

Aus dem Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum)

der Johann Wolfgang Goethe-Universität

Frankfurt am Main

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

(Direktor: Prof. Dr. H. – Ch. Lauer)

**Prospektive klinische Studie von intraoral
gefügtem doppelkronengestützten Zahnersatz
Methodik, Verlässlichkeit und klinische Auswirkungen der
definitiven intraoralen Klebung**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

des Fachbereiches Medizin der

Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main

vorgelegt von

Steffani Janko

aus Frankfurt am Main

Frankfurt am Main

2002

Dekan:	Prof. Dr. J. Pfeilschifter
Referent:	Prof. Dr. H.-Ch. Lauer
Korreferent:	Prof. Dr. D. Heidemann

Tag der mündlichen Prüfung: 02.07.2003

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	4
2.1	Klinische Bewährung von konuskronengestütztem Zahnersatz	4
2.2	Alternative Verankerungselemente für implantatgestützten Zahnersatz	5
2.3	Problematik der Passungspräzision	6
2.4	Verfahren für den Gerüstverbund	6
2.4.1	Löten	6
2.4.2	Anguss- und Umgusstechnik	7
2.4.3	Schweißen	8
2.4.4	Laserschweißen	8
2.4.5	Einstückgussverfahren	9
2.5	Kleben als alternativer Gerüstverbund	9
2.5.1	Klebertechnik	10
2.5.2	Form der Klebeflächen	11
2.5.3	Vorbehandlung der Oberflächen	11
2.5.4	Grundlagen der Adhäsion	11
2.5.5	Spezielle Aktivierungsverfahren	12
2.5.6	Klebstoffe	15
3	Material und Methode	16
3.1	Methodik der Herstellung des Zahnersatzes	16
3.1.1	Patientenrekrutierung	16
3.1.2	Planung und klinisches Vorgehen	17
3.1.3	Klebeflächendesigne	19
3.1.4	Anprobe der Gerüstkomponenten	24
3.1.5	Oberflächenkonditionierung	25
3.1.6	Definitive Befestigung der Primärkronen	26
3.1.7	Klinischer Ablauf der Verklebung	27
3.1.8	Fertigstellung des Zahnersatzes	30
3.1.9	Dokumentation der Prothesenparameter	31
3.2	Methodik der Nachuntersuchung	32

3.2.1	Protokoll	32
3.2.2	Klinische Funktionsprüfung	32
3.2.3	Lichtmikroskopische Kontrolle	33
3.2.4	Fragebogen	33
3.2.5	Dokumentation der Misserfolge	34
3.2.6	REM-Untersuchung	34
3.2.7	Statistische Methoden	34
4	Ergebnisse	35
4.1	Ergebnisse der klinischen Untersuchung	35
4.2	Lichtmikroskopische Kontrolle	40
4.3	Auswertung der Fragebögen	42
4.5	Zuverlässigkeit der Klebestellen	47
4.6	REM-Analyse der Klebestellen	48
5	Diskussion	50
5.1	Diskussion der Ergebnisse des Erhebungsbogens	50
5.2	Diskussion der Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung	51
5.3	Diskussion der Patientenbefragung	55
5.4	Diskussion der Klebestellenfraktur	56
5.5	Diskussion der REM-Aufnahmen	56
5.6	Diskussion des intraoralen Fügeverfahrens	56
5.7	Diskussion des Fügedesigns "Mesostruktur"	58
5.7.1	Vorteile der modifizierten Anfertigungsmethodik	58
5.7.2	Nachteile gegenüber dem geschleibartigen Design	59
5.7.3	Materialwahl für die Primärkrone und die Mesostruktur	60
5.8	Weiterentwicklungen mit dem Fügedesign "Mesostruktur"	63
6	Zusammenfassung	64
7	Literaturverzeichnis	66
8	Anhang	74
8.1	Erhebungsprotokoll	74
8.2	Nachuntersuchungsprotokoll	76
8.3	Fragebogen	77
8.4	Nachuntersuchungsprotokoll für Misserfolge	79

1 Einleitung

Herausnehmbarer partieller Zahnersatz wird über Halteelemente am Restzahnbestand befestigt. Dabei ist neben einer Lagesicherung bei horizontalen und abziehenden Kräften sowie ausreichender Resistenz gegenüber Druckkräften auch noch eine gute Reinigungsfähigkeit, Langlebigkeit und die ästhetisch günstige Gestaltung von großer Bedeutung.

Die steigende Lebenserwartung der Bevölkerung hat zusammen mit verstärktem Gesundheitsbewusstsein eine zunehmende Anzahl von älteren und alten Menschen mit einem Restzahnbestand zur Folge [47]. An den partiellen Zahnersatz für diese Patientengruppe werden altersspezifische Anforderungen gestellt. So muss die Handhabung und auch die Zahnersatz-Hygiene auf das häufig reduzierte manuelle Geschick abgestimmt werden.

Ein Halteelement ist die Doppelkrone, die nach dem Prinzip eines Teleskops mit seinen ineinander geschobenen Röhren als ein einfaches und stabiles Verankerungssystem für herausnehmbaren Zahnersatz entwickelt wurde. Sie besteht aus zwei Komponenten: Das Innenteleskop wird als Primärkrone fest auf den Pfeilerzahn zementiert, das Außenteleskop ist als Sekundärkrone in den herausnehmbaren Zahnersatz integriert. Zur Protheseneingliederung wird die Suprakonstruktion über die Innenkronen geschoben bis beide Hülsen durch die Reibung zwischen ihren Passflächen aneinander haften.

Im Gegensatz zu den parallelwandigen Teleskopkronen weist die Konuskronen kegelförmige Passflächen auf. Die Haftreibung der Konuskronen hängt vom Neigungswinkel der Kronenwände ab und kann auf die prothetische Wertigkeit des Pfeilers abgestimmt werden [56].

Derartig kombiniert festsitzend-herausnehmbarer Zahnersatz bietet dem Patienten außer gutem Tragekomfort weitere Vorzüge:

Axiale Belastung der Pfeilerzähne, sekundäre Verblockung durch die Suprakonstruktion, einfache Mundhygiene und hoher Selbstreinigungseffekt durch den Speichel [14, 15].

Voraussetzung für eine gute Funktion ist die genaue Passung der Primär- und Sekundärkronen zueinander. Der Fügung der Sekundärkronen an das Prothesengerüst kommt große Bedeutung für einen spannungsfreien Sitz der Prothese zu. Da bei

Wärmebehandlungen wie z. B. Löten oder Schweißen keine Spannungsfreiheit erreichbar ist, wird seit einigen Jahren die Verklebung auf dem Meistermodell praktiziert.

Die erforderliche hohe zahntechnische Präzision und die damit verbundenen hohen Kosten verhinderten bisher eine internationale Verbreitung eines solchen Zahnersatzes. Insbesondere bei der Implantatprothetik wird eine absolut spannungsfreie Passung der Suprakonstruktion für eine günstige Langzeitprognose der Implantate gefordert. Dies ist aber nur sehr schwer zu erzielen, da die Pfeiler ankylotisch in den Knochen einheilen und im Gegensatz zur parodontalen Lagerung natürlicher Zähne keine Auslenkungen zulassen. Selbst kleinste Passungenauigkeiten können somit nicht durch die Beweglichkeit der Pfeiler ausgeglichen werden. Aus diesem Grund werden Implantate nur sehr selten mit doppelkronengestützten Suprakonstruktionen versorgt.

Ein modifiziertes Vorgehen löst die Problematik der hohen Passungspräzision: Die Verbindung der Sekundärkronen mit dem Prothesengerüst wird dabei im Munde des Patienten durchgeführt, wobei die gleiche Zuverlässigkeit der Fügstellen wie unter Laborbedingungen erreicht werden soll. Dadurch werden materialbedingte Ungenauigkeiten bei der Fixation und der Modellherstellung eliminiert, und das Gerüst erhält durch die intraorale Fügung eine absolut spannungsfreie Passung.

Die hochpräzise intraorale Fügung bildet auch die Grundlage für ein neuartiges Halteelement:

Hierfür wird die Sekundärkrone direkt auf die Primärkrone aufgalvanisiert und durch die intraorale Klebung in der Suprakonstruktion fixiert. Dabei wird einerseits die labortechnische Fertigung erheblich vereinfacht und andererseits die Passungspräzision nahezu verzehnfacht. Für den Patienten bieten sich damit weitere Vorteile:

- Hoher Kaukomfort, da sich der herausnehmbare Zahnersatz durch die absolut starre, schaukelfreie Lagerung wie eine festsitzende Brücke anfühlt, und
- Langlebigkeit, da die starre sekundäre Verblockung Spannungsspitzen durch eine Prothesenkinetik verhindert und damit die Technik vor Verschleiß schützt.

Gegenstand dieser Untersuchung ist, wie das neue Behandlungsvorgehen – definitives Fügen von Gerüstteilen im Mund des Patienten – methodisch optimiert werden kann. Die klinische Langzeitstudie evaluiert zudem die Verlässlichkeit und die klinischen Auswirkungen von intraoral gefügten doppelkronenverankerten Prothesen.

2 Literaturübersicht

2.1 Klinische Bewährung von konuskronengestütztem Zahnersatz

In Langzeitstudien von *Heners et al.* [37], *Klemke et al.* [53], *Nickenig et al.* [65] und *Walther et al.* [87, 88, 89] hat sich die Konuskronen auch bei stark reduziertem Restzahnbestand als perioprothetisches Konstruktionselement bewährt. *Gernet et al.* [28] fanden in einer Nachuntersuchung sogar eine Strukturverbesserung des Restgebisses in parodontaler Hinsicht. Als weitere Vorteile werden von *Hultén et al.* [42] die gute Erweiterbarkeit und hohe Zufriedenheit der Patienten genannt. Auch *Pönnighaus* [69] zeigt in seinem "Plädoyer für die Konuskronen" auf, dass die Wirtschaftlichkeit eines Zahnersatzes nicht allein durch die Kosten am Tag der Eingliederung beurteilt werden dürfe. Insbesondere auf Implantaten hat sich der kombiniert festsitzend-herausnehmbare Zahnersatz bewährt [10, 11, 24, 50, 104]. *Heners* [35] stellte bereits 1986 die herausnehmbare starre Verankerung auf Implantatpfeilern als erfolgreiche Therapie beim zahnlosen Patienten dar und fand 1990 in einer Langzeituntersuchung [36] keine Unterschiede der Extraktionsrate von Pfeilerzähnen bei günstigen (quadrangulären) bzw. ungünstigen (z. B. diagonalen) Pfeilerverteilungen und bei Gerüstkonstruktionen mit bzw. ohne Transversalband. Auf der Grundlage seiner Konstruktionsrichtlinien für herausnehmbaren Zahnersatz bevorzugt er Konuskronen gegenüber der Stegverankerung [36]: Der Zahnersatz ist parodontal getragen, bedeckt nicht das marginale Parodont und die körperliche Fassung der Pfeilerzähne durch die Doppelkronen gewährleistet optimale Belastungsverhältnisse. *Heners* und *Walther* [38], *Walther et al.* [90] und *Wenz et al.* [97] beschreiben jedoch ein erhöhtes Verlustrisiko für die Pfeilerzähne bei abnehmender Pfeilerzahl. Auch *Besimo et al.* [7, 8] bevorzugen starre Attachments im Sinne von Konuskronen gegenüber der gelenkigen Verankerung mittels Stegkonstruktionen. 1993 postulieren *Besimo et al.* [6, 9] die herausnehmbare konusgetragene Brückenkonstruktion als optimale prothetische Lösung auf vier interforaminalen Implantaten. *Blickle et al.* [11] fanden zudem, dass im Vergleich zur primären Verblockung mittels Steg durch Konuskronen eine stabilere Verblockung mit gleichmäßigerem Dämpfungsverhalten aller Implantate erzielt werden kann. Eine in vitro-Spannungsanalyse von *Jäger* [43] zeigt, dass

beim Aufschrauben eines Steggerüsts das 2- bis 6-fache der Spannung wie beim Aufstecken einer teleskopierenden Prothese ausgelöst wird. Zusammenfassend werden von *Blickle et al.* [10, 11] die Vorteile implantatgetragener Konuskronen wie folgt beschrieben:

- Optimale Hygiene- und Kontrollfähigkeit des einzelnen Implantates,
- Gezielte Pfeileranordnung durch Vermeidung ungünstiger Stegverläufe,
- Lastverteilung durch Verblockung der Pfeiler,
- Kombinationsfähigkeit mit natürlichen Pfeilern und
- Prospektive Erweiterungsfähigkeit der Prothese.

2.2 Alternative Verankerungselemente für implantatgestützten Zahnersatz

Stege weisen im Gegensatz zu den Doppelkronen eine erschwerte Hygienefähigkeit, keine Erweiterbarkeit bei Pfeilverlust und keine körperliche Fassung der Pfeiler auf [36, 75]. Auf Implantaten sehen aufgrund der stegbedingten intraossären Belastung *Blickle et al.* [10, 11] und *Keller* [50] erhebliche Nachteile gegenüber der Doppelkronenverankerung. Auch *Heners* [35] fand in einer vergleichenden Fallkontrollstudie mehr Misserfolge zuungunsten der Stegkonstruktionen.

Kugelpopfattachments benötigen zwar wenig Platz, sind einfach in die vorhandene Konstruktion einzuarbeiten und damit kostengünstig; sie sind jedoch weniger stabil und verschleißbeständig und können, wie *Schaller* und *Richter* [75] beschreiben, kaum aktiviert werden.

Auch **Magnete** bieten eine einfache und kostengünstige Variante der Prothesenverankerung [18, 85]. Allerdings zeigte sich in klinischen Nachuntersuchungen von *Burns* [14, 15] und *Prisender* [70] eine insbesondere bei horizontalen Kräften sehr eingeschränkte Haltewirkung. Zudem besteht bei den Verankerungselementen Steg, Kugelpopfattachment und Magnet keine Kombinationsfähigkeit mit natürlichen Pfeilern; dies ist lediglich mit erhaltungswürdigen Wurzelresten möglich.

Doppelkronen mit Spielpassung ("Marburger Doppelkrone") gewährleisten zwar eine spannungsfreie aber keine kinetikfreie Lagerung und benötigen zusätzliche Halteelemente, um die Haltewirkung zu erzeugen [97, 98].

2.3 Problematik der Passungspräzision

Die Herstellung von doppelkronengestütztem Zahnersatz stellt hohe Anforderungen an die Passungspräzision. Selbst bei optimaler Herstellung lassen sich werkstoff- und verarbeitungsbedingte Fehler nicht vermeiden. Die beiden häufigsten Fehlerarten treten in Kombination miteinander auf: Der Horizontalfehler entsteht durch Dimensionsänderungen bei der Abformung und Modellherstellung oder bei weitspannigen Gussobjekten durch den Expansionsrückstand der phosphat-gebundenen Einbettmassen. Der Vertikalfehler beruht meist auf passungsspezifischen Gerüstfehlern, die durch Eingriffe in die Passungsoberfläche von Primär- und/oder Sekundärkronen erzeugt werden. Die Fehler sind um so größer, je dichter die fraglichen Kronen beieinander stehen und je kleiner der Konuswinkel ist [87]. Geringe Inkongruenzen bezüglich der Passgenauigkeit des Gerüsts können durch die physiologische Zahnbeweglichkeit von ca. 0,02 mm kompensiert werden [20, 42].

Dieser orthodontische Effekt tritt jedoch nicht bei ankylotisch osseointegrierten Implantaten auf, die nach *Stumpel et al.* [85] nur durch die Flexibilität des Knochens eine Pseudobeweglichkeit von 0,002 mm haben. Nach *Mazurat et al.* [62] und *Shiau et al.* [79] ist jedoch die spannungsfreie Passung zwischen Implantaten und der Suprastruktur für eine lange Verweildauer entscheidend. Zur Optimierung der Präzision wurden von zahlreichen Autoren unterschiedliche Abformtechniken untersucht: *Wall* [87] führt für implantatgetragene Konstruktionen eine zweite Fixationsabformung mit den fertigen Primär- und Sekundärkronen vor der Gerüstherstellung und Verlötung durch. *Assif* [2] empfiehlt sogar, die Kronen vor der Fixationsabformung im Mund des Patienten mit autopolymerisierendem Kunststoff zu verblocken, im Gegensatz dazu fanden *Phillips et al.* [68] die höchste Präzision bei unverblockten viereckigen Abdruckpfosten.

2.4 Verfahren für den Gerüstverbund

2.4.1 Löten

Bei der Art des Verbundes zwischen den Sekundärkronen und dem Modellgussgerüst stellt sich eine weitere in der Literatur vieldiskutierte Problematik [40, 81].

Der Lötvorgang weist trotz zahlreicher Verbesserungen zum Teil massive Unzulänglichkeiten auf. Die erste Fehlerquelle stellt die Übertragung der räumlichen Beziehungen der Ankerteile zueinander bzw. zum Modellgussgerüst auf ein Lötmodell und

deren Erhaltung während der Erwärmung dar. Weiterhin wirkt sich der unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizient nachteilig auf die Präzision der Lötung zwischen Edelmetall und Nichtelegmetall aus. Zusätzlich wird die Problematik durch im Modellgussgerüst eingefrorene Spannungen verstärkt, die sich durch die Wärmebehandlung beim Lötvorgang lösen und damit ebenfalls zu Passungenauigkeiten führen [87].

Zu dem Problem der genannten Dimensionsänderungen, die keinen spannungsfreien Sitz des Gerüsts gewährleisten können, gesellt sich die mangelnde Korrosionsfestigkeit und verminderte Biokompatibilität. Das Lot in der Lötung erzeugt ein galvanisches Element, das zu einer erhöhten Ionenabgabe aller Verbundpartner führt. In der Folge kann es zu Verfärbungen des Modellgussgerüsts, Lotauflösung bis hin zum Verbundverlust [13, 17, 49, 86] und durch die freigesetzten Metallionen sogar zu Unverträglichkeitsreaktionen insbesondere bei Patienten mit Nickelallergie kommen [49, 100]. *Walther* und *Heners* [88] beobachteten in einer klinischen Langzeitstudie von Konusprothesen je nach Konstruktionsart der Lötstellen 20,5 % bzw. 5,3 % Frakturen an der Verbindungsstelle zwischen Sekundärkrone und Prothesengerüst innerhalb von 2 – 4 Jahren.

2.4.2 Anguss- und Umgusstechnik

Alternativen sah *Huberts* [41] in den Anguss- und Umgusstechniken, die jedoch sehr aufwändig erscheinen.

Bei der Angusstechnik wird der fertige Modellguss mit den aufgewachsenen Sekundärkronen eingebettet und angegossen [35].

Bei der Umgusstechnik wird nach der Fertigstellung des Modellgusses und der Sekundärkronen ein Zwischenstück aus Edelmetall gegossen, das nach dem Vorlöten des Stahlgerüsts mit Weißgold die Sekundärkronen mit der Modellgussplatte durch eine Edelmetall-an-Edelmetall-Lötung verbindet [41].

Diese selten praktizierten Verfahren bergen einen hohen zahntechnischen Aufwand. Sie können ebenfalls nicht die Fehlerquellen der Abformung, der Modellherstellung und der erneuten Wärmebehandlung umgehen.

2.4.3 Schweißen

Das Plasmaschweißen und das Mikroplasmenschweißen ergaben zunächst keine überragenden Vorteile gegenüber dem Löten [1, 4]. Wall [87] konnte sogar Korrosion in Schweißnähten nachweisen.

Beim Plasmaschweißen entsteht eine homogene Fügung der Werkstoffe. Eine direkte Verbindung von Edelmetall zu CoCrMo-Werkstücken ist nur mit dem Zugabematerial Palladium möglich [1]. Das Mikroplasmenschweißen ist als Wärmeleitungsschweißverfahren nur für Legierungen mit geringer Wärmeleitfähigkeit wie z. B. Nichtedelmetall- und Palladium-Basis-Legierungen geeignet. Das Ergebnis ist bei beiden Verfahren von der Stromstärke und der Schweißgeschwindigkeit und damit nicht unerheblich von der Erfahrung und der Fertigkeit des Technikers abhängig. Dies und die daraus folgende schlechte Reproduzierbarkeit ergeben keine überragenden Vorteile dieses Verfahrens gegenüber dem Löten [4].

2.4.4 Laserschweißen

Erst das Laserschweißen stellte eine mechanisch wie chemisch befriedigendere Alternative dar [5, 12, 13].

Das Laserschweißen ist ein Tiefschweißverfahren und für alle dentalen Gusslegierungen in beliebiger Kombination geeignet. Die pro Zeiteinheit zugeführte Energie ist so hoch, dass keine nennenswerte Wärmeableitung aus der Schweißstelle heraus zu beobachten ist. Die daraus resultierende geringe Wärmebelastung ermöglicht die Schweißung direkt auf dem Modell wie auch von verblendetem Zahnersatz. Damit hat dieses Verfahren einzigartige Vorteile im Einsatz für laborseitige Reparaturen [12, 13].

Lasergeschweißte Dentallegierungen erreichen zwar annähernd die Festigkeit des Grundwerkstoffes, aber die Schweißnaht von Edelmetall- an NEM-Legierungen zeigt leider keine vollständige Durchmischung der Legierungsbestandteile [4, 5]. Kappert [49] fand bei Untersuchungen eine inhomogene undefinierbare Mischlegierung mit fraglicher Festigkeit. Da beim Schweißen auf Zusatzmaterialien verzichtet werden kann, wird die Korrosionsfestigkeit der Fügestelle erhöht. Allerdings wirkt sich der bezüglich der Nahtvorbereitung anzustrebende flächenhafte Kontakt der zu fügenden Teile nachteilig auf die Spannungsfreiheit des Gerüsts aus.

Das Laserschweißen bietet jedoch Vorteile für das Fügen von Titan, da hierfür kein akzeptables Lötverfahren im Dentalbereich existiert [49].

Als problematisch erweisen sich die aufwändigen Schutzmaßnahmen zur Abschirmung des Laserstrahls entsprechend den geltenden Strahlenschutz-Vorschriften. Ein hoher gerätetechnischer Aufwand verhindert zudem einen weitverbreiteten Einsatz des Laserschweißens.

2.4.5 Einstückgussverfahren

Als Alternative zu den unbefriedigenden Fügeverfahren kann die Suprakonstruktion auch im Einstückgussverfahren hergestellt werden [97, 98]. Die unpräzise Spielpassung relativiert allerdings den Vorteil der nicht mehr notwendigen Fügung von Prothesenkomponenten. Für die Haltewirkung ist ein zusätzlich eingefügtes Halteelement notwendig, das aufgrund der resilienten Lagerung des Zahnersatzes dem Verschleiß unterliegt.

2.5 Kleben als alternativer Gerüstverbund

Der Problematik der Passungspräzision kann nur durch eine dauerhafte und korrosionsfeste Verbindung ohne Notwendigkeit einer Wärmebehandlung begegnet werden [29]. Die Klebeverbindung entspricht weitestgehend diesem Anforderungsprofil. Sie ist zudem zeitsparend, kostengünstig und reparaturfreundlich [16, 17, 96].

Bereits 1955 testete *Gatzka* [27] spezielle Metallklebeverfahren der Industrie auf die Tauglichkeit für dentaltechnische Zwecke. Die anfänglich hohen Haftfestigkeitswerte wurden unter dem Einfluss eines feuchten Milieus herabgesetzt. *Schwindling et al.* [77] zeigten 1964 die Vorteile der Metallklebung auf: Einsparung von Materialkosten, geringer Zeitaufwand und Einfachheit in der Durchführung. Aber noch war kein geeigneter Kleber gefunden, der eine entsprechende Dauerfestigkeit im feuchten Milieu zeigte. Alle 1982 von *Rimpler et al.* [74] geprüften Kunststoffe unterlagen bei einer in vitro-Untersuchung dem Einfluss der Hydrolyse und waren damit nicht für eine Verwendung in der Mundhöhle geeignet.

Entscheidende Erfolge konnten erst 1984 mit der Einführung der Silikatisierung von Metalloberflächen erreicht werden. Die Scherfestigkeit von Metall-Kunststoff-Verbundsystemen mittels Haftvermittler mit dem Silicoater[®]-System wurde für die

Beanspruchungen in der Mundhöhle als ausreichend angesehen [48]. In den folgenden Jahren etablierte sich die Verklebung für zahntechnische Zwecke [96]. Zwar war die Klebetechnik zunächst nur für den Einsatz im Labor vorgesehen, doch kamen schnell die Gedanken hinsichtlich einer möglichen intraoralen Verklebung auf [85, 86, 95, 96].

Sellers [78] publizierte bereits 1986, dass die intraorale Verklebung die Herstellung von bedingt abnehmbaren Prothesen auf Implantaten erleichtert. Der Autor beschreibt die Verklebung nach Fertigstellung der Prothese beim Einsetzen.

Um eine spannungsfreie Passung des Prothesengerüsts zu erhalten, verkleben auch *Weigl et al.* [91, 92, 93] die Verankerungselemente mit dem Gerüst intraoral, jedoch zum Zeitpunkt der Gerüstanprobe.

2.5.1 Klebetechnik

Eine im Mundmilieu dauerhaft stabile Klebung stellt entsprechende Ansprüche an die Gestaltung und die Vorbehandlung der Klebeflächen und an die Durchführung der Klebung [95, 105].

Mit Kleben bezeichnet man in der Regel das unlösbare Verbinden zweier oder mehrerer gleichartiger oder verschiedener Materialien durch Anwendung eines Klebstoffes, der das Gefüge der verklebten Werkstoffe nicht verändert. Die Wirkungsweise eines Klebstoffes beruht auf den Phänomenen der Adhäsion und Kohäsion. Unter Adhäsion versteht man die Haftkräfte an den Kontaktflächen zweier Stoffe. Die größte Bedeutung beim Kleben haben physikalische Anziehungskräfte, die sogenannten *Van der Waal'schen* Kräfte. Kohäsion bezeichnet die Kräfte, die zwischen den Molekülen eines Körpers herrschen und die Masseteile zusammenhalten. Sie setzen sich aus den zwischenmolekularen Anziehungskräften (*Van der Waal'sche* Kräfte) und aus der Verklammerung der Polymermoleküle untereinander zusammen [44, 45]. Beide Eigenschaften sind für die Festigkeit einer Klebung verantwortlich.

2.5.2 Form der Klebeflächen

Die geometrische Gestaltung der Klebeflächen ist von erheblicher Bedeutung für die Festigkeit und Haltbarkeit einer Klebung. Zunächst ist eine ausreichend große Dimensionierung der Flächen wesentlich, damit eine gute Kraftübertragung gewährleistet ist. Weiterhin sollte die Geometrie so gewählt werden, dass nur Druck- oder Zugscherspannungen in der Klebstoffschicht auftreten. Reine Zugspannungen schwächen die Klebestelle. Um die Klebung zu unterstützen, ist schließlich bei optimaler Geometrie ein Formschluss anzustreben. Auf eine Kraftschluss-unterstützung der Klebung muss verzichtet werden, da nur dann spannungsfrei gearbeitet werden kann, wenn zwischen Matrize und Patrize keinerlei Kontakt besteht [44, 45].

2.5.3 Vorbehandlung der Oberflächen

Damit die Adhäsion gut funktioniert, müssen die Oberflächen der zu fügenden Materialien eine optimale Benetzbarkeit besitzen, die zu einem engen molekularen Kontakt zwischen Oberfläche und Klebstoff führt. Klebstoffe benetzen die zu verklebenden Teile nur dann ausreichend, wenn ihre Oberflächenenergie gleich oder niedriger der Oberflächenenergie des Werkstücks ist. Die Benetzung der Oberfläche ist um so besser, je kleiner der Kontaktwinkel, d.h. je geringer ausgeprägt die Kugelform einer aufgetragenen Flüssigkeit ist [95].

Grundsätzlich muss daher jedes Werkstück vor der Aktivierung der Oberfläche entfettet werden, da mechanische Reinigungen die Verschmutzungen, wie z. B. Öl, Fett und Staub lediglich verschmieren und nicht restlos entfernen. Dazu eignen sich die Lösungsmittel Aceton, Trichlorethan oder Ethylacetat, da diese rückstandslos von den gereinigten Klebeflächen verdunsten [44].

2.5.4 Grundlagen der Adhäsion

Bei den Grundlagen der Adhäsion handelt es sich im wesentlichen um zwei verschiedene Prinzipien: Mechanischer und chemischer Verbund.

Der mechanische Verbund basiert prinzipiell auf einer physikalischen Verankerung beziehungsweise Vernetzung zwischen Klebstoff und den zu fügenden Materialien [95].

Diese physikalischen Verankerungen können beispielsweise Makro- oder

Mikroretentionen sein, die auf der Oberfläche des zu verklebenden Gegenstandes angebracht sind. Makroverankerungen wie z. B. Perlen, Netze oder Kerben sind mit dem bloßen Auge erkennbar. Sie fordern jedoch zuviel Raum und kommen für die Fügung von Gerüstteilen nicht in Frage.

Mikroverankerungen dagegen sind nur noch unter Vergrößerung sichtbar. Sie werden durch Sandstrahlen, Ätzen, Anrauen sowie durch elektrolytische oder elektrische Prozesse erzeugt und dienen einer Vergrößerung der wirksamen Oberfläche und der Erzeugung von mikrofeinen Unterschnitten [59].

Die Festigkeit des Kunststoff-Metall-Verbundes hängt jedoch entscheidend von der Vorgeschichte der Metalloberfläche ab. Nur metallurgisch intakte Oberflächen lassen hohe Haftfestigkeiten zu [22]. Deshalb gilt, dass zu verklebende Metalloberflächen möglichst nur einmal abgestrahlt werden sollten. Da es beim Anrauen zu einem unkontrollierten Abtrag der Oberfläche kommt und sich damit der Klebspalt vergrößert, ist auch von dieser Technik nur sehr vorsichtig Gebrauch zu machen.

Der chemische Verbund kommt aufgrund chemischer Reaktionen zwischen Klebstoff und Substratoberfläche zustande. Solche Reaktionen sind immer dann möglich, wenn beide Partner reaktive Gruppen besitzen, die chemisch miteinander umgesetzt werden können.

Das Metall-Kunststoff-Verbundsystem beruht auf der Basis der Silikatisierung, wobei die Haftung aufgrund einer Silanbrücke zustande kommt [73]. Dazu wird auf der Metalloberfläche eine Schicht mit Hydroxyl-Gruppen erzeugt, die wiederum mit den Silan-OH-Gruppen reagieren können. Je nach Verfahren handelt es sich hierbei um eine Siliziumdioxid-Schicht mit oder ohne organischen Anteilen. Die Reaktion auf der Kunststoff-Seite der Silanbrücke kommt durch die ebenfalls im Molekül vorhandene Methacrylgruppe zustande. Diese reagiert mit den Methacrylgruppen der Monomere des aufgetragenen Kunststoffes durch radikalische Polymerisation [44, 45].

2.5.5 Spezielle Aktivierungsverfahren

Bereits 1984 wurde das Silicoater[®]-Verfahren für einen stabileren Metall-Kunststoff-Verbund entwickelt. Es machte für Kunststoffverblendungen einen dauerhaft dichten Randschluss möglich und mechanische Retentionen verzichtbar [64, 67]. Für die Beanspruchung in der Mundhöhle wird eine Scherfestigkeit von 8-10 MPa im

allgemeinen als ausreichend angesehen [60]. Die Verbundqualität eines Metall-Keramik-Systems wird allerdings mit dem Silicoater[®]-System noch nicht erreicht. Das Verfahren beruht auf einer Verbrennung von Tetraethoxysilan in einer Propangas/Luft-Flamme. Die dabei entstehenden siliziumorganischen Molekülbruchstücke schlagen sich auf der Metalloberfläche nieder [72]. Der Vorgang der Flammen-Silanisierung bewirkt durch die Wärmebehandlung leider eine Veränderung des metallographischen Gefüges von Silber-Basis- und Palladium-Silber-Legierungen zuungunsten der Korrosionsresistenz [99]. Eine Weiterentwicklung stellt das Silicoater-MD[®]-Verfahren dar. Hierbei findet die Wärmebehandlung in einem gewöhnlichen Ofen bei 370° C statt. Dieses Verfahren soll die Schwachpunkte des Silicoater[®]-Systems bei den Palladium-Silber-Legierungen überwinden und weniger korrosionsanfällig sein [3].

Sehr viel eleganter und äußerst innovativ ist das Rocatec[®]-Verfahren. Hierbei sind zwei Strahlvorgänge, jedoch keine Wärmebehandlung notwendig. Bei der Haftschrift handelt es sich um eine reine SiO₂-Schicht ohne organische Anteile. Durch das Aufstrahlen wird beim Aufprall der Siliziumdioxid-Partikel deren kinetische Energie punktuell in extrem hohe Temperaturen umgewandelt, die das Glas aufschmelzen und zum Teil sogar in die Gerüstoberfläche einlagern lassen. Diese tribochemische Beschichtung macht eine Wärmebehandlung unnötig [31]. Die Gefahr von freiwerdenden eingefrorenen Spannungen im Gerüst und damit mögliche Dimensionsänderungen werden eliminiert. Zudem erschließt sich die Möglichkeit einer Anwendung bei bereits verblendetem Zahnersatz, wodurch das Rocatec[®]-Verfahren für Reparaturen inzwischen unverzichtbar wurde [61]. Vorteilhaft sind bei diesem System die schnell durchzuführende Kaltverarbeitung und die optische Kontrolle der Beschichtung.

Der Dreipunkt-Verbundbiegetest zeigt für das Rocatec[®]-Verfahren eine mit dem Silicoater[®]-Verfahren vergleichbare Verbundfestigkeit [62]. Der Rocatec[®]-Verbund erweist sich bezüglich der Beständigkeit gegenüber Alterungseinflüssen dem Silicoater[®]-Verbund deutlich überlegen, was sich evtl. auf den erhöhten Silizium-gehalt zurückführen lässt [19, 32].

Die Zugversuche von mit dem Rocatec[®]-System vorbehandelten Kobalt-Chrom-Legierungen zeigen, dass längerfristig ein wasser- und thermostabiler Klebeverbund erreicht werden kann [31]. Die Verbundfestigkeitswerte nach Konditionierung der Metalloberfläche

mit Rocatec[®] nach 150 Tagen Wasser- und Temperatur-wechselbelastung liegen deutlich über den Werten des erreichbaren Schmelz-Kleber-Verbundes bzw. der inneren Verbundfestigkeit des Schmelzes [51].

Ein grenzflächennahes Versagen bei dem Rocatec[®]-Verfahren deutet darauf hin, dass die Eigenfestigkeit der Silikatschicht den limitierenden Faktor dieses Klebeverbundsystems darstellen könnte [52].

Zwei Untersuchungen aus dem Jahre 1992 ergeben voneinander abweichende Ergebnisse bezüglich der Haftwerte. Während bei *Stark* und *Holste* [82] das Rocatec[®]-Verfahren gegenüber dem Silicoater-MD[®]-Verfahren signifikant geringere Haftwerte ergab, erreichte es bei *Wirz et al.* [101, 102] bei allen Legierungstypen die höchsten Verbundwerte. Die geringeren Haftwerte mit der Kobalt-Basislegierung lassen sich mit seiner hohen Härte erklären, die dem tribochemischen Verfahren mehr Widerstand entgegenbringt.

Als problematisch zeigt sich jedoch die Notwendigkeit von zwei Strahlgängen beim Rocatec[®]-Verfahren. Da nur metallurgisch intakte Oberflächen hohe Haftfestigkeiten zulassen, gilt allgemein, dass zu verklebende Metalloberflächen möglichst nur einmal zur Anrauhung und Aktivierung abgestrahlt werden sollten [22]. Diesem Umstand zufolge treten bei zunehmenden Strahlzeiten insbesondere bei Edelmetalllegierungen erhebliche Substanzdefekte auf. Die Veränderungen der Oberfläche (Kaltverformung) durch die Strahlguteinschläge liegen im Bereich zwischen 9 und 25 µm. Der Substanzverlust ist bei bewegter Düse geringer als bei stationärer Düse. Darüber hinaus sind in den dünn auslaufenden Bereichen Deformationen zu beobachten [71]. Eigene Erfahrungen zeigten bereits vereinzelt Perforationen nach den Strahlvorgängen. Galvanisch hergestellte Matrizen aus Feingold können z. B. nur sehr zügig und mit äußerster Vorsicht bei bewegter Düse und auf einen Stumpf aufgesetzt abgestrahlt werden. Dieses Aktivierungsverfahren wurde seit der Entwicklung von Rocatec[®] Soft mit nur 30µm großen Strahlpartikeln noch schonender. Das Kevloc[®]-System basiert auf einer durch Thermocyclisierung geschaffenen Komplexreaktionsschicht stickstoffhaltiger Heterozyklen, die mit einem Acrylnitril-Copolymer eingeschmolzen und versiegelt sind. Dieses zähnharte Polymer umschließt die mikroretentiven Bereiche der sandgestrahlten Legierungsoberfläche [57]. Die laut Herstellerangaben wasserdicht vernetzte Schicht wird von den zähelastischen Eigenschaften eines Urethanharzes geprägt und trägt polymerisierbare Doppelbindungen zur

Copolymerisation mit den Methacrylaten der Klebkomposite [54]. Die Vorteile dieses Systems liegen in der guten optischen Erfolgskontrolle jedes einzelnen Arbeitsschrittes und in dem Verzicht auf einen zweiten Strahlprozess [55, 58].

2.5.6 Klebstoffe

Je nach der Polymerisationsart unterteilt man die Befestigungskomposite in licht-, chemisch- und dualhärtend. Rein lichthärtende Klebkomposite sind für die Fügetechnik im Labor nicht verwendbar, da die Klebefugen sehr schmal sind und damit nicht genügend Licht für die Initiierung der Polymerisationsreaktion in der Spalttiefe zur Verfügung steht. Zudem entstehen durch die Gerüstkonstruktion Schattenzonen, in denen das Material nicht aushärtet.

Bei den chemisch härtenden Klebern wird die Polymerisationsphase sofort mit dem Anmischprozess gestartet, wodurch sich wesentlich kürzere Verarbeitungszeiten ergeben. Die dualhärtenden Befestigungskomposite weisen die Vorteile einer langen Verarbeitungszeit und einer kurzen Gesamtpolymerisationszeit auf und ermöglichen eine Zwischenpolymerisation zur Fixierung einer Teilklebung [94].

Die mechanischen Eigenschaften der Befestigungskomposite werden ursächlich durch das Füllersystem beeinflusst. Man unterscheidet dabei mikrogefüllte und Hybridkomposite. Die mit pyrogener Kieselsäure mikrogefüllten Komposite sind bezüglich der mechanischen Festigkeit, der Wasseraufnahme und der Polymerisationsschrumpfung den glasgefüllten Hybridkompositen unterlegen. In der Klebetechnik ist besonders der geringe Polymerisationsschrumpf von entscheidender Bedeutung für passgenaue Arbeiten. Beim Einsatz von Glasfüllstoffen können höhere Anteile eingesetzt werden, so dass der bei der Polymerisation stark kontrahierende Matrixanteil verringert wird. Des Weiteren wird die Oberflächen- sowie Eigenfestigkeit des Klebkomposits durch die chemische Anbindung mittels Silanisierung der anorganischen Bestandteile gesteigert [94].

3 Material und Methode

3.1 Methodik der Herstellung des Zahnersatzes

3.1.1 Patientenrekrutierung

Seit 1992 werden in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik Prothesenkomponenten definitiv intraoral gefügt. An der klinischen Studie nahmen ausschließlich Patienten der Universitätsklinik Frankfurt am Main teil. Da dieses Verfahren eine breite Anwendung finden soll, wurden keine Ausschlusskriterien bezüglich Alter der Patienten, Geschlecht, Sozialstatus, Mundhygiene oder Pfeileranzahl angesetzt. Die Untersuchung umfasste 61 Patienten, 32 Männer und 29 Frauen. Das Durchschnittsalter betrug 64,3 Jahre bei einer Standardabweichung von 10,15. Der jüngste Patient war 32, der älteste 85 Jahre alt (Tabelle 1).

Anzahl der Patienten			Patientenalter (Jahren)				
Gesamt	Männl.	Weibl.	\bar{x}	Max.	Min.	Median	o
61	32	29	64,34	85	32	64	10,15

Tabelle 1: Daten aller behandelten Patienten

Bei diesen Patienten wurden 64 Prothesen mit insgesamt 238 Fügstellen inkorporiert. Die Fügstellen sind durchschnittlich 40 Monate unter Risiko mit einem Minimum von 18 und einem Maximum von 85 Monaten; der Median beträgt 38 Monate. Die Verteilung der unterschiedlichen Prothesendesigne ist aus Tabelle 2 zu entnehmen.

Füge- design	Anzahl Prothesen			Berechnete Zeit unter Risiko (Monate)					Anzahl der Fügstellen
	Ges.	OK	UK	\bar{x}	Max.	Min.	Median	o	
G	14	7	7	53,17	67	39	54,5	8,72	37
M	50	12	38	37,49	85	18	35	12,78	201
S	64	19	45	40,48	85	18	38	13,69	238

Tabelle 2: Zeit unter Risiko aller verklebten Prothesen
(Fügedesign: M = Mesostruktur, G = Geschiebeartiges Design)

3.1.2 Planung und klinisches Vorgehen

Vor der prothetischen Versorgung von Patienten mit reduziertem Restgebiss standen zunächst eine sorgfältige Planung und Vorbehandlung. Zugunsten einer symmetrischen Abstützung, zur Pfeilervermehrung und zur Verbesserung der Prognose der Restzähne [23] wurden bei drei Patienten in der Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie insgesamt 11 Implantate inseriert. Alle anderen Patienten erhielten die prothetische Versorgung entweder nur auf Implantaten oder nur auf Zähnen. Die Anzahl der zahn-, implantat- bzw. kombiniert gestützten Prothesen und der entsprechenden Anzahl der Klebestellen ist aus Tabelle 3 zu entnehmen.

	Anzahl Prothesen	%	Anzahl Klebestellen	%
Zähne	25	39,1	87	36,5
Implantate	35	54,7	127	53,4
Zähne und Implantate	4	6,2	24	10,1

Tabelle 3: Anzahl der Prothesen und Klebestellen pro Pfeilerart

Über 50 % der Patienten sind im Gegenkiefer mit einer totalen Prothese versorgt, über 30 % haben einen partiellen herausnehmbaren Zahnersatz und 15 % haben eine feste Gegenbezahnung (Tabelle 4).

	Anzahl Patienten	%
feststehend	10	15,6
Partielle Prothese	20	31,3
Totale Prothese	34	53,1

Tabelle 4: Art der Gegenbezahnung

Zur Aufnahme von Doppelkronen wurden alle Pfeilerzähne im Sinne einer zirkulären Hohlkehle unter Beachtung einer gemeinsamen Einschubrichtung präpariert.

Nach der Präzisionsabformung erfolgte die Herstellung des Sägemodells und der Primärkronen. Diese wurden nach der Passungskontrolle auf den Pfeilern im geplanten

Neigungswinkel gefräst. Dann folgte die Herstellung der Matrizen bzw. der Sekundärkronen mit Einstellung der Friktion und schließlich die Modellation und Fertigstellung des Prothesengerüsts aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung (54,6 %) oder Reintitan (42,2 %). Die Sekundärkronen des geschleibartigen Designs wurden aus einer hochgoldhaltigen Gusslegierung hergestellt, die Mesostruktur war zu 42,2 % aus Feingold und zu 34,4 % aus Reintitan. Die unterschiedlichen Werkstoffkombinationen von Sekundärkrone und Gerüst sind aus Tabelle 5 zu entnehmen.

Design	Sekundärkrone	Gerüst	Anzahl Prothesen	%
G	Hochgold-Legierung	CoCrMo	15	23,4
M	Reintitan	Reintitan	22	34,4
M	Feingold	CoCrMo	20	31,2
M	Feingold	Reintitan	5	7,8
M	Feingold	Hochgold-Legierung	1	1,6
M	Feingold	PMMA	1	1,6

Tabelle 5: Anzahl der Prothesen je Werkstoffkombination (Fügedesign: M = Mesostruktur, G = Geschleibartiges Design)

Die beiden zuletzt aufgeführten Materialkombinationen sind keine Standard-versorgung, sondern entstanden in Sondersituationen:

Im Rahmen einer Reparaturmaßnahme wurde nach dem Zementieren einer neuangefertigten Primärkrone die entsprechende Feingoldmatrize in die ehemalige Sekundärkrone aus einer hochgoldhaltigen Legierung geklebt. Bei einer Prothese wurde die Feingold-Mesostruktur aus Gründen der Kostenminimierung direkt in die vorhandene Unterkiefer-Totalprothese eingeklebt.

3.1.3 Klebeflächendesigne

Das geschlebeartige Klebeflächendesign kam bei der gegossenen Sekundärkrone zur Anwendung. Zur Vereinfachung der Modellation bei der Herstellung befinden sich verschiedene Systeme mit Modellierhilfen auf dem Dentalmarkt, z. B.:

- Doppel-T-Klebeverbindung der Fa. Bredent, Senden-Witzighausen (Abb. 1 und 2)
- Kamba[®]-bloc der Fa. BEGO, Bremen (Abb. 3)



Abb. 1: Doppel-T-Klebeverbindungen der Firma Bredent (schematisch)



Abb. 2: Doppel-T-Klebeverbindung der Fa. Bredent auf dem Modell

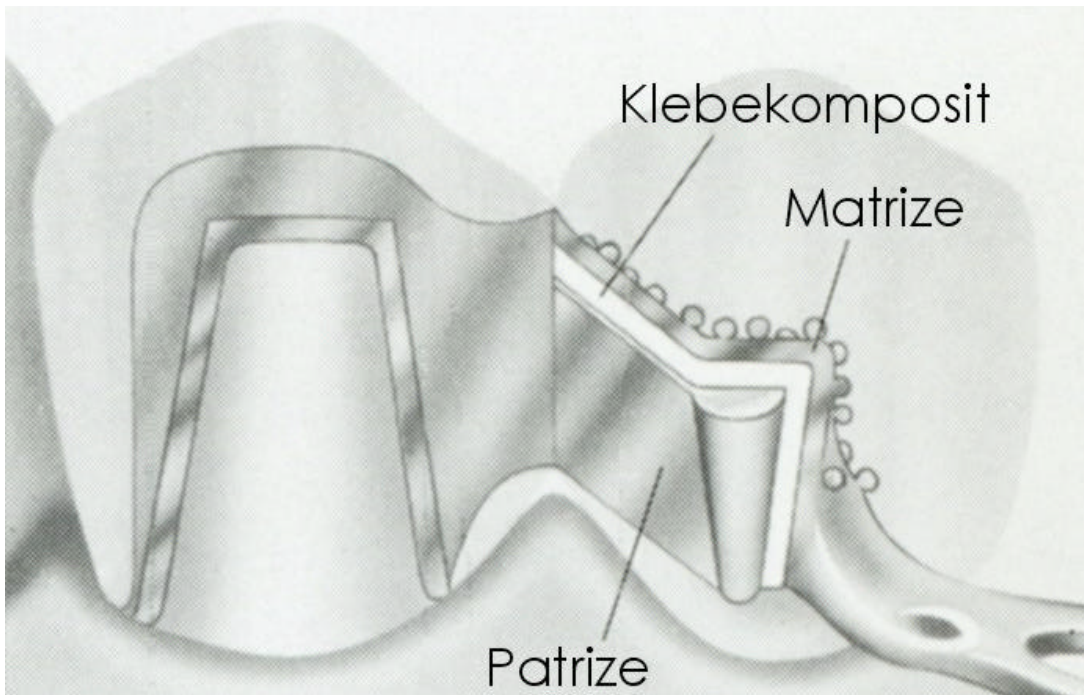


Abb. 3: Kamba[®]-bloc der Firma BEGO (schematisch)

Für das Klebeflächendesign mit einer Mesostruktur wurde auf den Primärkronen eine Matrize und darüber die Suprastruktur mit einer Buchse hergestellt. Zwischen der Meso- und der Suprastruktur besteht ein Spalt von ca. 150 – 200 µm [30], um einen berührungs- und damit spannungsfreien Sitz der Konstruktion zu gewährleisten (Abb. 4a und 4b).

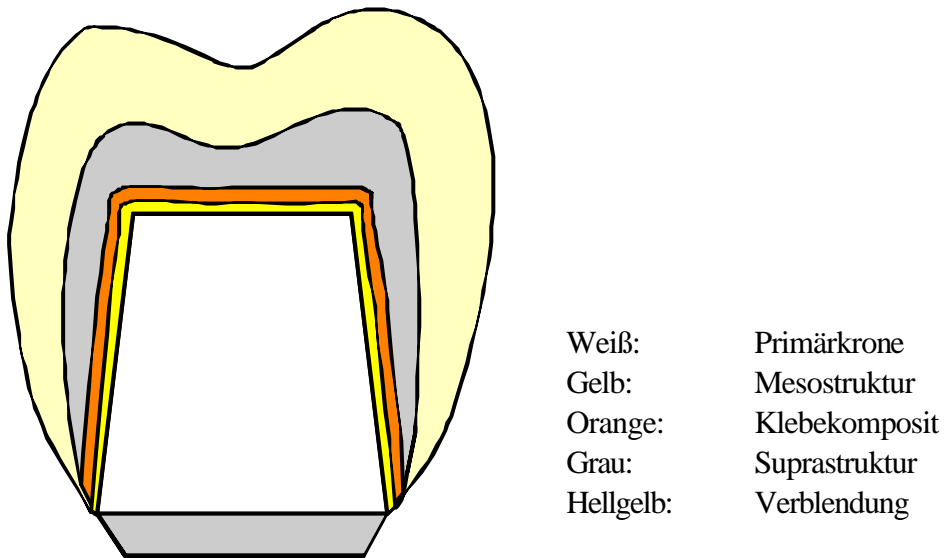


Abb. 4a: Mesostruktur-Design (schematisch)

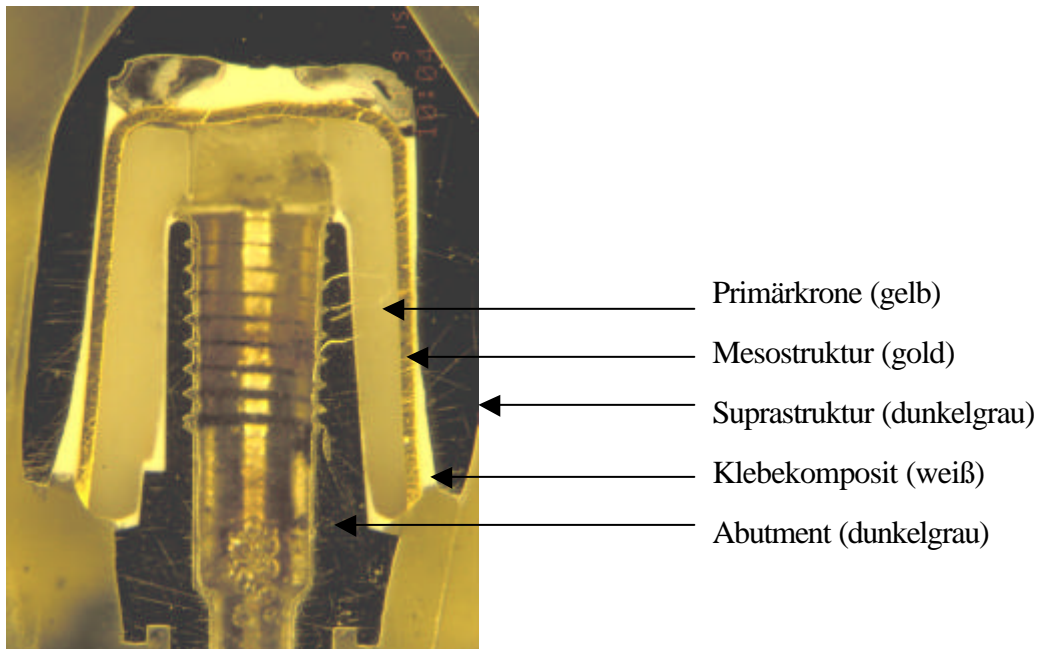


Abb. 4b: Mesostruktur-Design (Schliffbild)

Die Buchse der Suprastruktur kann die Mesostruktur zirkulär umfassen (Abb. 5) oder zugunsten eines Platzgewinns für die Verblendung vestibulär gefenstert (Abb. 6) sein.

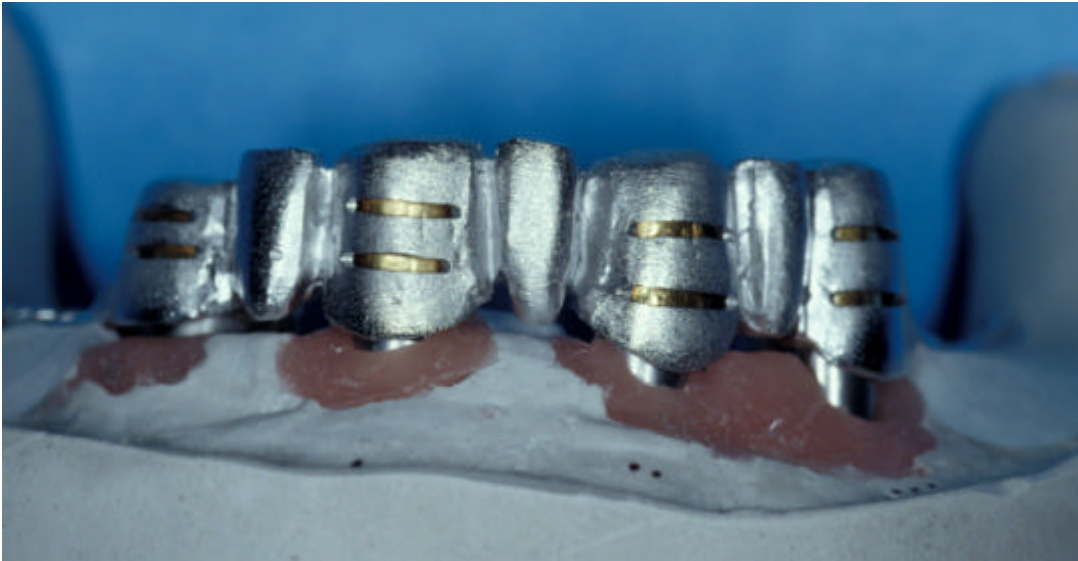


Abb. 5: Die Suprastruktur umschließt die Matrize vollständig



Abb. 6: Die Suprastruktur ist vestibulär gefenstert

Am häufigsten kam das Design mit der vollständig gefassten Matrize zum Einsatz (71,8 %). Bei nur 4,7 % der Prothesen wurde das Gerüst vestibulär gefenstert. Für 21,9 % der Gerüstdesigns wurde das geschlebeartige Design gewählt (Tabelle 6). Im Rahmen einer Reparatur (Neuanfertigung der Primärkrone) wurde eine Mesostruktur in die vorhandene Sekundärkrone eines Gerüsts mit geschlebeartigem Design geklebt.

Design	Anzahl Prothesen	%	Anzahl Klebestellen	%
Geschlebeartiges Design	14	21,9	37	15,6
Mesostruktur mit geschlitztem Gerüst	46	71,8	180	75,6
Mesostruktur mit gefenstertem Gerüst	3	4,7	20	8,4
G-Design und M-Design	1	1,6	1	0,4

Tabelle 6: Anzahl der Prothesen je Fügedesign

Die Häufigkeit der Klebeflächendesigns pro Ober- bzw. Unterkiefer und die entsprechende Verteilung der Klebestellen ist aus Tabelle 7 zu entnehmen.

	OK						UK			
Design	M		G		M+G		M		G	
Anzahl	12	18,7 %	7	10,9 %	1	1,6 %	37	57,8 %	7	10,9 %
gesamt	20 (31,3 %)						44 (68,7 %)			

Tabelle 7: Anzahl der Prothesen pro Klebedesign und Kiefer
(Fügedesign: M = Mesostruktur, G = Geschlebeartiges Design)

3.1.4 Anprobe der Gerüstkomponenten

Bei der Anprobe der Gerüstkomponenten wurde die einwandfreie Passung der Primärkronen auf den Pfeilerzähnen überprüft. Im Gegensatz zu den bisher üblichen Verfahren wurden nun die Primärkronen definitiv zementiert (siehe 3.1.6). Danach erfolgte die Anprobe der Suprakonstruktion. Die Klebeflächen von Matrize und Patrize sollen nur punktuell okklusal in Kontakt zueinander stehen. Ein spannungsfreier Sitz ist ebenso wichtig wie die korrekte Passung im Bereich der zahnlosen Kieferabschnitte. Insbesondere die exakte Position des Transversal- oder Sublingualbügels, falls vorhanden, muss kontrolliert werden.

Je weitspanniger die Konstruktion ist, um so eher macht sich eine Passungenauigkeit als Klemmen oder Schaukeln des Gerüsts bemerkbar. In diesem Falle wurde das Modellgussgerüst mit Farbe beschichtet, um die Orte der Passungenauigkeit beim Einsetzen zu markieren (Abb. 7). Die Störstellen wurden daraufhin großzügig entfernt.



Abb. 7: Modellgussgerüst bei der Anprobe. Die Störstellen sind durch die Sprayfarbe deutlich zu erkennen.

3.1.5 Oberflächenkonditionierung

Grundsätzlich wurde jedes Werkstück nach der Fertigstellung mit Alkohol gereinigt und entfettet. Nach dem Reinigungsvorgang erfolgte die Aktivierung der Klebeflächen, um sowohl einen mechanischen als auch einen chemischen Verbund des Klebstoffes zum Substrat zu ermöglichen. Die aktivierten Metallflächen (Abb. 9) waren durch mattierte Oberflächen deutlich von den noch nicht aktivierten (Abb.8) zu unterscheiden.



Abb. 8: Feingold-Matrizen vor der Oberflächen-Aktivierung



Abb. 9: Feingold-Matrizen nach der Oberflächen-Aktivierung

Bei 63 Prothesen wurden die Klebeflächen mit dem Rocatec[®]-Verfahren konditioniert. Nachdem einige Male Verformungen der dünnen Galvano-Mesostrukturen drohten, wurde nur noch mit Rocatec[®] Soft gestrahlt oder der zweite Strahlprozess ganz weggelassen. Einmal kam das Kevloc[®]-Verfahren zum Einsatz (Tabelle 8).

Verfahren	Anzahl Prothesen	%
Rocatec [®]	63	98,4
Kevloc [®]	1	1,6

Tabelle 8: Anzahl der Prothesen je Oberflächenaktivierungssystem

Die aktivierten Verbundschichten sind nach der Oberflächenvorbehandlung noch längere Zeit aktiv. Es wurde darauf geachtet, eine Kontamination z. B. mit Handschweiß oder Staub zu vermeiden, um die chemische Anbindung des Klebstoffes nicht zu beeinträchtigen.

3.1.6 Definitive Befestigung der Primärkronen

Eine perfekte Passung des Prothesengerüsts setzt zusätzlich voraus, dass der Zahnarzt *vor* der intraoralen Gerüstfügung die Primärkronen auf den Pfeilerzähnen definitiv befestigt und/oder die Implantatabutments definitiv mit dem empfohlenen Drehmoment des Herstellers montiert. Bei der Behandlungsplanung ist zu berücksichtigen, dass nach dieser Sitzung die bisher getragene prothetische Versorgung abgeändert oder ein neues Provisorium hergestellt werden muss.

Würden die Primärkronen nach der intraoralen Gerüstfügung zementiert werden, könnte die nicht exakt reproduzierbare und vorhersagbare Schichtstärke des Zementes und klinisch bedingte Zementierungsfehler Passungenauigkeiten des Gerüsts verursachen. Damit würde das Ziel einer intraoralen Gerüstfügung – die optimale Passung einer Prothese – in Frage gestellt.

3.1.7 Klinischer Ablauf der Verklebung

Da häufig durch den Strahlprozess der Silikatisierung kleine Partikel in den Sekundärkronen verblieben, mussten diese vor Reposition auf die Primärkronen gründlich trocken ausgewischt werden. Auch von den Oberflächen der bereits zementierten Primärkronen wurde überschüssiger Zement penibel entfernt.

Entscheidend für eine dauerhaft stabile Verklebung ist das gewissenhafte Trockenlegen. Vorgeformte Watterollen oder gedrehte Mullbinden (Abb. 10) sollten einerseits die Ausgänge der Speicheldrüsen abdichten und andererseits nicht das Einsetzen des Gerüsts behindern (Tabelle 9).

	Anzahl Prothesen	%
Mull	53	82,8
Watterollen	11	17,2
Kofferdam	0	0

Tabelle 9: Anzahl der Prothesen je Trockenlegungsart



Abb. 10: Trockenlegung vor der intraoralen Verklebung

Die intraorale Fügung der Gerüstkomponenten erfolgte mit dem chemisch härtenden Komposit Nimetic grip[®] (Espe, Seefeld) [21]. Die Klebestellen der Matrize wurden dünn mit dem Verklebungskomposit eingestrichen (Abb. 11).

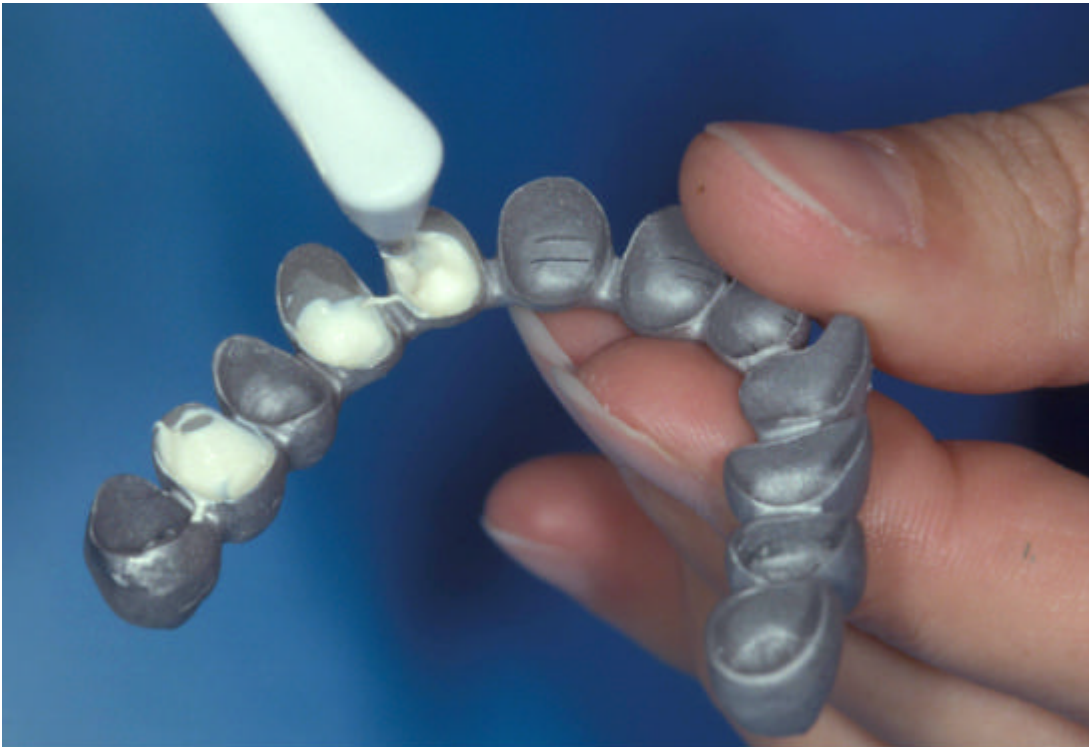


Abb. 11: Einstreichen des Gerüsts (Matrizen-Design) mit Klebekomposit

Der Behandler fixierte manuell die Komponenten im Mund bis zur Aushärtung des Klebekunststoffs (Abb. 12). Überschüsse des Komposits in unter sich gehenden Bereichen wurden noch vor der Polymerisation entfernt.

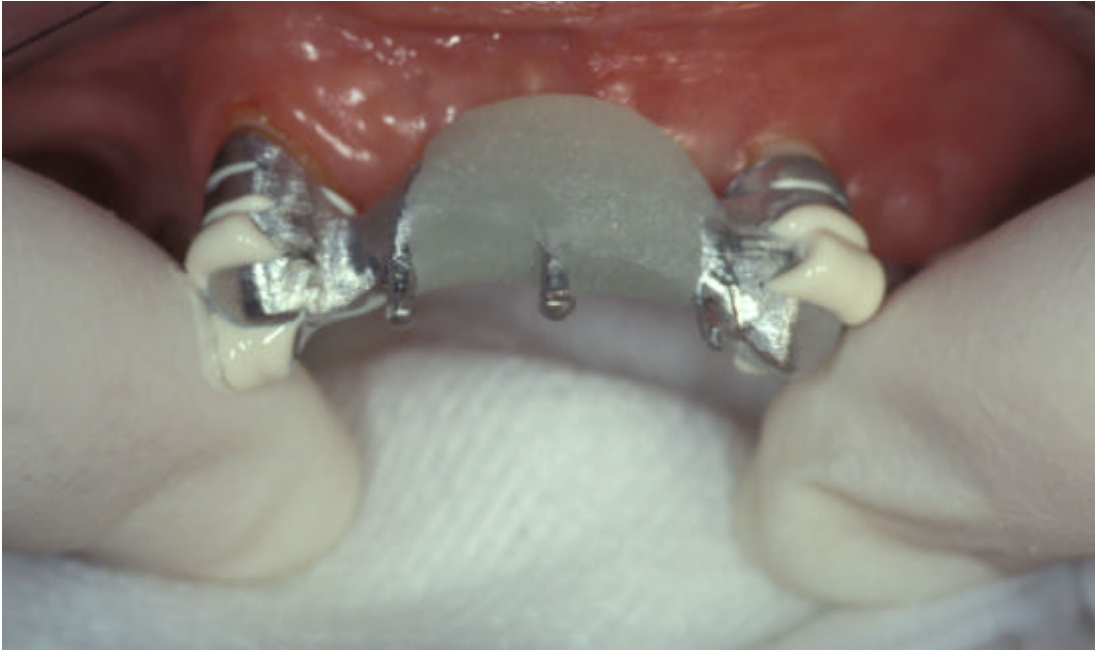


Abb. 12: Verklebtes Prothesengerüst (Matrizen-Design) intraoral

Nach dem Aushärten des Klebekunststoffs wurde das Gerüst mit den gefügten Sekundärkronen entnommen (Abb. 13). Die Überschüsse des Komposits wurden entfernt, und das Gerüst durch Reponieren auf optimale Passung überprüft.



Abb. 13: Verklebtes Prothesengerüst (Matrizen-Design) extraoral

3.1.8 Fertigstellung des Zahnersatzes

Aufgrund der definitiven Befestigung der Primärkronen war das intraoral gefügte Prothesengerüst nicht mehr auf dem Meistermodell reponierbar.

Für die Gewinnung eines neuen Meistermodells wurde das Gerüst als Träger für das Abformmaterial benutzt. Dadurch reduzierte sich die Abformung auf die Abbildung der Schleimhaut der zahnlosen Kieferabschnitte. Als Abformmaterial diente Alginat, Polyether (Abb. 14) oder eine Kombination mit einem niedrig-/hochviskösen Silikon. Wichtig bei Abformmassen mit sehr hoher Endhärte war die Verwendung von Kunststofflöffeln, die nach der Abformung einfach zerstört werden können. Dadurch wurde einem Verbiegen des Gerüsts bei Entnahme aus der Abformmasse nach Modellherstellung vorgebeugt.

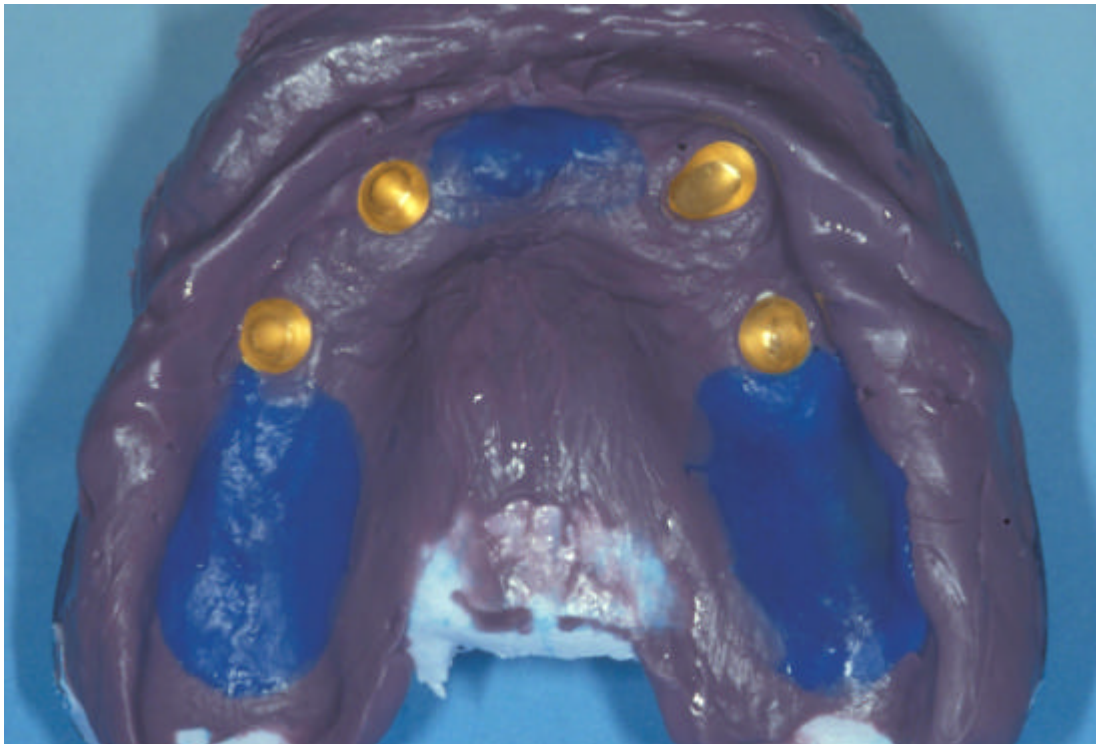


Abb. 14: Abformung der zahnlosen Kieferabschnitte mit einem niedrig viskösen Silikon (Xantopren[®] L blue, Heraeus Kulzer, Dormagen) in Kombination mit Polyäther (Impregum[®], ESPE, Seefeld)

Das Meistermodell wird mit Hilfe des platzierten Tertiärgerüsts und der vorangegangenen Kieferrelationsbestimmung reokkludiert.

Eine genaue Terminabsprache mit dem Zahntechniker ermöglichte eine Fertigstellung der Prothese innerhalb von ca. 10 Tagen (Abb. 15). Längere Fertigungszeiten gefährdeten die absolut spannungsfreie Passung, weil eventuelle Zahnwanderungen während der provisorischen Versorgung eintreten können.



Abb. 15: Fertiggestellte Prothese

3.1.9 Dokumentation der Prothesenparameter

Im Anschluss an die Fertigstellung der Prothesen wurden die klinischen und zahntechnischen Parameter vom zuständigen Behandler anhand der Karteieinträge im Erhebungsbogen dokumentiert (siehe Anhang).

3.2 Methodik der Nachuntersuchung

3.2.1 Protokoll

Zur vollständigen Dokumentation wurde für jede intraoral gefügte Prothese zeitnah ein Erhebungsbogen angelegt (siehe Anhang).

Nach Eingliederung der prothetischen Versorgung und der anschließenden Nachsorge (Druckstellenentlastung, Remontage) erfolgte die Aufnahme der Patienten in eine Recall-Kartei. Nach jeweils sechs Monaten wurden die Patienten zunächst angeschrieben, sich zwecks Kontrolle ihrer prothetischen Versorgung wieder vorzustellen. Diejenigen Patienten, die dieser Aufforderung nicht nachkamen, wurden noch einmal telefonisch benachrichtigt. Falls die Patienten nicht wieder vorstellig werden konnten bzw. wollten, wurde der Grund des Fernbleibens, sofern genannt, dokumentiert.

Die Nachuntersuchung umfasst:

- klinische Funktionsprüfung
- lichtmikroskopische Kontrolle der Fügstellen
- Beurteilung durch die Patienten mittels Fragebogen.

Die Nachuntersuchung wurde ausschließlich von approbierten Zahnärzten durchgeführt. Ein Protokoll diente der Dokumentation (siehe Anhang).

3.2.2 Klinische Funktionsprüfung

Die klinischen Kontrollen wurden von drei Prüfarzten durchgeführt. Die Kalibrierung der Untersucher erfolgte durch gemeinsame Untersuchung von fünf Patienten.

Zuerst wurde die Passgenauigkeit des Gerüsts durch provozierte Schaukelbewegungen kontrolliert. Dabei legte der Prüfarzt seine Finger auf den Zahnersatz in der Region der Pfeiler und belastete diese abwechselnd. Ein eventuell auftretendes Schaukeln konnte dabei optisch oder taktil registriert werden. Im Unterkiefer stabilisieren die Daumen des Behandlers den Kiefer von extraoral. Mit dieser Funktionsüberprüfung wurde gezielt die Passgenauigkeit des Gerüsts kontrolliert.

Inkongruenzen der Prothesenbasis zu den zahnlosen Kieferkammabschnitten wurden nicht als Passungenauigkeit des Gerüsts gewertet. Sie wurden jedoch dokumentiert und mittels indirekter Unterfütterung behoben.

Weiterhin erfolgte eine Beurteilung der Retention des Zahnersatzes durch den Prüfarzt. Die Prothese wurde von ihm nach der oben geschilderten Belastung ausgegliedert. Die Klassifikation der Retention erfolgte aus der Erfahrung des Prüfarztes in:

- suffizient
- zu stark
- zu gering.

3.2.3 Lichtmikroskopische Kontrolle

Abschließend wurde die Prothesenbasis an den Regionen der Fügstellen lichtmikroskopisch beurteilt. Die Unterteilung erfolgte in "vom Prothesenkunststoff bedeckte Klebestellen" und "freiliegende Klebestellen". Zudem wurde beurteilt, ob sich im Prothesenkunststoff feine Risse oder Sprünge befanden, die auf ein Nachlassen der Klebung hindeuten.

Freiliegende Klebekomposite wurden auf Auswaschungen, Abplatzungen und Plaqueanlagerungen hin untersucht.

3.2.4 Fragebogen

Ein im Rahmen der Nachuntersuchung vorgelegter Fragebogen (siehe Anhang) sollte die Zufriedenheit der Patienten erfassen. Er wurde von dem Patienten eigenständig ausgefüllt und vom anwesenden Prüfarzt gegengezeichnet. Erfragt wurden Kaugewohnheiten, allgemeine und spezielle Beschwerden, die Handhabung, der Prothesenhalt und die Ästhetik des Zahnersatzes. Patienten, die mit einer intraoral gefügten Prothese im Ober- und Unterkiefer versorgt sind, füllten nur einen Fragebogen aus.

3.2.5 Dokumentation der Misserfolge

Für eine detaillierte Dokumentation der Misserfolge diente ein spezieller Erhebungsbogen (siehe Anhang). Er umfasst die Art des Misserfolgs, die genaue Lokalisation und das Alter des Zahnersatzes zum Zeitpunkt des Ereignisses. Der Defekt wurde zudem fotografisch dokumentiert. Dieses Protokoll wurde nur im Falle eines Misserfolgs angelegt.

3.2.6 REM-Untersuchung

Eine konusgestützte Unterkieferprothese auf drei Pfeilerzähnen konnte für REM-Aufnahmen herangezogen werden. Die Prothese war 40 Monate in situ, musste jedoch wegen eines Zahnverlustes aufgrund endodontischer Komplikationen neu angefertigt werden.

3.2.7 Statistische Methoden

Da die beschriebene Methode äußerst zuverlässig ist und sehr wenige negative Ereignisse vorliegen, kann nur eine deskriptive Statistik und eine Kaplan-Meier-Schätzung durchgeführt werden. Bereits zu Beginn der Studie zeichnete sich ab, dass das intraorale Fügen erhebliche Vorteile für den Patienten bietet. Das Eingliedern von nicht intraoral gefügtem Zahnersatz wurde deshalb von Seiten des Prüfarztes abgelehnt, d.h. auf das Anlegen einer Kontrollgruppe wurde aus ethischen Gründen verzichtet.

Die Prüfung der Signifikanz scheitert daran, dass eine evidente Signifikanz vorliegt und eine entsprechende Testung keine weitere Aussage liefert.

Die Fragebögen wurden mit einer item-Analyse auf bedeutsame Zusammenhänge überprüft.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der klinischen Untersuchung

Zu den halbjährlichen Kontrollen kamen 51 Patienten mit insgesamt 209 Fügstellen an 53 Prothesen. Das Durchschnittsalter der nachuntersuchten Patienten betrug 64,3 Jahre bei einer Standardabweichung von 10,49. Der jüngste Patient war 32, der älteste 85 Jahre alt (Tabelle 10).

Anzahl der Patienten			Patientenalter (Jahren)				
Gesamt	Männl.	Weibl.	\bar{x}	Max.	Min.	Median	σ
51	24	27	64,28	85	32	64,5	10,49

Tabelle 10: Daten der nachuntersuchten Patienten

Die Dropout-Rate entspricht 10 Patienten (18,03 %), 11 Prothesen (17,19 %) bzw. 27 Klebestellen (11,49 %). Diese Patienten sind erkrankt, leben im Ausland, konnten aus finanziellen Gründen die prothetische Behandlung nicht bezahlen, waren mit der Behandlung im Allgemeinen nicht zufrieden oder haben kein Interesse an einer Kontrolluntersuchung. Die Begründungen der Patienten wurden telefonisch erfragt; sie sind in Tabelle 11 aufgelistet.

	Anzahl Patienten	%
verzogen	1	10
Schwer erkrankt	2	20
Konstruktionsänderung durch Hauszahnarzt	1	10
Neuversorgung (Ästhetik)	1	10
Finanzielle Gründe	1	10
Kein Interesse	4	40

Tabelle 11: Gründe für das Ausbleiben zur Nachuntersuchung

Zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung trugen die Patienten ihre Prothesen durchschnittlich 38 Monate (Min. 18, Max. 85 Monate). Die Anzahl der Patienten, deren Prothesen im zweiten, dritten, vierten, fünften und sechsten bzw. siebten Jahr unter Risiko stehen ist aus Abbildung 16 zu entnehmen.

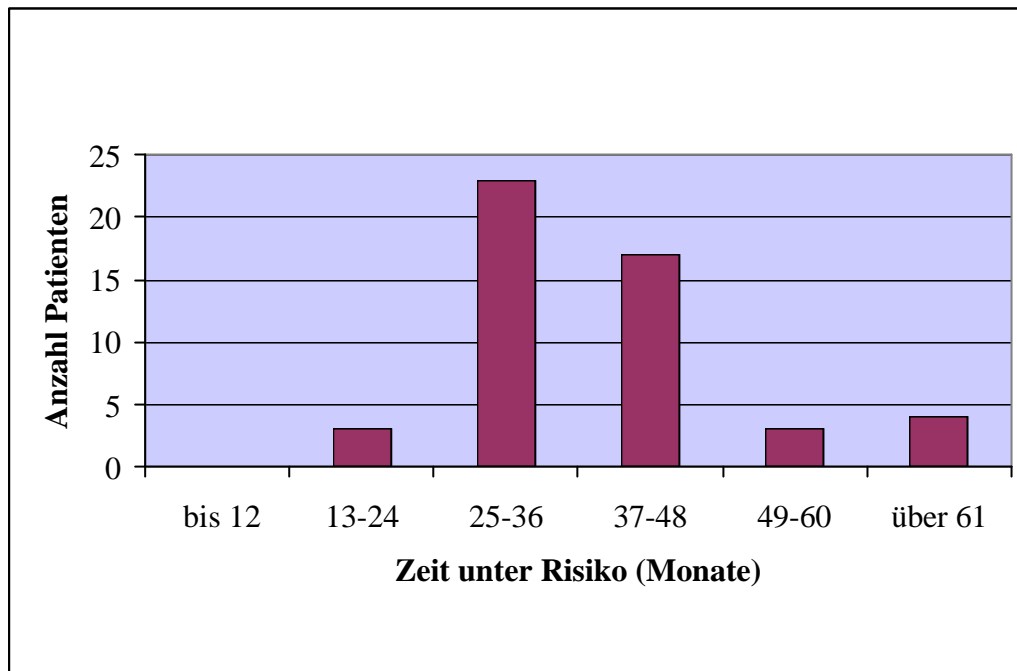


Abb. 16: Verteilung der Patienten je Zeit unter Risiko zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung

Die Klebestellen standen durchschnittlich 38 Monate unter Risiko mit einem Minimum von 18 und einem Maximum von 85 Monaten; der Median beträgt 37 Monate. Die Anzahl der unterschiedlichen Prothesendesigne der nachuntersuchten Patienten und die entsprechende Zeit unter Risiko ist aus Tabelle 12 zu entnehmen.

Füge- design	Anzahl Prothesen			Zensierte Zeit unter Risiko (Monate)					Anzahl der Fügestellen
	Ges.	OK	UK	\bar{x}	Max.	Min.	Median	o	
G	8	4	4	48,38	63	24	49,5	11,75	25
M	45	9	36	37,19	85	18	35	12,96	184
S	53	13	40	38,93	85	18	37	13,32	209

Tabelle 12: Zeit unter Risiko der nachuntersuchten Prothesen
(Fügedesign: M = Mesostruktur, G = Geschiebeartiges Design)

Die Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung sind in den Tabellen 13 – 18 zusammengefasst. Die Zeitangaben beziehen sich jeweils auf die Zeit unter Risiko.

Drei Pfeilerzähne (1,35 %) von insgesamt 222 nachuntersuchten Pfeilern (Zähne und Implantate) mussten im Untersuchungszeitraum extrahiert werden (Tabelle 13). Eine Prothese mit geschlebeartigem Gerüstdesign und drei Konuskronen auf Zähnen war zweimal betroffen: Nach 13 Monaten musste Zahn 43 wegen intrakanalikulärer Stiftfraktur entfernt werden, nach 15 Monaten frakturierte Zahn 34. Eine endodontische Versorgung war wegen Obliteration des Wurzelkanals nicht möglich. Nach prothetischer Neuversorgung (22 Monate) wurden die Klebestellen rasterelektronenmikroskopisch untersucht.

Bei einer Prothese mit Mesostruktur-Design auf 4 Zähnen und 2 Implantaten musste nach 15 Monaten unter Risiko der endodontisch behandelte Zahn 25 wegen Längsfraktur extrahiert werden. Nach Kaplan-Meier berechnet ergibt sich eine Extraktionsrate von 1,4 % nach fünf Jahren (Abb. 17).

	0-12 Monate	13-24 Monate	25-36 Monate	37 – 48 Monate	49 – 60 Monate	Über 61 Monate
Extraktion Pfeilerzahn	0	3	0	0	0	0

Tabelle 13: Extrahierte Pfeilerzähne

Alle Gerüste wiesen bei den klinischen Kontrollen eine spannungsfreie Passung auf (Tabelle 14). Bei zwei Prothesen war die Gerüstpassung lediglich aufgrund der Lockerung je eines Implantatabutments nach 10 bzw. 20 Monaten insuffizient. Durch Festschrauben am Tag der Nachuntersuchung konnte die spannungsfreie Passung der Prothesen wieder hergestellt werden.

	0-12 Monate	13-24 Monate	25-36 Monate	37 – 48 Monate	49 – 60 Monate	Über 61 Monate
Spannungsfreie Passung	52	52	49	26	8	4
Schaukeln provozierbar	0	0	0	0	0	0
Insuffizient	1	1	0	0	0	0

Tabelle 14: Klinische Untersuchung der Prothesenpassung

Die Beurteilung der Retention der Prothesen durch den Prüfarzt ist aus Tabelle 15 zu entnehmen. Beide Prothesen, deren Halt als zu gering beurteilt wurde, sind auf nur zwei interforaminalen Implantaten abgestützt. Es lag einmal die Materialkombination Titan-Primärkronen/Titan-Matrizen (Prothesenhalt nach 22 Monaten als zu schwach empfunden) und einmal die Materialkombination Keramik-Primärkronen/Feingold-Matrizen vor (Prothesenhalt nach 56 Monaten als zu schwach empfunden).

Bei zwei Prothesen mit der Kombination Titan-Primärkronen/Titan-Matrizen auf vier interforaminalen Implantaten musste die Retention nach jeweils vier Monaten unter Risiko durch Beschleifen der Innenseiten der Matrizen reduziert werden.

	0-12 Monate	13-24 Monate	25-36 Monate	37 – 48 Monate	49 – 60 Monate	Über 61 Monate
Suffizient	51	52	48	26	7	3
Zu gering	0	1	1	0	1	1
Zu stark	2	0	0	0	0	0

Tabelle 15: Beurteilung der Retention der Prothesen durch den Prüfarzt

Die von Prothesen- oder Verblendkunststoff bedeckten Klebestellen waren über den gesamten Untersuchungszeitraum intakt (Tabelle 16).

	0-12 Monate	13-24 Monate	25-36 Monate	37 – 48 Monate	49 – 60 Monate	Über 61 Monate
unauffällig	51	51	47	25	8	4
Risse	0	0	0	0	0	0

Tabelle 16: Zustand der durch Kunststoff bedeckten Klebestellen

Zwei freiliegende Klebestellen einer Prothese zeigten nach 30 Monaten leichte Auswaschungen (Tabelle 17). Die Fügungen waren jedoch voll funktionstüchtig; daher konnten die Defekte im zahntechnischen Labor wieder mit Klebkomposit aufgefüllt werden. Die Klebestellen blieben daraufhin im weiteren Verlauf unauffällig (Abb. 18).

	0-12 Monate	13-24 Monate	25-36 Monate	37 – 48 Monate	49 – 60 Monate	Über 61 Monate
Unauffällig	2	2	1	1	0	0
Kunststoffabplatzung	0	0	0	0	0	0
Plaqueeinlagerung	0	0	0	0	0	0
Auswaschung	0	0	1	0	0	0
Abplatzung/Auswaschung	0	0	0	0	0	0

Tabelle 17: Zustand der freiliegenden Klebestellen

Die im Untersuchungszeitraum aufgetretenen Nebenbefunde sind in Tabelle 18 aufgeführt. Die Primärkronen dezementierten sich nach 1 bzw. 3 Monaten bei einer Prothese mit Geschiebedesign und nach 7 Monaten bei einer Mesostruktur-Design-Prothese. Die indirekten Unterfütterungen (9,4 %) erfolgten nach 20, 33, 40, 56 und 85 Monaten. Nach Kaplan-Meier berechnet ergibt sich die Wahrscheinlichkeit einer indirekten Unterfütterung von 5 % nach drei Jahren und von 26 % nach fünf Jahren (Abb. 17). Die drei partiell frakturierten Primärkronen (nach 7, 16 und 26 Monaten) wurden aus Empress 1[®] gefertigt. Die Herstellung von keramischen Primärkronen erfolgt seit Februar 1999 aus Empress 2[®], das wesentlich verbesserte mechanische Eigenschaften aufweist. Die Kronenrandkaries (nach 26 Monaten) entstand an einer Primärkrone aus einer Goldlegierung.

	0-12 Monate	13-24 Monate	25-36 Monate	37 – 48 Monate	49 – 60 Monate	Über 61 Monate
Primärkrone dezementiert	3	0	0	0	0	0
Ind.Unterfütterung indiziert	0	1	1	1	1	1
Primärkrone frakturiert	1	1	1	0	0	0
Kronenrandkaries	0	0	1	0	0	0

Tabelle 18: Nebenbefunde

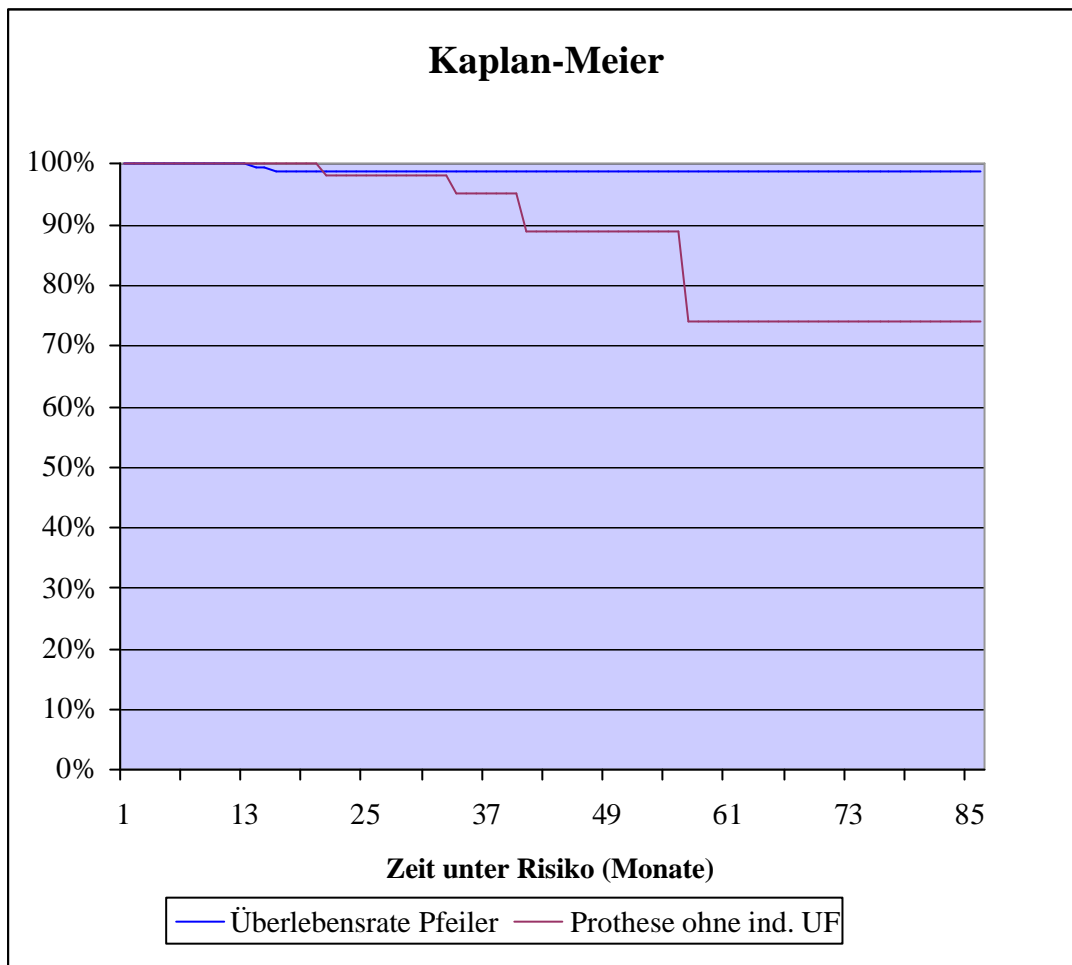


Abb. 17: Nach Kaplan-Meier berechnete Wahrscheinlichkeit eines Pfeilerverlustes bzw. Notwendigkeit einer indirekten Unterfütterung

4.2 Lichtmikroskopische Kontrolle

Die lichtmikroskopischen Kontrollen bestätigten die Ergebnisse der klinischen Untersuchung: Alle Klebestellen waren über den gesamten Untersuchungszeitraum voll funktionstüchtig. Bei den von Prothesenkunststoff bedeckten Klebestellen waren keinerlei Risse oder Sprünge im Prothesenbasis-Kunststoff zu erkennen, die auf ein Nachlassen der Klebung hindeuteten (Abb. 18).

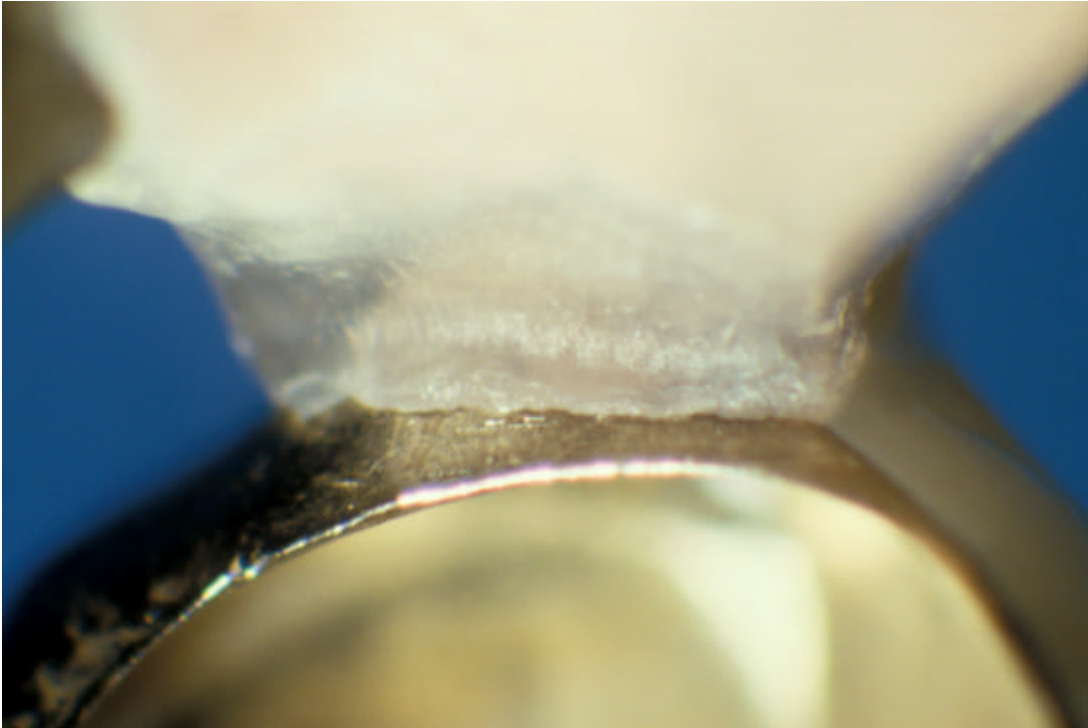


Abb. 18: 25fache Vergrößerung einer geschiebeartigen Klebestelle von basal

Auch bei den freiliegenden Fügstellen waren keine Risse oder Sprünge im Klebekomposit zu erkennen, die auf ein Versagen der Klebung hinwiesen. In Abbildung 19 ist die Vergrößerung einer freiliegenden Klebestelle zwischen einer Titan-Matrize und einem Titangerüst zu sehen.



Abb. 19: 25fache Vergrößerung einer freiliegenden Klebestelle (M-Design) von basal

4.3 Auswertung der Fragebögen

Die subjektive Beurteilung des Zahnersatzes durch die Patienten wurde mit Hilfe eines Fragebogens evaluiert. Die 51 nachuntersuchten Patienten füllten diesen Fragebogen im Rahmen eines Kontrolltermins selbstständig aus. Der Patientin, deren Prothese nach Extraktion von zwei Pfeilerzähnen neu angefertigt wurde, wurde kein Fragebogen vorgelegt, da zu diesem Zeitpunkt die Prothese nicht mehr in situ war.

Evaluation der Kaugewohnheiten:

Die meisten Patienten (84 %) kauen beidseitig, lediglich 16 % bevorzugen eine Seite (Tabelle 19).

	Anzahl Patienten	%
Beidseitig	42	84
Einseitig ...		
mehr rechts	3	6
mehr links	5	10

Tabelle 19: Anzahl und prozentuale Verteilung der Patienten bezüglich Kaugewohnheit

70 % der Patienten ist es nach eigenen Angaben möglich, harte Speisen abzubeißen. Die meistgenannte Begründung der Patienten, die dies nicht können, ist der nicht ausreichende Halt der Oberkiefer-Totalprothese (Tabelle 20).

	Anzahl Patienten	%
Harte Speisen abbeißen möglich	35	70
Harte Speisen abbeißen nicht möglich wegen ...		
Ok-Totale kippt	8	16
Schneidefunktion nicht ausreichend	1	2
Sagittale Stufe zu groß	1	2
Patient traut sich nicht	1	2
Keine Angaben	4	8

Tabelle 20: Anzahl und prozentuale Verteilung der Patienten bezüglich Abbeißfähigkeiten

Auf die Frage, ob und welche Speisen gemieden werden, nannten 18 % der Patienten Speisen wie z. B. Äpfel, Nüsse, Salat, Karamellbonbons, Weingummi, hartes Brot oder zähes Fleisch (Tabelle 21).

	Anzahl Patienten	%
Keine Speisen werden gemieden	41	82
Einige Speisen werden gemieden	9	18

Tabelle 21: Anzahl der Patienten und prozentuale Verteilung bezüglich Speisegewohnheiten

Evaluation von Beschwerden:

Die meisten Patienten knirschen weder tagsüber (88 %) noch nachts (84 %). 10 % bzw. 12 % der Patienten wissen, dass sie (nachts) knirschen (Tabelle 22).

	Anzahl Patienten	%		Anzahl Patienten	%
Knirschen	5	10	Knirschen nachts	6	12
Kein Knirschen	44	88	Kein Knirschen nachts	42	84
Unbekannt	1	2	Unbekannt	2	4

Tabelle 22: Anzahl und prozentuale Verteilung der Patienten bezüglich Knirschen

Vier Patienten gaben an, Schmerzen bei der Mundöffnung zu haben (Tabelle 23). Sie hatten diese Schmerzen jedoch auch schon früher (anamnestisch wurde je einmal ein Unfall in der Vergangenheit und einmal eine Kieferluxation angegeben). Ein Patient gab unklare Beschwerden beim Zubeißen an.

	Mit Schmerzen		Ohne Schmerzen	
	Anzahl Patienten	%	Anzahl Patienten	%
Mundöffnung	4	8 %	46	92 %
Zubeißen	1	2 %	49	98 %
Kauen	0	0 %	50	100 %

Tabelle 23: Anzahl und prozentuale Verteilung der Patienten bezüglich Beschwerdeart

Evaluation der Prothesenpassung:

Fünf Patienten gaben an, ein Schaukeln der Prothese zu spüren (Tabelle 24). Bei vier dieser Patienten war eine Unterfütterung indiziert.

	Anzahl Patienten	%
Prothese schaukelt manchmal	5	10
Prothese schaukelt nicht	45	90

Tabelle 24: Anzahl und prozentuale Verteilung der Patienten bezüglich Prothesenschaukeln

96 % der Patienten hatten noch nie Probleme beim Herausnehmen ihrer Prothese (Tabelle 25). Zwei Patienten hatten manchmal Probleme mit einem zu festen Prothesenhalt, der im Rahmen einer Kontrolluntersuchung korrigiert wurde (siehe unten).

	Anzahl Patienten	%
Schon mal Probleme beim Herausnehmen gehabt	2	4
Nie Probleme beim Herausnehmen der Prothese	48	96

Tabelle 25: Anzahl und prozentuale Verteilung der Patienten mit/ohne Problemen beim Herausnehmen der Prothese/n

Vier Patienten gaben an, dass ihre Prothese bisweilen geklemmt hat, über 90 % sagen, ihre Prothese habe noch nie geklemmt (Tabelle 26). Bei zwei der vier Patienten, die angaben, dass ihre Prothese gelegentlich geklemmt habe, war die Haftkraft der Doppelkronen sehr hoch. Sie wurde durch leichten Substanzabtrag an der Innenseite der Matrizen nach einem bzw. vier Monaten unter Risiko reduziert. In beiden Fällen lag die Werkstoffkombination Titan-Primärkronen/Titan-Matrizen vor.

	Anzahl Patienten	%
Prothese hat schon mal geklemmt	4	8
Prothese hat noch nie geklemmt	46	92

Tabelle 26: Anzahl und prozentuale Verteilung der Patienten mit/ohne Verklemmen der Prothese/n

Drei Patienten empfanden die Prothesenhalt als zu gering (Tabelle 27). Bei allen drei Patienten lagen implantatgetragene Suprakonstruktionen vor: Jeweils einmal die Materialkombination Titan-Primärkronen/Titan-Matrizen auf zwei bzw. vier interforaminalen Pfeilern, und die Materialkombination Keramik-Primärkronen/Feingold-Matrizen ebenfalls auf vier interforaminalen Pfeilern.

Bei den zwei Patienten, die angaben, der Prothesenhalt sei zu fest, ist der Zahnersatz auf vier interforaminalen Implantaten abgestützt. Einmal lag die Materialkombination Titan-Primärkronen/Titan-Matrizen und einmal die Materialkombination Goldlegierung-Primärkronen/Feingold-Matrizen vor.

Prothesenhalt	Anzahl Patienten	%
Sehr gut	6	12
Gut	28	56
Zufrieden	11	22
Zu gering	3	6
Zu stark	2	4

Tabelle 27: Anzahl und prozentuale Verteilung der mit dem Halt un-/zufriedenen Patienten

32 Patienten (64 %) bezeichnen das Aussehen und den Tragekomfort ihrer Prothese als gut (Tabelle 28), 10 Patienten (20 %) sogar als sehr gut. Fünf Patienten sind mit ihrer Zahnfarbe und drei Patienten sind mit ihrer Zahnstellung nicht zufrieden.

	Anzahl Patienten	%
Sehr gut	10	20
Gut	32	64
Nicht zufrieden mit ...		
Zahnfarbe	5	10
Zahnstellung	3	6

Tabelle 28: Anzahl und prozentuale Verteilung der mit Tragekomfort und Aussehen un-/zufriedenen Patienten

item-Analyse:

Mit der Korrelations-Analyse wurden die Fragebögen auf Zusammenhänge und gleichartige Beantwortungen ("Ja" = 0, "Nein" = 1) der einzelnen Fragen überprüft. Dabei wurden Werte zwischen 0,3 und 0,5 als schwacher Zusammenhang, Werte zwischen 0,5 und 0,7 als nennenswerter Zusammenhang und Werte von 0,7 und größer als hoher Zusammenhang definiert. Negative Werte stehen für Gegensatzbeziehungen. Bei den Fragen 11 und 12, die den Tragekomfort, das Aussehen und den Halt der Prothese zum Inhalt hatten, wurden die Antworten "zufriedenstellend", "gut" und "sehr gut" einem "Ja" und die Antworten "unzufrieden", "nicht gut" o.ä. einem "Nein" gleichgesetzt. Die Frage 7, die nur bei bejahter Frage 6 beantwortet wurde, sowie zwei Fragebögen, bei denen eine Antwort "weiß nicht" lautete, wurden bei der item-Analyse nicht berücksichtigt.

In einer hohen Gegensatzbeziehung stehen die Fragen 9 und 10, ein nennenswerter Zusammenhang besteht zwischen den Fragen 6 und 12. Nur schwache Zusammenhänge existieren bei den Fragenpaaren 3/8, 8/12, 1/6 und 4/5.

Mit einem multivariaten Verfahren wurden inhaltlich zusammenhängende Fragen untersucht: Der Factor-Analysis-Report ergab nach Varimax Rotation statistisch abgesicherte Zusammenhänge der Fragengruppen 1/6/9/10, 2/5/8 und 3/8/11.

4.5 Zuverlässigkeit der Klebestellen

237 (99,58 %) Fügstellen sind im gesamten Untersuchungszeitraum vollständig intakt und funktionsfähig. Die unterschiedlichen Materialkombinationen von Matrize und Patrize zeigen keine Auswirkungen auf die Zuverlässigkeit der intraoralen Klebung.

Eine Klebung des geschiebeartigen Designs versagte nach 14 Monaten (Abb. 20). Erneute intraorale Klebungen waren nur drei bzw. einen Monat stabil. Es lag eine mangelnde Kongruenz zwischen Matrize und Patrize vor, woraus ein zu breiter Klebespalt resultierte.

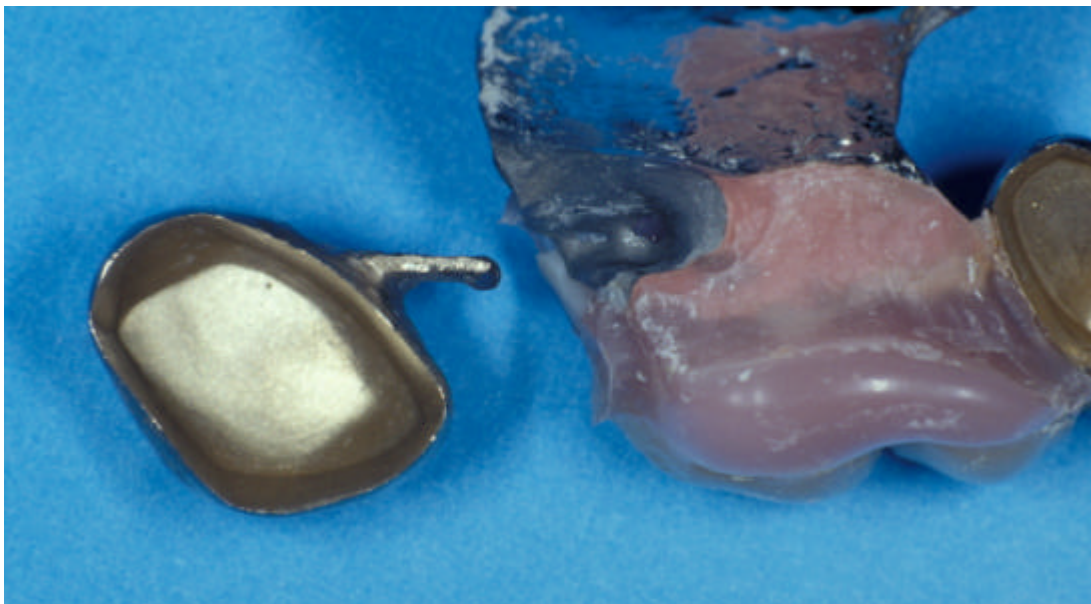


Abb. 20: Gebrochene Klebestelle des geschiebeartigen Designs

Da weder die Suprakonstruktion noch die Sekundärkrone erneuert werden sollte, wurde die gebrochene Fügstelle intraoral temporär fixiert und definitiv im zahntechnischen Labor durch eine Lötung gefügt. Nach einer erneuten Anprobe wurde die Lötstelle vollständig mit Prothesenkunststoff abgedeckt.

4.6 REM-Analyse der Klebestellen

Eine Prothese mit intraoral gefügten geschleibeartigen Klebestellen, die wegen endodontischer Komplikationen und dem darauf folgenden Zahnverlust neu angefertigt werden musste, konnte unter dem Rasterelektronen-Mikroskop untersucht werden. Ein Versagen der Klebestellen lag nicht vor. In Abbildung 21 ist ein horizontaler Schnitt durch die Klebestelle bei 25facher Vergrößerung dargestellt. Zwischen den beiden metallischen Prothesenkomponenten (weiß) liegt eine unterschiedlich breite Schicht Klebkomposit (grau).

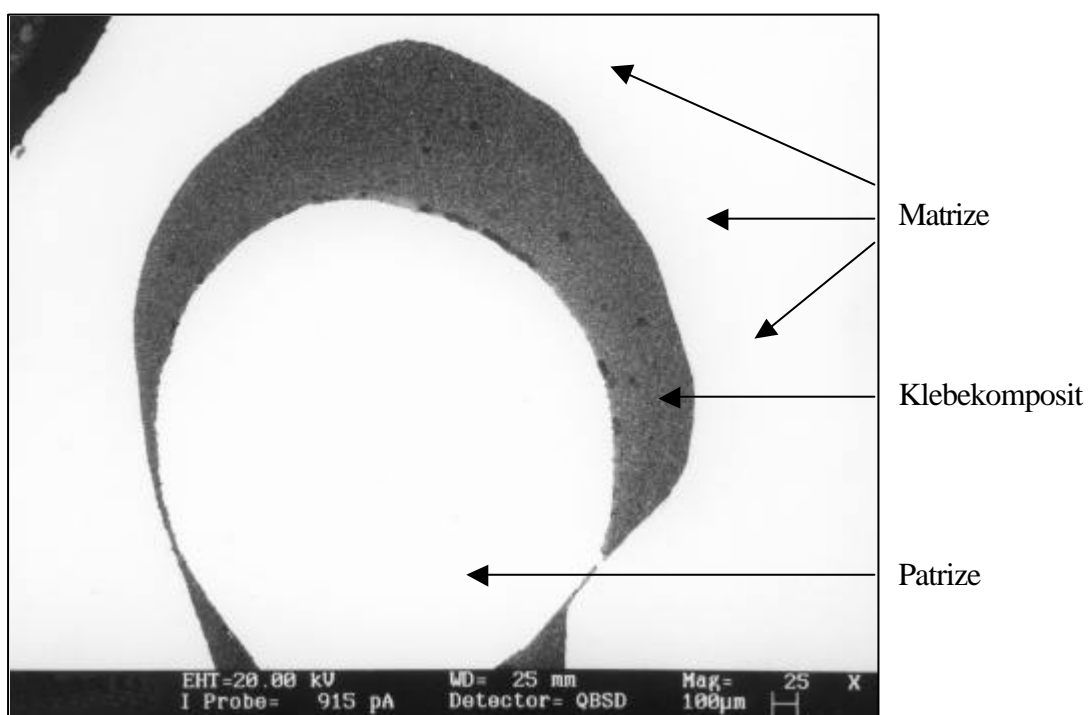


Abb. 21: REM-Aufnahme einer geschleibeartigen Klebestelle (Kamba[®]-bloc der Firma BEGO, Bremen) bei 25facher Vergrößerung

Am unteren Bildrand von Abbildung 22 kann man bei 250facher Vergrößerung einen Lufteinschluss im Klebkomposit erkennen.

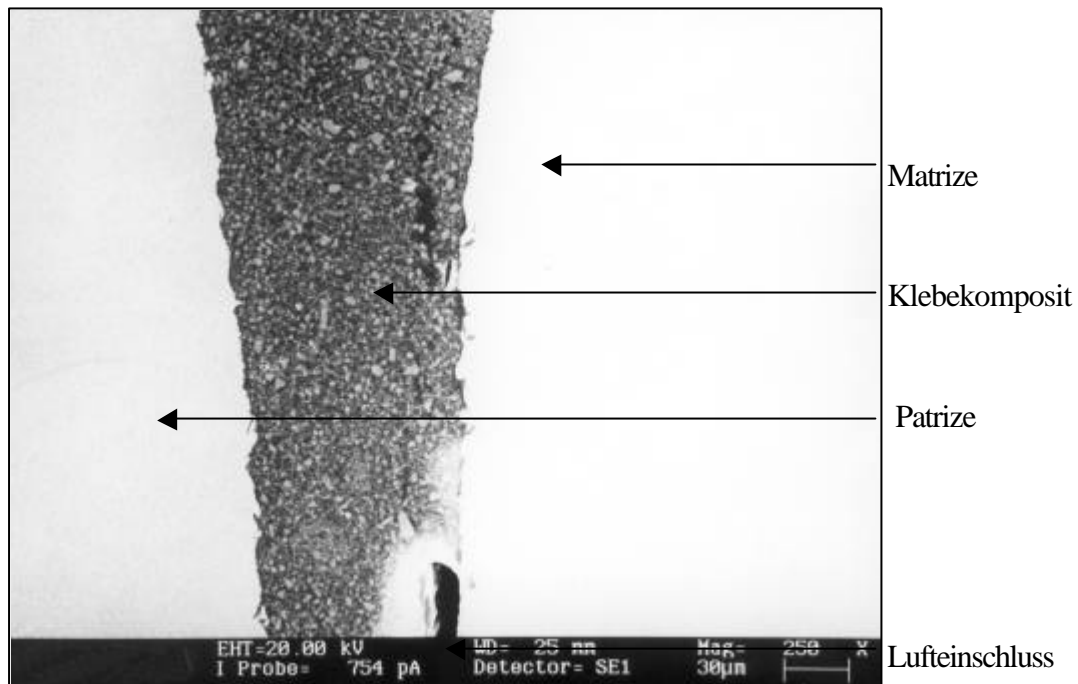


Abb. 22: REM-Aufnahme einer geschleibartigen Klebestelle bei 250facher Vergrößerung

Bei 1000facher Vergrößerung wird der innige Verbund des Klebekomposits (grau) zu den metallischen Prothesenkomponenten (weiß) deutlich sichtbar (Abb. 23).

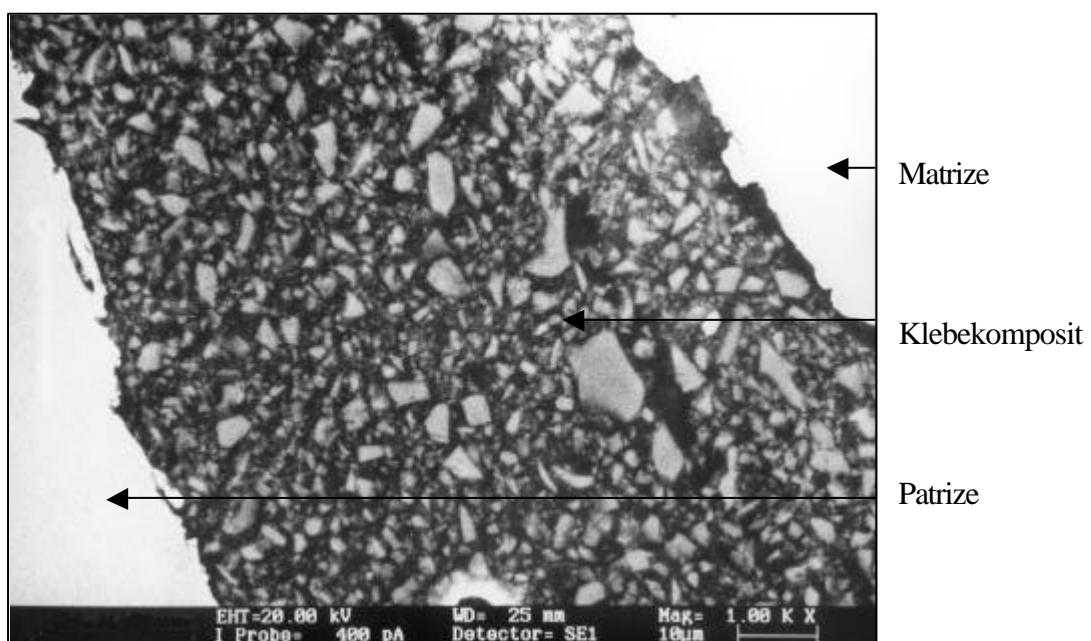


Abb. 23: REM-Aufnahme einer geschleibartigen Klebestelle bei 1000facher Vergrößerung

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Ergebnisse des Erhebungsbogens

Art der Prothese / Kieferverteilung / Gegenbezahnung:

Die Hauptindikation für eine definitive intraorale Fügung von Prothesenkomponenten besteht für implantatgetragene Suprastrukturen, da hier eine absolut spannungsfreie Prothesenpassung Voraussetzung für eine günstige Langzeitprognose ist. Deshalb wurden die meisten Prothesengerüst-Klebungen bei Implantatversorgungen durchgeführt. Zudem wurden viele Totalprothesenträger mit interforaminalen Implantaten im Unterkiefer versorgt. Daraus resultiert die dominierende Anzahl der Patientengruppe "Oberkiefer-Totalprothese und Unterkiefer-Prothese auf Implantaten".

Anzahl der Fügedesigne:

Die unterschiedliche Häufigkeit der beiden Füge-Designs ergibt sich aus der Indikation für eine intraorale Verklebung.

Für das konventionelle Verfahren mit gegossenen Sekundärkronen und einer geschlebeartigen Fügestelle besteht nur dann die Notwendigkeit einer intraoralen Fügung, wenn das im Labor geklebte Gerüst Passungengenauigkeiten aufweist. In diesen Fällen wurden lediglich die Klebungen der Schlüsselstellen des Gerüsts durch Erhitzen gelöst und die erneute Fügung definitiv intraoral durchgeführt.

Bei fünf und mehr Pfeilerzähnen und bei kombiniert bzw. rein implantatgetragenen Prothesen haben wir die Konstruktion mit der Mesostruktur gewählt. Hierbei werden alle Fügstellen – dies entspricht der Anzahl der Pfeiler – definitiv im Mund des Patienten verklebt. Daraus resultiert die wesentlich höhere Anzahl der Fügstellen für das Design mit der Mesostruktur. Zudem wurde im Laufe der Jahre das System mit der aufgelvanisierten Mesostruktur vermehrt bevorzugt. Behandler und Zahntechniker schätzen die einfache Durchführung und die Zuverlässigkeit dieser Methode.

Trockenlegung:

Die relative Trockenlegung erfolgte nach dem Prinzip der Zweckmäßigkeit. Eine absolute Trockenlegung kann nicht durchgeführt werden, da unter Kofferdam ein spannungsfreies Zusammensetzen des Prothesengerüsts nicht möglich wäre.

5.2 Diskussion der Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung

Dropout-Rate der Patienten:

Der Zahnersatz in der vorliegenden Studie stellt eine sehr hochwertige prothetische Versorgung dar, für die viele Patienten einen weiten Anfahrtsweg in Kauf nehmen. Bei den Kontrollterminen stellen wir jedoch eine mangelnde Compliance der Patienten fest. So fehlt leider häufig das Verständnis dafür, trotz subjektiver Zufriedenheit mit dem Zahnersatz, einen Kontrolltermin wahrzunehmen. Wir gehen allerdings davon aus, dass sich diese Patienten bei klinischen Beschwerden oder defekten Prothesen bei uns vorstellen würden. Somit ist die Wahrscheinlichkeit relativ gering, dass auch bei diesen Prothesen ein Misserfolg eingetreten ist.

Prothesenpassung:

Bis auf zwei temporär insuffiziente Prothesenpassungen, die auf Abutment-lockerungen zurückzuführen waren, weisen alle anderen Prothesen eine spannungsfreie Passung auf. Dies zeigt zum einen, dass mit der definitiven intraoralen Klebung äußerst präzise Prothesengerüste hergestellt werden können, zudem kann trotz Durchführung der Klebung unter "nur relativer Trockenlegung" im Mundhöhlenmilieu eine stabile Verbindung von Prothesenkomponenten mit hoher Zuverlässigkeit erreicht werden. Auch die von *Heurich* [39] durchgeführte in vitro-Untersuchung der Verbundfestigkeit von Prothesengerüst-Klebungen im klimatischen Milieu der Mundhöhle zeigte keinen signifikanten Unterschied von vergleichbaren "intraoral" und extraoral verklebten Probenpaarungen.

Retention der Prothesen:

Bei lediglich einer Patientin aus der Gruppe "Prothesenhalt zu gering" deckte sich die eigene Aussage mit der Angabe des Prüfarztes. Die anderen beiden Patienten, die mit dem Halt ihrer Prothese nicht zufrieden waren, tragen Prothesen auf nur zwei Implantaten. In diesen

Fällen scheint die Erwartungshaltung der Patienten gegenüber der Implantatverankerung sehr hoch gewesen zu sein. Andererseits gibt es auch eine Patientin, die mit ihrem Prothesenhalt auf zwei Implantaten durchaus zufrieden ist, obwohl der Prüfarzt den Halt als zu gering angab.

Beide Prothesen, deren Retention entlastet werden musste, sowie eine der Prothesen, deren Halt durch den Patienten als zu stark empfunden wurde, gehören zu der Gruppe mit der Materialkombination Titan-Primärkronen/Titan-Matrizen. Verschleiß-beanspruchungen von *Simon* [80] dieser Materialkombination zeigen Oberflächen-veränderungen, die im Gegensatz zu Feingoldmatrizen eine Zunahme der Haftkraft bewirken. Bei der Patientin mit der Materialpaarung Goldlegierung-Primärkronen/Feingold-Matrizen, die "Prothesenhalt zu stark" angab, wurde allerdings keine Entlastung durchgeführt. Bei ihr genügte ein Training der Handhabung, um mit der Retention zurecht zu kommen.

Die Beurteilung der Haftkraft durch den Zahnarzt ist subjektiv und deckt sich in dieser Untersuchung nicht immer mit der Beurteilung durch den Patienten. Somit sollten eventuelle Veränderungen der Prothesenretention immer unter Einbeziehung der Patientenmeinung erfolgen. Eine Verringerung der Haftkraft sollte zudem erst nach intensivem Handlingtraining erfolgen, um zu vermeiden, dass der Prothesenhalt zu gering werden könnte.

Die Beurteilung der Haftkraft durch den Patienten ist ebenfalls subjektiv und entsprechend dem manuellen Geschick und der Erwartungshaltung sehr unterschiedlich.

Bedeckte/freiliegende Klebestellen:

Alle mit Prothesenkunststoff bedeckten Klebestellen waren vollständig intakt. Auch bei der lichtmikroskopischen Kontrolle konnten keine Risse oder Sprünge im abdeckenden Prothesenbasis-Material, die auf ein Nachlassen der Klebung hinweisen können, entdeckt werden. Zwei nicht vom Prothesenkunststoff bedeckte Klebestellen waren geringfügig ausgewaschen. Da sie jedoch noch funktionell intakt waren, konnten die Fügstellen im zahntechnischen Labor wieder mit Klebkomposit aufgefüllt werden. Seit diesem Befund im März 1999 wurde bei allen neu hergestellten Prothesen darauf geachtet, dass die Fügstellen mit Prothesenbasis- oder Verblendkunststoff vollständig bedeckt sind.

Klinische Untersuchung:

Die frakturierten keramischen Primärkronen wurden aus Empress 1[®] hergestellt. Dieses

Material wurde seit Februar 1999 durch Empress 2[®] ersetzt, das wesentlich verbesserte Festigkeitswerte aufweist. Seit dieser Zeit ist keine Fraktur einer Primärkrone mehr aufgetreten, unabhängig davon, ob die Befestigung konventionell oder adhäsiv erfolgte.

Mit insgesamt nur fünf Unterfütterungen (9,4 %) und einer Neuanfertigung (1,56 %) war bisher eine verhältnismäßig geringe Anzahl von Nachsorgearbeiten notwendig. Zum Vergleich beobachteten *Nickenig et al.* [65] bei stegretinierten 10 % und bei teleskopverankerten Konstruktionen 30 % Prothesenveränderungen (Reparaturen, Unterfütterungen und Neuanfertigungen) innerhalb von durchschnittlich sieben (Steg) bzw. vier (Teleskop) Jahren. Die Extraktionsrate von 1,4 % (nach Kaplan-Meier auf fünf Jahre berechnet) ist vergleichsweise niedrig. Bei Langzeitbeobachtungen von nicht intraoral verklebten Prothesengerüsten wurden wesentlich ungünstigere Daten gefunden: *Heners* und *Walther* [36, 38] beobachteten 9,4 % Zahnverlust nach fünf Jahren bei mehr als drei Pfeilern und sogar über 20 % bei 1 – 3 Pfeilern. Bei einer Langzeituntersuchung von *Hulten* [42] frakturierten 17,6 % der Pfeilerzähne innerhalb von 3,5 Jahren, davon mussten 10,1 % extrahiert werden. *Nickenig* [65] beobachtete 12 % Pfeilverlust bei rein implantatgetragenen Doppelkronenprothesen (Tabelle 29).

Klemke et al. [53] beobachteten derartig viele Komplikationen innerhalb von fünf Jahren bei Konuskonstruktionen auf IMZ-Implantaten, dass sie eine eher zurückhaltende Indikationsstellung für das Konuskronensystem auf Implantaten stellen: 60,4 % dezementierte Primärkronen und Schraubenlockerungen, 18,7 % Schraubenbrüche, 17,7 % Neuanfertigung der Primärkronen wegen Haftkraftverlust und 3,1 % Implantatfrakturen. Bei 50 % der von *Coca* [18] nachuntersuchten magnetretinierten Prothesen mussten eine bis drei Prothesenkorrekturen (Reparatur, Unterfütterung) innerhalb von fünf Jahren durchgeführt werden.

Studie	Anzahl der Pfeiler (Zähne/Implantate)		Beobachtungs- zeit (Jahren)	Überlebens- wahrscheinlichkeit des Pfeilers (Kaplan-Meier)
	Gesamt	je Prothese		
<i>Stark und Schrenker</i> [83], 1998	258	3,8	6	90 % (6 Jahre)
<i>Hulten</i> [42], 1993	188	3,0	3,3 ± 1,5	89,9 % *
<i>Heners und Walther</i> [38], 1990	894	4,8	2 - 7	91 % (5 Jahre)
<i>Heners und Walther</i> [38], 1990	545	2,2	2 - 7	78 % (5 Jahre)
<i>Klemke et al.</i> [53], 1996	96	3,3	2 – 9,5	92 % (5 Jahre)
<i>Nickenig et al.</i> [65], 1993	172	3,8	4 - 7	88 % (5 Jahre)
<i>Wenz et al.</i> [97], 2002	460	3,7	4,1 ± 3,6	94 % (5 Jahre) 82 % (10 Jahre)
Eigene Untersuchung, 2002	222	4,1	3,25 ± 1,1	98,6 % (5 Jahre)

Tabelle 29: Überlebenswahrscheinlichkeit der Pfeilerzähne für doppelkronen-gestützte Prothesen
(* mittlere Überlebensrate, nicht berechnet nach Kaplan und Meier)

Die in den aufgeführten Studien beobachteten Komplikationen lassen ursächlich eine Kinetik der Suprakonstruktionen vermuten. Durch die intraorale Fügung ist eine absolut spannungsfreie Passung und spielfreie Lagerung des Zahnersatzes gewährleistet, so dass die kinetikbedingten Folgen auf ein Minimum reduziert werden. Insbesondere die Prothesen mit der galvanisierten Mesostruktur weisen aufgrund ihrer Präzision eine derartig stabile Verankerung auf, die biomechanisch mit festsitzendem Zahnersatz vergleichbar ist. Dadurch wird der Zahnersatz fast vollständig in das stomatognathe System des Patienten integriert und der Entstehung von Parafunktionen entgegengewirkt.

Durch diese absolut starre Lagerung reduziert sich die Kinetik der Prothesen auf ein Minimum, sodass langfristig Zahnlockerungen verhindert werden können. Zudem findet auch hier ähnlich wie bei festsitzenden Brücken im Bereich der Brückenglieder keine Atrophie des Alveolarfortsatzes statt. Der Patient erhält als positiven Nebeneffekt durch die intraorale Fügung einen Zahnersatz mit beträchtlichem Zugewinn an Tragekomfort und Kauleistung.

5.3 Diskussion der Patientenbefragung

Die Ergebnisse zeigen durchweg große Zufriedenheit der Patienten mit ihrem Zahnersatz. Insbesondere die Kombination von festem Sitz der Prothese und trotzdem leichter Ein- und Ausgliederbarkeit wird von 90 % der Patienten als sehr angenehm beschrieben. Bezüglich der allgemeinen Zufriedenheit, der Retention und Funktion sind die vorliegenden Daten mit denen einer Langzeituntersuchung von stegretinierten Prothesen auf ITI-Implantaten von *Wismeyer et al.* [103] vergleichbar.

Bei den mit der Ästhetik unzufriedenen Patienten (16 %) liegt eventuell eine mangelnde Compliance gegenüber ihrem herausnehmbaren Zahnersatz oder eine übersteigerte Erwartungshaltung vor. Eine Patientenbefragung von *Nickenig et al.* [65] bei Steg-Gelenk- bzw. Teleskop-Prothesen zeigte wesentlich unzufriedenere Patienten nach fünf Jahren: 50 % der Patienten gaben Mängel wie zu geringer Prothesenhalt, Fremdkörpergefühl und Speiseretention an.

Die bei der item-Analyse gefundenen Korrelationen der Fragen 9/10, 3/8, 8/12 und 4/5 sind logisch nachvollziehbar. Dagegen sind die nennenswerten Gegensatz-beziehungen der Fragen 1 und 6 bzw. 6 und 12 zunächst nicht augenscheinlich: Auf der Arztseite wird das Vorhandensein von Beschwerden generalisierter analysiert. Die Patienten sehen solche Beschwerden offensichtlich durchaus im Zusammenhang mit ein- bzw. beidseitigem Kauverhalten oder mit dem Halt ihrer Prothese.

Auch bei der Faktoren-Analyse ist zu berücksichtigen, dass eine Frage aus dem Verständnis eines Patienten heraus andere Aspekte erhalten kann, als wenn sie vom Arzt interpretiert wird. Die erste Fragengruppe 1/6/9/10 (Faktor I) weist auf einen deutlichen Zusammenhang zwischen Kaugewohnheit, Prothesenpassung und Beschwerden hin. Die beiden Faktoren II (Fragen 2/5/8) und III (Fragen 3/8/11) sind sich inhaltlich sehr ähnlich: Hier beantworten die Patienten die Fragen zum Tragekomfort, Prothesenschaukeln und Kauleistung auffallend gleichartig. Erwähnenswert ist das Verständnis des "Zähneknirschens", das aus Sicht der Patienten nicht für Bruxismus steht, sondern eher in Zusammenhang mit einer (mangelnden) Prothesenpassung verstanden wird.

5.4 Diskussion der Klebestellenfraktur

Die Fehleranalyse der gebrochenen Klebestelle (Geschiebe-Design) zeigt als Grund für den Bruch eine erhebliche Inkongruenz zwischen Matrize und Patrize. Daraus resultierte ein zu großer Klebespalt, der laut der Untersuchungen zur Klebeschichtstärke von *Giütschow* [30] die Bruchfestigkeit reduzierte. Das Anforderungsprofil einer entsprechenden Klebespaltbreite für eine langfristig stabile Klebung wird damit bestätigt.

5.5 Diskussion der REM-Aufnahmen

Bei den REM-Aufnahmen wird insbesondere bei der stärksten Vergrößerung der innige Verbund des Klebekomposits mit den Metallflächen deutlich. Die Kunststoffschicht legt sich durchweg spaltfrei auf die aufgerauten, aktivierten Oberflächen der Prothesenkomponenten. Ein schädigender Einfluss des feucht-warmen Milieus der Mundhöhle in Form von Spaltbildungen o.ä., das bei nur relativer Trockenlegung nicht auszuschließen ist, kann klinisch nicht festgestellt werden. Auch *Heurich* [39] fand in einer in vitro-Untersuchung keine signifikanten Unterschiede zwischen unter simuliertem Mundhöhlen-Milieu und unter Laborbedingungen durchgeführten Verklebungen.

5.6 Diskussion des intraoralen Fügeverfahrens

Die intraoral durchgeführte Verklebung von Gerüstkomponenten löst die Problematik der Passungspräzision. Die insbesondere bei der Integration von Implantaten erforderliche Spannungsfreiheit ergibt sich nach *Mazurat* und *Love* [62] durch die Position der einzelnen Gerüstkomponenten in vivo. Durch die intraorale Fügung wurde es überhaupt erst möglich, die Vorteile des doppelkronengestützten Zahnersatzes für die Implantatprothetik zu nutzen. Alle werkstoff- und verfahrenstechnisch bedingten Fehler können durch die Toleranzbreite der Klebefuge kompensiert werden. Dadurch werden die Anforderungen an die Präzision reduziert, die zahntechnische Fertigung vereinfacht und damit Zeitaufwand und Kosten geringer.

Das Prozedere verläuft bis zur Fügung der Sekundärkronen mit dem Modellgussgerüst gleich dem konventionellen Verfahren. Beim geschiebeartigen Fügedesign kann ein Teil der Fügstellen bereits auf dem Modell verklebt werden. Entscheidend ist die intelligente

Auswahl der intraoral zu fügenden Klebestellen. Diese sollten einerseits Schlüsselstellen des gesamten Gerüsts darstellen andererseits auch möglichst weit anterior liegen, um beste Voraussetzungen für das Trockenlegen während der Verklebung zu erreichen. Beim Fügedesign mit der Mesostruktur müssen alle Klebestellen intraoral gefügt werden.

Ein Vergleich der Größe der Klebeflächen zeigt einen deutlichen Unterschied zugunsten der Mesostruktur. Hierzu wurde von jedem Design die Oberfläche der Patrizie vermessen. Beim Geschiebe-Design beträgt die Klebefläche des routinemäßig vom Labor verwendeten Kamba[®]-blocs der Firma BEGO 60,54 mm². Die Klebefläche des M-Designs wurde folgendermaßen berechnet: Zu den Maßen des kleinsten Abutments von Ankylos[®] (a/4,0) wurden lediglich 0,3 mm für die Primärkrone und 0,2 mm für die Mesostruktur addiert. Es ergab sich hierbei eine Klebefläche von 92,7 mm², d.h. eine um 53,12 % größere Oberfläche als beim Kamba[®]-bloc. Dies stellt jedoch nur den Minimalwert beim M-Design dar, da das kleinste Abutment nur sehr selten zum Einsatz kam und auch ein präparierter Zahnstumpf in der Regel größere Dimensionen aufweist.

Um auch eventuelle Zementierungsfehler auszugleichen, ist es notwendig, dass die Primärkronen vor der Fügung definitiv auf den Pfeilern befestigt werden. Dies birgt Schwierigkeiten mit der provisorischen prothetischen Versorgung bis zur Fertigstellung der neuen Prothese. Eventuell kann der alte Zahnersatz modifiziert werden: Dafür werden Aussparungen in die Bereiche der Pfeiler gefräst, und diese Buchsen mit einem autopolymerisierenden Kunststoff aufgefüllt. Ist dies nicht möglich, muss ein neues Provisorium erstellt werden.

Aufwändig erscheint zunächst, dass nach der intraoralen Verklebung ein zweites Modell hergestellt werden muss. Das gefügte Gerüst ist ohne die Primärkronen, die bereits zementiert sind, nicht mehr auf das Erstmodell reponierbar. Hierbei erfolgt die präzise Abformung der zahnlosen Kieferabschnitte. Gleichzeitig muss die definitive horizontale und vertikale Kieferrelationsbestimmung erfolgen, damit das zweite Modell zur Fertigstellung der Prothese noch einmal in einen Artikulator eingebaut werden kann.

Diese Maßnahmen sind jedoch nicht aufwändiger im Vergleich zu dem konventionellen System, da sie der bisher üblichen Fixfunktionsabformung entsprechen.

5.7 Diskussion des Fügedesigns "Mesostruktur"

5.7.1 Vorteile der modifizierten Anfertigungsmethodik

Die Mesostruktur dieses Designs ist als eine Sekundärkrone konzipiert, die vor der Fügung ein dreidimensionales Spiel zur Suprakonstruktion aufweist. Dadurch können sowohl horizontale wie auch vertikale Passungenauigkeiten durch den Klebespalt ausgeglichen werden. Ein Klemmen kann bei der Anprobe der Komponenten durch entlastendes Schleifen an der Innenseite des Gerüsts behoben werden. Die sich daraus ergebende unregelmäßige Klebespaltbreite hat in keinem der Fälle zu einem Versagen der Klebung geführt. Die wesentlich größere Oberfläche, die für die Klebung zur Verfügung steht, scheint ein Versagen zu verhindern.

Weiterhin bedingt der passive Sitz bezüglich jeder einzelnen Doppelkrone ein verschleißfreies Gleiten der beteiligten Elemente. Im Vergleich dazu können durchaus gussbedingte Passungenauigkeiten bei der Sekundärkronenbrücke des konventionellen Systems auftreten, die zum Klemmen der Suprakonstruktion, zu Kaltverschweißung und zu Verschleiß führen können. Die perfekte Passung durch die intraorale Fügung von Mesostrukturen vermeidet ein Trennen und erneutes Fixieren im Falle von Ungenauigkeiten und reduziert den damit verbundenen labortechnischen Aufwand.

Auf dem ersten Meistermodell können die Primärkronen, die Mesostrukturen und das Gerüst hergestellt werden; die zahnlosen Kieferabschnitte werden in der zweiten Sitzung mit der Basis des gefügten Gerüsts abgeformt. Die Anzahl der Sitzungen bis zur Fertigstellung kann damit auf ein Minimum von drei, bei einer notwendigen Anprobe der Wachsaufstellung auf vier reduziert werden.

Schließlich hat sich dieses Design beim Einsatz für Reparaturen bewährt. Eine notwendige Neuanfertigung einer Primärkrone, z. B. wegen einer endodontischen Behandlung oder einer Kronenrandkaries, wird mit der Herstellung einer entsprechenden Mesostruktur kombiniert. Diese kann dann nach Zementierung der neuen Primärkrone in die ehemalige Sekundärkrone geklebt werden. Voraussetzung ist, dass das Raumangebot der ehemaligen Primärkrone für die neuangefertigte Patrizie inklusive Mesostruktur ausreicht. Die geringere Dimensionierung des Pfeilers ist bei endodontisch behandelten Zähnen in der Regel unproblematisch.

5.7.2 Nachteile gegenüber dem geschiebeartigen Design

Das neue Design revolutioniert nicht nur den Behandlungsablauf, sondern auch die laborseitigen Arbeitsschritte. Die Zahntechniker müssen zunächst in das neue Verfahren eingeführt und darin geschult werden. Eine mögliche Fehlerquelle ist die Verwechslung oder Fehlpositionierung der Mesostrukturen, was durch ein sinnvolles Kennzeichnungssystem vermieden wird.

Das notwendige Spiel in horizontaler und vertikaler Richtung bedingt, dass das fertige Gerüst erst nach der Verklebung mit den Mesostrukturen definitiv zur Okklusion zugeordnet werden kann. Somit ist eine Kauflächengestaltung in Metall nicht möglich. Alle Bereiche statischer und dynamischer Okklusion können erst nach Einbau des zweiten Meistermodells in den Artikulator mit Verblendkompositen gestaltet werden. Da die Mehrzahl der Patienten im antagonistischen Kiefer nur noch teilbezahnt oder gar unbezahnt ist, befindet sich dort meistens ebenfalls ein herausnehmbarer Zahnersatz mit okklusionstragenden Anteilen in Kunststoff. In diesen Fällen ist der abrasive Substanzverlust gering. Im Rahmen einer Remontage kann die Vertikaldimension wieder aufgebaut werden.

Als Nachteil kann sich weiterhin der erhöhte Platzbedarf für Primärkrone, Mesostruktur, Suprakonstruktion und okklusale Verblendung auswirken. Im vestibulären Bereich kann der Umfang der Suprakonstruktion durch eine Gerüstfensterung reduziert werden. Die Verblendung kann dadurch direkt auf die Matrize aufgebracht werden. Die Hauptindikation für den Einsatz einer Mesostruktur liegt jedoch bei der Versorgung mit einer doppelkronengetragenen Prothese auf Implantaten. Hierbei kann dann der Aufbaupfosten den Platzbedürfnissen entsprechend gewählt werden.

5.7.3 Materialwahl für die Primärkrone und die Mesostruktur

Sowohl klinische Erfahrungen mit Konuskronen von *Pönnighaus* [69] und *Weigl* [92] als auch in vitro-Versuche von *Ohkawa et al.* [66] zeigen bei der Verwendung von gegossenen Metallen für Primär- und Sekundärkrone, dass durch die Haftreibung häufig Kaltverschweißung und damit Verschleiß stattfindet. *Simon* [80] wies nach, dass besonders häufig bei Patienten mit einer Titan-Primärkrone/Titan-Mesostruktur-Versorgung ein solches Klemmen auftritt, was mit der Duktilität des Metalls erklärbar ist. Die friktive Passung ist zudem erheblich von der Erfahrung des Zahntechnikers abhängig, der die Höhe der Abzugskräfte über Volumensteuerung mittels der Einbettmassen und nachträgliches subtraktives Korrigieren einstellt. Die sicherste Möglichkeit, Kaltverschweißung auszuschließen, ist, einen Partner des Systems Patrizie/Matrizie metallfrei zu gestalten. Die neuentwickelten Dentalkeramiken sind stabil genug, um den Anforderungen an eine dünnwandige Primärkrone zu genügen. Auch die Oberflächenbearbeitung ist soweit gereift, dass absolut glatte Keramikflächen geschaffen werden können. Das Material hat jedoch noch weitere Vorteile:

1. Den reduzierten Demaskierungseffekt, da die Primärkronen zahnfarben sind.
2. Die Möglichkeit, adhäsiv zu zementieren, wodurch ein Dezementieren der Primärkronen ausgeschlossen werden kann.
3. Aufgrund der äußerst geringen Plaqueaffinität können die in einer klinischen Langzeitstudie von *Stark* und *Schrenker* [83] beobachteten Beläge auf metallischen Primärkronen von *Weigl et al.* [92] bei keramischen Patrizien nicht festgestellt werden.

Die perfekte Funktion der Keramikprimärkrone zeigt sich allerdings erst in Kombination mit einer dünnen direkt aufgalvanisierten Feingoldmatrizie. Nach *Weigl et al.* [91] entsteht durch ein anderes physikalisches Funktionsprinzip ein neuer Haftmechanismus für Teilprothesen: Das tribologische System funktioniert über den Widerstand einer strömenden Flüssigkeit in dünnen Kanälen. *Hahn et al.* [33] transferierten dies in die Funktionsweise der Doppelkronen: Der Widerstand beim Lösen der Prothese ergibt sich durch den nachströmenden Speichel (Abb. 24) in den Spalt zwischen Primär- und Sekundärkrone.

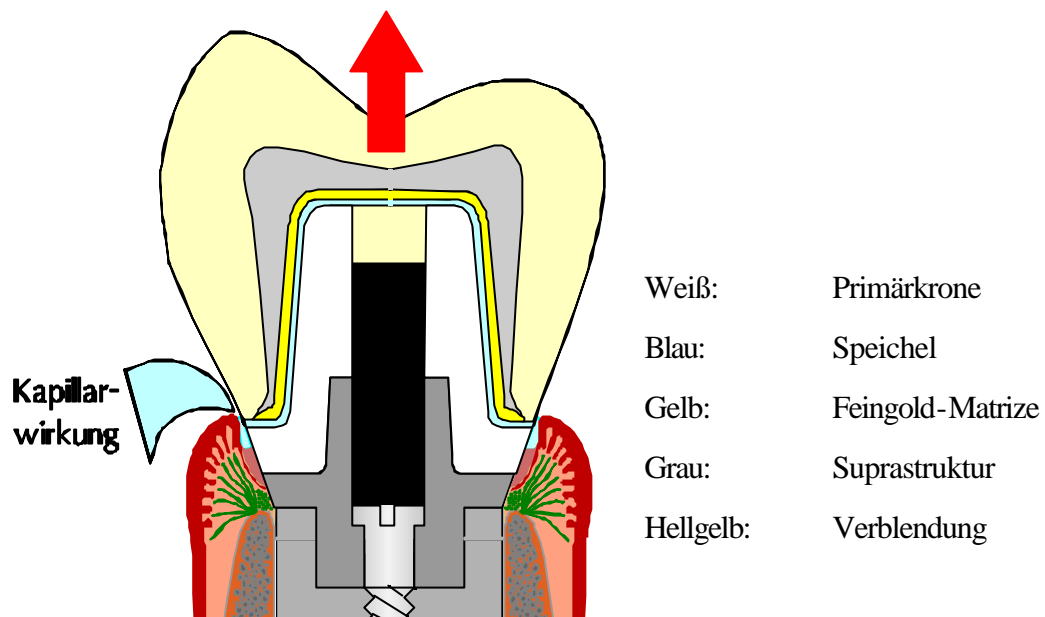


Abb. 24: Tribologisches Prinzip der Doppelkronenhaftung

Die Wahrscheinlichkeit eines Verklemmens dieses Systems durch Oberflächenrauigkeiten ist viel geringer als bei konventionellen gussgeformten Doppelkronen aus Metall [66]. Nach Untersuchungen von *zum Gahr* [26] ist eine Kaltverschweißung und damit Verschleiß bei dieser Materialpaarung nicht möglich. Die erforderlichen Spaltbreiten von wenigen Mikrometern können nur mit der Galvanotechnik erreicht werden. In Abbildung 25 ist die präzise Passung von ca. 2 μm einer auf einer keramischen Primärkrone aufgalvanisierten Feingold-Matrize deutlich zu erkennen.

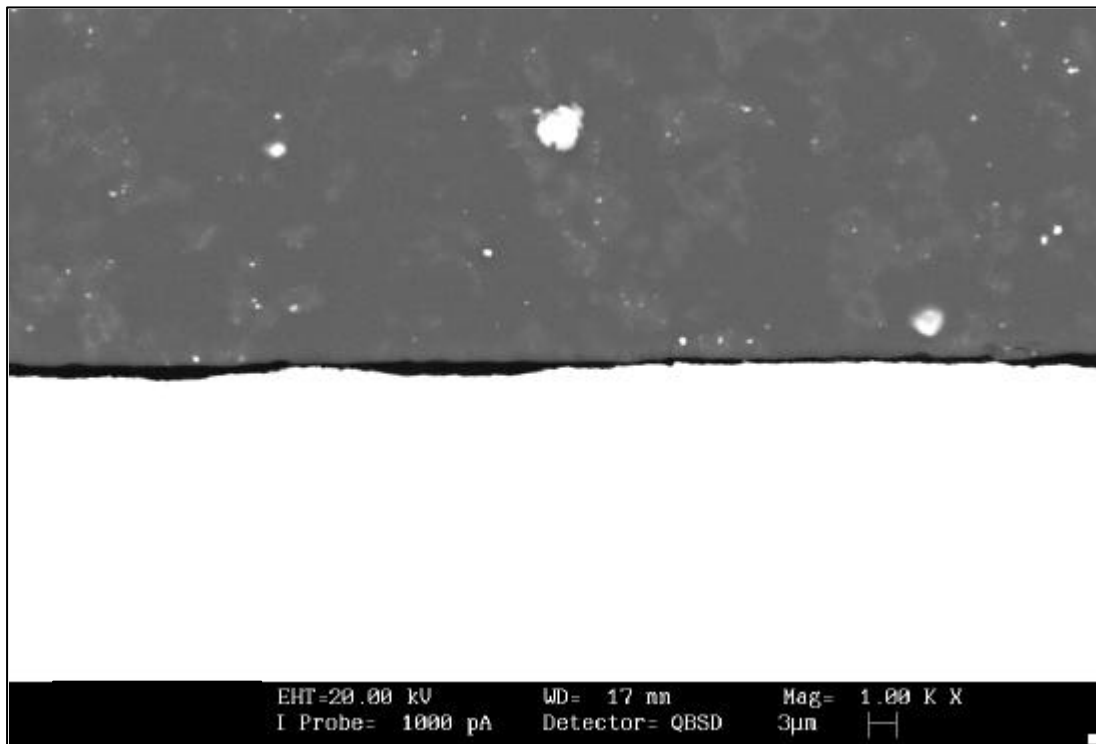


Abb. 25: REM-Aufnahme einer aufgalvanisierten Feingold-Matrize (weiß) auf einer keramischen Primärkrone (grau) bei 1000facher Vergrößerung

Die Umsetzung dieser bis auf $2.5\ \mu\text{m}$ genauen Präzisionspassung auf ein weitspanniges Prothesengerüst ist nur mit der intraoralen Fügung möglich. Die Herstellung der Feingoldmatrize mittels automatisiertem Galvanisierungsverfahren bietet außer der Voraussetzung für das tribologische System noch weitere Vorteile:

- *Stauch* und *Stauch* [84] bestätigen die reproduzierbare Passungspräzision unabhängig von einer empirischen, auf Erfahrung des Zahntechnikers beruhenden Einstellung der Haftkraft.
- Eine leichtere, schnellere und damit kostengünstigere Herstellung von Sekundärkronen.

Aufgrund der zehnfach höheren Präzision im Vergleich zu gegossenen Sekundärkronen erfährt der Patient eine deutliche Verbesserung des Kaukomforts. Die starre Lagerung lässt keinerlei Dynamik der Suprakonstruktion zu, und schützt damit auch die Pfeilerzähne vor Lockerung und den Alveolarfortsatz vor Atrophie. Zudem erhält man durch die Verschleißfreiheit des tribologischen Systems eine langlebige prothetische Versorgung mit geringem Nachsorgeaufwand. Diese Werkstoffkombination stößt zudem auf hohe

Akzeptanz insbesondere bei solchen Patienten, die auf "biokompatible" Materialien Wert legen. Die einfache Handhabung des Zahnersatzes und die geringe Plaqueaffinität der keramischen Primärkronen weisen besondere Vorteile für den Einsatz dieses Systems im Bereich der Geroprothetik auf.

5.8 Weiterentwicklungen mit dem Fügedesign "Mesostruktur"

Basierend auf der definitiven intraoralen Klebung und dem Mesostruktur-Design führen einige Entwicklungen zu schnelleren bzw. einfacheren Herstellungsverfahren von Prothesenkomponenten. Der Zahnersatz wird kostengünstiger und damit ein weiterer bisher bestehender Nachteil der Doppelkronen relativiert:

- Implantatabutments mit einem Aufbau aus industriell hergestellten Keramiken, die nur noch in der entsprechenden Einschubrichtung beschliffen werden müssen, können die separate Herstellung von Primärkronen ersetzen.
- Neue Galvanisiergeräte erlauben das Herstellen von Feingoldmatrizen innerhalb einer Stunde.
- Die Entwicklung eines Taumelkonus als Implantatabutment und der dazugehörigen ebenfalls industriell hergestellten Matrize können die Fertigung von Primär- und Sekundärkrone gänzlich ersetzen. Nach dem Vermessen des Modells und dem Einstellen einer gemeinsamen Einschubrichtung muss der Zahntechniker lediglich einen Schlüssel zum Montieren der Aufbaupfosten und das Prothesengerüst herstellen. Am Patienten werden nach dem Verschrauben der Aufbaupfosten die vorgefertigten Matrizen in das Gerüst bzw. in die vorhandene Prothese geklebt.
- Weitere Entwicklungen führten dazu, dass das metallische Prothesengerüst ersetzt werden kann. Eigene Untersuchungen [46] zeigten, dass der Glasfaserverbundwerkstoff Vectris[®] (Firma Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bei entsprechender Dimensionierung ausreichend Stabilität aufweist, um das NEM-Gerüst zu ersetzen. Damit ergibt sich die Möglichkeit, Patienten mit nachgewiesenen oder empfundenen Metallunverträglichkeiten – bis auf die Feingoldmatrize – nahezu metallfrei zu versorgen.

6 Zusammenfassung

Die Vorteile von konuskronengestütztem Zahnersatz für den Patienten sind bekannt: Hoher Trage- und Kaukomfort, bequeme Handhabung, einfache Mundhygiene, Selbstreinigungseffekt durch den Speichel, sekundäre Verblockung durch die Suprakonstruktion, axiale Belastung der Pfeilerzähne, Kombinationsfähigkeit von Implantaten mit natürlichen Pfeilern und prospektive Erweiterungsfähigkeit.

Bisher jedoch verhinderten die aufwändige Herstellung und die Problematik der Passungspräzision eine breite Anwendung dieser Art von Zahnersatz. Insbesondere für eine günstige Langzeitprognose von Implantaten wird absolute Spannungsfreiheit der Suprastruktur gefordert. In vielen Ländern z. B. auch in den USA, in denen die entsprechende zahntechnische Infrastruktur fehlt, können doppelkronengestützte Prothesen nicht hergestellt werden. Mit der Methode der definitiven intraoralen Fügung von Gerüstkomponenten können diese Anforderungen an die Passungspräzision problemlos erfüllt werden. Gleichzeitig wird die zahntechnische Fertigung vereinfacht und damit Zeitaufwand und Kosten geringer. Durch diese vereinfachte Herstellung und die Kostenreduzierung wird doppelkronengestützter Zahnersatz für eine größere Patientenklientel verfügbar.

Ziel der Studie war, das neuartige Behandlungsvorgehen methodisch zu optimieren und die Verweildauer und die klinischen Auswirkungen von intraoral gefügtem doppelkronenverankerten Zahnersatz zu evaluieren.

Im Zeitraum von 1992 bis 1998 wurden 61 Patienten mit 64 Prothesen, deren Gerüste an insgesamt 238 Fügstellen definitiv intraoral geklebt wurden, versorgt. Nach der Fertigstellung wurden die Daten des Zahnersatzes (Anzahl, Art und Verteilung der Pfeiler, Werkstoffkombination, Design und Vorbehandlung der Fügstellen und Zeitpunkt der Klebung) dokumentiert. 51 dieser Patienten mit 53 Prothesen und insgesamt 209 Fügstellen konnten halbjährlich kontrolliert werden. Die Nachuntersuchung umfasste eine klinische Untersuchung, eine lichtmikroskopische Kontrolle und eine Evaluation der Patientenmeinung mittels Fragebogen.

Eine Klebestelle versagte bereits nach 14 Monaten unter Risiko: Der Klebespalt war aufgrund mangelnder Kongruenz von Patrize und Matrize zu breit, was die Stabilität der

Klebung massiv reduzierte. Alle anderen Prothesen wiesen nach durchschnittlich 38,93 Monaten (Min = 18, Max = 85 Monate) eine spannungs- und schaukelfreie Passung auf. Die Klebestellen zeigten auch bei lichtmikroskopischer Untersuchung keine Läsionen, die auf ein Nachlassen der Klebung hindeuten. Freiliegendes Klebekomposit an einer Prothese musste wegen Auswaschungen nachgefüllt werden. Die REM-Aufnahmen einer im Mundmilieu durchgeführten Klebung zeigen den innigen Verbund des Klebekomposits mit den metallischen Prothesenkomponenten. 90 % der befragten Patienten gaben einen schaukelfreien Sitz ihrer Prothese an, lediglich 4 % beklagten Probleme beim Herausnehmen der Prothese. Mit "gut" bzw. "sehr gut" bezeichneten 84 % der Patienten den Tragekomfort der Prothese; 90 % der Patienten bezeichneten den Halt ihrer Prothese mit "zufrieden" bis "sehr gut".

Die intraorale Fügung ist eine robuste, fehlertolerante Methode, die eine hochpräzise Passung gewährleistet. Obwohl keine Ausschlusskriterien zur Auswahl der Patienten bestanden, wurde eine außerordentlich hohe Zuverlässigkeit der Methode von 99,58 % erreicht. Aufgrund der starren Lagerung des Zahnersatzes können die kinetikbedingten Folgen wie z. B. Zahnlockerungen, Unterfütterungen, Bruchreparaturen und Schraubenlockerungen bei Implantaten auf ein Minimum reduziert werden. Durch die intraorale Fügung wird eine Prophylaxe oraler Strukturen erreicht, und die Folgebehandlungen und damit auch –kosten reduziert. Zudem erhält der Patient einen Zahnersatz, der einerseits sehr hohen Trage- und Kaukomfort bietet und andererseits eine einfache Mundhygiene gewährleistet. Durch die klinische Bewährung können alle Nachteile einer Lötung, insbesondere die Gefahr der Allergisierung durch Korrosionsprodukte, umgangen werden. Zusammen mit der Silikatisierung/Silanisierung mittels dem Rocatec[®]-Verfahren haben sich die Reparatur-Möglichkeiten von verblendetem Zahnersatz erweitert, da keine Wärmebehandlung mehr notwendig ist.

Das intraorale Fügeverfahren bildet die Grundlage für zukunftsweisende Entwicklungen: Mit präfabrizierten Implantatabutments kann die laborseitige Herstellung von Primärkronen und Matrizen ersetzt und damit der Zahnersatz kostengünstiger hergestellt werden. Das metallische Prothesengerüst kann unter erhöhtem Platzbedarf durch Glasfaserverbundwerkstoff ersetzt werden, was die Herstellung von nahezu metallfreiem doppelkronengestütztem Zahnersatz für entsprechend sensibilisierte Patienten ermöglicht.

7 Literaturverzeichnis

1. *Aichhorn, W.*: Plasmaschweißen in der Zahntechnik - Grenzen und Möglichkeiten. *Quintessenz Zahntech* 17, 1166 (1991).
2. *Assif, D., Marshak, B., Schmidt, A.*: Accuracy of Implant Impression Techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11, 216 (1996).
3. *Beldner, W., Marx, R.*: Silikatisieren als Oberflächenkonditionierung von Metallen für den hydrolysebeständigen Verbund mit Kunststoffen. *Quintessenz* 43, 103 (1992).
4. *van Benthem, H.*: Vorteile des Laserschweißens im Vergleich zu konventionellen Fügeverfahren. *Quintessenz Zahntech* 17, 1178 (1991).
5. *van Benthem, H.*: Laseranwendungen zur Materialbearbeitung. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 119 (1994).
6. *Besimo, C., Graber, G.*: A new concept of overdentures with telescope crowns on osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 14, 487 (1994).
7. *Besimo, C., Graber, G., Schaffner, T.*: Hybridprothetische implantatgetragene Suprastrukturen im zahnlosen Unterkiefer Teil 1. *Zahnärztl Welt* 100, 12 (1991).
8. *Besimo, C., Graber, G., Schaffner, T.*: Hybridprothetische implantatgetragene Suprastrukturen im zahnlosen Unterkiefer Teil 2. *Zahnärztl Welt* 100, 70 (1991).
9. *Besimo, C., Jaquier, C., Rohner, H.-P.*: Implantatgetragene perioprothetische Suprastrukturen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103, 581 (1993).
10. *Blickle, W., Niederdellmann, H., Dehen, M.*: Konuskronen in der Implantatprothetik. Erste Erfahrungen mit einem alternativen implantologisch-prothetischen Konzept. *Z Zahnärztl Implantol* 6, 246, (1990).
11. *Blickle, W., Niederdellmann, H., Schwarzer, J.*: Stabilität enossaler Implantate bei primärer und sekundärer Verblockung. *Z Zahnärztl Implantol* 7, 116 (1991).
12. *Böhm, U., Brämer, W., Schuster, M., Schusser, U.*: Der Laser - ein Alleskönner in der Zahntechnik? *Dental Magazin* 1, 86 (1995).
13. *Buch, D., Strietzel, R.*: Löten und Laserschweißen von Dentallegierungen. *Dent Lab* 44, 403 (1996).

14. *Burns, D. R., Unger, J. W., Elswick, R. K. jr., Beck, D. A.*: Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I — retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent* 73, 354 (1995).
15. *Burns, D. R., Unger, J. W., Elswick, R. K. jr., Giglio, J. A.*: Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II — patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 74, 364 (1994).
16. *Busch, M.*: Kleben in der Zahntechnik. *Quintessenz Zahntech* 17, 1196 (1990).
17. *Busch, M., Kajiura, T.*: Kleben statt Löten. *Quintessenz Zahntech* 16, 273 (1990).
18. *Coca, I., Wisser, W., Prischer, K., Lotzmann, U.*: Langzeiterfahrung mit magnetgehaltenen Prothesen (Dyna-System). *Zahnärztl Welt* 109, 301 (2000).
19. *Edelhoff, D., Marx, R.*: Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 112 (1995).
20. *Ericson, Å., Nilsson, B., Bergman, B.*: Klinische Resultate bei Patienten, die mit Konuskronen- getragenen Restaurationen versorgt wurden. *Quintessenz* 8, 1237 (1991).
21. *ESPE*: NIMETIC[®] - GRIP. Gebrauchsinformation.
22. *Färber, H., Jorewitz, A., Marx, R., Tinschert, J.*: Mechanische Vorgeschichte von Legierungsoberflächen und Verbundfestigkeit nach Silikatisieren. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 892 (1995).
23. *Fenske, C., Gütschow, F., Jüde, H.D.*: Untersuchung zum Einfluß der Klebeschichtstärke und Füge-teileelastizität auf die Kohäsion von Metallklebungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 53, 786 (1998).
24. *Frisch, E.*: Implantatgestützte teleskopierende Versorgung von Kiefern mit reduziertem Restzahnbestand. *Zahnärztl Welt* 102, 396 (1993).
25. *Frisch, E., Pehrsson, K., Jacobs, H. G.*: Die implantatprothetische Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mittels teleskopierender Konstruktionen. *Z Zahnärztl Implantol* 11, 63 (1995).
26. *zum Gahr, K.H.*: *Microstructure and Wear of Materials*. Elsevier, Amsterdam 1987.
27. *Gatzka, K.*: Bericht über weitere Untersuchungen mit Kunststoffklebern in der Dentaltechnik. *Dtsch Zahnärztebl* 9, 619 (1955).

-
28. *Gernet, W., Adam, P., Reither, W.:* Nachuntersuchungen von Teilprothesen mit Konuskronen nach K. H. Körber. Dtsch Zahnärztl Z 38, 998 (1983).
 29. *Gubbe, H.:* Eine alternative Metallverbindung Composit-Cement für dauerhaften Verbund. Dent Lab 35, 1139 (1987).
 30. *Gütschow, F.:* Untersuchungen zum Einfluß der Klebschichtstärke auf die plastische Verformung von Industrie- und Dentalklebern. Dtsch Zahnärztl Z 49, 701 (1994).
 31. *Guggenberger, R.:* Das Rocatec-System - Haftung durch tribochemische Beschichtung. Dtsch Zahnärztl Z 44, 874 (1989).
 32. *Haas, I., Rammelsberg, P., Pospiech, P., Gernet, W., Heumann, Ch., Toutenburg, H.:* Erhöhung der Scherfestigkeit von Kunststoff-Metall-Verbunden bei tribochemisch silikatisierten Oberflächen. Dtsch Zahnärztl Z 49, 725 (1994).
 33. *Hahn, L., Weigl, P., Lauer, H.-Ch., Hamacher, O.:* In vitro model for the wear of taper crown systems. 30. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Grundlagenforschung in der DGZMK, Mainz. T 15 (1998).
 34. *Hampel, R., Winkler, H.-G.:* Alternative Fügetechniken bei der Verarbeitung konfektionierter Konstruktionselemente. Quintessenz Zahntech 18, 595 (1992).
 35. *Heners, M.:* Suprakonstruktion auf Implantaten beim zahnlosen Kiefer - Ergebnisse einer Fallkontrollstudie. Dtsch Zahnärztl Z 41, 1184 (1986).
 36. *Heners, M.:* Zahnerhaltende Prothetik durch gewebeintegrierende Konstruktionsweise. Teleskopsysteme als Halteelemente. Zahnärztl Mitt 80, 2340 (1990).
 37. *Heners, M., Walther, W.:* Klinische Bewährung der Konuskrone als perioprothetisches Konstruktionselement - Eine Langzeitstudie. Dtsch Zahnärztl Z 43, 525 (1988).
 38. *Heners, M., Walther, W.:* Die Prognose von Pfeilerzähnen bei stark reduziertem Restzahnbestand. Eine klinische Langzeitstudie. Dtsch Zahnärztl Z 45, 579 (1990).
 39. *Heurich, T.:* Einfluß einer intraoral durchgeführten Verklebung von Prothesengerüsten auf die Verbundfestigkeit – eine in vitro-Untersuchung. Med Diss, Frankfurt am Main 2000.
 40. *Holste, T., Stark, H.:* Die Verbindung zwischen Teleskopkrone und Gerüstprothese aus parodontalprophylaktischer Sicht. Phillip J 2, 83 (1990).

41. *Huberts, P.*: Alternative Methoden der Verbindungstechniken. Quintessenz Zahntech 17, 1152 (1991).
42. *Hultén, J., Tillström, B., Nilner, K.*: Long term clinical evaluation of conical crown retained dentures. Swed Dent J 17, 225, (1993).
43. *Jäger, K., Wirz, J.*: Unterkiefer-Hybridprothesen mit vier Implantaten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 1489 (1994)
44. *Janda, R.*: Kleben und Klebetechniken, Teil 1. Dent Lab 40, 409 (1992).
45. *Janda, R.*: Kleben und Klebetechniken, Teil 2. Dent Lab 40, 615 (1992).
46. *Janko, S., Molzberger, M., Weigl, P., Lauer, H.-Ch.*: Prospektive klinische Studie zum Langzeitverhalten von vollkeramischen Primärkronen mit metallfreien Prothesengerüsten. Vortrag bei der 50. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde. Bad Homburg, 16. – 19. Mai 2001.
47. *John, M., Lenz, E., Reich, E., Reichart, P., Schiffner, U., Wefers, K.-P.*: Aufbau der zahnmedizinischen Erhebungskonzepte. In: Institut der Deutschen Zahnärzte (Gesamtbearbeitung: Micheelis, W., Reich, E.): Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS III). S. 71 - 128. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln 1999.
48. *Kappert, H. F., Schreck, U., Prünste, H., Barucha, A., Erpelding, E., Banholzer, M.*: Prüfung von Metall-Kunststoff-Verbundsystemen durch Scher-, Biege- und axialen Zugversuch. Dtsch Zahnärztl Z 44, 879 (1989).
49. *Kappert, H. F.*: Schweißtechnik mit Plasma und Laser. Quintessenz Zahntech 17, 977 (1991).
50. *Keller, U.*: Die implantatstabilisierte teleskopierende Totalprothese. Z Zahnärztl Implantol 6, 30 (1990).
51. *Kern, M., Neikes, M. J., Strub, J. R.*: Festigkeit mechano-chemischer Verbundsysteme in der Adhäsivprothetik. Dtsch Zahnärztl Z 45, 502 (1990).
52. *Kern, M., Thompson, V. P.*: ESCA-Analyse des Versagensmodus von Klebeverbundsystemen. Dtsch Zahnärztl Z 49, 722 (1994).
53. *Klemke, J., Walther, W., Heners, M.*: Prothetischer Erhaltungsaufwand bei implantatgetragenen Konuskronenkonstruktionen. Z Zahnärztl Implantol 12, 29 (1996)
54. *Kohler, W.*: Eine neue Generation macht sich auf den Weg. Dent Lab 43, 1584 (1995).

-
55. *Kohler, W.:* Anwendungstechnische Aspekte eines innovativen Werkstoffsystems. Dent Lab 44, 1127 (1996).
 56. *Körber, K.-H.:* Konuskronen: Das rationelle Teleskopsystem. Einführung in Klinik und Technik. Hüthig, Heidelberg 1988.
 57. *Kulzer:* KEVLOC[®] primer / KEVLOC[®] bond. Gebrauchsinformation.
 58. *Kulzer:* KEVLOC[®] verbindet Welten.
 59. *Marinello, C. P., Lüthy, H., Meier, B., Schärer, P.:* Das Scherbelastungsverhalten verschieden konditionierter Adhäsivhalteelemente. Schweiz Monatsschr Zahnmed 97, 1096 (1987).
 60. *Marx, R., Haass, C.:* Zug- oder Schertest - welcher Test ist für den Verbund Metall/Kunststoff aussagekräftiger? Dtsch Zahnärztl Z 47, 165 (1992).
 61. *Mayer, K.:* Drei Jahre klinische Erfahrung mit dem Rocatec-Verbundssystem. Dent Lab 42, 1787 (1994).
 62. *Mazurat, R. D., Love, W. B.:* Direct assembly of implant suprastructures. J Prosthet Dent 70, 172 (1993).
 63. *Meiners, H., Herrmann, R., Spitzbarth, S.:* Zur Verbundfestigkeit des Rocatec-Systems. Dent Lab 38, 185 (1990).
 64. *Musil, R.:* Das Silicoater-Verfahren in klinischer Bewährung - Erkenntnisse und Schlußfolgerungen aus der Sicht dreijähriger Erfahrungen. Zahnärztl Welt 97, 204 (1988).
 65. *Nickenig, A., Friedrich, R., Kerschbaum, T.:* Steg-Gelenk- vs. Teleskop-Prothese im reduzierten Restgebiß. Ergebnisse einer Nachuntersuchung. Dtsch Zahnärztl Z 48, 566 (1993).
 66. *Ohkawa, S., Okane, H., Nagasawa, T., Tsuru, H.:* Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. J Prosthet Dent 64, 153 (1990).
 67. *Pfeiffer, P.:* Chemischer Verbund von Klebern und Palladium-Legierungen. Zahnärztl Welt 100, 292 (1991).
 68. *Phillips, K.M., Nicholls, J.I., Ma T., Rubenstein, J.:* The Accuracy of Three Implant Impression Techniques: A Three-dimensional Analysis. Int J Maxillofac Implants 9, 533 (1994).

69. *Pönnighaus, H.:* Ein Plädoyer für die Konuskrone.
Zahnärztl Welt 96, 349 (1987).
70. *Prisender, K.:* Klinische Nachuntersuchung magnetretinierter Hybridprothesen.
Med Diss, Marburg 2001.
71. *Pröbster, L., Kourtis, S.:* Zur Oberflächenmorphologie von mit dem Rocatec-System behandelten Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z 46, 135 (1991).
72. *Reppel, P.-D.:* Untersuchung der molekularen Koppelung von Kunststoffen an Metallen. Zahnärztl Welt 97, 218 (1988).
73. *Rieder, E.:* Haftsilan. Quintessenz Zahntech 17, 1115 (1991).
74. *Rimpler, M., Holland-Moritz, R., Giebel, G., Depping, M.:* Klebungen in der Mundhöhle. Dtsch Zahnärztl Z 37, 321 (1982).
75. *Schaller, C., Richter, E.-J.:* Verankerungselemente für implantatgestützten Zahnersatz im zahnlosen Kiefer. Implantologie 4, 353 (2000).
76. *Schindler, H. J., Lenz, J., Rupprecht, U., Pelka, H.:* Die Konuskrone mit Fügekraftbegrenzung. Dent Lab 44, 397 (1996).
77. *Schwindling, R., Reichert, P.:* Über die Verwendungsfähigkeit von Kunststoffklebern in der zahnärztlichen Prothetik.
Dtsch Zahnärztl Z 19, 333 (1964).
78. *Sellers, G.:* Direct assembly framework for osseointegrated implant prosthesis.
J Prosthet Dent 62, 662 (1989)
79. *Shiau, J.-C., Chen, L.-L., Wu, C.-T.:* An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. J Prosthet Dent 72, 23 (1994).
80. *Simon, J.:* Einfluß von Werkstoff, Kaukraft und Verschleiß auf die Haftung von Konuskronen – eine in vitro-Untersuchung.
Med Diss, Frankfurt am Main 1998.
81. *Sperner, F., Brämer, W.:* Das Löten von Edelmetall-Legierungen, Belastbarkeit durch Biegeversuch geprüft. Dent Lab 32, 995 (1984).
82. *Stark, H., Holste, T.:* Untersuchungen zur Verbundfestigkeit silikatisierter Metalloberflächen. Dtsch Zahnärztl Z 47, 624 (1992).
83. *Stark, H., Schrenker, H.:* Bewährung teleskopverankerter Prothesen - eine klinische Langzeitstudie. Dtsch Zahnärztl Z 53, 183 (1998).

-
84. *Stauch, K.-H., Stauch, J.-U.*: Erfahrungen mit der intermediären friktiven Galvano-Doppelkronentechnik. *Quintessenz Zahntech* 22, 955 (1996).
 85. *Stumpel, L.J., Quon, S.J.*: Adhesive abutment cylinder luting. *J Prosthet Dent* 69, 398 (1993).
 86. *Thomsen, P.*: Die Thomsen-bloc-Klebeverbindung. Welche Probleme löst das neue System? *Dent Lab* 32, 983 (1984).
 87. *Wall, G.*: Einstückgußprobleme bei teleskopierendem Zahnersatz. *Dent Lab* 44, 1407 (1996).
 88. *Walther, W., Heners, M.*: Transversalbügelfreie Gerüstkonstruktion und starre Abstützung – eine klinische Langzeitstudie. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 1127 (1988).
 89. *Walther, W., Heners, M.*: Transversalbügelfreie Gerüstkonstruktion. Eine klinische Langzeitstudie. *Dent Lab* 37, 169 (1989).
 90. *Walther, W., Heners, M., Surkau, P.*: Initialbefund und Tragedauer der transversalbügelfreien, gewebeintegrierten Konus-Konstruktion. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 780 (2000).
 91. *Weigl, P., Hauptmann, J., Lauer, H.-Ch.*: Vorteile und Wirkungsweise eines biokompatiblen neuen Halteelements: vollkeramische Primärkrone, kombiniert mit metallischer Sekundärkrone. *Quintessenz Zahntech* 22, 507 (1996).
 92. *Weigl, P.*: Vollkeramische Primärkronen im Teleskopsystem. In: *Heidemann, D.* (Hrsg.): *Deutscher Zahnärztekalendar 1999*, Hanser, München - Wien 1998, S. 51-76.
 93. *Weigl, P., Schlegel, A., Fichtner, G., Cacaci, C., Demal, G., Lauer, H.-Ch., Hermann, I.*: A new abutment and prosthetic procedure for telescope borne dentures supported by brånemark implants. *Proceedings 2nd World Congress of Osseointegration - Rome, 1996*.
 94. *Weller, R., Erdrich, A.*: Zukunft - Klebetechnik? Theoretische Grundlagen des Klebens. *Dent Lab* 42, 1461 (1994).
 95. *Weller, R., Eykmann, R.*: Neues Befestigungscomposite "Attachment bond" für die Fügetechnik. *Dent Lab* 42, 1617 (1994).
 96. *Wendler, T.*: Die Doppel-T-Klebeverbindung. Präzise - kostengünstig - reparaturfreundlich. *Dent Lab* 34, 1519 (1986).
 97. *Wenz, H.-J., Hertramp, K., Sonnenschein, A., Lehmann, K. M.*: Klinischer Langzeiterfolg bei doppelkronenverankerten Teilprothesen. Stellenwert der Doppelkrone mit Spielpassung. *Quintessenz* 53, 239 (2002).

98. *Wenz, H.-J., Lehmann, K. M., Gente, M., Hertrampf, K.*: Perioprothetische Rekonstruktion des teilbezahnten Kiefers mit doppelkronenverankerten Teilprothesen. *Quintessenz* 50, 359 (1999).
99. *Wirz, J., Schmidli, F.*: Kann die Flammensilanisierung ein Legierungsgefüge verändern? *Quintessenz* 40, 2093 (1989).
100. *Wirz, J., Schmidli, F., Jäger, K.*: Korrosionsresistenz von Lötstellen nichtedelmetallhaltiger Legierungen. *Quintessenz Zahntech* 17, 1140 (1991).
101. *Wirz, J., Müller, W., Schmidli, F.*: Neue Verfahren für den Kunststoff-Metall-Verbund. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102, 13 (1992).
102. *Wirz, J., Schmidli, F., Mignaval, A.*: Neue Kunststoff-Metall-Verbundsysteme und ihre legierungsabhängige Haftqualität. *Quintessenz* 47, 1231 (1996).
103. *Wismeyer, D., van Waas, M. A. J., Vermeeren J. I. J. F.*: Overdentures Supported by ITI Implants: S 6.5-Year Evaluation of Patient Satisfaction and Prosthetic Aftercare. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10, 744 (1995).
104. *Wittal, C. G.*: Konuskronenversorgung mit FRIALIT®-2 Implantaten. *Zahnärztl Prax* 1 und 2, 14 (1995).
105. *Wolter, S., Scheller, H.*: Festigkeit von Klebverbindungen zwischen gegossenen Edelmetallgerüsten und vorgefertigten Goldhülsen. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 563 (1999)

8 Anhang

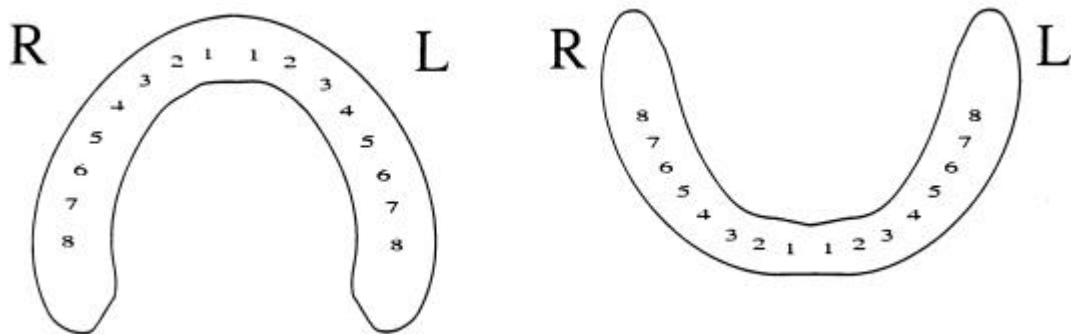
8.1 Erhebungsprotokoll

Patient

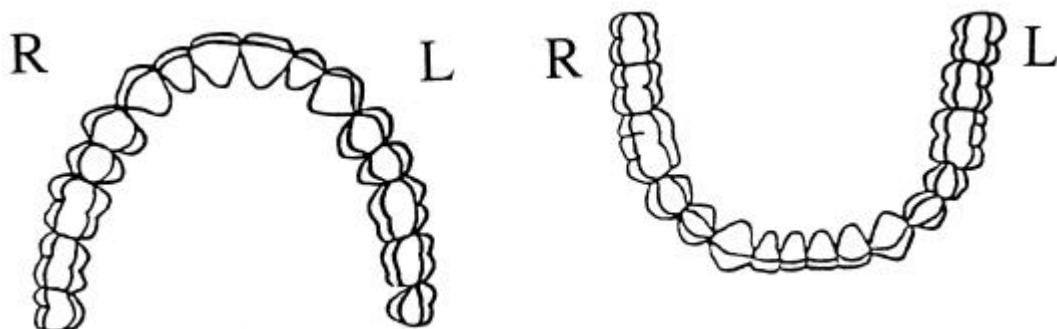
Behandler: Arzt / Student

1. Art der Pfeiler
 - 1 = Prothese auf Zähnen
 - 2 = Prothese auf Implantaten
 - 3 = Prothese auf Zähnen und Implantaten

2. Pfeilerverteilung und Gerüstdesign der verklebten Prothese



3. Gegenbezahnung



-
4. Datum der Planung ____·____·_____
5. Datum der Verklebung ____·____·_____
6. Art der Verklebung 1 = Matrize mit Gerüst
2 = Sekundärkrone mit Gerüst
7. Design der Fügestelle 1 = Geschiebeartig
2 = Galvano-Matrize total in Gerüst
3 = Galvano-Matrize partiell in Gerüst
8. Labor 1 = Zentrallabor Zahnklinik
2 = MODERNE PROTHETIK
3 = Labor KALBFLEISCH
4 = Labor MEYER-OSCHATZ
5 = Labor PRIMADENT
6 = andere _____
9. Werkstoffkombination 1 = Co-Cr-Mo
2 = Hochgoldhaltige Legierung _____
3 = Feingold
4 = Reintitan
5 = Methylmetacrylat
10. Vorbehandlung der
Oberflächen 1 = Silicoater
2 = Rocatec
3 = Kevloc
4 = keine Vorbehandlung
11. Art der Trockenlegung 1 = relativ mit Mull
2 = relativ mit Watterollen
3 = absolut mit Kofferdam
12. Verklebungskomposit 1 = Nimetic-grip
2 = Kevloc-Composite

Datum

Prüfarzt

8.3 Fragebogen

Patient

1. Kauen Sie gewöhnlich auf beiden Seiten? ja nein
2. Können Sie harte Speisen mit Ihren Frontzähnen abbeißen? ja nein
3. Sind einige Speisen nicht zu kauen und werden deshalb von Ihnen gemieden? ja nein
- Wenn ja, welche?
-
4. Knirschen Sie mit Ihren Zähnen? ja nein
5. Knirschen Sie nachts mit Ihren Zähnen? ja nein
6. Haben Sie Schmerzen im Gesicht oder an den Kiefergelenken,
- a) wenn Sie Ihren Mund weit öffnen? ja nein
- b) wenn Sie fest zusammenbeißen? ja nein
- c) wenn Sie kauen? ja nein

7. Haben Sie die Schmerzen aus Frage 6 schon einmal früher bemerkt? ja nein

Wenn ja, wann? _____

8. Haben Sie das Gefühl, dass Ihre Prothese manchmal schaukelt? ja nein

9. Können Sie Ihre Prothese problemlos einsetzen und wieder herausnehmen? ja nein

10. Hat Ihre Prothese schon einmal geklemmt? ja nein

11. Wie beurteilen Sie den Tragekomfort und Ihr Aussehen mit Ihrer Prothese?

12. Wie beurteilen Sie den Halt ihrer Prothese?

Datum

Prüfarzt

8.4 Nachuntersuchungsprotokoll für Misserfolge

Patient

1. Zeit unter Risiko _____Jahre _____Monate

2. Art des Misserfolges

- 1 = Risse im Prothesenkunststoff
- 2 = Abplatzung des Prothesenkunststoffs
- 3 = Auswaschung des Verlebungskomposits
- 4 = Mobilität zwischen den Prothesenkomponenten
- 5 = Totalfraktur der Klebestelle

3. Vermutete Ursache

- 1 = mangelhafte Kongruenz zwischen
Matrize und Patrize
- 2 = mangelhafte Vorbehandlung der Klebestellen
- 3 = mangelhafte Trockenlegung bei der Verklebung
- 4 = mangelhafte Verarbeitung des Klebekomposits
- 5 = mechanische Überbelastung
durch Klemmen der Prothese
- 6 = mechanische Überbelastung durch
Trauma
- 7 = sonstige _____
- 8 = keine Angaben

4. Fotodokumentation

Datum

Prüfarzt

Danksagung

Herzlichen Dank möchte ich Herrn Prof. Dr. H.-Ch. Lauer für die freundliche Überlassung des Themas und die damit verbundene Unterstützung aussprechen. Sein konstruktives Engagement war stets hilfreich bei der Durchführung dieser Dissertation.

Herrn Prof. Dr. D. Heidemann danke ich für die freundliche Übernahme des Korreferates.

Ganz besonders möchte ich mich bei Herrn Dr. P. Weigl bedanken. Seine stete Hilfsbereitschaft bei der Bewältigung von Problemstellungen sowie seine hervorragende Betreuung haben wesentlich zum Gelingen dieser Promotionsarbeit beigetragen.

Herrn Troltenier danke ich für seine Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Fragebögen.

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe – Universität in Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

Prospektive klinische Studie von intraoral gefügtem doppelkronengestützten Zahnersatz Methodik, Verlässlichkeit und klinische Auswirkungen der definitiven intraoralen Klebung

im Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum)

unter Leitung von Herrn Prof. Dr. H.-Ch. Lauer
und Betreuung durch Herrn Dr. P. Weigl

ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe an keiner in- und ausländischen Medizinischen Fakultät bzw. Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Frankfurt am Main, 25.10.2002

Eifelstraße 39 60529 Frankfurt

Steffani Janko

Geboren: 28.07.1969

in Frankfurt am Main

Ausbildung:

1975 – 1979	Grundschule in Niederdorfelden
1979 – 1981	Ernst-Reuter-Schule in Bad Vilbel
1981 – 1988	Georg-Büchner-Gymnasium in Bad Vilbel
	Abschluss: Abitur
1988 – 1989	Auszubildende Zahnarzthelferin
1989 – 1994	Studium der Zahnmedizin an der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt am Main
Juli 1994	Approbation zur Zahnärztin
Seit Oktober 1994	Assistenz Zahnärztin und wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Zentrums der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum) der Johann Wolfgang Goethe- Universität in Frankfurt am Main