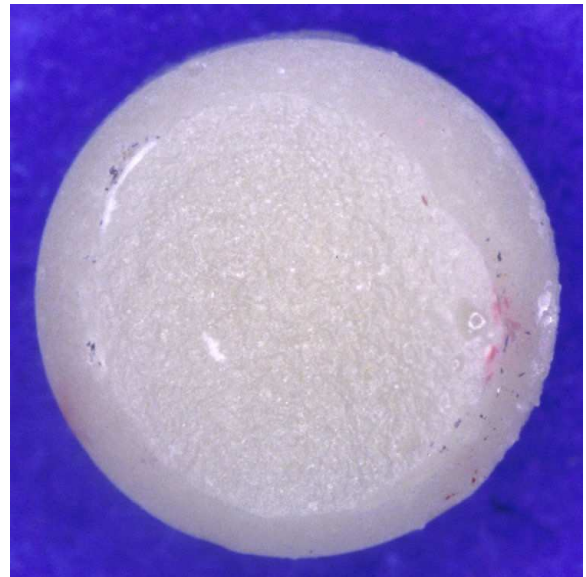


Abb. 13

Abb. 12 und 13: Die Bruchflächen liegen deutlich erkennbar in der Keramik und betreffen kaum die Klebeschicht.

Damit ist sichergestellt, dass ein ausreichend fester Klebeverbund mit der verwendeten Klebetechnik erreicht wurde.

4. **Das neue Herstellungsverfahren für Keramikveneers**

Die Umsetzung der Arbeitsschritte wurde zuerst an einem Phantommodell erprobt, bevor es zur Anwendung in vivo kam.

4.1 **Praktische Umsetzung der Arbeitsschritte an einer Phantomarbeit**

Das Modell dieses Gerüsts (siehe Abb. 15) spiegelt die häufigste Mundsituation eines Patienten, der mit Doppelkronen versorgt werden soll, wieder: Ein stark reduziertes Lückengebiss, bei dem nur noch die Eckzähne vorhanden sind.



Abb. 14: typisches Modellgussgerüst zur Versorgung eines stark reduzierten Lückengebisses.

Die Gestaltung der Sekundärkronen entspricht dem üblichen Design für Kompositverblendungen. Die faciale Facette für Kompositverblendungen trägt keine Retentionsperlen auf der Oberfläche, wie es das Käppchen einer Keramikverblendung erfordert (siehe Abb. 16). Eine Keramikverblendung im traditionellen Sinne erfordert weiche fließende Übergänge und keine scharfen Kanten und Ecken. Dieser Forderung muss in unserem Falle nicht nachgekommen werden. Untersichgehende dagegen Stellen müssen vermieden werden. Ein dünner zervikaler Metallrand kann, muss aber nicht angelegt sein.



Abb. 15: Faziale Fläche einer Sekundärkrone zur Aufnahme einer Kompositverblendung.

Die Kunststoffprothesenzähne können nun auf das Gerüst in Wachs aufgestellt werden, dabei war es hilfreich, Ästhetikwachs auf die Metallfacette aufzutragen, um die zukünftige Verblendung zu simulieren und so die Aufstellung im Zahnbogen zu erleichtern (siehe Abb. 16).



Abb. 16: Aufstellung der Prothesenzähne in Wachs. Die Verblendung der Sekundärkronen wird mit Ästhetikwachs simuliert.

Als nächster Arbeitsschritt wird (nach Entfernung des Ästhetikwachses) eine Silikonabformung der fazialen und okklusalen Flächen der Zahnaufstellung genommen. Um Details besser darstellen zu können, kann das Gerüst vor der Abformung mit dem viskösen Silikon mit einem dünnfließenden umspritzt

werden. Die gewonnene Abformung dient nun als Dublierform und wird zur späteren Modellherstellung aufbewahrt.

Anstelle es ausbrennbaren Polyäthers wird Thowax[®] (Yeti Dental, Engen) zum Ausschwemmen der fazialen und inzisalen Flächen des Veneers benutzt. Leider wurde Sonogum, das Polyäther, zum Zeitpunkt dieser Versuche nicht mehr produziert, so dass man auf Gusswachs ausweichen musste.

Das dafür verwendete Gusswachs Thowax wird zur Herstellung von Kronen und Brücken verwendet. Durch sein Schmelzverhalten und das rückstandslose Verbrennen in der Muffel ist es auch gut zum Gießen von Marburger Phantommetall geeignet. Allerdings hat es bei der Handhabung in unserem Falle auch einige Nachteile. Das Wachs benetzt im flüssigen Zustand die Oberfläche des Silikons nur schlecht, so dass es sich beim Erkalten zusammenzieht und sich lösen kann, was die Form der Wachsfacette nachteilig verändern würde. Deshalb muss darauf geachtet werden, dass das Wachs auf eine entspannte Silikonoberfläche trifft. Nach Möglichkeit sollte die Form in einem Schuss ausgegossen werden, um eine gleichmäßige Wachsfläche zu erhalten. Das Wachs muss komplett erkaltet sein, bevor es angestiftet und anschließend aus der Silikonform gelöst werden kann (siehe Abb. 17 und 18). Beim Ausgießen der Silikonform wurde darauf geachtet, die Wachsfacette nicht zu dick werden zu lassen, da sonst ein zu massiver Metallkörper resultiert, der eine längere Zeit im Säurebad erfordert, bis er sich aufgelöst hat.

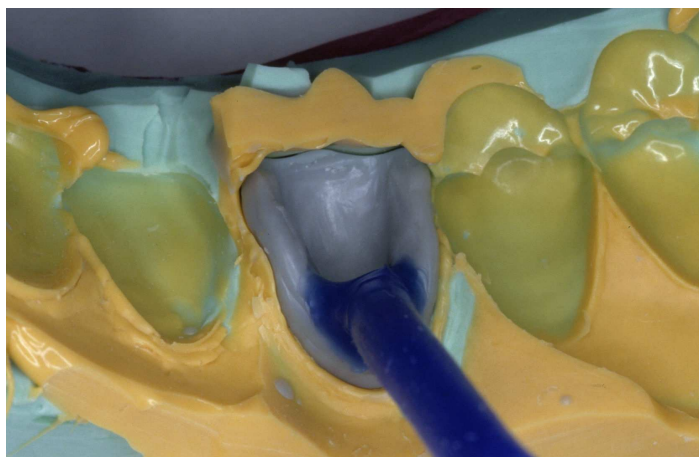


Abb.17: Anstiften der Wachsfacette in der Silikonabformung und Herauslösen aus der Form.

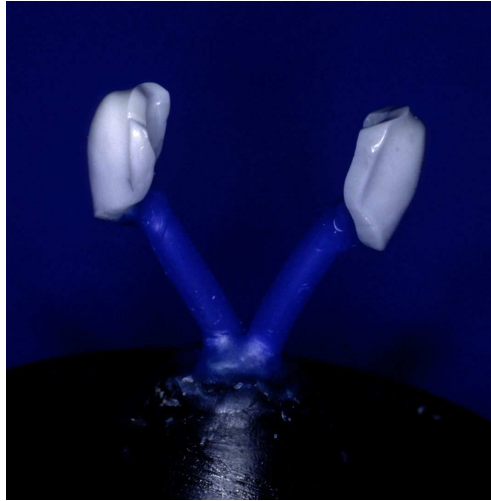


Abb. 18: Angestiftete Wachsfacetten kurz vor dem Einbetten.

Ein Veneer stellt hinsichtlich seiner Form einen Übergang von Krone zu Onlay, bzw. Inlay dar. Die Einbettmassenflüssigkeit wurde daher von 50 %-tig für Inlays auf 75%-ig heraufgesetzt. Eingebettet wurde wieder mit Bellavest[®] Einbettmasse. Der Guss erfolgte mit Marburger Phantometall[®].

Nach der Herstellung des Metallduplikats wurde ein Teil des Gusskanales zunächst belassen, um das Zurücksetzen in die Abformung und das Handling der Facette beim Aufbringen der keramischen Massen zu vereinfachen. Das Zurücksetzen ist notwendig, um ein Modell herzustellen, in welches das Metallduplikat eingebettet wird. Nach Reponierung und Fixierung des Duplikats mit Silikon in der Abformung wird die übrige Abformung mit Superhartgips KI. IV ausgegossen. Nach Abbinden des Gipses kann die Metallfacette samt Gusskanal entnommen und wieder passgenau zurückgesetzt werden.

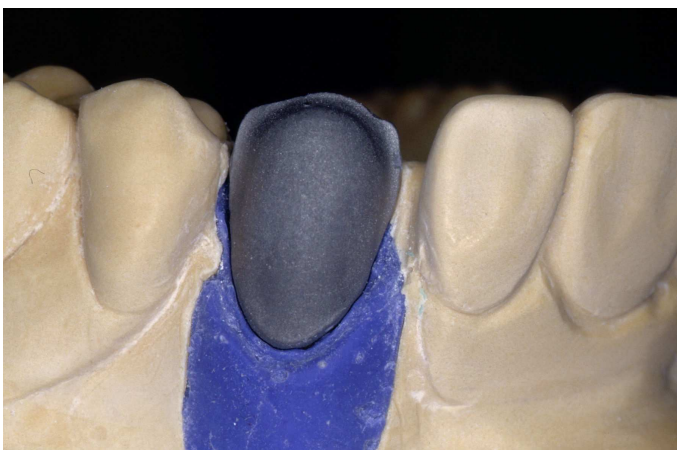


Abb. 19: Reponierte Metallfacette mit Silikonpapille



Abb. 20: Aufgebrannte Keramik

Auf diese Art und Weise kann unter Berücksichtigung der Form und Stellung der Nachbarzähne die Keramik in der üblichen Technik aufgebrannt werden kann (siehe Abb. 20).

Die Veneers werden wie die Keramikinlays in Königswasser erhitzt und abgesäuert.



Abb. 21: Keramikveneers nach Metallentfernung durch das Säurebad.

Nach der Entfernung des Metalls bleiben die Keramikfacetten übrig (siehe Abb. 21).

Vor dem Aufkleben der Keramikfacetten auf die Sekundärkronen muss die Metalloberfläche konditioniert werden. Das Metallgerüst wird mit dem Rocatec-Verfahren (Espe) vorbereitet, die Keramikoberfläche mit „Bifix DC“ Keramikbond (Voco, Cuxhaven) konditioniert.

Mit Nimetec-Cem (Espe, Seefeld) kann nun das Veneer auf dem Gerüst befestigt werden (siehe Abb. 22)



Abb. 22: Aufgeklebte Keramikfacetten.

Die Veneers fügen sich in den Zahnbogen ein, ohne mehr Platz als eine Kompositverblendung zu fordern (Abb. 23).



Abb. 23: Palatinalfläche des aufgeklebten Veneers

Die Randspalten der Veneers wurden jeweils zervikal und palatinal (Anzahl der Messungen: $n = 12$) vermessen. Vermessen wurde alle 0,5 mm. Zusätzlich wurden die zwei augenscheinlich schlechtesten Stellen vermessen.

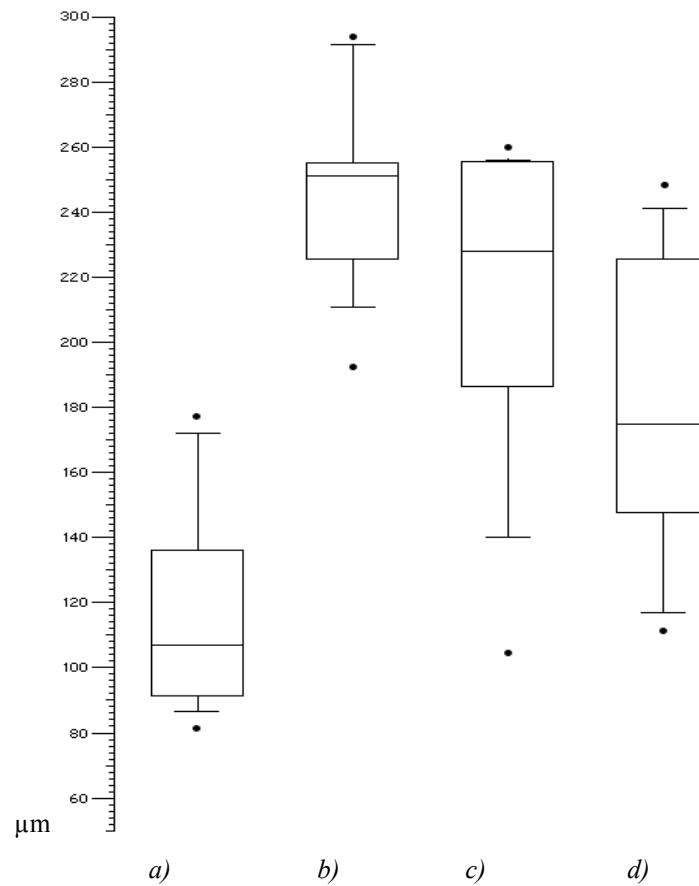


Abb. 24: Vermessung der Randspalten:

a = Veneer rechts zervikal (Zahn 43)

b = Veneer rechts palatinal (Zahn 43)

c = Veneer links zervikal (Zahn 33)

d = Veneer links palatinal (Zahn 33)

Die Medianwerte der einzelnen Messungen lagen bei a) (Veneer 43 zervikal) bei 107µm, b) (Veneer rechts palatinal) 251µm , c) (Veneer links zervikal) 228 µm und d) (Veneer links palatinal) 174 µm.

4.2 Praktische Umsetzung der Arbeitsschritte an einer Patientenarbeit

Bei der 62-jährigen Patientin handelte es sich um eine insulinpflichtige Diabetikerin mit einem empfindlichen Prothesenlager. Der Sublingualbügel der vorherigen Prothese, die alio loco angefertigt worden war, hatte unangenehme Druckstellen auf dem extrem hochliegenden Mundboden hinterlassen (siehe Abb. 25). Da die Zähne 33 und 43 noch vorhanden waren, bot sich eine Versorgung mit Marburger Doppelkronen an, da so auf Umgehungs- oder Verbindungsbügel verzichtet werden konnte. Die rotiert stehenden Zähne 33 und 43 wurden mit Marburger Doppelkronen versorgt. Es wurde ein TK-Snap® Element der Firma Si-Tec eingegliedert, um der Suprakonstruktion noch zusätzlichen Halt zu verleihen.

Die Herstellung der Suprakonstruktion wich nicht von dem üblichen Vorgehen ab. Dabei wurden die Primärkronen für die Zahnstümpfe angefertigt und angepasst, mittels einer Sammelabformung abgeformt und die Sekundärkronen samt Modellgussgerüst, anhand eines Modells in das die Primärkronen eingelassen waren, angefertigt.



Abb. 25: Prothesenlager der Patientin mit eingesetzten Primärkronen an Zähnen 33 und 43.

Der folgende Arbeitsablauf soll stichpunktartig dargestellt werden:

- Anfertigung der Modellgusskonstruktion und Anprobe an der Patientin.
- Aufstellung der Kunststoffprothesenzähne in Wachs. Die zukünftigen Facetten der Sekundärkronen werden mit Ästhetikwachs imitiert. Anprobe an der Patientin.



Abb. 26: Wachsaufstellung der Prothesenzähne auf dem Modell.

- Doublieren des Modells samt Zahnaufstellung mit einem additionsvernetzenden Silikon. Entfernung des Ästhetikwachses von der Sekundärkrone.
- Ausfüllen der zukünftigen Metallfacette in der Sekundärkronenabformung und Anstiften mit Gusswachs. Vorsichtiges Entfernen des Wachsobjektes aus der Silikonabformung.
- Anstiften und Einbetten der Wachsfacette mit phosphatgebundener Einbettmasse.
- Überführung in Marburger Phantommetall. Ausbetten und Entfernung des Gusskegels.

- Reponierung in die Silikonabformung, Herstellung einer elastischen Papille unter der gewünschten Facette. Modellherstellung: Ausgießen der Abformung mit Kl. IV Gips.
- Auftragen der Keramikmassen auf die Metallfacette und Keramikbrand.
- Absäuern des Metalls mit Königswasser. Entnahme der Keramikveneers aus der Säure und Reinigung.
- Aufpassen der Keramikveneers auf die Sekundärkrone.
- Befestigung des Veneers auf der Sekundärkrone mittels Nimetic-Cem, nach vorheriger Konditionierung mit dem Roca-Tec Verfahren und Bifix (siehe Abb. 27 und 28).



Abb. 27: Aufgeklebtes Keramikveneer von labial



Abb. 28: Aufgeklebtes Keramikveneer von lingual

- Überführung der Wachsaufstellung in Prothesenkunststoff (siehe Abb. 29). (Es ist sowohl möglich, dass die Überführung der Wachsaufstellung in Kunststoff bereits vor dem Aufkleben des Veneers auf die Sekundärkrone geschieht, wie es auch möglich ist, die Überführung in Kunststoff erst nach dem Aufkleben vorzunehmen.)

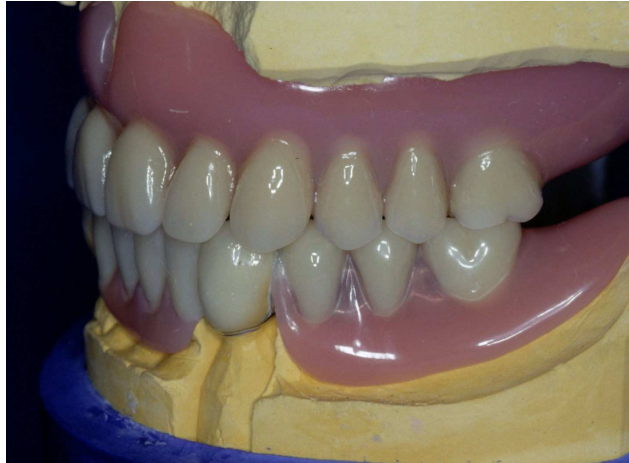


Abb. 29 Überführung der Wachsauflage in Prothesenkunststoff.

- Eingliederung der Prothese (siehe Abb. 30 und 31).



Abb. 30



Abb. 31

Abb. 30 und 31: Eingliederung der Prothese.

Die Patientenarbeit wurde vor der Eingliederung vermessen. Gemessen wurde jeweils zervikal an 12 Messstellen ($n = 12$) und palatinal an 10 ($n = 10$) zufällig ausgewählten Messstellen. Daraus ergaben sich folgende Werte (alle Angaben in μm) (siehe Abb. 33):

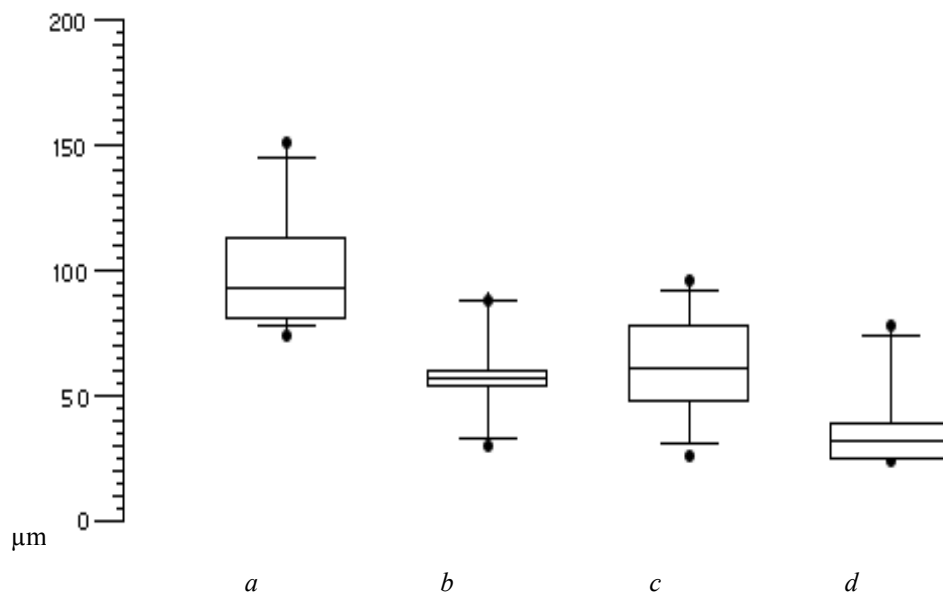


Abb. 32: Vermessung und Darstellung der Randspalten der Patientenarbeit:

a = Veneer rechts zervikal (Zahn 43)

b = Veneer rechts palatinal (Zahn 43)

c = Veneer links zervikal (Zahn 33)

d = Veneer links palatinal (Zahn 33)

Die Minima und Maxima ergaben jeweils zervikal 76 bis 139µm (Veneer für Zahn 33) bzw. 26 bis 96µm (Veneer für Zahn 43) und von palatinal aus gemessen zwischen 30 und 88 µm (Veneer für Zahn 33) bzw. 24 und 61 µm (Veneer für Zahn 43.) Die einzelnen Messwerte können dem Anhang entnommen werden.

Die Veneers weisen damit eine bessere Passung als die der Phantomarbeit auf.

5. Diskussion

5.1 Indikation

Das vorgestellte Verfahren eröffnet eine neue Möglichkeit zur keramischen Verblendung von Doppelkronen. Aus bekannten Gründen ist die keramische Verblendung der Sekundärkonstruktion mit Schwierigkeiten behaftet, so dass in der Praxis meist auf Kompositverblendungen ausgewichen wird.

Die Anwendung von keramischen Verblendungen ist besonders für Patienten geeignet und interessant, die immer wieder über Verfärbungen (z.B. entstanden durch starken Kaffee- oder Teegenuss, Raucher, etc.) der Kompositverblendung klagen.

Der Platzbedarf des Veneers entspricht dem Platzbedarf einer üblichen keramischen Verblendung, es wird kein zusätzlicher Platz für eine zweite Metallträgerschicht benötigt.

Ansonsten gibt keine Einschränkung der Indikation, jedoch soll darauf hingewiesen werden, dass Kompositverblendungen für manuell extrem ungeschickte Patienten oder Patienten mit einem geistigen oder körperlichen Handicap generell besser geeignet sind als Keramikverblendungen.

5.2. Haltbarkeit und Qualität der Klebung

Der von uns verwendete Klebstoff wird im Modellgussbereich der Zahntechnik eingesetzt und hat sich dort schon seit vielen Jahren bewährt. Unsere Abzugsversuche zeigen einen ausreichend stabilen Klebehalt nach vorheriger Silanisierung des Metalls. Dies ist auch noch nach einer künstlichen Alterung der Klebeverbindung der Fall.

Die eingeklebten Veneers auf dem Sekundärgerüst der Patientin bewähren sich bereits seit zwei Jahren. Die Klebung ist immer noch ausreichend stabil, die Keramikveneers gut erhalten und ohne jegliche Absplitterung oder schadhafte Stellen, was womöglich auch der Pufferwirkung der Klebung zwischen Sekundärkrone und Veneer zuzuschreiben ist.

5.3 Arbeits- und Kostenaufwand

Selbstverständlich bedeutet es immer einen höheren Arbeitsaufwand eine keramische Verblendung herzustellen, als eine Kompositverblendung. Allerdings kommt es bei dem von uns vorgestellten Verfahren nicht so sehr zu einem höheren Arbeitsaufwand, sondern vielmehr zu einem höheren Zeitaufwand. Bedingt wird dies durch die Zeit, welche die Keramikverblendung im Säurebad zubringen muss, bis sich das Metall aufgelöst hat. Wird die Metallfacette entsprechend dünn gehalten, ist dies schon nach 40 Stunden der Fall, was eine vertretbare Zeit darstellt. Dieser Zeitraum kann vom Zahntechniker zur Überführung der Wachsaufstellung in Kunststoff genutzt werden. Das verwendete aufbrennfähige Marburger Phantommetall® liegt preislich weit unter dem von Metall, was zum Aufbrennen von Keramik für Kronen und Brücken verwendet wird. Als weiterer Vorteil ist die einfachere Verarbeitung des Marburger Phantommetalls im Vergleich mit anderen NE - Legierungen zu nennen.

Alle anderen Materialien, wie Abformmaterialien, Wachs und Gips zur Modellherstellung sind ohnehin vorhanden und müssen nicht neu angeschafft werden. Als einzige Neuanschaffung wird das Säurebad (Königswasser) und eine entsprechende Vorrichtung zur Erwärmung der Säure und ein Dunstabzug benötigt.

Auch im Preisvergleich mit einem mittels CAD/CAM Verfahren hergestellten Veneer betragen die Herstellungskosten für das von uns vorgestellte Verfahren nur ein Bruchteil des Preises eines CAD/CAM Veneers, da allein die Herstellung eines gefrästen DCS- Kappchens (ohne weitere keramische Verblendung) ca. € 200,- kostet.

5.4 Passgenauigkeit

Die Spaltbreiten am Rand lagen für runde, einflächige Inlays von 4,261 mm Durchmesser zwischen 25 und 60µm, für Inlays mit 10,673 mm Durchmesser zwischen 30 und 75 µm. Für Inlays mit einem Durchmesser von 4,261 mm und 10,673 mm ergaben sich Medianwerte der Randspalten von 41 bzw. 54 µm.

Die Spaltbreiten der Veneers der Patientenarbeit lagen bei 75 bis 140 μm (Veneer für Zahn 43) bzw. 30 bis 80 μm (Veneer für Zahn 33), lingual zwischen 47 und 126 μm (Veneer für Zahn 43) bzw. 25 und 109 μm (Veneer für Zahn 33.)

Mit dem vorgestellten Verfahren können Veneers und Inlays von ausreichender Passgenauigkeit hergestellt werden. Insbesondere die Spaltbreiten der Inlays sprechen dafür, dass Keramikrestaurationen mit einer guten Innenpassung hergestellt werden können.

Eine Erklärung, warum die späteren Keramikinlays, trotz des an einigen Stellen zu großen Durchmessers des Gusskörpers, eine gute Passung aufwiesen, könnte darin liegen, dass eine dünne Schicht Metall die Keramik beim Brennvorgang infiltriert hatte, die dann nach dem Absäuern wieder verloren geht.

5.5 Ästhetik

Das neue Verfahren vereint die Qualität einer hochwertigen keramischen Verblendung mit dem Vorteil, dass die opake Grundmasse der Keramik ein Durchschimmern des Metalls der Sekundärkonstruktion verhindert. Die transluzente Schneidmasse der Keramik bewirkt ein natürliches Erscheinungsbild, was von einer Kompositverblendung in diesem Maße noch nicht umgesetzt werden kann.

5.6 Festigkeit

Die Biegefestigkeit der Keramik wird durch die Säurebehandlung nicht herabgesetzt. Entsprechende Versuche nach der DIN-Norm 13925 wurden von J. Schwalm 1994 durchgeführt. Dabei wurde der Einfluss einer 48 stündigen Lagerung in kochendem Königswasser im Vergleich zur Trockenlagerung überprüft.

5.7 Ausblick

Prinzipiell ist das hier beschriebene Herstellungsverfahren von Keramikveneers auch zur Reparatur, bzw. den Ersatz von Kompositverblendungen geeignet und nicht nur - wie in unserem Patientenfall beschrieben - zur Neuanfertigung einer Keramikverblendung auf einem neuen Sekundärgerüst. Eine weitere Reparaturmöglichkeit besteht theoretisch bei der Anwendung direkt im Munde des Patienten: Eine schadhafte Verblendung einer VMK- Krone (VMK= Vita-Metall-Keramik) im Frontzahnggebiet könnte entfernt werden und die Metallfacette abgeformt werden. Die neue Keramikfacette könnte dann nach dem beschriebenen Verfahren hergestellt und intraoral eingeklebt werden. Einen gewissen Aufwand erfordert dann allerdings die Konditionierung der Metalloberfläche im Munde des Patienten.

6. Zusammenfassung

Keramische Verblendungen von Doppelkronen haben den Vorteil einer exzellenten Mundbeständigkeit bei guter Ästhetik und sind im Gegensatz zu üblicherweise verwendeten Kompositverblendungen auch noch nach Jahren frei von Verfärbungen. Im Falle eines Bruches der Verblendung gestaltet sich jedoch eine Neuanfertigung der Keramikverblendung sehr aufwendig. Diese Nachteile können mit dem hier entwickelten Verfahren zur Herstellung von Veneers aus konventionellen aufbrennkeramischen Massen, die auf die Sekundärkronen aufgeklebt werden, vermieden werden. Hierbei werden keramische Massen in einer Weise verarbeitet, wie es von der metallkeramischen Technik bekannt ist. Die Metallfacette der Sekundärkrone wird mit Silikon abgeformt und in Marburger Phantommetall überführt. Auf das Duplikat aus Phantommetall können die keramischen Massen aufgebrannt werden. Nach Entfernung des Phantommetalls durch Säure erhält man sehr passgenaue Veneers, die eine absolut opake Unterseite aufweisen, so dass ein Durchscheinen der Metallgerüsts zuverlässig verhindert wird.

Der Platzbedarf solcher Veneers entspricht dem einer üblichen keramischen Verblendung. Eine zweite Metallträgerschicht ist nicht notwendig. Die Reparaturfähigkeit ist uneingeschränkt, da man die Verblendung bei Bedarf neu anfertigen kann, ohne die Kunststoffanteile der gesamten Prothese auszutauschen. Die Haltbarkeit der Klebeverbindung zwischen der Keramik und der metallischen Trägerschicht wurde in Abzugsversuchen (nach künstlicher Alterung der Klebeverbindung) überprüft und kann als gut bezeichnet werden.

Eine erste Anwendung des beschriebenen Verfahrens bei einer Patientin bewährt sich seit 2 Jahren. In weiteren Untersuchungen sollte die klinische Bewährung der Veneers, die nach diesem Verfahren hergestellt werden, überprüft werden.

7. Anhang

Mittelwerte der einzelnen Messreihen im Vergleich zum Originaldurchmesser (4,261 mm) der Kavität (siehe Abbildung 3 a.)

Angaben in mm.

	1	2	3	4
Silikon	4,279	4,276	4,281	4,273
Polyäther	4,290	4,266	4,296	4,265
Gussobjekt	4,306	4,259	4,281	4,264
Orginal	4,261	4,261	4,261	4,261
	5	6	7	8
Silikon	4,280	4,278	4,270	4,284
Polyäther	4,254	4,260	4,299	4,265
Gussobjekt	4,304	4,245	4,296	4,309
Orginal	4,261	4,261	4,261	4,261

Mittelwerte der 8 Messreihen und ihre Standardabweichungen innerhalb einer Messreihe (siehe Abb. 3a):

Angaben in mm:

	Mittelwert	Standardabweichung
Silikon	4,277	0,004
Polyäther	4,275	0,017
Gussobjekt	4,283	0,023

Herausstellung der Abweichung der einzelnen Mittelwerte um den Originaldurchmesser (4,261 mm), siehe Abbildung 3b.

Angaben in mm.

	1	2	3	4
Silikon	0,018	0,015	0,020	0,012
Polyäther	0,029	0,005	0,035	0,004
Gussobjekt	0,046	-0,002	0,020	0,003
	5	6	7	8
Silikon	0,019	0,017	0,009	0,023
Polyäther	-0,007	-0,001	0,038	0,004
Gussobjekt	0,043	-0,016	0,035	0,048

Mittelwerte der einzelnen Messreihen im Vergleich zum Originaldurchmesser (10,673mm) der Kavität (siehe Abbildung 4 a.)

Angaben in mm.

	1	2	3	4
Silikon	10,715	10,709	10,722	10,707
Polyäther	10,709	10,668	10,686	10,669
Gusskörper	10,788	10,736	10,677	10,627
Original	10,673	10,673	10,673	10,673

	5	6	7	8
Silikon	10,713	10,705	10,697	10,702
Polyäther	10,588	10,643	10,687	10,578
Gusskörper	10,627	10,655	10,695	10,685
Original	10,673	10,673	10,673	10,673

Mittelwert der 8 Messreihen und ihre Standardabweichung (siehe Abb. 4 a)

	Mittelwert	Standardabweichung
Silikon	10,709	0,008
Polyäther	10,653	0,048
Gusskörper	10,686	0,055

Herausstellung der Abweichung der einzelnen Mittelwerte um den Originaldurchmesser (10,673 mm), siehe Abbildung 4b.

Angaben in mm.

	1	2	3	4
Silikon	0,042	0,036	0,049	0,034
Polyäther	0,036	-0,005	0,013	-0,004
Gusskörper	0,115	0,063	0,004	-0,046

	5	6	7	8
Silikon	0,040	0,032	0,024	0,029
Polyäther	-0,085	-0,030	0,014	-0,095
Gusskörper	-0,046	-0,017	0,023	0,012

Randspaltmessungen Serie 1 an einflächigen Inlays, Werte in μm , kleiner Durchmesser, nach Betrag sortiert

kl. Wert	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	12
	6	18
	7	19
	8	20
	9	21
	10	22
	11	22
	12	23
	13	23
	14	23
	15	23
	16	23
	17	24
1. Quartil	18	25
	19	26
	20	26
	21	28
	22	28
	23	31
	24	32
	25	32
	26	32
	27	32
	28	33
	29	34
	30	35
	31	36
	32	38
	33	39
	34	40
	35	40
Median	36	41

Median	37	41
	38	41
	39	41
	40	42
	41	44
	42	44
	43	45
	44	46
	45	47
	46	48
	47	48
	48	52
	49	53
	50	55
	51	56
	52	56
	53	57
3. Quartil	54	58
	55	58
	56	59
	57	59
	58	59
	59	62
	60	63
	61	64
	62	65
	63	69
	64	69
	65	74
	66	75
	67	76
	68	78
	69	81
	70	82
	71	85
gr. Wert	72	97

Randspaltmessungen Serie 1 an einflächigen Inlays, Werte in μm , großer Durchmesser, nach Betrag sortiert

kl. Wert	1	0
	2	10
	3	12
	4	15
	5	23
	6	25

Median	37	54
	38	56
	39	57
	40	58
	41	59
	42	59

7	26
8	27
9	27
10	30
11	35
12	35
13	35
14	38
15	38
16	38
17	39
1. Quartil 18	40
19	40
20	41
21	41
22	41
23	41
24	45
25	45
26	45
27	46
28	47
29	48
30	48
31	49
32	49
33	50
34	53
35	53
36 Median	53

43	59
44	60
45	60
46	61
47	61
48	62
49	64
50	65
51	66
52	68
53	68
3. Quartil 54	68
55	69
56	69
57	70
58	72
59	75
60	76
61	77
62	79
63	80
64	86
65	90
66	90
67	105
68	106
69	107
70	118

Randspaltmessungen Serie 2 an zweiflächigen Inlays, Werte in μm ;
nach Betrag sortiert:

kl. Wert	1	0
	2	0
	3	5
	4	15
	5	15
	6	20
	7	21
	8	23
	9	24
	10	25
	11	28
	12	28
	13	30
	14	30

Median	33	63
	34	34
	35	34
	36	35
	37	37
	38	37
	39	39
	40	73
	41	73
	42	74
	43	74
	44	75
	45	76
	46	76

	15	30
1.Quartil	16	32
	17	33
	18	34
	19	39
	20	43
	21	43
	22	45
	23	46
	24	48
	25	49
	26	54
	27	57
	28	58
	29	60
	30	61
	31	62
Median	32	63

	47	78
3. Quartil	48	79
	49	82
	50	84
	51	91
	52	92
	53	95
	54	98
	55	100
	56	108
	57	110
	58	119
	59	132
	60	160
	61	165
	62	169
	63	191
gr. Wert	64	198

Abrissversuche, nach Betrag sortiert; Werte in Mpa:

1	7,8
2	8,6
3	8,9
4	9,9
5	15,9
6	16,1
7	16,4
8	16,9
9	24,8

Spaltbreiten der Veneers der Patientenarbeit:

Messung erfolgte zervical und palatinal

Vermessen wurde alle 500 μm und zusätzlich die zwei schlechtesten Stellen:

Gemessen in μm :

Veneer rechts zervical

1	76
2	76
3	85
4	88
5	88
6	97
7	99
8	124
9	132
10	139

Veneer rechts palatinal

1	30
2	47
3	55
4	58
5	60
6	65
7	67
8	68
9	69
10	73
11	83
12	88

Veneer links zervical

1	26
2	32
3	46
4	47
5	60
6	63
7	73
8	78
9	81
10	96

Veneer links palatinal

1	24
2	25
3	25
4	25
5	29

6	32
7	35
8	37
91	37
10	43
11	53
12	61

Messungen der Veneers der Phantomarbeit zervical und palatinal.

Vermessen wurde alle 500 μm und zusätzlich die zwei schlechtesten Stellen.

Veneer rechts cervical

1	81
2	90
3	90
4	93
5	101
6	107
7	107
8	128
9	135
10	136
11	154
12	177

Veneer rechts palatinal

1	206
2	208
3	213
4	236
5	247
6	248
7	255
8	255
9	255
10	256
11	271
12	295

Veneer links zervical

1	134
2	162
3	176
4	196
5	214
6	222
7	234
8	250
9	253
10	260
11	263
12	282

Veneer links palatinal

1	111
2	131
3	141
4	154
5	174
6	174
7	175
8	177
9	222
10	230
11	232
12	248

8. Literaturverzeichnis

Baltzer, A., Kaufmann-Jinoian, V.: Keramikveneers mit CEREC, Quintessenz Zahntechnik 3: S. 248-258 (2001)

Böning, K., Wolf, B., Schmidt, A., Kästner, K., Walter, M.: Klinische Randspaltenmessung an Procera-AllCeram Kronen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2: S. 97-100 (2000)

Busch, M.: Kleben statt Löten. Quintessenz 16: S. 237-285 (1998)
ders.: Color stability of light curing composites. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 10: S. 666-668 (1990)

Edelhoff, D., Abuzayeda, M., Yildirim, M., Spiekermann, H., Marx, R.: Adhäsion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 9: S. 617-623 (2000)

Edelhoff, D., Marx, R., Spiekermann, H.: Reparatur abgeplatzter Verblendung durch introrale Silikatisierung - eine In-Vitro-Untersuchung. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2: S. 115-119 (1998)

Freihöffer, Ch., Feldesz, G., Lehmann, K.M.: Die Verblendung von teleskopierenden Sekundärkonstruktionen mit Keramik. Berichte zur Marburger Doppelkrone: S. 31, (2001)

Gente, M.: Verfahren zum Herstellen eines vollkeramischen Zahnersatzes, Deutsches Patentamt, Patentschrift Nr. DE 41 16 553 C2, Patent erteilt am 27.01.1994.

Gente, M., Gundlach, H.-W.: Ein neues Übungsmetall für die Aufbrennkeramik. dental-labor 1: S. 67-69 (1998)

Gente, M., Krutisch, R., Lehmann, K.M.: Verbundfestigkeit von Metall-Schmelz-Klebungen bei Zug und Torsionsbelastung. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin Vol.101: S. 424 (1991)

Gente, M., Schwalm, J.: Die Marburger Mineralmantelkrone, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 8: S.626-628 (1994)

Göbel, R.: Anorganische Legierungs-Kunststoff-Verbundverfahren: Silikatisierung, Silanisierung, Verzinnen. Quintessenz Zahntechnik 7: S.733-743 (2000)

Hahn, R., Netuschil, L. Löst, C.: Initiale Plaquebesiedelung keramischer Restaurationsmaterialien. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 5 (1995)

Hegenbarth, E.A: Das Procera-System Ästhetik, Präzision und Stabilität eines neuen vollkeramischen Verfahrens. Quintessenz Zahntechnik 9: S.1098-1114 (1996)

Hellwig, E., Klimek, J., Attin, Th.: Einführung in die Zahnerhaltung, Urban & Fischer, 2. Auflage (1999)

Hoffmann, G : CAD/CAM-System Everest von KaVo EWL. Quintessenz Zahntechnik 9: S. 1050-1053 (2001)

Isselhorst, B. Untersuchungen zur Passgenauigkeit von Einzelkronen aus Glaskeramik (Dicor): Inaugural Dissertation, Marburg, (1988)

Janda, R.: Kleben und Klebetechniken, dental labor 3: S. 409-415 und S. 615 - 627 (1992)

Lehmann, K.M.: Kurze Geschichte der Doppelkrone. Berichte zur Marburger Doppelkrone: S. 7 (2001)

Luthardt, R., Weber, A., Rudolph, H.: Design and Production of Dental Prosthetic Restorations: Basic Research on Dental CAD/CAM Technology. Intern. Journal of Computerized Dentistry 5: S.165-176 (2002)

Marx, R., Stoß, T., Herrmann, M.: Keramikreparatur- Haft- Reparaturkunststoffe ausreichend?. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 46: S.194-196 (1991)

Moritz, K.-J.: Untersuchungen der Werkstoffeigenschaften von Einbettmassen für den Titanguss. Inaugural Dissertation, Marburg, (1999)

Mörmann, W.H., Bindl, A.: Cerec 3 - ein Quantensprung bei Computer-Restaurationen. Quintessenz 2: S.157-171 (2000)

Nkene, E., Hickel, R., Kunzelmann, K.-H., Martus, P.: Zuverlässigkeit der Haftfestigkeit von verschiedenen Befestigungskompositen an Keramik. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 6: S. 376-378 (1993)

Özcan, M., Vallittu, P.: Effect of surface conditioning methods on the bond strength of lutein cement to ceramics. International Association of Dentistry Research: S.1688 (2002)

Pfeiffer, P., Marx, R.: Temperaturbelastung von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin, Vol. 99: S. 782-786 (1989)

Pfeiffer, P.: Chemischer Verbund von Klebern und Palladium-Legierungen. ZWR 5: S.292-298 (1991)

Pfeiffer, P.: Spezifisch adhärente Klebung abgestrahlter Legierungsoberflächen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 44: S. 936-937 (1998)

Rimpler, M., Holland-Moritz, R., Giebel, G., Depping, M.: Klebungen in der Mundhöhle. dental labor 1: S. 61-63 (1983)

Rinke, S., Schulz-Fincke, V., Schäfers, F., Özmumcu, A., Hüls A.: Vergleichende Qualitätsbeurteilung von Einzelzahnrestaurationen aus Titan und einer Edelmetall-Legierung. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift

Setz, J., Engels, E.: Klinische Untersuchungen zur Farbbeständigkeit von Verblendkunststoffen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 9: S. 735-737 (1994);
ders.: Color stability of light curing composites. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 10: S. 666-668 (1990)

Sindel, J., Gehrlicher, S., Petschelt, A.: Untersuchungen zur Haftung von Komposit an VMK-Keramik. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 3: S. 712-716 (1997)

Sindel, J., Kunzelmann, K.-H.: Vergleich der Ätzbarkeit von Leuzit – Glaskeramiken. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 8: S.478-480 (1993)

Strub, J.R.: Vollkeramische Systeme. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 9: S. 566-571 (1992)

Van der Zel, J.M. : Heutige CAD/CAM Systeme im Vergleich. Quintessenz 2: S. 193-204 (1999)

Walter, M.: Aktuelle CAD/CAM-Systeme: www.tu-dresden.de/medprothetik.
(Stand: Januar 2003)

Wenz, H.J., Hertrampf, K., Gente, M., Lehmann K.M: Langzeitverweildauer von Doppelkronen mit Spielpassung. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 10: S 655-657 (1999)

Wiedhahn, K.J.: CEREC-Veneers in der Praxis. Quintessenz Zahntechnik 1: S.23-43 (1995)

Witkowski, S.: Presskeramiken – Aktueller Überblick über die Systeme 2001.
Quintessenz Zahntechnik 5: S.452-486 (2000)

9. Lebenslauf

Name: Aline Brecht

Geburtsort: Marburg/ Lahn
Geburtsdatum: 04.02.1977

Eltern: Annette Brecht
 Industriekauffrau

Gerhard Brecht
 Jurist, Kommissariatsleiter der Abt.
 Wirtschaftskriminalität in Gießen

Schulen:

1983-87: Grundschule Fronhausen
 1987-93: Gymnasialzweig der Gesamtschule
 Niederwalgern
 1993-1996: Gymnasium Philippinum in Marburg
 1996: Abitur

beruflicher Werdegang:

1996-1997: 1. Lehrjahr zur Zahntechnikerin

ab 1997: Studium der Zahnheilkunde an der
 Philipps-Universität zu Marburg

Sept. 2001-
 Okt. 2001: Famulatur in drei Zahnarztpraxen in den
 USA, Connecticut

Dez. 2002: Zahnärztliches Staatsexamen

Jan. 2003: Veröffentlichung von Teilen der
 Dissertation in „teamwork“: „Die
 Verblendung von Marburger Doppelkronen
 mit keramischen Veneers“, Autoren: Gente,
 Brecht, Wagner

Mai 2003: Assistenz Zahnärztin in einer Zahnarztpraxis
 Berlin/ Grunewald

Nov. 2003: voraussichtliche Eröffnung des
 Promotionsverfahrens

10. Verzeichnis der akademischen Lehrer:

Meine akademischen Lehrer in Marburg waren die Damen und Herren Professoren/-innen und Dozent/-innen:

Aumüller, Austermann
Bruchmann,
Dibbets, Dobbstein
Feek, Feuser, Flores de Jacoby, Folz
Gente, Gudermann,
Hellinger, Höffken
Lammel, Lehmann, Löffler, Lotzmann,
Kern, König, Koolmann,
Mengel, Mittag,
Pieper,
Radsak, Ramaswamy, Röhm
Seitz, Stachniss, Stoll, Sundermeyer
Pieper,
Umstadt
Wagner, Weihe

11. Danksagung

Prof. Dr. Michael Gente gilt mein ganz besonderer Dank, zum einen für die Bereitstellung des Arbeitsthemas, zum anderen für die hervorragende Anleitung und Unterstützung bei der Durchführung der Versuche. Sein offenes Ohr und seine umsichtige Art waren mir immer eine sehr große Hilfe.

Ich danke Prof. Dr. Klaus Lehmann, als Leiter der Abteilung für Zahnärztliche Propädeutik, sowie allen Mitarbeitern der Abteilung für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes im Labor und die nette Hilfe bei der Zusammenstellung aller notwendigen Materialien.

Großen Dank auch an das Dentallabor Jacob in Marburg, in welchem ein Teil der Versuche durchgeführt werden konnte. Insbesondere danke ich Heiner Bähr, Volker Wagner, Helmut Wagner, Klaus Israel und Karin Wiegand, sowie vielen anderen Technikern/ -innen des Labors.

Ganz besonders danke ich meinen Eltern, meiner Großmutter und meiner Großtante für die Schaffung der Rahmenbedingungen und Ermöglichung des Studiums.

Danke für Eure Geduld und liebevolle Unterstützung.

Ehrenwörtliche Erklärung:

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

Entwicklung eines Verfahrens zur Herstellung von keramischen Verblendschalen für Doppelkronen

im Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
unter der Leitung von Prof. Dr. med. dent. Gente

ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- und ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Der Inhalt vorliegender Arbeit wurde in folgenden Publikationsorganen veröffentlicht:

„teamwork“, Januarausgabe 2003.

Marburg, den 18.03.2004