

**Aus der  
Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
Tübingen**

**Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik  
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber**

**Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie  
Leiter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer**

**Klinische Verlaufsstudie zur Verbundfestigkeit von  
keramisch verblendeten  
TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard-Karls-Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von  
Beatrice Theresia Böhm, geb. Gatzemeier  
aus  
Nordhausen**

**2005**

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

2. Berichterstatter: Professor Dr. J. Setz

*Meinen Eltern gewidmet*



# Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung.....	1
1.1 Zielstellung.....	1
1.2 Literaturübersicht.....	4
1.2.1 Geschichte des Werkstoffes Titan.....	4
1.2.2 Materialeigenschaften von Titan und Titanlegierungen.....	5
1.2.3 Materialverarbeitung von Titan und Titanlegierungen.....	17
1.2.3.1 CAD/CAM-Technik und Gusstechnologie.....	17
1.2.3.2 Einbettmasse.....	19
1.2.3.3 Titangusssysteme.....	20
1.2.3.3.1 Arbeitsweise der Symbiocast.....	23
1.2.3.4 Fügetechniken.....	24
1.2.4 Die keramischen Massen für die Titanverblendung und ihre Eigenschaften.....	25
1.2.4.1 Materialeigenschaften.....	25
1.2.4.2 Struktur .....	28
1.2.4.3 Festigkeit und Hydrolysebeständigkeit .....	30
1.2.4.4 Titan-Keramik-Verbund.....	30
1.2.4.5 Ästhetik .....	34
1.2.5 Zusammensetzung und Eigenschaften der für die Studie verwendeten Keramik.....	34
2 Material und Methode.....	37
2.1 Auswahl und Beschreibung der Probanden.....	37
2.2 Voruntersuchungen.....	37
2.3 Restaurationen.....	39

2.4 Anfertigung des prothetischen Zahnersatzes.....	40
2.4.1 Präparation und Abformung.....	40
2.4.2 Kurzbeschreibung der zahntechnischen Arbeitsschritte.....	41
2.4.2.1 Modellherstellung.....	41
2.4.2.2 Vorbereitung der Sägestümpfe.....	42
2.4.2.3 Wachsmodellation der Kronen .....	42
2.4.2.4 Vorbereitung der Wachsmodellation zum Einbetten.....	43
2.4.2.5 Einbetten der Muffel.....	43
2.4.2.6 Vorwärmen der Muffel.....	43
2.4.2.7 Gießen.....	44
2.4.2.8 Ausbetten und Gerüstvorbereitung.....	45
2.4.2.9 Keramikverblendung des Metallgerüsts.....	46
2.4.3 Eingliederung.....	48
2.5 Nachuntersuchungen .....	53
2.5.1 Klinische Nachuntersuchungen.....	53
2.5.1.1 Beurteilung der Kronen und Brücken.....	53
2.5.1.2 Auswertung des Fragebogens.....	54
2.5.2 Die rasterelektronenmikroskopische Studie des defekten Zahnersatzes.....	54
2.5.3 Die rasterelektronenmikroskopische Studie der Testkronen.....	56
3 Ergebnisse.....	57
3.1 Zahntechnische Ergebnisse.....	57
3.2 Klinische Ergebnisse.....	59
3.2.1 Beurteilung der Kronen und Brücken.....	59
3.2.2 Auswertung des Fragebogens.....	66

3.3 Ergebnisse der REM-Untersuchung.....	67
3.3.1 Ergebnisse der REM-Untersuchung des defekten Zahnersatzes....	67
3.3.1.1 Krone 14, Prämolarenkrone:.....	67
3.3.1.2 Krone 16, Molarenkrone.....	69
3.3.1.3 Brückenglied 16, Seitenzahnbrücke 14-17.....	71
3.3.1.4 Brückenglied 14, Seitenzahnbrücke 14-17.....	72
3.3.2 Ergebnisse der REM-Untersuchung der Testkronen.....	74
4 Diskussion und Schlussfolgerungen.....	79
4.1 Zahntechnische Ergebnisse.....	79
4.2 Klinische Ergebnisse.....	81
4.3 Misserfolgsanalyse.....	84
4.4 Schlussfolgerungen.....	92
5 Zusammenfassung.....	95
6 Anhang.....	101
7 Literaturverzeichnis.....	109
8 Danksagung.....	119
9 Lebenslauf.....	121



# 1 Einleitung

## 1.1 Zielstellung

In der heutigen Zeit gewinnen Begriffe wie „biologisch“ oder „atoxisch“ in der Bevölkerung immer mehr an Bedeutung. Eine stetig wachsende Anzahl an Allergikern zwingt uns in der Medizin bzw. Zahnmedizin Materialien zu verwenden, die vom Organismus als hoch biokompatibel akzeptiert werden.

Als eines der biokompatibelsten Metalle wird Titan sowohl in der orthopädischen und zahnmedizinischen Implantologie als auch in der zahnärztlichen Prothetik erfolgreich angewandt. Auch aufgrund seiner positiven physikalischen Eigenschaften und guten chemischen Beständigkeit ist Titan sowohl aus der Industrie als auch aus den verschiedenen Bereichen der Medizin nicht mehr wegzudenken. Industrielle Anwendung findet das Metall schon seit den 50er Jahren, vor allem in der Luft- und Raumfahrt, im Schiffsbau, Kraftwerk- und Maschinenbau, in der Schmuck-, optischen und Sportgeräteindustrie [99].

In der Zahnmedizin wird Titan in der Implantologie seit mehr als dreißig Jahren verarbeitet. In der zweiten Hälfte der 80er Jahre begann man auch, es in der Kronen- und Brückenprothetik einzusetzen, so dass es heute möglich ist, die Rekonstruktion von der Wurzel bis zur Krone in einem Material zu fertigen. Blickt man auf die Anfänge der Titanverarbeitung in der Zahnmedizin zurück, gab es zunächst sehr kontroverse Diskussionen. Sowohl gießtechnische Schwierigkeiten als auch Probleme bei der keramischen Verblendung standen den vorteilhaften Materialeigenschaften des Titans gegenüber. Inzwischen konnten die genannten Schwierigkeiten weitgehend überwunden werden, so dass das Titan einen festen Stellenwert in der zahnärztlichen Prothetik hat.

Allerdings sind dem Reintitan besonders bei hoch beanspruchten Brücken- und Prothesenkonstruktionen Grenzen gesetzt. Titanlegierungen haben günstigere mechanische Eigenschaften hinsichtlich Dehngrenzen, Zugfestigkeit und Dauerfestigkeit [24, 48, 52]. Hinreichend bekannt ist dies in der Industrie, wo schon seit langem das Titan in seiner legierten Form verwendet wird. Auch in der

Orthopädie und im dentalen Anwendungsbereich finden Titanlegierungen zunehmend Berücksichtigung. So werden Wurzelstifte, Drähte für festsitzende kieferorthopädische Apparaturen, orthopädische (z. B. künstliche Hüftgelenke) und zahnärztliche Implantate als konfektionierte Fertigteile erfolgreich eingesetzt [30, 106].

Hauptvertreter der in der Medizin bzw. Zahnmedizin verwendeten Titanlegierungen war das TiAl6V4. Vanadium wird jedoch als Biomaterial kritisch bewertet. Aus diesem Grund wurde das Vanadium durch Niob ersetzt. Die neu entwickelte TiAl6Nb7-Legierung besitzt sowohl die gleichen günstigen mechanischen Eigenschaften wie das TiAl6V4 als auch eine ausgezeichnete Biokompatibilität [17].

Nachdem sichere gießtechnische Voraussetzungen geschaffen wurden, – Titanlegierungen haben eine höhere Viskosität als Reintitan – erschließen sich auf den Gebieten der Einstück-Gussprothese, Implantatsuprakonstruktionen, Kronen- und Brückenprothetik weite Felder neuer Möglichkeiten [106].

Auf der Grundlage dieser Publikationen stellt sich die Frage, inwieweit die in der Zahnmedizin favorisierte TiAl6Nb7-Legierung für den Bereich der festsitzenden Prothetik, insbesondere für keramisch verblendete Kronen und Brücken, eingesetzt werden kann.

**Ziel dieser Arbeit** war es, die klinische Bewährung von Titanlegierung und Keramik an keramisch verblendeten Kronen und Brücken nach einer Tragedauer von 3, 6 und 12 Monaten zu untersuchen. 24 Probanden, alle Patienten einer Zahnarztpraxis, bei denen die Notwendigkeit einer prothetischen Versorgung bestand, waren bereit, an der Studie teilzunehmen. Ihnen wurde festsitzender keramisch verblendeter Zahnersatz aus der TiAl6Nb7-Legierung eingegliedert. Der Einsatz beschränkte sich auf Einzelkronen und Brücken (maximal 6-gliedrig) im Front- und Seitenzahnbereich. Kombiniert-festsitzender Zahnersatz wurde in der Studie nicht berücksichtigt. Alle Restaurationen wurden ausschließlich von titanerfahrenen Zahntechnikermeistern eines einzigen Labors (Zahntechnik Walsdorff GmbH, Sindelfingen) angefertigt. Sämtliche vorberei-

tenden Maßnahmen, sowie die Präparation, Abformung, Eingliederung und Nachkontrollen wurden ausschließlich von mir selbst durchgeführt. Die gusstechnische Umsetzung erfolgte mit der Vakuum-Druckgussanlage Symbiocast (Firma GIRRBAch Dental GmbH, Pforzheim). Sowohl die Gießanlage als auch die für die Studie notwendigen Materialien (TiAl6Nb7-Legierung Girotan L, Einbettmasse Girovest TC, GC Initial Ti Titankeramik – von der Firma Klema entwickelt), wurden uns von der Firma GIRRBAch Dental GmbH, Pforzheim zur Verfügung gestellt.

Im Vorfeld der Untersuchungen wurde von jedem Patienten ein Zahnstatus erhoben. Außerdem mussten alle Studienteilnehmer einen Anamnesebogen ausfüllen, um Fehleinschätzungen bei der Auswertung der Untersuchungsergebnisse auszuschließen. Die Herstellung der Einzelkronen und Brücken erfolgte nach allgemeinen prothetischen und zahntechnischen Richtlinien. Nach zufriedenstellender Passgenauigkeit und Ästhetik wurden die prothetischen Restaurationen eingegliedert. Noch am Eingliederungstag wurde die Lage des Kronenrandes bestimmt, um später Rückschlüsse auf eventuelle Gingivarezessionen ziehen zu können. Nach drei, sechs und zwölf Monaten erfolgten klinische Nachkontrollen, wobei sich das Hauptaugenmerk auf Defekte in der Keramik (Abplatzungen und Risse) richtete, aber auch Kriterien wie Karies im Kronenrandbereich, Entzündungen im Umgebungsbereich des Zahnersatzes und Gingivaretraktionen bzw. Gingivahypertrophien nicht außer Acht gelassen wurden. Farb- und Oberflächenveränderungen der Keramik, soweit mit bloßem Auge erkennbar, wurden ebenfalls dokumentiert. Die subjektive Beurteilung erfolgte mittels Fragebogen durch die Studienteilnehmer. Von Interesse waren Fragen zur Ästhetik, Funktionalität, Tragekomfort und allergischen Reaktionen. Wurden Defekte in der Keramikverblendung oder am Metallgerüst festgestellt, erfolgte, wenn keine zusätzlichen Schäden beim Entfernen der Restaurationen entstanden, eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung, um nach möglichen Ursachen zu forschen.

## 1.2 Literaturübersicht

### 1.2.1 Geschichte des Werkstoffes Titan

Titan ist ein noch junger Werkstoff. 1795 fand der deutsche Chemiker Martin Klaproth in eisenhaltigem Rutil aus Ungarn ein bis dahin unbekanntes Metall. Er bestätigte damit die 1791 angestellten Vermutungen des Hobbychemikers und Landgeistlichen William Gregor, der titanhaltigen Eisensand in einem Tal des Manaccan in Cornwall entdeckte. Klaproth benannte das Metall nach den Titanen, den Söhnen der Urmutter Erde Gaia [68, 97, 111].

Mit einem Massenprozentanteil von 0,6 % der Erdkruste gehört Titan zusammen mit Aluminium, Eisen und Magnesium zu den am häufigsten vorkommenden Metallen [50, 111].

Die wichtigsten Titanmineralien sind Rutil ( $\text{TiO}_2$ ), Ilmenit ( $\text{FeTiO}_3$ ), Anatas ( $\text{TiO}_2$ ) und Sphen ( $\text{CaTiSiO}_5$ ), wobei das Rutil als reines Titandioxid der wertvollste Ausgangsstoff für die Titangewinnung ist. Abbauwürdige Lagerstätten findet man in Kanada, den USA, Norwegen, Indien und Russland [68, 69, 86].

Da Titan eine hohe Affinität zu Sauerstoff und Stickstoff besitzt, gelang es erst 1938 dem amerikanischen Chemiker Kroll, Titan technischer Reinheit herzustellen und damit den Grundstein für den industriellen Einsatz Anfang der 50er Jahre zu legen. Bei dem nach ihm benannten Verfahren (Kroll-Verfahren) wird mineralisches Titandioxid zunächst chloriert und anschließend mit flüssigem Magnesium reduziert [17, 50, 86, 111]. Das Endprodukt ist ein Titanschwamm, der jedoch aufgrund seiner starken Verunreinigung nicht zu verwenden ist. Deshalb wurde das Kroll-Verfahren durch metallurgische Aufbereitung des Titanschwammes durch Wartman ergänzt [68].

Mittlerweile lassen sich Titan und seine Legierungen sowohl aus weiten Teilen der Technik als auch der Medizin und Zahnmedizin nicht mehr wegdenken.

Die ersten dentalen Güsse wurden Anfang der 70er Jahre in den USA durchgeführt, zahlreiche Studien in Japan, Europa und den USA folgten [46]. Gieß-

technische Schwierigkeiten konnten jedoch erst später weitgehend überwunden werden, so dass es seit Ende der 80er Jahre möglich ist, Titan technischer Reinheit für gegossene zahnärztliche Restaurationen zu nutzen.

Heutzutage ist man in der Lage, auch Titanlegierungen zu vergießen. Da sie den Reintitanqualitäten mechanisch deutlich überlegen sind, erschließen sich auf dem Gebiet der zahnärztlichen Prothetik weite Felder neuer Möglichkeiten [106].

## 1.2.2 Materialeigenschaften von Titan und Titanlegierungen

Titan ist ein Grundelement. Es steht mit der Ordnungszahl 22 im Periodensystem der Elemente in der 4. Nebengruppe und stellt ein unedles Metall dar (Abb. 1). Titan besitzt ein Atomgewicht von 47,88. Aufgrund seines spezifischen Gewichtes von 4,5 g/cm<sup>3</sup> rechnet man es zu den Leichtmetallen. Es ist zirka 4 mal leichter als Gold (19,3 g/cm<sup>3</sup>) [44, 75, 86]. Die Wärmeleitfähigkeit des Titans ist niedrig, wodurch nur geringe thermische Irritationen verursacht werden [17]. Sie liegt im Vergleich zu herkömmlichen Edelmetalllegierungen bedeutend näher an der des Schmelzes eines intakten Zahnes. Die Wärmedämpfung bei thermischen Einflüssen und das geringe spezifische Gewicht werden vom Patienten als angenehm empfunden und bieten daher einen hohen Tragekomfort [60, 83].

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
I	II	IIIb	IVb	Vb	VIb	VIIb	VIIIb		Ib	IIb	III	IV	V	VI	VII	VIII	
H																	He
Li	Be											B	C	N	O	F	Ne
Na	Mg											Al	Si	P	S	Cl	Ar
K	Ca	Sc	Ti	V	Cr	Mn	Fe	Co	Ni	Cu	Zn	Ga	Ge	As	Se	Br	Kr
Rb	Sr	Y	Zr	Nb	Mo	Tc	Ru	Rh	Pd	Ag	Cd	In	Sn	Sb	Te	I	Xc
Cs	Ba	La-Lu	Hf	Ta	W	Re	Os	Ir	Pt	Au	Hg	Tl	Pb	Bi	Po	At	Rn
Fr	Ra	Ac-Lr	Rf	Db	Sg	Bh	Hs	Mt	Ds								

Abb. 1 Periodensystem der Elemente [24]

Edle Dentallegierungen bestehen hauptsächlich aus Pt, Pd und den Elementen der Nebengruppe Ib (gelb). Edelmetallfreie Dentallegierungen sind aus Cr, Co, Mo und Ni zusammengesetzt (blau). Die Elemente der 4. und 5. Nebengruppe beschreiben relativ neue Materialien, welche erstmalig in der Mitte des 20. Jahrhunderts industriell hergestellt wurden (grün) [24].

Ein weiterer Vorteil des Titans ist seine relative Röntgenstrahlendurchlässigkeit, welche es gestattet, Passungstoleranzen, Materialfehler (z. B. Lunker im Guss), sowie in beschränktem Umfang kariöse Läsionen festzustellen (Abb. 2) [22, 44].



**Abb. 2** Röntgenbild TiAl6Nb7-Brücke

Die physikalisch-chemischen Eigenschaften sind in Tabelle 1 zusammengestellt.

Atomgewicht	47,8
Ordnungszahl im Periodensystem	22
Zusammensetzung technisch reines Titan (cp Ti)	99,5-99,7 %
Dichte	4,5 g/cm <sup>3</sup>
Elastizitätsmodul	90-100 GPa
0,2%-Dehngrenze	330 MPa
Gitterumwandlung $\alpha$ -/ $\beta$ -Ti	882 °C
Schmelzpunkt	1668 °C
Siedepunkt	3260 °C
Elektrischer Widerstand	47-55 $\mu\Omega$ cm
Thermischer Ausdehnungskoeffizient	$9,6 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Wärmeleitfähigkeit	21,4 W m <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup>

**Tabelle 1** Physikalisch-chemische Eigenschaften von Titan

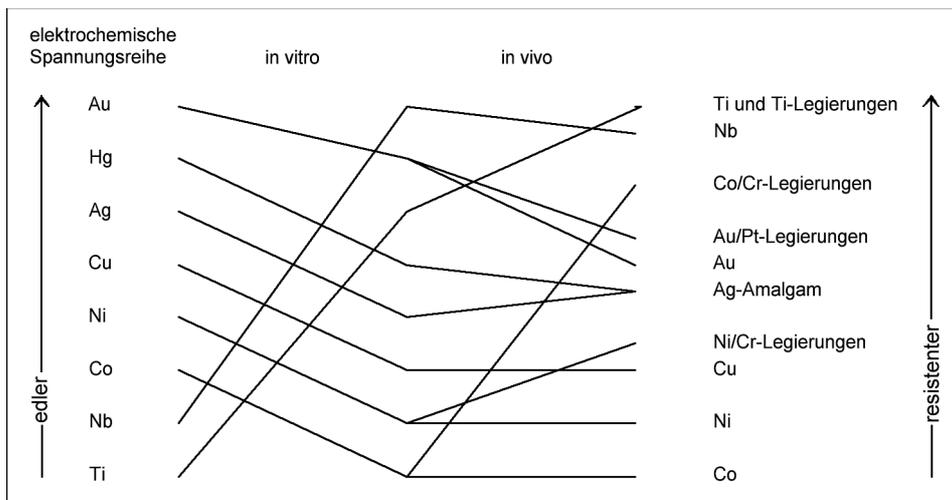
Die Kristallografie des Titans wird durch eine allotrope Gitterumwandlung bestimmt, welche bei einer Temperatur von 882 °C eintritt. Reintitan besitzt generell die  $\alpha$ -Struktur, d. h. unterhalb dieser Temperatur liegt die hexagonale  $\alpha$ -Phase und oberhalb die kubisch raumzentrierte  $\beta$ -Phase vor [43, 62, 83]. Bedingt durch die Phasenumwandlung nimmt die Gasabsorption stark zu und es kommt zu einer Einlagerung von Sauerstoff und Stickstoff, welche mit einer starken Versprödung des Werkstoffes einhergeht [64]. Da die Phasenänderung des Titans auch mit einer Dimensionsveränderung verbunden ist, wurden für die Verblendung von Titangerüsten spezielle niedrigschmelzende Keramiken entwickelt, die eine Brenntemperatur unterhalb von 850 °C haben. Dadurch konnte ein spannungsfreies Aufsintern ermöglicht werden [92].

Durch das Vorhandensein der zwei Gittermodifikationen des Titans mit ihren Auswirkungen auf die Materialeigenschaften ist die Schaffung unterschiedlicher Titanwerkstoffe durch Legierungsbildung möglich. Nach ihrem Einfluss auf die Umwandlungstemperatur teilt man die Legierungselemente des Titans in drei Gruppen ein: neutrale,  $\alpha$ -stabilisierende und  $\beta$ -stabilisierende Elemente. Neutrale Elemente sind Zinn und Zink. Zu den  $\alpha$ -stabilisierenden Elementen zählen: Aluminium sowie die interstitiell gelösten Elemente Sauerstoff, Stickstoff und Kohlenstoff. Die hauptsächlichen  $\beta$ -Stabilisatoren sind Molybdän, Vanadium,

Tantal, Eisen und Niob [50, 52, 68, 71]. Titanlegierungen sind ( $\alpha$  und  $\beta$ ) Mischkristalllegierungen. Bei Raumtemperatur können  $\beta$ -Volumenanteile von 5-40 % enthalten sein [24, 52].

Titan zeichnet sich durch eine hohe Biokompatibilität und Korrosionsstabilität aus [104]. Obwohl man annehmen müsste, dass Titan aufgrund seines hohen negativen Normpotentials ( $E_0$  -1,75V) stark korrodiert, besitzt es eine sehr gute Korrosionsbeständigkeit [69, 71]. Verantwortlich dafür ist die Bildung einer dünnen, außerordentlich stabilen und dichten Oxidschicht ( $\text{TiO}_2$ ) auf der Metalloberfläche, welche von allen Elementen, die im Periodensystem in der 4. und 5. Nebengruppe eingeordnet sind, mit Ausnahme von Vanadium, gebildet wird (siehe Abb. 1) [24]. Man bezeichnet sie auch als Refraktärelemente [97]. Aufgrund der hohen Affinität des Titans zu Sauerstoff bildet sich diese Passivschicht schon an Luft und bei Raumtemperatur [71, 99]. Nach 2 Stunden entsteht bei Raumtemperatur ein etwa 17 Å dicker Oxidfilm, der sich in etwa 40 Tagen verdoppelt [44]. Die Schutzschicht ist sehr resistent gegenüber elektrochemischen Angriffen [46]. Untersuchungen von LENZ et al. haben gezeigt, dass auch unter den aggressiven Spaltkorrosionsbedingungen (0,9 % NaCl, pH=1) in einem Potentialbereich bis 1,5 V keine elektrochemische Auflösung nachweisbar ist [53]. Bei mechanischer Zerstörung der Passivschicht, z. B. beim Kauen, wird sie innerhalb weniger Millisekunden wieder erneuert, was als Repassivierung bezeichnet wird [17].

Es hat sich gezeigt, dass die allergische bzw. toxische Wirkung von Dentalmetallen nur dann auftreten kann, wenn sich einzelne Bestandteile aus dem Metallverbund lösen. Da die Hauptursache für eine derartige Oberflächendestruktion korrosive Vorgänge sind und Titan bewiesenermaßen sehr korrosionsbeständig ist, wird es vom Organismus als hoch biokompatibles, nichttoxisches und antiallergisches Metall akzeptiert [44, 105] (Abb. 3).



**Abb. 3** Beständigkeitsreihen nach WIRZ 1994 (modifiziert von MALEVICS 1999) (siehe auch Abb. 1) [62, 103]

Die Passivschicht des Titans kann jedoch durch Fluoride zerstört werden [49]. NAKAGAWA et al. fanden Korrosionserscheinungen sowohl bei Reintitan als auch bei den Titanlegierungen TiAl6V4 und TiAl6Nb7 bereits bei Fluoridkonzentrationen um 1000 ppm, welche gewöhnlich in vielen Zahncremes verwendet werden [63]. Untersuchungen von WIKIDAL et al. führten lediglich bei unverdünnter Applikation von hochkonzentrierten Fluoridgele mit niedrigem pH-Wert auf Titan zu einer stark erhöhten Oberflächenrauigkeit aufgrund von Korrosion. Unverdünnte Zahncremes hatten keine Oberflächenveränderungen des Titans zur Folge [102]. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch LENZ und STRIETZEL [49, 93]. Prophylaxepreparate mit hohen Fluoridkonzentrationen sollten daher nicht bei Patienten, die Zahnersatz oder Implantate aus Titan oder deren Legierungen tragen, zur Anwendung kommen.

Die hohe Reaktionsfreudigkeit, hinsichtlich der biologischen Eigenschaften wünschenswert, führt jedoch bei hohen Temperaturen – Titan hat einen Schmelzpunkt von 1668 °C – zu erheblichen gießtechnischen Schwierigkeiten. Beim Formgeben durch Schmelzen und Gießen des Titans findet eine Grenzflächenreaktion zwischen dem schmelzflüssigen Metall und der Einbettmasse, sowie der Restgasatmosphäre statt. Es entsteht an der Gussobjektoberfläche eine Reaktionszone, die  $\alpha$ -Struktur besitzt, und daher als  $\alpha$ -case bezeichnet

wird. Physikalisch zeichnet sie sich durch eine größere Härte und geringere Duktilität aus. Häufig sind festigkeitsmindernde Mikrorisse nachweisbar. Da die positiven Eigenschaften des Titans durch die chemisch verunreinigte Oberfläche überdeckt werden und es außerdem bei keramisch verblendeten Restaurationen zu einer Schwächung des Titan-Keramik-Verbundes kommt, muss diese  $\alpha$ -case Schicht unbedingt entfernt werden [51, 99].

Die Frage, ob Titanoberflächen eine spezielle Affinität zur Plaquehaftung haben, wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Untersuchungen von GRIMM et al. zeigen eine erhöhte Plaqueakkumulation auf gegossenem Titan im Vergleich zu gefrästem nach 6, 12 und 24 Stunden. Ursächlich dafür verantwortlich gemacht wurden inhibitorisch wirkende  $\text{CH}_2$ -Gruppen. Diese waren der äußeren Schicht aufgelagert und auf gegossenen Ti-Oberflächen nicht zu identifizieren [23]. MALEVICS beschreibt eine signifikant geringere Besiedlung des gegossenen Titans zu Beginn ihrer Untersuchung, welche sich im weiteren Verlauf der des natürlichen Zahnes annähert [62]. Ein Vergleich der vielen in der Literatur beschriebenen Untersuchungen wird allerdings dadurch erschwert, dass die Plaqueadhäsion eine Erscheinung ist, die durch viele Faktoren beeinflusst wird. Hauptursachen für eine verstärkte Plaquebelagbildung sind möglicherweise eine schlechte Oberflächenpolitur sowie ein Aufräumen des Titans durch mechanische Beanspruchung oder seine chemische Anfälligkeit gegenüber hochkonzentrierten Fluoridgelen [17]. Es ist anzunehmen, dass Titanlegierungen aufgrund ihrer besseren Polierbarkeit und ihres höheren Abnutzungswiderstandes Vorteile gegenüber Reintitan bieten.

Aufgrund der hohen Affinität zu Fremdgasen ist ein absolut reines Titan technisch nicht herstellbar [44]. Deshalb wird cp-Titan in 4 Grade eingeteilt, das bedeutet: mit steigender Gradzahl nimmt der Gehalt der Legierungsbestandteile Sauerstoff und Eisen zu. Gleichzeitig wird eine Erhöhung der Bruchfestigkeit und Dehngrenze sowie eine Abnahme der Bruchdehnung verzeichnet [83]. In der Zahnmedizin werden zumeist Gussplättchen nach Grad 1 verwendet, da während der Schmelzphase in Spuren restliche Luft- und Einbettmassebestandteile aufgenommen und im Ergebnis mechanische Kennwerte er-

reicht werden, die cp-Titan mit dem Grad 2-4 entsprechen [17, 52]. Aber selbst bei Reintitan Grad 4 beträgt die Zugfestigkeit weniger als 650 MPa, was für eine breite Anwendung in der Zahnmedizin nicht ausreicht, insbesondere für weitspännige Brücken im Seitenzahnbereich oder für abnehmbare Teilprothesen [24] (siehe Tabelle 2).

Titan		Chemische Zusammensetzung [Massen-%]					Zugfestigkeit [MPa]	Bruchdehnung [%]	Härte [HV 0,1]
Kurzzeichen, Grad	Werkstoff- Nr.	Fe	C	N	O	H			
Ti1	3.7025	0,20	0,08	0,05	0,12	0,013	350	45	120
Ti2	3.7035	0,25	0,08	0,05	0,18	0,013	470	35	150
Ti3	3.7055	0,30	0,10	0,05	0,25	0,013	560	25	170
Ti4	3.7065	0,35	0,10	0,05	0,35	0,013	640	25	200

**Tabelle 2** Einteilung der Titantypen nach DIN 17851 [17]

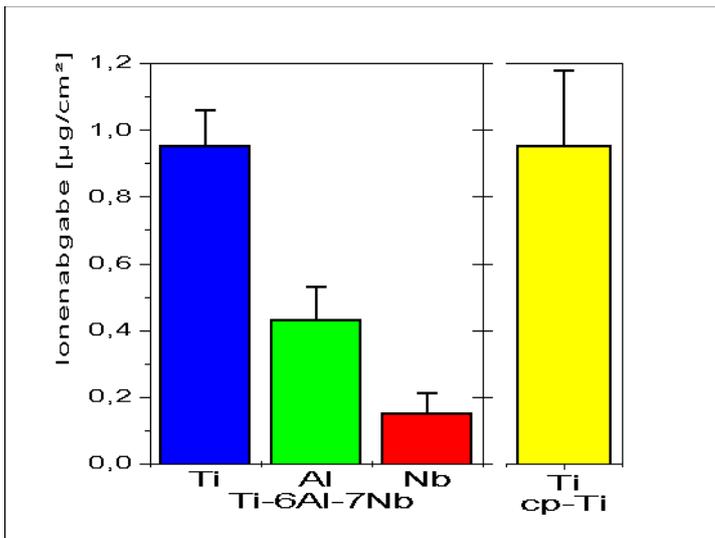
Aber nicht nur die niedrige mechanische Festigkeit (insbesondere Dauerfestigkeit), sondern auch der geringe Abnutzungswiderstand und die schlechte Polierbarkeit des Reintitans führten dazu, dass der Einsatz von Titanlegierungen in der restaurativen Zahnheilkunde absehbar war. Titanlegierungen besitzen sehr gute Festigkeitseigenschaften und eine gute Duktilität. Der häufigste Vertreter ist das TiAl6V4. Es wird hauptsächlich in der Luft- und Raumfahrtindustrie, im Fahrzeugbau und in der Sportgeräteherstellung eingesetzt [25, 32, 46, 52, 69, 106].

Trotz der vorteilhaften mechanischen Eigenschaften wird TiAl6V4 als Biomaterial kritisch bewertet. Das zytotoxische Vanadium zeigt im Immersionstest eine deutlich höhere Löslichkeit als Titan [24]. In der Literatur besteht jedoch keine einhellige Meinung darüber, ob nur das reine Element Vanadium zytotoxisch wirkt oder auch die TiAl6V4-Legierung. Vergleichende Korrosionsuntersuchungen von KOBAYASHI et al. und HAMANAKA ergaben, dass sich aus der Legierung TiAl6V4 deutlich mehr Titanionen lösten als bei Reintitan [24, 39]. WOLF et al. berichten von einer gleich guten Korrosionsbeständigkeit [106].

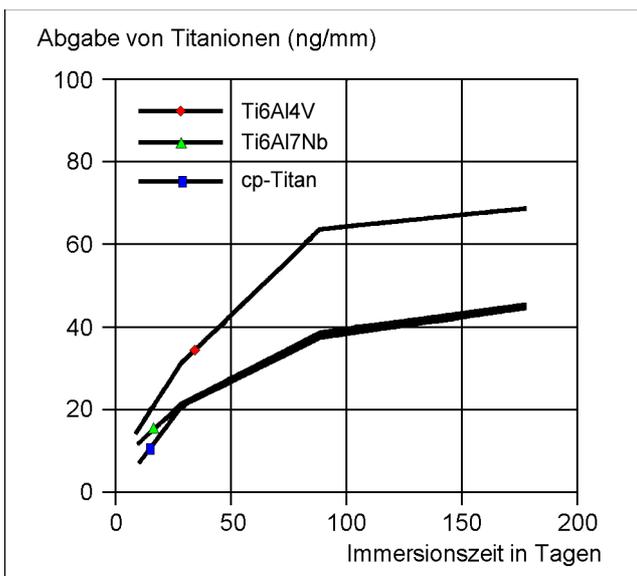
Um weitere Diskussionen zu umgehen, wurde Vanadium in gleichem Atomprozentanteil durch Niob ersetzt. Es steht im Periodensystem der Elemente in der gleichen Gruppe 5a wie Vanadium (siehe Abb. 1). Die neu entwickelte TiAl6Nb7-Legierung besitzt eine ausgezeichnete Korrosionsbeständigkeit und Biokompatibilität [48, 52, 106]. Korrosionsprüfungen nach ISO 10271 und Zytotoxizitätstests nach ISO 10993-5 belegen dies [17, 109, 110]. Auch die von KOBAYASHI et al. und HAMANAKA durchgeführten Langzeitimmersionstests zeigten, dass die TiAl6Nb7-Legierung genauso korrosionsstabil ist wie Reintitan [24, 36] (Tabelle 3, Abb. 4 und 5) .

Element	Grenzgehalte % (m/m)
Aluminium	5,5 bis 6,5
Niob	6,5 bis 7,5
Tantal	max. 0,50
Eisen	max. 0,25
Sauerstoff	max. 0,20
Kohlenstoff	max. 0,08
Stickstoff	max. 0,50
Wasserstoff	max. 0,009
Titan	Rest

**Tabelle 3** Chemische Zusammensetzung von TiAl6Nb7 nach DIN ISO 5832-11 [12]



**Abb. 4** Korrosionsverhalten von Titan nach ISO 10271 [17]



**Abb. 5** Abgabe von Titanionen beim Immersionstest in Milchsäure (37 °C) in Abhängigkeit von der Zeit der Lagerung [24, 52]

Es sei an dieser Stelle erwähnt, dass sowohl die TiAl5Fe2,5 Legierung als auch die in der japanischen Literatur beschriebenen Legierungen TiAl5Ta13 und TiNb29Ta13Zr4,6 eine hohe Biokompatibilität besitzen, jedoch TiAl5Fe2,5 derzeit noch kein befriedigendes Ausfließverhalten beim Guss zeigt [106] und

TiAl5Ta13, sowie TiNb29Ta13Zr4,6 den anderen Titanlegierungen hinsichtlich der Festigkeitseigenschaften unterlegen sind [25, 108].

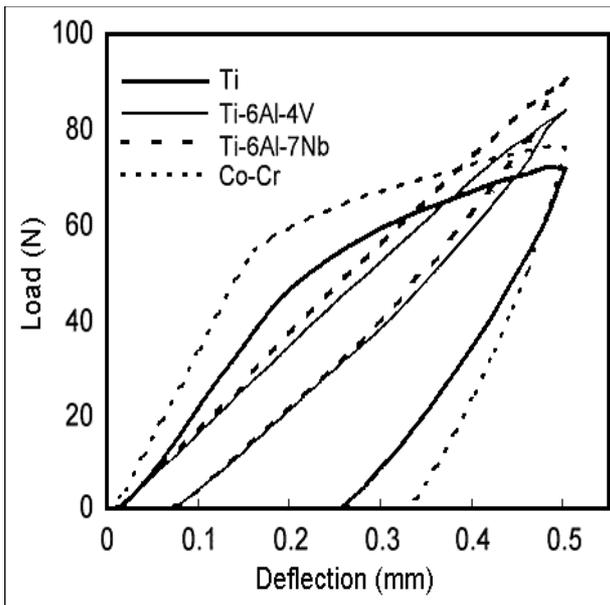
Die werkstoffkundlichen Prüfungen der mechanischen Eigenschaften zeigten, dass die Zugfestigkeit von TiAl6Nb7 im Gusszustand zwar mit 933 MPa etwas geringer ist als bei TiAl6V4, aber im Vergleich zu cp-Titan werden deutlich höhere Werte erreicht [33]. Die 0,2%-Dehngrenze von TiAl6Nb7 liegt Messungen von WOLF et al. zufolge sogar noch über der Dehngrenze von TiAl6V4 und ist doppelt so hoch wie die von Reintitan [106] (Tabelle 4).

Werkstoff	Härte [HV 10]	E-modul [GPa]	0,2%-Dehngrenze [MPa]	Bruchdehnung [%]	Zugfestigkeit [MPa]
cp-Ti Grad 1	120	90-100	420	15	>240
TiAl6V4	300-400	110	840	8	900-1200
TiAl6Nb7	300	112	880	7	900-1000

**Tabelle 4** Mechanische Eigenschaften von gegossenen Titanlegierungen im Vergleich zu cp-Titan Grad 1 (modifiziert nach LENZ et al. und WOLF et al.) [52, 106]

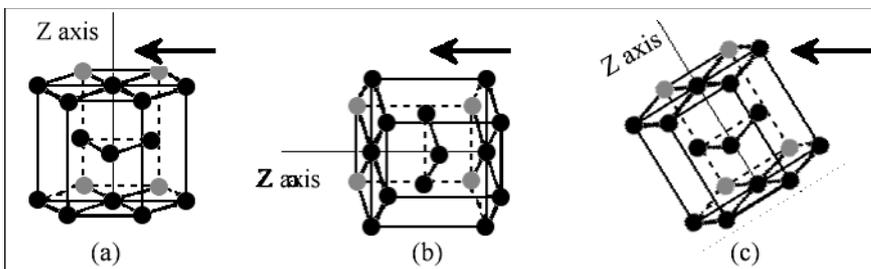
Die elastischen Eigenschaften von Dentallegierungen und cp-Titan, besonders für klammerverankerte Modellgussprothesen von Bedeutung, wurden von SARINNAPHAKORN et al. an runden und halbrunden gegossenen Klammerelementen untersucht. Die Legierung TiAl6Nb7 zeigte eine gering bleibende Verformung nachdem sie wieder entlastet wurde, d. h. sie hatte eine gute elastische Rückstellung, während Co-Cr und cp-Titan eine große bleibende Verformung aufwiesen [83] (Abb. 6). Auch LENZ et al. konnten bei der TiAl6Nb7-Legierung eine hohe elastische Verformbarkeit bei ausreichendem Verformungswiderstand feststellen [52].

Hinsichtlich der Federkraft gegossener Klammern zeigt TiAl6Nb7 bei fehlerfreien Güssen keine Ermüdung, was Untersuchungen von PALANUWECH belegen [67].

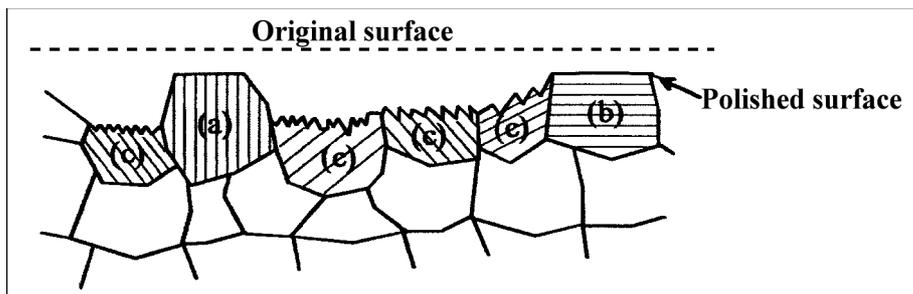


**Abb. 6** Belastungs-Verformungs-Diagramme von gegossenen Titanlegierungen im Vergleich zu Reintitan und Co-Cr [82]

Ein anderer Gesichtspunkt der Titanlegierungen ist ihre bessere Polierbarkeit und ihr höherer Abnutzungswiderstand im Vergleich zu Titan technischer Reinheit. Wie aus Abb. 7 hervorgeht, zeigt reines Titan in der hexagonalen Struktur in Abhängigkeit von der kristallinen Ausrichtung eine starke Anisotropie bezüglich der mechanischen Eigenschaften, woraus resultiert, dass die hexagonalen Ebenen z.T. schwach und leicht „abzuschälen“ (c) und z.T. auch widerstandsfähig gegen Scherkräfte (a und b) sind. Bei der Politur entstehen durch herkömmliche Techniken bemerkenswerte Unregelmäßigkeiten (Abb. 8).



**Abb. 7** Schematische Darstellung der Beziehung zwischen der kristallinen Ausrichtung und der Scherkraft [24]

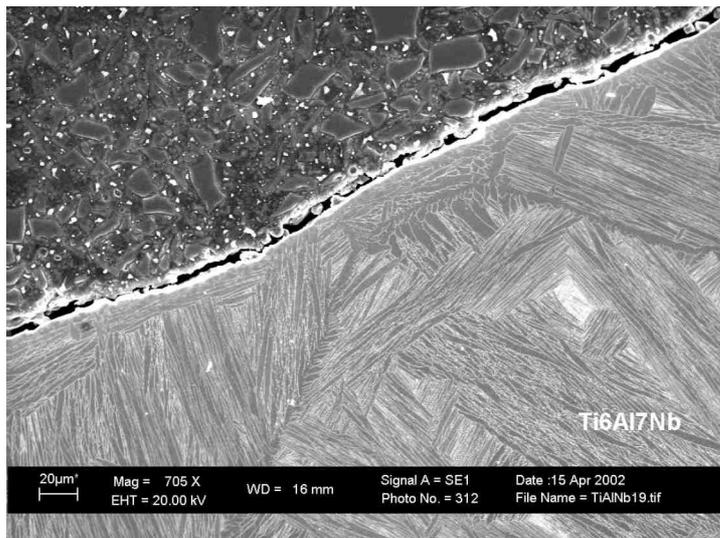


**Abb. 8** Schematische Darstellung des Querschnitts vertikal zur Oberfläche [24]

Im Fall von Titanlegierungen wird die Bindungskraft zwischen den Atomen durch zusätzliche Elemente verstärkt und die Anisotropie nimmt ab. Der Abnutzungswiderstand ist deutlich höher als bei reinem Titan und eine brillante Oberfläche kann ganz einfach durch herkömmliche Poliertechniken erreicht werden [24]. Untersuchungen von IJIMA et al. bestätigen das [32]. LEHMANN berichtet in seiner Publikation von einer sehr glatten Oberfläche der TiAl6Nb7-Legierung, die eher der von NEM oder industriegefertigten Implantatabutments ähnlich sieht als der von Titan [48]. Ähnliche Aussagen trafen auch KOISHI et al. [40].

Obwohl die Schmelze von Titanlegierungen aufgrund der verhältnismäßig hohen Dichteunterschiede der einzelnen Legierungselemente eine höhere Viskosität aufweist, konnten sowohl mit modernen Vakuum-Druckgussanlagen als auch im Schleuderguss eine einwandfreie Vergießbarkeit und ein sehr gutes Formfüllungsvermögen von TiAl6Nb7 durch den Ausfließtest nach MEYER et al. nachgewiesen werden [40, 52, 106]. Bei den Vakuum-Druckgussanlagen scheinen kleinvolumige gasdichte Einkammergießanlagen, die einen kurzen Gießweg haben, von Vorteil zu sein [17] (ausführliche Darstellungen im Kapitel 1.2.3).

Rasterelektronenmikroskopisch zeigen Güsse aus TiAl6Nb7 ein homogenes lamelläres Gefüge, was zur Peripherie hin immer feiner wird [17, 52] (Abb. 9).



**Abb. 9** REM-Bild TiAl6Nb7 [17]

Aus all diesen Erkenntnissen resultierend steht mit TiAl6Nb7 nicht nur eine Legierung zur Verfügung, die frei von biologisch kritischen Bestandteilen, sondern auch hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften dem TiAl6V4 ebenbürtig und dem cp-Titan deutlich überlegen ist. Sie wird von verschiedenen Autoren für den Einsatz als dentales Gussmetall als vielversprechend angesehen [106]. Grazile Skelette bei klammerverankerten Modellgussprothesen, aber auch zierliche Gerüste für festsitzenden Zahnersatz und Implantatsuprakonstruktionen sind mit der TiAl6Nb7-Legierung realisierbar. Außerdem ist es durch ihre Verwendung möglich, Implantate von der Wurzel bis zur Suprakonstruktion aus einem Metall anzufertigen [Monometall-Konzept].

## **1.2.3 Materialverarbeitung von Titan und Titanlegierungen**

### **1.2.3.1 CAD/CAM-Technik und Gusstechnologie**

Industriell hergestellte Fertigteile aus Titan, wie z. B. Implantate oder Wurzelstifte für die Endodontie, sind teilweise schon seit Jahrzehnten bewährt [26]. Zur Anfertigung prothetischer Konstruktionen aus Titan bieten sich entsprechend der klinischen Indikation zwei unterschiedliche Konzepte an. Zu diesen gehören die Gusstechnologie, die sich trotz aller anfänglichen Schwierigkeiten am stärksten etablieren konnte und die computergestützten CAD/CAM-Verfahren

ren. Der Titanguss wird für die Anfertigung von Kronen und Brücken, aber auch von abnehmbarem Zahnersatz herangezogen. Die Anwendung der CAD/CAM-Verfahren beschränkt sich auf Einzelkronen und einspännige Brücken [4, 17, 44].

Bei der CAD/CAM-Technik werden die zahntechnischen Restaurationen nach vorhergehendem Digitalisieren durch Bearbeitung (Fräsung) von industriell hergestellten Titanrohlingen (Halbzeugen) gefertigt [4]. Prinzipiell bieten sich dafür auch Titanlegierungen an, die aufgrund ihrer hohen Viskosität gießtechnisch Schwierigkeiten bereiten. Der Vorteil gefräster Arbeiten besteht in ihrer optimalen Mikrostruktur. Sie sind in dieser Hinsicht den gegossenen Arbeiten überlegen [17]. Die Qualität CAD/CAM-gefertigter Restaurationen wird jedoch durch eine reduzierte interne Passung sowie einen hohen Anteil an marginalen Konturfehlern eingeschränkt [81]. Hinsichtlich der Verbundfestigkeit von titankeramischen Systemen besteht in der Literatur keine einheitliche Meinung. Während NERGIZ et al. höhere Scherverbundfestigkeitswerte bei gefrästem Titan ermittelte, konnten RINKE et al. keinen signifikanten Unterschied im metallkeramischen Verbund zwischen gegossenem und gefrästem Titan feststellen [64, 81]. Auch BAUER et al. sind aufgrund ihrer Untersuchungsergebnisse der Meinung, dass die höhere Metallqualität des industriell hergestellten Titans beim Aufbrand der Keramik verloren geht [4].

Wie bereits erwähnt, war das Gießen von Titan zu Beginn der Entwicklung der dentalen Gusstechnologie mit erheblichen Schwierigkeiten verbunden, weil Titan einen sehr hohen Schmelzpunkt und im verflüssigten Zustand eine extrem hohe Reaktionsfreudigkeit gegenüber vielen Stoffen – insbesondere Gasen – besitzt [26]. Da das Metall zunächst unter Verwendung einer herkömmlichen, phosphatgebundenen Einbettmasse und ohne Einsatz von Vakuum in einem keramischen Tiegel erschmolzen und vergossen wurde, kam es zu einer unkontrollierten Aufnahme von Einbettmassebestandteilen sowie Sauerstoff, Stickstoff und Wasserstoff aus der Atmosphäre und damit zwangsläufig zur Verunreinigung des Titans und Veränderung seiner Eigenschaften [71]. Es bildete sich beim Abkühlen auf dem Gussstück eine Reaktionsschicht ( $\alpha$ -case),

deren Dicke bis zu 300  $\mu\text{m}$  betrug [29]. Heutzutage sind die gießtechnischen Probleme weitgehend überwunden. Die  $\alpha$ -case-Schicht konnte durch moderne Gießanlagen, in denen das Titan in Kupfertiegeln unter Argonflutung aufgeschmolzen wird, und durch die Entwicklung neuer Einbettmassen auf eine nur dünne Zone reduziert werden. Sogar das Vergießen von einigen Titanlegierungen, darunter auch die in der Zahnmedizin favorisierte TiAl6Nb7-Legierung, war nach Untersuchungen von WOLF et al. und LENZ et al. problemlos möglich [52, 106].

Im folgenden Abschnitt sollen der Gießvorgang und das Formsysteem gesondert betrachtet werden.

### 1.2.3.2 Einbettmasse

Der Einbettmasse kommt gerade beim Titanguss eine Schlüsselrolle zu. Ziel ist ein lunkerfreier, dem Wachsmoell genau entsprechender Guss, der eine einwandfreie innere Struktur aufweist. Die Steuerung der Passgenauigkeit erfolgt fast ausschließlich über die thermische Expansion. Die Einbettmasse muss die thermische Kontraktion des Metalles kompensieren [73, 75]. Die hohe Affinität des Titans zu Sauerstoff und anderen Elementen gegenüber schränkt die Auswahl der Substanzen ein, die geeignet sind, als Einbettmassebestandteil dem Angriff des flüssigen Titans zu widerstehen. Es müssen Oxide sein, die ihren Sauerstoff nicht an das Titan abgeben, d. h. sie müssen energetisch stabiler sein als das Titandioxid. In Frage kommen die Oxide von Yttrium, Zirkon, Calcium, Aluminium und Magnesium [75]. Da die erste Generation von Titaneinbettmassen phosphatgebundene, modifizierte Modellgusseinbettmassen waren, wodurch ein geringer Gehalt an schwach gebundenem Sauerstoff unvermeidbar war und da zudem das Titan mit dem Phosphor reagierte, konnte eine  $\alpha$ -case Schicht nicht vermieden werden [29].

In der heutigen Laborpraxis haben sich Einbettmassen auf Aluminiumoxid/Magnesiumoxid-Basis ( $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ ) oder ganz neu auf Magnesium/Zirkonium-Basis ( $\text{MgO-ZrO}_2$ ) durchgesetzt. Sie weichen in ihrem chemischen Aufbau völlig von den herkömmlichen Einbettmassen ab. Der Vorteil ist ihre besonders große

Reaktionsarmut mit dem Titan-Gussmetall, was Gussresultate mit einer nahezu glänzenden Oberfläche ermöglicht. Die  $\alpha$ -case Schicht kann auf eine dünne Zone von ca 30  $\mu\text{m}$  reduziert werden und lässt sich dadurch leicht mechanisch durch Abstrahlen oder unterstützend chemisch abtragen [17, 29, 83].

Die neuen Magnesium/Zirkonium-Einbettmassen mit hohem Zirkon-Pulveranteil verhindern weitgehend eine Reaktion zwischen flüssigem Titan und Einbettmassebestandteilen durch die MgO-ZrO<sub>2</sub>-Kombination. Die auf Titan abgestimmte Expansion wird beim Aufheizvorgang durch die Oxidation von Zirkonium zu Zirkoniumoxid (ZrO<sub>2</sub>) erreicht. Da die Expansion auch in der auf 150 °C abgekühlten Muffel erhalten bleibt, eignen sie sich ebenfalls für das Kaltgussverfahren. Für Kronen- und Brückentechnik steht von der Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim die Girovest TC Einbettmasse zur Verfügung. Sie wurde in dieser Studie für die Herstellung der Kronen und Brücken aus der TiAl6Nb7-Legierung Girotan L, ebenfalls von der Firma Girrbach Dental, verwendet (Tabelle 5).

Komponente	Funktion	Gewichtsanteil
Magnesiumoxid	Feuerfestes Material	67,0 %
Aluminiumzement	Binder	28,0 %
Zirkonium	Inhaltsstoff für die Expansion	2,7 %
Andere		2,3 %

**Tabelle 5** Zusammensetzung von Girovest T [74]

### 1.2.3.3 Titangussysteme

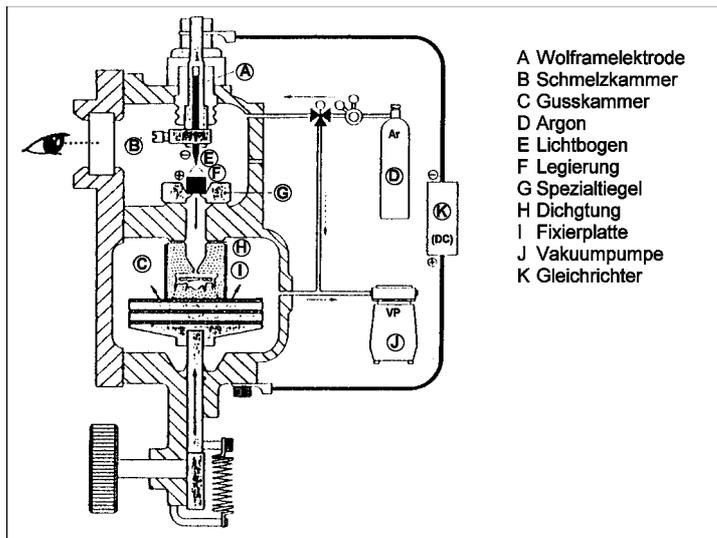
Die Titangussysteme können nach dem Aufschmelz- und Gießverfahren eingeteilt werden. Aufgeschmolzen wird entweder mit Lichtbogen- oder Hochfrequenzschmelzeinrichtungen. Der Guss erfolgt nach dem Schleuder- oder Vakuum-Druckgussprinzip [75].

Der Guss mit Hochfrequenzschmelzanlagen in beschichteten Keramiktiegeln ist als qualitativ schlechter einzuschätzen, da es zu einer nachweisbaren Reaktion

der temperaturstabilen Beschichtung mit dem schmelzflüssigen Titan kommt. Diese Anlagen haben sich im Markt nur wenig behaupten können [29].

Der Titaniumer (Firma Ohara) und die Ticast Super R (Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim) sind Beispiele für Schleudergussanlagen. Bei beiden Systemen wird das Titan im Lichtbogen unter Argongasatmosphäre geschmolzen und in eine kalte Muffel gegossen. Bei dem Kaltgussverfahren wird beabsichtigt, chemische Interaktionen der Schmelze mit der Einbettmasse und der Restgasatmosphäre zu minimieren, indem durch die oberflächlich sofort erstarrende Metallhaut der Kontakt der Gussform zu ihrer Umgebung hermetisch abgeriegelt wird. Nachteil der Kaltgussmethode ist, dass sehr leicht Poren entstehen, weil das Titan sofort erstarrt. Zur Lösung dieses Problems wird bei der Ticast Super R die Zentrifuge erst in hohe Rotation versetzt, um das einfließende Titan in Sekundenbruchteilen sofort durch die enorme Fliehkraft (800 G) hoch zu verdichten (Spin-Gießmethode) [2, 20, 44].

Am besten bewährt haben sich in der Titangusstechnologie Vakuum-Druckgussanlagen. Beim Guss von Reintitan werden seit langem geschlossene Zweikammersysteme verwendet. Sie bestehen aus einer Schmelz- und einer Gießkammer. Eine solche Anlage ist zum Beispiel die „Castmatic“ von der Firma Dentaurum. Um Reaktionen des flüssigen Titans mit der Luft auszuschließen, werden die beiden Kammern schon vor dem Schmelzvorgang evakuiert, wobei sich die abzugießende Form bereits in der unteren Kammer befindet. In der oberen Kammer befindet sich der Kupferkipptiegel, in dem das zu schmelzende Material liegt. Nach Erreichen eines Vakuums von 200 mbar wird die obere Kammer von der Vakuumpumpe abgetrennt und mit 0,8 bar Reinstargon geflutet. Gleichzeitig wird der Lichtbogen gezündet und das Reintitan wird unter Argon erschmolzen. Die untere Gießkammer wird während des gesamten Gießvorganges evakuiert. Ist das Aufschmelzen des Titans abgeschlossen, kippt der Kupfertiegel ab und die Schmelze wird durch den Überdruck in der oberen Kammer in die sich darunter befindende Gussform gepresst [59, 72, 84] (Abb. 10).



**Abb. 10** Schema einer Zweikammer-Vakuum-Druckgussanlage [72]

Die Gießbarkeit von Titanlegierungen wird jedoch aufgrund der höheren Viskosität ihrer Schmelze als schlechter eingeschätzt [52, 106]. Untersuchungen von PÄSSLER, bei denen die Ausfließprobe nach MEYER et al. eingesetzt wurde, ergaben, dass mit der Castmatic-Gießanlage ein nur ungenügendes Ausfließverhalten erzielt werden konnte [70]. LENZ et al. konnten jedoch auch beim Einsatz eines für cp-Titan bewährten Gerätes (Dor-A-Matic von der Firma Schütz) eine einwandfreie Formfüllung und ein dichtes, lamelläres Gussgefüge bei der TiAl6Nb7-Legierung nachweisen [52]. In Studien von WOLF et al. wurde die Gießbarkeit von drei Titanlegierungen in zwei unterschiedlichen Gießsystemen getestet. Die Ergebnisse zeigen, dass sowohl mit der Vakuum-Schleudergießanlage TiCast Super R als auch mit der neuen Einkammer-Vakuum-Druckgießanlage Symbiocast (beide Firma Girrbaach Dental GmbH, Pforzheim) eine optimale gießtechnische Verarbeitung der Legierungen TiAl6V4 und TiAl6Nb7 möglich ist. Deutlich schlechter schnitt jedoch die TiAl5Fe2,5-Legierung ab. Sie ist mit den verwendeten Gießanlagen derzeit nicht vergießbar [106].

Die für diese Studie angefertigten gegossenen prothetischen Restaurationen wurden mit der Symbiocast angefertigt (Abb. 11).



**Abb. 11** Symbiocast

Die Symbiocast ist ein Einkammer-Vakuum-Druckgießgerät mit Lichtbogen-Schmelzeinrichtung für Reintitan und Titanlegierungen. Im Unterschied zu den Zweikammermaschinen befinden sich der Kupfertiegel zum Aufschmelzen des Titans und die Gussmuffel in einer Kammer. Aufgrund ihres kleinen Volumens von 1,6 l kann sie rasch evakuiert, mit geringem Gasvolumen intensiv gespült und sehr schnell mit Überdruck belegt werden. Der kurze Gießweg von maximal 2,5 cm in Kombination mit der Verwendung einer sehr reaktionsträgen MgO-ZrO<sub>2</sub>-Einbettmasse unterbindet die Reaktion mit der flüssigen Schmelze. Dadurch können homogene Gussobjekte mit sauberen Oberflächen erzielt werden [106].

#### **1.2.3.3.1 Arbeitsweise der Symbiocast**

Nachdem das zu schmelzende Metall in den Kupfertiegel gelegt und die Gussmuffel platziert ist, wird zunächst ein Hochvakuum aufgebaut und anschließend mit Argon geflutet. Um eine bestmögliche Sauerstofffreiheit zu erzeugen, wird der Spülvorgang noch zweimal wiederholt. Dann wird der Lichtbogen in einer druckreduzierten Argonatmosphäre gezündet, um das Material zum Schmelzen zu bringen. Ist der Schmelzvorgang beendet, kippt der Kupfertiegel. Gleichzeitig wird der Lichtbogen abgeschaltet und ein Überdruck von 2 bar erzeugt, wo-

durch das flüssige Metall in die Gussform gepresst wird (Abb. 12). Nach Beendigung des Gussvorganges wird die Muffel entnommen, bei Raumtemperatur abgekühlt und anschließend ausgebettet (siehe Kapitel 2.4.2) [3, 74].

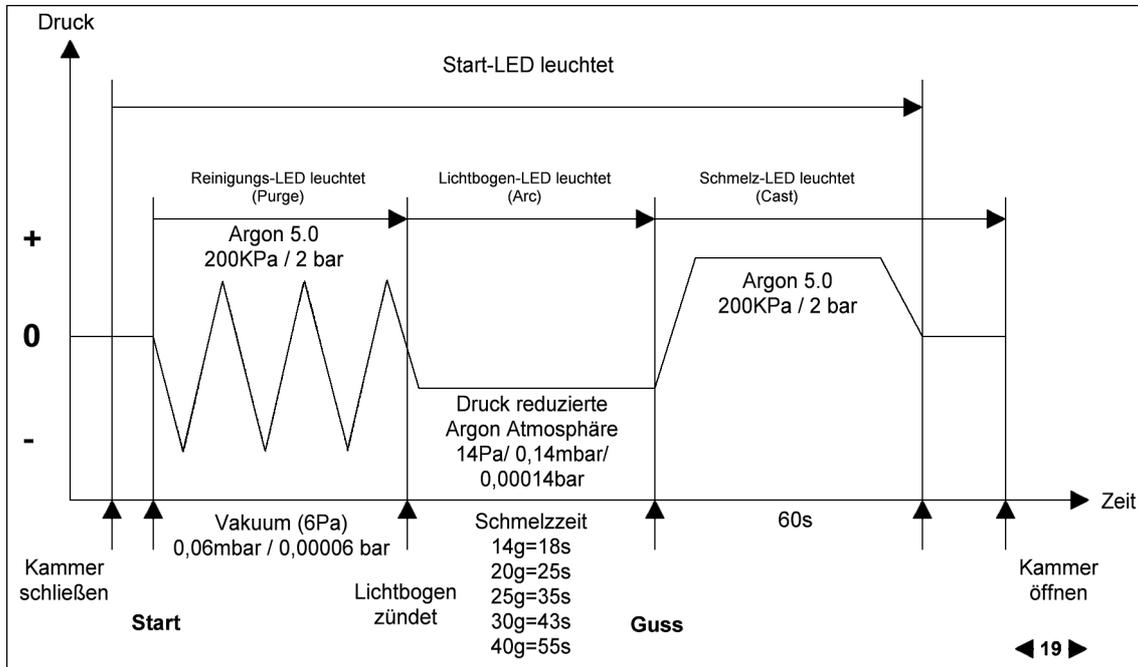


Abb. 12 Ablaufdiagramm Symbiocast [74]

### 1.2.3.4 Fügetechniken

Mögliche Fügetechniken für das Titan sind:

- Lötten
- Plasmaschweißen
- Laserschweißen
- Kleben

Von der ältesten und bekanntesten Fügetechnik in der Zahntechnik, dem Lötten, wird bei Titan abgeraten, da eine weitere Legierung zum Einsatz kommt was der Monometallphilosophie widerspricht [29, 99]. Außerdem kann die Biokompatibilität des Titans nicht gewährleistet werden [71].

Beim Schweißen können Werkstoffe aus gleichen Materialien mit einem dritten, ebenfalls identischen Werkstoff verbunden werden. Vergleichende Untersuchungen zur Zugfestigkeit von plasma- und lasergeschweißtem gegossenen

Titan ergaben, dass die lasergeschweißte Verbindung der plasmageschweißten deutlich überlegen war. Als Hauptursache für das schlechte Abschneiden erwies sich die unvollständige Ausfüllung des Spaltes beim Plasmaschweißen [21]. Die Qualität gelasener Verbindungen ist bei richtiger Arbeitsweise (Schutzgasatmosphäre) einem Gussobjekt ebenbürtig. Es zeigten sich sehr hohe Verbundfestigkeitswerte, so dass die Laserschweißung als Füge­technik für Titan empfohlen werden kann [21, 36, 84]. Neueste Untersuchungen von PALANUWECH haben ergeben, dass die Laserschweißung auch für die TiAl6Nb7-Legierung geeignet ist. Bei den gelaserten Klammern wurden zum Teil sogar höhere Haltekräfte als bei den nicht gelaserten erreicht [67].

Das Kleben ist besonders zur Verbindung sehr unterschiedlicher Materialien geeignet. Besonders im Bereich der Hybridprothetik mit mehreren Verbindungselementen setzt sich die Klebetechnik durch. So werden z. B. bei teleskopierenden Prothesen, deren Primär- und Tertiärkonstruktionen aus Titan und deren Sekundärkronen aus Galvanogold bestehen, die Galvano-Sekundärteile in die Titan-Tertiärteile eingeklebt [17, 48]. Aufgrund seiner oxidischen Oberflächenschicht ist Titan für die Klebetechnik in besonderem Maße geeignet. Untersuchungen von PÄSSLER belegen das [71]. Es wurde sogar ein besserer Verbund als bei klassischen Goldlegierungen erreicht. Voraussetzung für eine qualitativ hochwertige Klebung ist ein geeignetes Composite, eine fettfreie, benetzbare und aufgeraute Oberfläche und ein Spalt, der das Fließen des Klebematerials zulässt [29]. Angaben zur Klebbarkeit von Titanlegierungen liegen noch nicht vor.

## **1.2.4 Die keramischen Massen für die Titanverblendung und ihre Eigenschaften**

### **1.2.4.1 Materialeigenschaften**

Die Technik der dentalen Metallkeramik hat seit der Einführung im Jahre 1962 einen hohen Stellenwert in der Zahnheilkunde erlangt. Durch die optimale Kombination der positiven Eigenschaften der Legierung (hohe Zugfestigkeit) und der Keramik (hohe Druckfestigkeit, chemische Beständigkeit und Ästhetik) hat sich

dieses System weitgehend durchgesetzt [107]. Bei feststehendem Zahnersatz werden daher sehr oft keramisch verblendete Metallgerüste verwendet.

Zunehmend wird Titan als alternativer Werkstoff in der prothetischen Zahnmedizin eingesetzt, da es eine Reihe von Vorteilen wie z. B. hohe Biokompatibilität, Korrosionsbeständigkeit oder auch Geschmacksneutralität aufweist (siehe Kapitel 1.2.2) und gleichzeitig ein günstiges Preis-Leistungs-Verhältnis bietet [64].

VMK-Systeme für Titan bedeuten jedoch eine Herausforderung, da die keramische Verblendung von Titangerüsten mit einigen Besonderheiten verbunden ist, deren Ursachen in den physikalischen Eigenschaften des Titans begründet liegen [92, 98]. Diese sind hauptsächlich:

- der kleine Wärmeausdehnungskoeffizient (cp-Titan:  $9,6 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ , TiAl6Nb7-Legierung:  $10,1 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ )
- die Umwandlung von der hexagonalen  $\alpha$ -Phase in die kubische  $\beta$ -Phase bei  $882,5 \text{ }^\circ\text{C}$
- die hohe Sauerstoffaffinität

Der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) einer Aufbrennkeramik sollte an den WAK des zu verblendenden Gerüstmetalles angepasst sein. Günstig ist, wenn er geringfügig kleiner ist als der der Legierung (Druckvorspannung des Keramiküberzuges) [14, 57, 87]. Konventionelle Aufbrennkeramiken sind an den WAK der Edelmetall- und Nichtedelmetalllegierungen von ca  $13,7 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$  angepasst und eignen sich daher nicht für die Verblendung von Titangerüsten [37].

Die Phasenumwandlung des Titans ist mit einer Volumenzunahme von 0,1-0,3 % verbunden, wodurch ein spannungsfreies Aufsintern nicht möglich ist. Zudem nimmt sowohl bei dieser Temperatur als auch bei höheren Temperaturen die Gasabsorption stark zu und es kommt zur Bildung einer sauerstoffreichen, spröden Aufhärtungsschicht ( $\alpha$ -case), die den Titan-Keramik-Verbund entscheidend schwächt [15, 41, 64, 96, 98, 103, 107]. Die meisten

konventionellen Keramiken werden bei 900-1100 °C aufgebrannt und sind deshalb für die Verblendung von Titan ungeeignet [37].

Die hohe Reaktivität der Titanoberfläche insbesondere mit Sauerstoff stellt ein weiteres Problem dar. Die daraus resultierende Ausbildung ausgeprägter Oxidschichten beim Aufbrennen der Keramik wird entscheidend für die Haftfestigkeitsverluste des Titan-Keramik-Verbundes verantwortlich gemacht [1, 36, 41]. ADACHI et al. erkannten in der Verschlechterung der Haftfestigkeit zwischen Titan und Keramik mit weiteren Bränden eine weiterlaufende Oxidation, wobei der nötige Sauerstofflieferant in der Keramik vermutet wird [1].

Um den speziellen Eigenschaften des Titans Rechnung zu tragen, wurden Keramiken entwickelt, welche

- niedrigschmelzend sind,
- einen dem Titan angepassten WAK haben,
- die starke Affinität des Titans zu Sauerstoff kompensieren, indem sie die entstehenden oberflächlichen Oxide des Titans binden.

Außer diesen Grundanforderungen sollten sie folgende Eigenschaften besitzen:

- Beibehaltung einer ausreichenden Festigkeit und Hydrolysebeständigkeit trotz der Angleichung
- einfache Verarbeitbarkeit
- kurze und einfache Brandführung ohne Langzeitabkühlung
- hohe Stabilität auch bei mehrfachem Brennen
- gute Gerüstabdeckung
- hohe Farbstabilität beim Brennen
- niedrige Porosität
- leichte Polierbarkeit
- natürliche Farbwirkung
- Erfüllung hoher ästhetischer Ansprüche [58, 101]

### 1.2.4.2 Struktur

Dentalporzellan ist grundsätzlich der Materialgruppe der Gläser zuzuordnen. Konventionelle Keramiken bestehen aus zwei unterschiedlichen Gefügephasen, nämlich aus einer Glasphase, welche im Wesentlichen von Feldspatgläsern auf Silikatbasis (System  $\text{SiO}_2 \times \text{Al}_2\text{O}_3 \times \text{Na}_2\text{O} / \text{K}_2\text{O}$ ) gebildet wird, und einer kristallinen Phase, die sich vorwiegend aus Leuzitkristallen zusammensetzt und die von der Glasphase als Matrix umgeben wird (Weinstein Patent von 1962) [42].

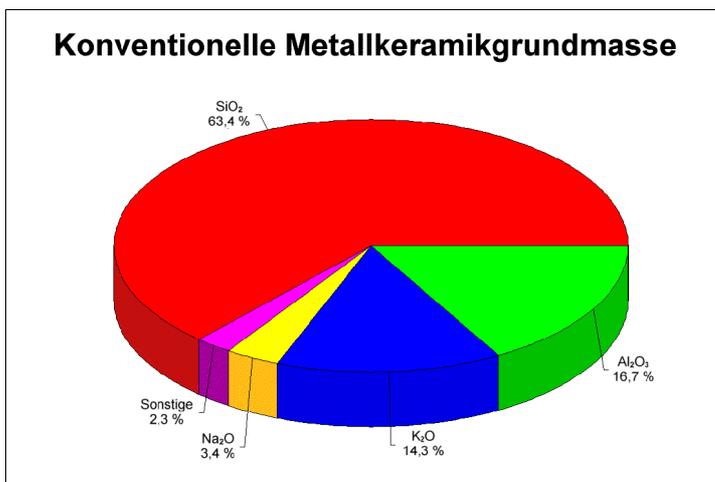
Der Wärmeausdehnungskoeffizient einer Keramik kann durch eine Veränderung der Leuzitanteile beeinflusst werden, d. h. je höher der Leuzitanteil, umso höher ist der Ausdehnungskoeffizient. Für die Aufbrennkeramik herkömmlicher EM- und NEM-Legierungen liegt der Leuzitanteil im Verhältnis zur Glasphase bei 35-40 %. Da der WAK der reinen Glasmatrix annähernd mit dem des Titans übereinstimmt, kommen für die Verblendung von Titangerüsten nur Keramiken in Frage, die entweder keinen oder nur einen minimalen Anteil an Leuzit enthalten [98, 107].

Sowohl TINSCHERT et al. als auch YILMAZ et al. haben mittels Röntgendiffraktometrie die Gefügestruktur von Titankeramiken untersucht und haben festgestellt, dass Titankeramiken eine Glasstruktur aufweisen und eine leuzithaltige Kristallphase nicht mehr nachweisbar war. Anstelle von Leuzit wurden andere kristalline Anteile gefunden, die einen an die Glasmatrix angepassten WAK hatten. Zum Beispiel wurde ein relativ hoher Anteil an Cassiterit ( $\text{SnO}_2$ ), welches als Trübungsmittel fungiert, ermittelt [98, 107].

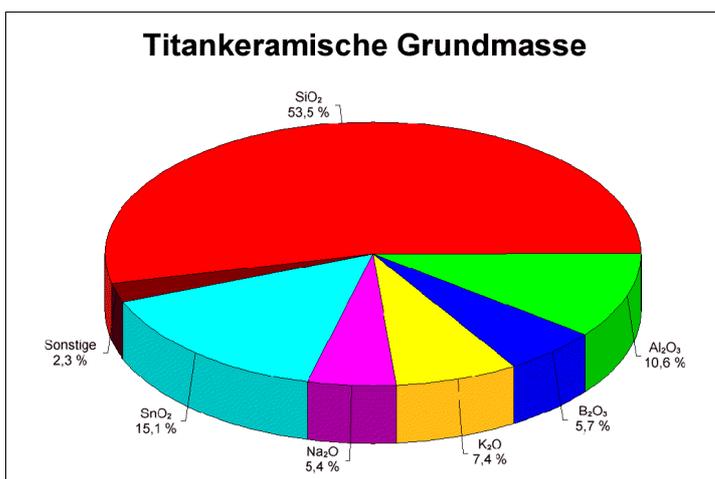
Wesentlicher Bestandteil der Glasmatrix ist wie bei allen keramischen Massen Siliziumoxid ( $\text{SiO}_2$ ). Allerdings wurde bei Titankeramiken das  $\text{SiO}_2$  zum Teil gegen Netzwerkbildner mit einem kleineren WAK (z. B. Boroxid- $\text{B}_2\text{O}_3$ ) ausgetauscht, was eine weitere Erniedrigung des WAK bewirkte.

Eine Senkung der Aufbrenntemperatur wurde durch Erhöhung des Erdalkaliantails erreicht [99]. So wurde die Sintertemperatur um 15 % herabgesetzt, indem

der Flussmittelanteil, insbesondere von  $\text{Na}_2\text{O}$ , vergrößert wurde. Unterstützt wird das Bemühen um eine niedrigere Sintertertemperatur durch die Senkung des  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Gehaltes. Obwohl  $\text{K}_2\text{O}$  ebenfalls als Flussmittel in Betracht kommt, wurde sein Anteil vermindert, da es die Entstehung von Leuzit in der Glasschmelze begünstigt (siehe Abb. 13 und 14). Anzumerken sei jedoch, dass der Zusatz dieser Metalloxide zu einer erhöhten Löslichkeit der Keramik führt und es einer Vielzahl von Versuchen bedurfte, um in ihrer Löslichkeit klinisch akzeptable Materialien zu entwickeln [15, 42, 99].



**Abb. 13** Zusammensetzung der konventionellen Metallkeramikgrundmasse nach dem Weinstein-Patent in Gew. %: 63,4 %  $\text{SiO}_2$ , 16,7 %  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , 14,3 %  $\text{K}_2\text{O}$ , 3,4 %  $\text{Na}_2\text{O}$  [98]



**Abb. 14** Mittlere Zusammensetzung der titankeramischen Grundmassen VitaTitan, Duceratin, Tibond in Gew. %: 53,5 %  $\text{SiO}_2$ , 10,6 %  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , 5,7 %  $\text{B}_2\text{O}_3$ , 7,4 %  $\text{K}_2\text{O}$ , 5,4 %  $\text{Na}_2\text{O}$ , 15,1 %  $\text{SnO}_2$  [98]

### **1.2.4.3 Festigkeit und Hydrolysebeständigkeit**

Die Biegefestigkeit von Titankeramikern wird gemäß ISO 6872 an stäbchenförmigen Prüfkörpern bestimmt, die mittig bei gleichmäßigem Kraftanstieg bis zum Bruch mit der Kraft  $F$  belastet werden [34].

Verschiedene in der Literatur beschriebene Studien, bei welchen die Festigkeit von Keramiken für die Verblendung von Titanrestorationen im Vergleich zu herkömmlichen Keramiken untersucht wurden, kamen zu ähnlichen Ergebnissen. Sowohl YILMAZ et al. als auch SEGHI et al. und SOMMER et al. fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Dentalkeramiken. Die ermittelten Werte titankeramischer Massen lagen durchschnittlich bei 60-85 MPa und entsprechen also denen konventioneller Keramiken [90, 92, 107].

Keramik zeichnet sich durch eine große Beständigkeit gegenüber fast allen Chemikalien aus. Diese hängt jedoch von vielen Parametern wie z. B. der chemischen Zusammensetzung, der Homogenität und dem Zustand bzw. der Vorbehandlung der Oberfläche ab [107].

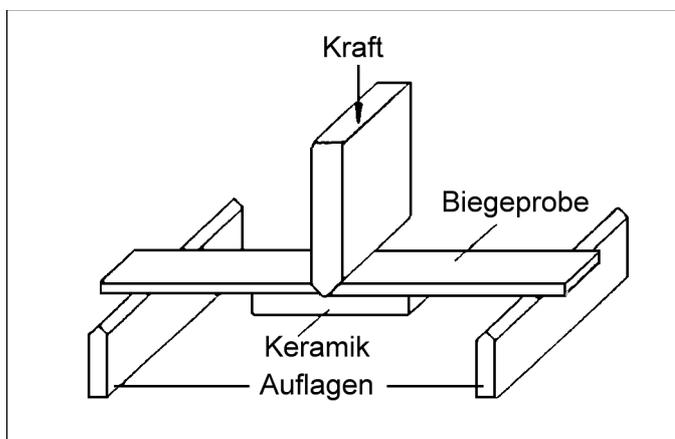
Untersuchungsergebnisse von YILMAZ et al., ESQUIVEL et al. und SCHÄFER et al. ergaben, dass bei allen geprüften dentalkeramischen Massen die nach ISO geforderten Maximalwerte nicht überschritten werden. Auch die niedrigschmelzenden Titankeramikern zeigten – ganz im Gegensatz zu den Erwartungen – ein erstaunlich niedriges Löslichkeitsverhalten [15, 85, 107]. Zudem bestätigen die Untersuchungsergebnisse von SCHÄFER et al., dass die Löslichkeit von der Zusammensetzung, der Brenntemperatur und der Oberflächenbehandlung abhängt und dass das Beschleifen der Keramik zu einer höheren Löslichkeit führt [85].

### **1.2.4.4 Titan-Keramik-Verbund**

Als Faktoren für den Metall-Keramik-Verbund werden eine primär chemische Bindung über Sauerstoffbrücken zwischen dem Metall und der Keramik – wobei das vermittelnde Glied die beim Brennvorgang entstehende Haftoxidschicht

darstellt -, die mechanische Haftung, die Haftung durch Druckkraft sowie die Bindung durch Van-der-Waals-Kräfte angesehen [7, 28, 55]. Eine zu dicke Haftoxidschicht führt jedoch zu einem schlechteren Haftverbund [1, 36, 41].

Der auf Schwickerath zurückgehende Dreipunkt-Biegeversuch (Abb. 15) erlaubt quantitative Aussagen zur Scherverbundfestigkeit von Aufbrennkeramiken. Bei diesem inzwischen auch als ISO 9693 festgelegten Versuchsaufbau wird ein symmetrisch auf zwei Schneiden aufliegender metallkeramischer Prüfkörper mittig mit ansteigender Kraft bis zum Abscheren der Keramik belastet [35, 72, 88].



**Abb. 15** Dreipunktbiegetest nach SCHWICKERATH (ISO 9693) [35, 72]

In der Literatur findet man seit der Einführung der Titantechnologie in der prothetischen Zahnmedizin sehr viele Studien zur Verbundfestigkeit von Titan und Keramik. Aufgrund der bereits erwähnten werkstoffspezifischen Eigenschaften ist die Verarbeitung in dentalen Konfigurationen schwierig, und der derzeit erreichbare Qualitätsstandard von Titanrestaurationen unter dem Gesichtspunkt des metallkeramischen Verbundes wird nicht einheitlich beurteilt. Manche Autoren, wie BÖNING et al., PRÖBSTER et al., RAMMELSBURG et al., RINKE et al. und NERGIZ et al., ermittelten bei ihren Untersuchungen deutlich geringere Verbundfestigkeitswerte (durchschnittlich 35 MPa) gegenüber herkömmlichen VMK-Systemen [6, 64, 76, 77, 81]; andere Studien hatten Verbundfestigkeiten zum Ergebnis, die annähernd im Bereich der Metall-Keramik-Systeme auf Edelmetall- und edelmetallfreier Basis lagen (40-50 MPa)

[5]. Dennoch ist in allen Veröffentlichungen eine deutliche Weiterentwicklung der Haftfestigkeit gegenüber den ersten auf dem Markt befindlichen titan-keramischen Massen zu verzeichnen. So wurde zum Beispiel anfangs nur die Normanforderung für die Verbundfestigkeit von 25 MPa erreicht, heute jedoch weit übertroffen. Klinische Studien zu Beginn der 90er Jahre, bei denen festsitzender metallkeramischer Zahnersatz auf Titanbasis angefertigt wurde, belegen die anfänglichen Probleme. Es wurden sowohl bei gefrästen als auch bei gegossenen Titangerüsten hohe Abplatzraten der Keramikverblendung beobachtet [37, 79].

Die Fortschritte, die hinsichtlich des Titan-Keramik-Verbundes erzielt werden konnten, so dass er heute als sicher gilt, sind einerseits auf neue reaktionsträge Einbettmassen zurückzuführen, die eine Minimierung der  $\alpha$ -case Schicht und damit deren problemlose Entfernung zur Folge haben (siehe Kapitel 1.2.3.2), andererseits auf die Entwicklung von Haftbondern, welche vor dem Opakerauftrag auf die Titanflächen aufgebracht werden. Diese verhindern durch die einer Versiegelung ähnlichen Abdeckung bei den nachfolgenden Bränden eine weitere Oxidbildung [99]. Nach BLUME et al. besitzen Haftbinder außerdem reduzierende Eigenschaften. Sie konnten nachweisen, dass stabilisierende Grenzflächenreaktionen zwischen Titan und Keramik existieren [5]. Darüber hinaus konnte eine die Verbundfestigkeit vermindemde Oxidation des Titans unterdrückt werden, indem in einem geeigneten Ofen unter Schutzgasatmosphäre gebrannt wird [19].

Weiterhin soll eine Verbesserung des Titan-Keramik-Verbundes durch ein oberflächenkonditioniertes Verfahren mittels Ionenimplantation möglich sein. Beim Ionenimplantationsverfahren werden Siliziumionen in einem gerichteten elektrischen Feld im Vakuum beschleunigt und vor dem keramischen Brand auf die Titanoberfläche gelenkt. Eigenen Untersuchungen zufolge geben WEHNERT et al. an, dass die Haftfestigkeitswerte von keramisch verblendeten Titanprobekörpern, welche einer Siliziumimplantation unterzogen wurden, nach künstlicher Alterung kaum abfallen im Gegensatz zu den nicht implantierten Probekörpern [100]. Bisher liegen jedoch keine klinisch kontrollierten Studien

vor, die die These einer Verbesserung des Titan-Keramik-Verbundes belegen könnten.

Ähnliche Versuche wurden mit dem sogenannten Rocatec-Verfahren, bei dem das Titan mit  $\text{SiO}_2$  abgestrahlt und dadurch konditioniert wird, in vitro erfolgreich durchgeführt. Auch hier ergab sich eine signifikante Verbesserung der Haftung [77].

Ein von ROOS theoretisch beschriebenes neues Verfahren zur Herabsetzung der Reaktivität der Titanoberfläche wurde von KRJUKOW erprobt. Bei diesen Untersuchungen wurde die Konditionierung der Titanoberfläche mittels nichtoxidischer Strahlmittel in inerter Atmosphäre durchgeführt. Es konnte jedoch lediglich in einem Fall eine statistisch signifikante Verbesserung des Titan-Keramik-Verbundes ermittelt werden. Die Theorie des Patentes nach ROOS wurde zwar von KRJUKOW bestätigt, das System bedarf jedoch noch einer Weiterentwicklung. Die vordringlichste Aufgabe stellt dabei die Eliminierung der Blasen dar, welche im Bruchbereich der Keramikschicht gehäuft auftraten [42].

Ob es Unterschiede zwischen gefrästem und gegossenem Titan hinsichtlich der Verbundfestigkeit gibt, wird, wie bereits im Kapitel 1.2.3 erwähnt, kontrovers diskutiert. Von BAUER et al. ermittelte Ergebnisse zeigen, dass die höhere Metallqualität des kalt tiefgezogenen, industriell hergestellten Titans gegenüber dem gegossenen Titan infolge der Wärmebehandlung, wie sie die keramische Verblendung darstellt, verloren geht; zumindest was das metallurgisch darstellbare Gefüge angeht. Das bedeutet: Für eine beabsichtigte keramische Verblendung eines Titangerüsts spielt die mikrokristalline Struktur des Ausgangsmaterials keine bemerkenswerte Rolle [4]. Andere Autoren, wie NERGIZ et al., sehen den Aufbrand auf gefrästem Titan als vorteilhafter an. Sie ermittelten höhere Verbundfestigkeitswerte im Vergleich zu gegossenem keramisch verblendeten Titan [64].

#### **1.2.4.5 Ästhetik**

Hinsichtlich ihrer ästhetischen Wirkung bestanden zwischen konventionellen Keramiken und Titankeramiken anfangs Unterschiede. Die mit herkömmlichen VMK-Massen erzielbare Ästhetik konnte mit titanspezifischen Keramiken oftmals nur durch einen höheren labortechnischen Aufwand verwirklicht werden, da letztere keine organischen Pigmente enthalten, wodurch sich die Schichtung der Dentin- und Schmelzmassen nur bedingt kontrollieren lässt [44, 92]. Heutzutage bieten moderne Titankeramiken, bedingt durch ihre synthetischen Komponenten und ein umfassendes Sortiment an besonderen Opakern, Opakdentin und Malfarben, die Voraussetzung, auch sehr hohen ästhetischen Ansprüchen zu genügen [50, 58, 101].

Von der Firma GC wurde die Titankeramik Initial Ti eingeführt (Entwicklung von der Firma Klema), welche sowohl auf Reintitan als auch auf die TiAl6Nb7-Legierung aufbrennbar ist. Die Initial Ti Keramik, welche für diese Studie zur Verblendung der TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken verwendet wurde, soll im Kapitel 1.2.5 gesondert betrachtet werden.

#### **1.2.5 Zusammensetzung und Eigenschaften der für die Studie verwendeten Keramik**

Die Initial Ti ist eine synthetische Verblendkeramik auf Silikat-Glaskeramik-Basis, geeignet für alle Gerüstwerkstoffe aus reinem und legiertem Titan. Die chemische Zusammensetzung entspricht der titankeramischer Grundmassen, wobei geringfügige quantitative und qualitative Abweichungen vorhanden sind. So ist zum Beispiel der Anteil von SiO<sub>2</sub> mit 65-70 % höher und vergleichbar mit konventionellen Metallkeramiken [74].

Die physikalischen Eigenschaften sind in Tabelle 6 zusammengestellt. Erfreulich ist das besonders niedrige Löslichkeitsverhalten. Mit 11 µg/cm<sup>2</sup> liegt der Wert deutlich unter der geforderten Norm von max. 100 µg/cm<sup>2</sup>. Die Biegefestigkeit beträgt 70 MPa und befindet sich damit im Bereich herkömmlicher Keramiken [95]. Untersuchungen zur Verbundfestigkeit und effektiven thermischen

Kontraktion wurden von LEE et al. durchgeführt. Die ermittelten Verbundfestigkeitswerte lagen deutlich über der geforderten Mindestnorm von 25 MPa. Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Initial Ti / cp-Titan ( $41,0 \pm 5,9$  MPa) und Initial Ti / TiAl6Nb7 ( $41,6 \pm 12,6$  MPa) festgestellt [18, 47]. Abweichungen ergaben sich jedoch hinsichtlich der effektiven Abkühlungskontraktion. Obwohl die Differenz der Wärmeausdehnungskoeffizienten zwischen cp-Titan und Keramik geringer ist als zwischen TiAl6Nb7-Legierung und Keramik, hatte das Legierungs-Keramik-System einen kleineren Wert der effektiven thermischen Kontraktion. Somit liefert dieses Untersuchungsergebnis zusätzliche wichtige Informationen hinsichtlich des Metall-Keramik-Verbundes [18, 47].

Eigenschaften	Maßeinheit	Wert	Norm
1. Dentinbrand	°C	780	
WAK (25-500 °C)	$10^{-6} \times K^{-1}$	2. Brand: 8,6 4. Brand: 8,6	
Glastransformationspunkt	°C	575	-
Löslichkeit	$\mu g/cm^2$	11	max. 100
Dichte	$g/cm^3$	2,45	-
Biegefestigkeit	MPa	70	min. 50
E-Modul	GPa	Titan Opaker: Mw. 32 Titan Dentin: Mw. 27 Titan Schneide: Mw. 28	
Mittlere Korngröße	$\mu m$ (D 50 %)	22,2	-
Haftverbund	MPa	cp Titan: $41,0 \pm 5,9$ TiAl6Nb7: $41,6 \pm 12,6$	min. 25
Effektive thermische Kontraktion		cp Ti-Opaker: $(1,29 \pm 0,43) \times 10^{-3}$ TiAl6Nb7-Opaker: $(0,39 \pm 0,18) \times 10^{-3}$ cp Ti-Opaker&Dentin: $(2,37 \pm 0,88) \times 10^{-3}$ TiAl6Nb7-Opaker&Dentin: $(0,89 \pm 0,25) \times 10^{-3}$	

**Tabelle 6** Physikalische Eigenschaften von GC Initial Ti [47, 95]



## **2 Material und Methode**

### **2.1 Auswahl und Beschreibung der Probanden**

Als Studienteilnehmer kamen ausschließlich Patienten einer einzigen Zahnarztpraxis in Frage. Eine Probandenvorauswahl wurde wie folgt getroffen:

Die Notwendigkeit einer festsitzenden prothetischen Versorgung musste gegeben sein. Alle Studienteilnehmer sollten eine gute Mundhygiene besitzen, kooperationsbereit sein und keinem stark ausgeprägten Bruxismus unterliegen. Außerdem mussten sie im Vollbesitz ihrer geistigen und körperlichen Kräfte sein, d. h. über eine Projektteilnahme eigenständig entscheiden können und den körperlichen Strapazen der Behandlung und der Mehrbelastung gewachsen sein.

Mit Patienten, die für die Studie als geeignet erschienen, wurde ein ausführliches Aufklärungsgespräch geführt. Außerdem wurde ihnen ein Informationsblatt ausgehändigt, in welchem noch einmal der Ablauf des Projektes beschrieben und auf eventuelle Risiken hingewiesen wurde. Eine schriftliche Einverständniserklärung eines jeden Probanden sowie die Freigabe der Studie durch die Ethikkommission mussten vor Behandlungsbeginn vorliegen. Es sei an dieser Stelle erwähnt, dass die Studienteilnahme auf absoluter Freiwilligkeit basierte und das Einverständnis jederzeit ohne Angabe von Gründen zurückgenommen werden konnte (siehe Abb. 77 und 78 im Anhang). Letztendlich handelte es sich bei der Studienpopulation um 24 Probanden, 11 weibliche und 13 männliche, im Alter zwischen 24 und 73 Jahren (Durchschnittsalter 46 Jahre).

### **2.2 Voruntersuchungen**

Im Vorfeld der Untersuchungen wurde von jedem Patienten eine ausführliche Anamnese (Abb. 79 und 80 im Anhang) und ein Zahn- und Mundhygienestatus (Abb. 81 im Anhang) erhoben. Außerdem wurde eine präprothetische Röntgendiagnostik mittels Zahnfilm oder Orthopantomogramm (OPG) durchgeführt. Bei

der Anamnese waren Fragen zu Grunderkrankungen, wie z. B. Stoffwechselstörungen, Infektionskrankheiten oder Allergien, aber auch spezielle Fragen zum Karies- und Parodontitisrisiko von Bedeutung. Der Befundbogen für den Zahn- und Mundhygienestatus wurde eigens für die Studie entwickelt und beinhaltet ausschließlich studienrelevante Befunde. Wichtig waren:

- Material und Art der schon vorhandenen konservierenden und / oder prothetischen Versorgungen
- Bestimmung der Abrasionsgrade der einzelnen Zähne
  - Grad 0 keine Abrasionen
  - Grad 1 nur im Schmelz
  - Grad 2 Schmelz bis Dentin
  - Grad 3 Freilegen von Dentin, Verlust der klinischen Krone bis zu 1/3
  - Grad 4 Pulpaeröffnung, Verlust der klinischen Krone um mehr als 1/3
- Erstellung des Papillen-Blutungs-Indexes (PBI) nach MÜHLEMANN von 1978 an den zu versorgenden Zähnen. Bei dem PBI wird anhand der Blutungsintensität aus den Approximalräumen und den Papillen der Schwere- und Verbreitungsgrad der Zahnfleischerkrankungen erfasst und festgelegt. Es ist ein sensitives Erhebungssystem, welches sich auf die Tatsache stützt, dass das Initialsystem einer Gingivitis oder Parodontitis marginalis, das Auftreten von leichten Blutungen aus dem Sulkusbereich ist, besonders im Approximalraum. Mit einer Parodontalsonde wird der Sulcus von der Basis der Papille her bis zu ihrer Spitze sondiert und die Intensität der provozierten Blutung in 4 Grade unterteilt:
  - Grad 0 Keine Blutung
  - Grad 1 Auftreten eines einzigen Blutpunktes
  - Grad 2 Auftreten verschiedener Blutpunkte oder eines einzelnen Blutfleckes
  - Grad 3 Das interdentale Dreieck füllt sich kurz nach der Sondierung mit Blut.
  - Grad 4 Profuse Blutung beim Sondieren, Blut fließt sofort in den marginalen Sulcus [27, 78].

- Vitalitätsprobe von den zu versorgenden Zähnen mittels Polar Kältespray

Ein Schaumstoffpellet wird mit dem Spray benetzt und an den zu prüfenden Zahn gepresst. Ist der Zahn vital, empfindet der Patient einen leichten, ziehenden Schmerz. Im Befundbogen wurde in diesem Fall ein Pluszeichen vermerkt. Avitale Zähne erhielten ein Minuszeichen.

Die Erhebung eines Plaque-Indexes erschien als nicht notwendig, da einerseits eine gute Mundhygiene Voraussetzung für eine Studienteilnahme war und andererseits eventuelle Plaqueansammlungen an den prothetischen Restaurationen nicht beurteilt werden sollten.

Außerdem wurde am Eingliederungstag der Kronen und Brücken die Lage des Kronenrandes in diesem Befundbogen vermerkt, um später Rückschlüsse auf vorliegende Gingivarezessionen bzw. -hypertrophien ziehen zu können (Abb. 81 im Anhang). Notwendige Parodontosebehandlungen erfolgten ebenfalls, so dass zu Beginn der Studie bei allen Probanden marginal entzündungsfreie Zustände vorlagen.

## **2.3 Restaurationen**

Im Zeitraum von Juli 2002 bis Dezember 2002 wurden bei 24 Patienten die folgenden 41 Restaurationen eingegliedert:

- 29 Einzelkronen, davon 11 im Frontzahn-, 16 im Prämolaren- und 2 im Molarenbereich (Tabelle 7)
- 12 Seitenzahnbrücken, davon 4 dreigliedrige, 5 viergliedrige, 2 fünfgliedrige und eine sechsgliedrige. Frontzahnbrücken wurden keine angefertigt (Tabelle 8).

Die Gesamtzahl der Pfeilerzähne und Brückenglieder betrug 77 (59 Pfeilerzähne, 18 Brückenglieder). Allerdings wurden nicht alle Brücken vollkeramisch verblendet, so dass 63 Titan-Keramik-Einheiten für die Nachuntersuchungen zur Verfügung standen.

	Oberkiefer	Unterkiefer	Gesamtzahl
Frontzahnbereich	11	0	11
Prämolarenbereich	13	3	16
Molarenbereich	2	0	2
Summe	26	3	29

**Tabelle 7** Verteilung der Einzelkronen

	Oberkiefer	Unterkiefer	Gesamtzahl
dreigliedrig	2	2	4
viergliedrig	4	1	5
fünfgliedrig	1	1	2
sechsgliedrig	0	1	1
Summe	7	5	12

**Tabelle 8** Verteilung der Seitenzahnbrücken

Die Metallgerüste wurden aus der Titan-Aluminium-Niob-Legierung (TiAl6Nb7) Girotan L (Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim) unter Verwendung der Girovest Einbettmasse (Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim) hergestellt. Sie wurden in der Vakuum-Druckgussanlage Symbiocast (Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim) gegossen. Die Verblendung der Metallgerüste erfolgte anschließend mit der Verblendkeramik GC Initial Ti, die uns ebenfalls von der Firma Girrbach Dental zur Verfügung gestellt wurde.

## 2.4 Anfertigung des prothetischen Zahnersatzes

### 2.4.1 Präparation und Abformung

Vor Beginn der Präparation wurde zur Retraktion der Gingiva ein ungetränkter Faden in den gingivalen Sulkus der Pfeilerzähne eingelegt. Dadurch konnte eine Verletzung der Gingiva während der Präparation weitgehend vermieden werden. Die eigentliche Präparation erfolgte nach allgemein anerkannten prothetischen Richtlinien. Zunächst wurden mit einem Diamanttornado eine 1,5-2 mm tiefe inzisale, sowie buccal und palatinal bzw. lingual 0,5-1 mm tiefe Markierungen angelegt. Labial-cervical und palatinal- bzw. lingual-cervical

wurde eine ca 0,5 mm tiefe Rille, die sich bis in die Approximalräume erstreckte, mit einer kleinen Diamantfinierkugel angelegt. Im Anschluss daran erfolgte die Eröffnung der Approximalräume mittels feiner Diamantflamme, danach wurde inzisal gekürzt und die buccalen und palatinalen bzw. lingualen Anteile des Zahnes mit Diamanttorpedos verschiedener Körnung, nach okklusal hin leicht konisch, präpariert. Dabei wurde eine zirkuläre Hohlkehle angelegt.

Der Substanzabtrag betrug in den Bereichen, die verblendet werden sollten ca 1 mm, in den nichtverblendeten Bereichen 0,5-1 mm. Das Feinfinieren der Präparation wurde mit einem individualisierten Arkansasstein durchgeführt. Es wurde angestrebt, aus ästhetischen Gründen, im buccalen Bereich leicht subgingival, in allen anderen Bereichen gingival zu präparieren. Aufgrund der Kariesausdehnung war dies nicht in allen Fällen zu realisieren, wobei jedoch eine subgingivale Präparation von 1 mm nicht überschritten wurde.

Die Präzisionsabformung erfolgte mit Hilfe einer Silikon-Doppelmischabformung (Blend-a-gum der Firma Blend-a-med) und individuellem Abdrucklöffel. Zur Versorgung der Dentinwunde wurden Provisorien unter Verwendung eines Autopolymerisates (Protemp 3 Garant der Firma 3M ESPE ) angefertigt.

Zur besseren Individualisierungsmöglichkeit des Zahnersatzes, wurde die Farbnahme im zahntechnischen Labor durchgeführt.

## **2.4.2 Kurzbeschreibung der zahntechnischen Arbeitsschritte**

### **2.4.2.1 Modellherstellung**

Für die Herstellung der Sägemodelle wurde ein Superhartgips Klasse 4 verwendet (GC Fujirock EP, 0,08 % Expansion). Hierfür wurden 100 g des Gipses mit 20 ml destilliertem Wasser 60 Sekunden lang unter Vakuum angerührt und anschließend der Abdruck auf dem Rüttler ausgegossen. Nach 40 Minuten Abbindezeit wurde der Zahnkranz vom Abdruck abgehoben, an der Basis getrimmt, gepinnt (Picodent Konuspins mit Metallhülsen), isoliert (Kerr Supersep) und mit dem gleichen Superhartgips Klasse 4 gesockelt.

#### **2.4.2.2 Vorbereitung der Sägestümpfe**

Die Stümpfe wurden aus dem Zahnkranz herausgesägt, die Präparationsgrenzen unter dem Stereomikroskop (10-fache Vergrößerung) freigelegt und mit einer Wachsmine markiert. Im Anschluss daran wurde die Stumpfoberfläche mit Classic Hardener Spacer Clear (Kerr Lab / belle de st. Claire, 3 µm Filmdicke) bestrichen (Abb. 16). Mit Classic Cement Spacer Blue (Kerr Lab / belle de st. Claire, 20 µm Filmdicke) wurde eine zweite Schicht aufgetragen, die 1 mm oberhalb der Präparationsgrenze endete.



**Abb. 16** Sägestumpfmodell, Zahn 15, Palatinalansicht

#### **2.4.2.3 Wachsmodellation der Kronen**

Die Wachsmodellation erfolgte ausschließlich mit organischen Wachsen (S-U-Ästhetic Wachs braun und beige von Schuler Dental), da diese rückstandslos im Vorwärmeofen verbrennen. Aufgrund des zähen Fließverhaltens von Girotan L sollte eine Wandstärke von mindestens 0,5 mm nicht unterschritten werden, da sonst mit Fehlgüssen zu rechnen ist.

#### **2.4.2.4 Vorbereitung der Wachsmodellation zum Einbetten**

Das Anstiften der Wachskronen erfolgte auf Gussmuldenformer der Firma Girrbach (speziell für Symbiocast) unter Verwendung von yellow ready sprues (Kerr Lab / belle de st. claire).

Scharfkantige Übergänge sollten vermieden werden, da diese zu Verwirbelungen des Argons beim Guss führen können (Argonblasen im Objekt). In den Muffelring, der eine konische Form aufweist, wurde ein dünnes Muffelflies (Stärke 0,45-0,5 mm) trocken eingelegt und festgewachst, danach der Muffelring auf den Gussmuldenformer aufgesetzt.

#### **2.4.2.5 Einbetten der Muffel**

Für eine Muffel der Größe 3 wurde ein Päckchen (200 g) Einbettmasse Girovest TC (Girrbach Dental GmbH, Pforzheim) mit 38 ml destilliertem Wasser 15 Sekunden manuell im Anmischbecher durchmischt, im Vakuummischer 30 Sekunden lang durchgerührt und auf dem Rüttler in die Muffel eingefüllt. Als Standardmischung werden vom Hersteller auf 200 g Einbettmasse 40 ml destilliertes Wasser angegeben. Die Güsse unserer Testkronen wurden damit anfangs zu eng. Nach o. g. Modifikation der Wassermenge war die Passung optimal. Die Abbindezeit betrug 120 Minuten. Das Vorwärmeprogramm für die Muffel sollte nach Herstellerangaben direkt danach starten. Vorher wurde allerdings noch die Gussmuffelposition in der Symbiocast überprüft und der Abstand zum gekippten Schmelztiegel justiert (Messlehre 1 mm).

#### **2.4.2.6 Vorwärmen der Muffel**

Die Muffel wurde unter folgenden Parametern im Vorwärmeofen Mihm – Vogt SLP 6 U vorgewärmt:

- Die lineare Aufheizgeschwindigkeit von Raumtemperatur auf 850 °C betrug 6 °C pro Minute.
- Die Temperatur von 850 °C musste 60 Minuten lang gehalten werden.

- Eine gesteuerte Abkühlung erfolgte anschließend im geschlossenen Ofen (Umluft) auf 300 °C.

#### **2.4.2.7 Gießen**

Der eigentliche Gießvorgang erfolgte in der Vakuum-Druckgussanlage Symbiocast (Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim). Die Vorgehensweise gliedert sich wie folgt:

Nach Auswahl des passenden Gusszylinders (20 g Metall reichen für bis zu 6 Kronen pro Guss) erfolgt das Einstellen des Abstandes zwischen Elektroden- spitze und Gusszylinder auf 5 mm mittels Messlehre. Im Anschluss daran wird die Muffel eingelegt, wobei die Lage des Gusskanals der Abflussöffnung des Tiegels angepasst wird. Eine erneute Abstandsprüfung zwischen Gussmuffel und gekipptem Schmelztiegel (ohne Gusszylinder) ist notwendig. Der Abstand, der mit einer Messlehre bestimmt wird, muss, wie bereits erwähnt, 1 mm betragen. Danach wird der Tiegel in die horizontale Ausgangsposition zurückgekippt, der Gusszylinder in den Schmelztiegel eingelegt und das Gewicht mit dem Wahltaster an der Symbiocast ausgewählt. Die Kammer wird geschlossen und mit dem Verschlusshebel verriegelt. Nachdem ein Signalton ertönt und das Lämpchen im Starttaster blinkt, wird dieser betätigt und der automatische Gießvorgang beginnt (exakte Beschreibung im Kapitel 1.2.3.3.1). Nach Abschluß des Gießvorgangs ertönt ein Signal und das Kontrolllämpchen des Starttasters erlischt. Der Verschluss wird erst entriegelt und die Kammer geöffnet, nachdem die Gusskammer mit Luft geflutet wurde. Die Muffel wird entnommen und bei Raumtemperatur abgekühlt (Abb. 17) [3].



**Abb. 17** Muffel in Gusskammer nach Gießvorgang

#### **2.4.2.8 Ausbetten und Gerüstvorbereitung**

Die Einbettmasse wurde vorsichtig mit einem Ausbettmeißel vom Guss gelöst und abgestrahlt (Glanzstrahlmittel oder  $50\ \mu\text{m}\ \text{Al}_2\text{O}_3$ , 2 bar Druck, Abb. 22, 23). Im Anschluss daran erfolgte das Abtrennen der Gussobjekte vom Gusskanal mittels Trennscheibe. Die Ränder wurden vor dem ersten Aufsetzen auf den Gipsstumpf unter dem Stereomikroskop (10-fache Vergrößerung) auf Übermodellationen, die Kroneninnenflächen auf Gussperlen überprüft (Abb. 18). Die Verblindflächen wurden mit speziellen Hartmetallfräsen für die Titanverarbeitung (Fa. Akkurata) bearbeitet. Die Wandstärke des Gerüsts konnte bis auf 0,2-0,3 mm reduziert werden.

Bei der Bearbeitung muss folgendes beachtet werden:

- wenig Druck ausüben
- nur in eine Richtung schleifen
- Fräsen regelmäßig mit Dampfstrahler reinigen
- scharfe Kanten und Überlappungen vermeiden
- Drehzahl ca 15.000 U / min

- Abstrahlen mit Edelkorund, Korngröße 120-150  $\mu\text{m}$  und 2 bar Druck im 45°-Winkel
- Oberfläche anschließend 5 Minuten passivieren lassen
- Reinigung mit Dampfstrahler



**Abb. 18** Unbearbeitetes Kronengerüst auf Sägestumpf, Zahn 15

#### **2.4.2.9 Keramikverblendung des Metallgerüsts**

Die Kronen- und Brückengerüste wurden mit der GC Initial Ti Keramik verblendet.

Gebrannt wurde im Keramikofen Dekema Austromat 3001 nach der folgenden Brennanleitung (Tabelle 9):

	Start-temperatur	Trocknungszeit	Temperaturanstieg	Vakuum	Endtemperatur	Haltezeit	Erscheinungsbild
Washbrand	450 °C	4 min	55 °C/min	ja	810 °C	1 min	glänzend
Opakerbrand	450 °C	4 min	55 °C/min	ja	810 °C	1 min	leicht glänzend
1. und 2. Schulterbrand	450 °C	4 min	45 °C/min	ja	810 °C	1 min	leicht glänzend
Dentinbrand	400 °C	6 min	45 °C/min	ja	780 °C	1 min	leicht glänzend
Korrekturbrand	400 °C	6 min	45 °C/min	ja	775 °C	1 min	leicht glänzend
Glanzbrand	450 °C	2 min	45 °C/min	nein	785 °C	1 min	glänzend

**Tabelle 9** Brennanleitung Dekema Austromat 3001 [95]

Die Vorgehensweise gliedert sich wie folgt:

Zu Beginn wird die erste Opakerschicht dünn aufgetragen und gebrannt. In der ersten Opakerschicht ist ein Bonder bereits enthalten und somit ein initialer Bonderbrand nicht erforderlich. Die zweite Opakerschicht wird deckend aufgetragen und sollte nach dem Brand eine glänzende Oberfläche aufweisen. Anschließend erfolgt der Schulterbrand. Danach werden Dentin-, Schneide- und Transparentmassen aufgetragen und gebrannt. Die Kronen und Brücken werden ausgearbeitet und im Ultraschallbad gereinigt. Die Form wird mit Transparent- und Schmelzmassen zum Korrekturbrand ergänzt. Nach dem Glanzbrand wird der Glanzgrad der Keramik durch Polieren mit Bimspulver und Sidol der Mundsituation angepasst. Abschließend erfolgt eine Reinigung im Ultraschallbad (Abb. 19) [95].



**Abb. 19** Keramisch verblendete Krone auf Sägestumpfmodell, Zahn 15, Palatinalansicht

### **2.4.3 Eingliederung**

Vor der Verblendung erfolgte eine Einprobe der Kronen- bzw. Brückengerüste im Mund des Patienten. Mittels Sonde, Lupenbrille (2-fache Vergrößerung) und Herstellung eines Silikonkäppchens im Inneren der Güsse wurde die optimale Passung auf den Zahnstümpfen überprüft. Außerdem musste auf einen spannungs- und schaukelfreien Sitz des Gerüsts geachtet werden.

Nach Fertigstellung des Zahnersatzes wurde eine erneute intraorale Überprüfung der Passgenauigkeit, sowie die Kontrolle der approximalen und okklusalen Kontakte vorgenommen, wobei die Beurteilung der Passung nach der gleichen, bereits erwähnten Vorgehensweise erfolgte. Eventuell vorhandene kleinere approximale und okklusale Störstellen wurden mit Bausch Occlusionsfolie rot und schwarz dargestellt und anschließend im Gegenkiefer entfernt. Dadurch konnte gewährleistet werden, dass keine Beschädigungen an den Restaurationen schon im Vorfeld der Untersuchungen vorhanden waren. Größere Korrekturen erforderten eine Überarbeitung im zahntechnischen Labor. Nicht oder nur ungenügend vorhandene Kontakte wurden ebenfalls im Labor korrigiert. Letztendlich war das Halten von einer Lage Shimstokefolie in Schlussbissstellung Kriterium

für optimale occlusale, das Durchziehen von Zahnseide mit deutlich spürbarem Widerstand Kriterium für optimale proximale Kontakte.

Aber nicht nur eine gute Passgenauigkeit, sondern auch eine ansprechende Ästhetik war eine Voraussetzung zur Eingliederung der Restaurationen. Dabei wurde das Hauptaugenmerk auf farbliche Harmonie und vollständige Integration in das gesamte Erscheinungsbild gelegt. Entscheidender Faktor war dabei auch die Akzeptanz durch den Patienten.

Zusammenfassend wurden die Kronen und Brücken anhand des Qualitätssystems der California Dental Association (CDA-System) bewertet und deren Einstufung im Befundblatt Zahn- und Mundhygienestatus notiert (Abb. 81). Diese CDA-Bewertung umfasst die Beurteilung der Farbgebung und Oberflächenbeschaffenheit sowie der anatomischen Form einschließlich der Okklusion und Passgenauigkeit des Kronenrandes [8].

Folgende Stufen beinhaltet die CDA-Bewertung (stark gekürzt):

- zufriedenstellende Konstruktionen
  1. exzellent
  2. akzeptabel
- nicht zufriedenstellende Konstruktionen
  3. ist zu korrigieren
  4. ist zu entfernen

Nicht zufriedenstellende Restaurationen wurden grundsätzlich nicht eingegliedert.

Anschließend konnte der Zahnersatz zementiert werden. Zuvor erfolgte noch die Bestimmung der Lage des Kronenrandes im buccalen und palatinalen bzw. lingualen Bereich, um später Rückschlüsse auf eventuell vorhandene Gingivarezessionen bzw. -hypertrophien ziehen zu können. Bei subgingivaler Lage wurde auf der buccalen und der palatinalen bzw. lingualen Fläche der Krone mit einem wasserfesten Stift eine Markierung in Höhe des Gingivalsaumes angebracht und der Abstand zum Kronenrand gemessen. Dieser Wert wurde mit einem negativen Vorzeichen in dem Befundblatt – Zahn- und Mundhy-

gienestatus – eingetragen (Abb. 81 im Anhang). Positive Werte beschreiben eine supragingivale Lage, wobei erwähnt sein muss, dass bei keinem Patienten eine supragingivale Präparation durchgeführt wurde. Befand sich der Kronenrand genau in Höhe des Gingivalsaumes war der notierte Ausgangswert Null.

Alle Restaurationen wurden mit Phosphatzement (Haward cement normalhärtend der Firma Haward Dental GmbH) unter relativer Trockenlegung folgendermaßen eingegliedert:

Zunächst wurden die Zahnstümpfe mit einem Brei aus 0,2%iger Corsodyl-lösung und Bimsstein gereinigt und anschließend mit Wasser abgesprayed. Die Kronen und Brücken wurden mit 90%igem Alkohol abgerieben und getrocknet. Zur relativen Trockenlegung wurden im Ober- und Unterkiefer Watterollen in die Umschlagfalten, beim Zementieren im Unterkiefer noch zusätzlich sublingual platziert. Zwischen Zahnstumpf und Watterolle wurde ein Kettenbach Sugistreifen gelegt. Anschließend erfolgte die Trocknung der präparierten Zähne mit dem Luftbläser. Zwischenzeitlich wurde durch die Helferin der Phosphatzement aus Phosphorsäure und Zinkoxidpulver angemischt und damit die Innenwand der Kronen dünn bepinselt. Die Konsistenz des Phosphatzementes sollte sahnig sein. Die Restaurationen wurden auf die Zahnstümpfe aufgesetzt und langsam in situ gepreßt. Sie wurden solange adaptiert, bis kein Zement mehr abfloss. Überschüssiger Zement wurde mit einem in Alkohol getränkten Schaumstoffpellet entfernt. Die Aushärtungszeit betrug 10 Minuten. Noch vorhandene Zementreste wurden anschließend peinlich genau entfernt und die Occlusion abschließend noch einmal überprüft.

Noch am selben Tag wurden Fotos von den prothetischen Arbeiten mittels Digitalkamera (Coolpix 990 von Nikon) und / oder Spiegelreflexkamera (Pentax Super A) aufgenommen.

Die Abbildungen 20 bis 27 zeigen den Ablauf der Herstellung von zwei keramisch verblendeten TiAl6Nb7-Prämolarenkronen bis zur Eingliederung. Die Abbildungen 28 bis 31 zeigen den Ablauf der Herstellung einer keramisch verblendeten TiAl6Nb7-Seitenzahnbrücke bis zur Eingliederung.



**Abb. 20** Modell von Zahnstümpfen 14 und 15



**Abb. 21** Sägestumpfmmodell von 14 und 15



**Abb. 22** Ausgebettete und abgestrahlte Kronengerüste mit Gusskanälen und Gusskegel



**Abb. 23** Ausgebettete und abgestrahlte Kronengerüste mit Gusskanälen, Anstifttechnik erkennbar



**Abb. 24** Kronengerüste von 14 und 15, un-  
bearbeitet



**Abb. 25** Kronengerüste von 14 und 15, be-  
arbeitet



**Abb. 26** Kronen 14 und 15 verblendet auf Sägestumpfmodell



**Abb. 27** Kronen 14 und 15 nach Eingliederung



**Abb. 28** Sägestumpfmodell, Brücke 14-17



**Abb. 29** Brücke 14-17, bearbeitetes Gerüst auf Modell



**Abb. 30** Brücke 14-17 verblendet



**Abb. 31** Brücke 14-17 nach Eingliederung

Fotos von weiteren Arbeiten befinden sich im Anhang (Abb. 84-89).

## 2.5 Nachuntersuchungen

### 2.5.1 Klinische Nachuntersuchungen

#### 2.5.1.1 Beurteilung der Kronen und Brücken

6 und 12 Monate nach Eingliedern der Restaurationen wurden die Patienten nachuntersucht. Bei jedem Kontrolltermin wurden die folgenden Befunde in einem gesonderten Befundblatt – Klinische Befunderhebung nach 3, 6 und 12 Monaten – (Abb. 82 im Anhang) notiert:

1. Das Vorhanden- oder Nichtvorhandensein von Abplatzungen und / oder Rissen wurde als Ja- oder Nein-Entscheidung eingetragen. Außerdem wurde die genaue Lage des Defektes beschrieben und aufgezeichnet (buccal, palatinal, occlusal, inzisal etc.).
2. Oberflächen- und Farbveränderungen der keramischen Verblendungen, soweit mit bloßem Auge erkennbar, wurden als Ja- oder Nein-Entscheidung notiert.
3. Der Kronenrandbereich wurde sondiert und das Vorhanden- oder Nichtvorhandensein einer Karies ebenfalls als Ja- oder Nein-Entscheidung notiert.
4. Der Zustand der Gingiva im Bereich der Restaurationen wurde mit Hilfe des Papillen-Blutungs-Index (PBI) nach MÜHLEMANN von 1978 beurteilt. Dieser wurde bereits im Kapitel 2.2 beschrieben.
5. Die Lage des Kronenrandes wurde buccal und palatinal bzw. lingual mit einer Parodontalsonde (1 mm Einteilung) bestimmt. Bei subgingivaler Lage wurden die Messwerte mit einem negativen Vorzeichen, bei supragingivaler Lage mit einem positiven Vorzeichen in das entsprechende Befundblatt eingetragen. Gingival liegende Kronenränder erhielten den Messwert Null. Diese Messung gestaltete sich besonders bei den subgingival liegenden Kronen schwierig (1 mm Einteilung der Parodontalsonde), so dass die ermittelten Werte auf einen halben Millimeter genau auf- bzw.

abgerundet wurden. Die Auswertung erfolgte mit Hilfe des Marginalindex nach SILNESS (leicht modifiziert) [91]:

Grad 0 Kronenrand mehr als 2 mm oberhalb des Gingivalsaumes

Grad 1 Kronenrand weniger als 2 mm oberhalb des Gingivalsaumes

Grad 2 Kronenrand gingival

Grad 3 Kronenrand bis 1 mm unterhalb des Gingivalsaumes

Grad 4 Kronenrand mehr als 1 mm unterhalb des Gingivalsaumes

6. Die Überprüfung der Vitalität der prothetisch versorgten Zähne erfolgte durch einen Kältetest mittels Polar Kältespray, welcher, wie im Kapitel 2.2 erklärt, durchgeführt und dokumentiert wurde.
7. Das äußere Erscheinungsbild wurde unter besonderer Berücksichtigung der Veränderungen an der Keramik (Farbe, Form, Risse, Abplatzungen) nach dem CDA-System bewertet und in die entsprechende Kategorie eingestuft (siehe Kapitel 2.4.3 [8]).

### **2.5.1.2 Auswertung des Fragebogens**

Zur subjektiven Beurteilung des Zahnersatzes wurden die Patienten gebeten, an den jeweiligen Kontrollterminen – 3, 6 und 12 Monate nach Eingliederung – einen Fragebogen auszufüllen, welcher Fragen zur Ästhetik, Funktionalität, Reaktion auf thermische Reize (Kälte, Wärme), Geschmacksveränderungen und allergische Reaktionen beinhaltete. Von den Patienten wurde lediglich eine Ja- oder Nein-Entscheidung gefordert, wobei Beobachtungen von Geschmacksveränderungen, Allergien und Veränderungen des Allgemeinbefindens näher erläutert werden sollten (Abb. 83 im Anhang).

### **2.5.2 Die rasterelektronenmikroskopische Studie des defekten Zahnersatzes**

Aus versuchstechnischen Gründen war es nicht möglich, den gesamten defekten Zahnersatz rasterelektronenmikroskopisch zu untersuchen, da weitere Beschädigungen beim Entfernen der prothetischen Restaurationen zum Teil unvermeidbar waren. Exemplarisch konnten eine Prämolarenkrone, eine Sei-

tenzahnkrone und zwei Brücken im Seitenzahnbereich im REM betrachtet werden.

Um sich eine Übersicht über die Versagensursachen zu verschaffen, wurden die Kronen bzw. Brücken zunächst lichtmikroskopisch unter dem Stereomikroskop MP 400 (Wild / Leica) mit CCD-Kamera (Charged Coupled Device) bei einer 6,3-10-fachen Vergrößerung betrachtet. Die Registrierung der Aufnahmen erfolgte mit dem Programm: image pro 7 plus.

Anschließend wurden die Proben für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung vorbereitet. Hierfür wurden sie mit Leitsilber auf konfektionierten REM-Trägern (REM-Teller) befestigt. Um eine elektrische Leitfähigkeit der Proben zu erhalten, sowie zur Steigerung des Kontrastes und Auflösungsvermögens, wurden sie mit einer Gold-Palladium-Legierung beschichtet (besputtert, Abb. 32).



**Abb. 32** Krone besputtert auf REM-Teller

Die Betrachtung der Kronen und Brücken erfolgte danach mit dem digitalen Elektronenmikroskop Leo Typ 1430 (Firma Leo) unter einer Spannung von 20 kV bei verschiedenen Vergrößerungen. Außerdem wurden zum Teil Spektrogramme angefertigt. Diese EDX-Analysen („energy dispersive x-ray“) dienen der Elementidentifizierung.

### **2.5.3 Die rasterelektronenmikroskopische Studie der Testkronen**

Um nach weiteren Ursachen für das gelegentlich aufgetretene Materialversagen zu forschen, wurden im Verlauf der Untersuchungen vier keramisch verblendete Testkronen aus dem für die klinische Studie verwendeten Materialien angefertigt (Kronengerüst: TiAl6Nb7 Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, Keramikverblendung: Initial Ti Firma GC). Der Guss des Titangerüsts sowie dessen Verblendung erfolgte nach Herstellerangaben, wie bereits im Kapitel 2.4.2 ausführlich beschrieben. Zwei der vier Kronen wurden bei normaler Brandführung (siehe Kapitel 2.4.2.9), die restlichen bei einer um 5 °C geringeren Brenntemperatur verblendet. Zudem wurde jeweils eine Krone nach deren Verblendung auf 150 °C erwärmt und anschließend in Eiswasser abgeschreckt.

Die Testkronen wurden in Palavit G eingebettet, danach mit einer Diamantsäge (Accutom 50 von der Firma Struers) getrennt und schließlich bis zu einer Körnung von 4000 mit SiC (Siliziumcarbit) geschliffen und poliert.

Die sich anschließende Vorbereitung und Betrachtung der Proben im Licht- und Rasterelektronenmikroskop erfolgte in der gleichen Vorgehensweise wie im Kapitel 2.5.2 erläutert. EDX-Analysen dienten der Elementidentifizierung.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Zahntechnische Ergebnisse

Der Gussvorgang mit der Symbiocast erwies sich als weitgehend unproblematisch. Um ein vollständiges Ausfließen der Gussobjekte gewährleisten zu können, sollte jedoch die Modellation der Kronenwände 0,5 mm nicht unterschreiten. Dünn auslaufende Kronenränder führten in einem Testfall zu mehreren Fehlgüssen.

Entgegen den Herstellerangaben musste das Anmischverhältnis der Einbettmasse zu destilliertem Wasser verändert werden – von 200 g Pulver : 40 ml H<sub>2</sub>O auf 200 g Pulver : 38 ml H<sub>2</sub>O – , um eine gute Passung der Kronen- und Brückengerüste zu erzielen. Hierbei handelte es sich um eine individuelle Anpassung an die Laborbedingungen, z. B. bedingt durch die Verdunstung. Ursprünglich waren die Güsse zu weit.

Die Gussobjekte wiesen eine dünne Randaufhärtungsschicht (*a*-case) auf, welche problemlos zu entfernen war (siehe Kapitel 2.4.2.8). Um die Oberflächenrauigkeiten des Rohgusses zu reduzieren, wurde beim Vorwärmen der Gussmuffeln mit unterschiedlichen Ofenparametern gearbeitet. Hierbei wurde auf Empfehlung der Firma Girrbach Dental die Endtemperatur von 200 °C auf 300 °C erhöht. Nennenswerte Verbesserungen konnten jedoch nicht erreicht werden.

Die Polierfähigkeit der TiAl6Nb7-Legierung Girotan L ist dem subjektiven Eindruck nach besser als die von Reintitan. Es ließen sich sehr glatte Oberflächen mit herkömmlichen Techniken erzielen (Abb. 33).



**Abb. 33** Hochglanzpolierte Brücke 35-37

Die Initial Ti Verblendkeramik zeichnet sich sowohl durch eine einfache Handhabung (z. B. hervorragende Deckkraft und Applikation des Opakers, gute Modellationsfähigkeit und Standfestigkeit der Keramikmassen) als auch durch eine hohe Ästhetik (Farbtreue, hohe Brillanz auch bei einfacher Schichttechnik) aus (Abb. 34 und Abb. 35).



**Abb. 34** Ästhetisch ansprechende Eckzahnkrone, Palatinalansicht



**Abb. 35** Ästhetisch ansprechende Eckzahnkrone, Labialansicht

An 2 Kronen zeigten sich Spannungssprünge bereits einen Tag nach dem Keramikbrand. Diese traten auch nach Erneuerung der Verblendung wieder auf. Das Problem konnte erst behoben werden, nachdem fehlende Aufbaufüllungen am Zahnstumpf ausgeglichen wurden (Abb. 36).



Abb. 36 Krone mit Spannungsriss

## 3.2 Klinische Ergebnisse

41 Restaurationen, 29 Kronen und 12 Brücken, wurden im Rahmen dieser Studie bei 24 Patienten eingegliedert. Die Nachuntersuchungen erfolgten nach 3, 6 und 12 Monaten. Am ersten Kontrolltermin wurden alle prothetischen Arbeiten beurteilt. Sechs Monate nach der Eingliederung konnten jedoch nur noch 36 Konstruktionen, nach einem Jahr nur noch 34 Restaurationen nachuntersucht werden. Verantwortlich hierfür war die Beschädigung von 4 Kronen und 3 Brücken. Um nach Ursachen für die Defekte an den Keramikverblendungen zu suchen, waren diese Arbeiten entfernt worden und standen demzufolge für die nachfolgenden Kontrolluntersuchungen nicht mehr zur Verfügung.

### 3.2.1 Beurteilung der Kronen und Brücken

Die Ergebnisse der letzten Nachuntersuchung waren wie folgt:

An den Pfeilerzähnen konnte weder eine Kronenrandkaries festgestellt werden, noch war eine endodontische Behandlung notwendig. Alle primär vitalen Zähne reagierten auf den Vitalitätstest positiv. Mit bloßem Auge erkennbare Farb- und Oberflächenveränderungen waren ebenfalls nicht zu verzeichnen. Unverblendete Metallbereiche wiesen keine Korrosionserscheinungen auf. Die Metall-

oberflächen waren sehr glatt und hochglänzend. Dem subjektiven Eindruck nach war eine erhöhte Plaqueakkumulation nicht auffällig.

Die Ergebnisse der CDA-Bewertung enthält Tabelle 10.

	<b>Eingliederungstag</b>	<b>3 Monate nach Eingliederung</b>	<b>6 Monate nach Eingliederung</b>	<b>12 Monate nach Eingliederung</b>
Anzahl der Restaurationen	41	41	36	34
Zufriedenstellend: exzellent	32	27	27	27
akzeptabel	9	7	7	7
Nicht zufriedenstellend zu korrigieren	-	2	-	-
zu entfernen	-	5	2	-

**Tabelle 10** Ergebnisse der CDA-Bewertung

Der weitaus größte Anteil der Restaurationen war am Eingliederungstag in der obersten Beurteilungsstufe zu finden. Ein Wechsel von „exzellent“ nach „akzeptabel“ war an keinem der Nachuntersuchungstermine zu verzeichnen, da die Verblendkeramik sich durch eine sehr gute Farb- und Oberflächenstabilität auszeichnete (Abb. 37, 38, 39, 38). Die Änderungen in der Einstufung der prothetischen Arbeiten (von „zufriedenstellend“ nach „nicht zufriedenstellend“) kamen ausschließlich durch Defekte an der Keramik zustande. 3-4 Monate nach Einsetzen der Kronen und Brücken waren 7 Keramikverblendungen beschädigt, 2 wiesen Risse auf, an 5 Verblendungen war Keramik abgeplatzt. Wie aus Tabelle 10 ersichtlich ist, wurden alle Restaurationen, an denen Teile der Keramik abgeplatzt waren, in die Kategorie „ist zu entfernen“ eingestuft. 2 Konstruktionen, welche lediglich durch Risse in der Verblendung beschädigt waren, wurden zunächst im Mund belassen, da eine zufriedenstellende Korrektur durch Polieren der Keramik erreicht werden konnte. Sie mussten jedoch nach der zweiten Kontrolle ebenfalls entfernt werden, da auch an diesen Verblendungen Keramikabplatzungen festgestellt wurden.



**Abb. 37** Ästhetisch ansprechende Brücke 23-27 am Eingliederungstag



**Abb. 38** Brücke 23-27, 12 Monate nach Eingliederung, keine Farb- und Oberflächenveränderungen erkennbar, sehr gute marginale Integrität



**Abb. 39** Einzelkrone 34, 12 Monate nach Eingliederung, farbliche Harmonie zum Restzahnbestand und vollständige Integration in das gesamte Erscheinungsbild sind gegeben



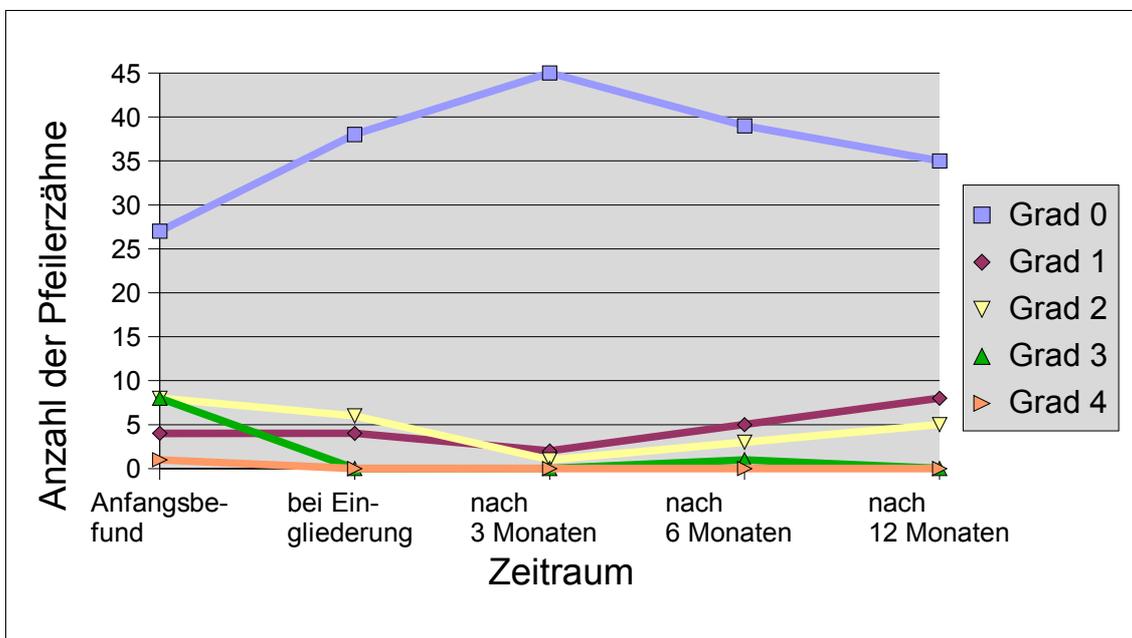
**Abb. 40** Brücke 42-47 (mit Spiegel fotografiert), 12 Monate nach Eingliederung, sehr gute Farb- und Oberflächenstabilität, keine Diskrepanzen zu Zahn 41 erkennbar, keine Gingivitis

Die Bewertung der parodontalen Parameter bezog sich auf die Blutungsneigung und auf Gingivarezessionen bzw. Gingivahypertrophien im Bereich der Pfeilerzähne. Die Abweichung in der Anzahl der Pfeilerzähne kommt dadurch zustande, dass an den Kontrollterminen 2 (nach 6 Monaten) und 3 (nach 12 Monaten) nicht mehr alle Restaurationen für die Nachuntersuchung zur Verfügung standen. 4 Kronen und 3 Brücken waren aufgrund von schadhafte Keramikverblendungen entfernt worden. Das bedeutet, die Gesamtzahl der Pfeilerzähne betrug 12 Monate nach Einsetzen der Restaurationen 48; die ursprüngliche Anzahl war 59.

In dieser Studie wurde der Papillen-Blutungs-Index nach MÜHLEMANN von 1978 ausgewählt, da dies ein sensitives Erhebungssystem ist, welches sich auf die Tatsache stützt, dass das Auftreten von leichten Blutungen, besonders im Approximalraum, das Initialsystem einer Gingivitis oder Parodontitis marginalis darstellt. Tabelle 11 und Abb. 41 zeigen die Häufigkeitsverteilung von Entzündungen im Bereich der Pfeilerzähne.

	Grad 0	Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4
Ausgangsbefund	27	4	8	8	1
bei Eingliederung	38	4	6	0	0
3 Monate nach Eingliederung	45	2	1	0	0
6 Monate nach Eingliederung	39	5	3	1	0
12 Monate nach Eingliederung	35	8	5	0	0

**Tabelle 11** Häufigkeit des Auftretens von Entzündungen im Bereich der 48 Pfeilerzähne, nachgewiesen durch den Papillen-Blutungs-Index (PBI) nach MÜHLEMANN



**Abb. 41** Papillen-Blutungs-Index (PBI) nach MÜHLEMANN

Daraus wird ersichtlich, dass an allen Kontrollterminen die Blutungsneigung sehr gering war. Lediglich eine leicht ansteigende Tendenz positiver Blutungswerte in den Bereichen von Grad 1 und Grad 2 war zu verzeichnen.

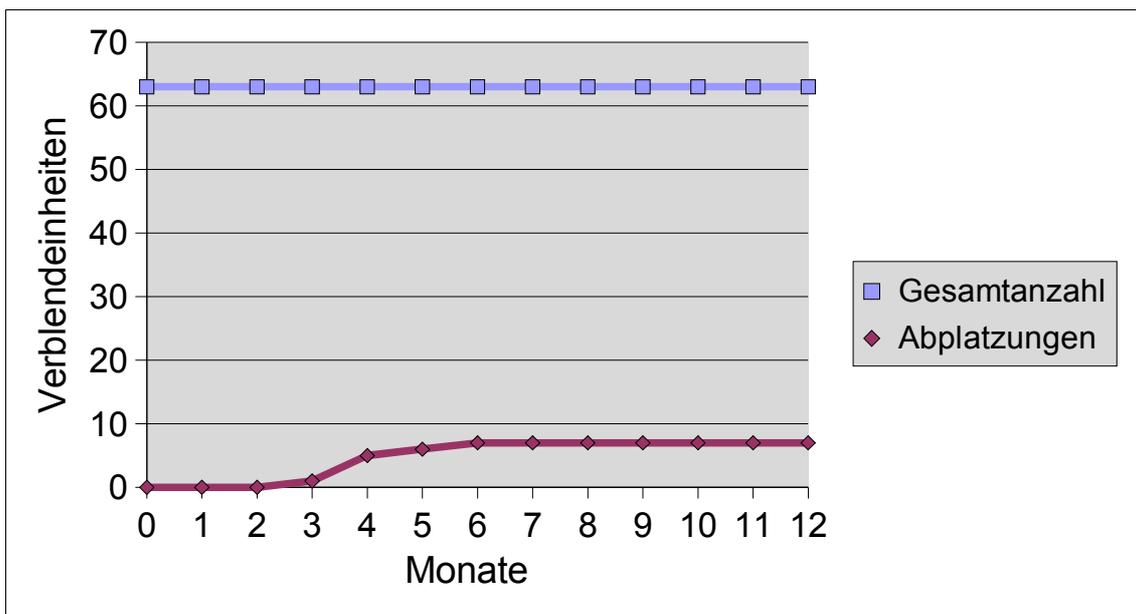
Um Aufschluss über Gingivarezessionen bzw. Gingivahypertrophien während des Beobachtungszeitraumes zu erhalten, wurde an den Pfeilerzähnen die Lage des Kronenrandes sowohl am Eingliederungstag als auch an den jeweiligen Kontrollterminen nach 3, 6 und 12 Monaten bestimmt. Bei den Nachuntersuchungen haben sich nur geringfügige, nicht signifikante Gingivarezessionen im marginal-buccalen Bereich gezeigt (Tabelle 12). Unterschiede zwischen unverblendeten und keramisch verblendeten Bereichen waren nicht auffällig (siehe Abb. 37, 38, 39, 40).

Marginal-Index	buccal				Palatinal / lingual			
	Eingl. Tag	3 Monate	6 Monate	12 Monate	Eingl. Tag	3 Monate	6 Monate	12 Monate
Grad 0	0	0	0	0	0	0	0	0
Grad 1	0	0	0	0	1	0	0	0
Grad 2	7	3	5	8	3	3	2	3
Grad 3	39	44	42	39	42	43	45	44
Grad 4	2	1	1	1	2	2	1	1

**Tabelle 12** Zeitliche Entwicklung der Lage der Kronenränder nach SILNESS (modifiziert)

Die erkennbaren Metallbereiche wiesen keine Defekte oder Korrosionserscheinungen auf. Jedoch waren 7 der 63 nachuntersuchten Keramikverblendeinheiten beschädigt, entsprechend einer Defektrate von 11 % (Abb. 42). Bezogen auf die 41 Restaurationen ergibt das eine Schadensrate von 17 %. Die Abplatzungen wurden an 4 Kronen (eine Eckzahnkrone, 2 Prämolarenkronen, eine Molarenkrone) und 3 Brücken (2 viergliedrige, eine fünfgliedrige) festgestellt.

Alle Defekte traten innerhalb des ersten halben Jahres nach Eingliederung des Zahnersatzes auf. Der genaue Zeitpunkt des Ereignisses konnte nicht bei allen Arbeiten bestimmt werden, da die Beschädigung der Keramikverblendung von



**Abb. 42** Defektrate bezogen auf die Anzahl der Verblendeinheiten

manchen Patienten unbemerkt blieb und erst an den jeweiligen Kontrolluntersuchungen entdeckt wurde. Bei den Kronen war die Lokalisation der Abplatzungen sehr unterschiedlich. Sie waren palatinal, occlusal-distal und im Kronenrandbereich zu finden. An zwei der vier beschädigten Kronen wurden nach 3 Monaten zunächst Risse in der Keramik festgestellt. Das Ereignis Abplatzung trat zwischen dem ersten und zweiten Nachuntersuchungstermin ein. Bei dem Brückenersatz war auffällig, dass alle Keramikabsprengungen an den Brückengliedern auftraten, in einem Fall am Übergang Krone zum Zwischenglied und zweimal im vestibulär-occlusalen Bereich.

Bei einer Restauration verlief der Bruch vollständig innerhalb der Keramik, was bedeutet, dass die Verbundzone stabiler war als die Keramik und somit ein schlechter Metall-Keramik-Verbund als Ursache für die Abplatzung ausgeschlossen werden kann. Bei 4 defekten Arbeiten war die Abplatzung zum größten Teil innerhalb der Keramik zu finden. Die sichtbare Metalloberfläche stellte sich hellgrau, zum Teil mit Opakerresten belegt, dar. Es kann daher auch hierbei von einem stabilen Titan-Keramik-Verbund ausgegangen werden. Die makroskopische Einschätzung der restlichen 2 beschädigten Keramikverblendungen ergab, dass sich der Bruchverlauf hauptsächlich in der Oxidschicht

befand, da sowohl die abgescherten Metall- als auch Keramikoberflächen (wenn noch vorhanden) dunkelgrau erschienen.

Tabelle 13 charakterisiert alle defekten Kronen und Brücken unter Berücksichtigung des Zeitpunktes des Ereignisses (siehe auch Abb. 43, 44, 45, 46).

<b>Zahn, Restauration</b>	<b>Charakterisierung des Defektes</b>	<b>Dauer bis zum Ereignis Abplatzung</b>
14, Krone	ovale Aussprengung im buccalen Kronenrandbereich; Ausdehnung über 2/3 der vestibulären Fläche; sichtbares Metallgerüst z.T. glasig mit Opakerresten belegt (Abb. 46)	6 Monate nach Eingliederung
14, Krone	zirkuläre, erbsgroße Abplatzung der Keramikverblendung bis zum Metallgerüst im palatinalen Kronenrandbereich am Übergang Keramikverblendung-Metallrand; dunkelgraue Metalloxidschicht erkennbar	4 Monate nach Eingliederung
23, Krone	trapezförmige Abplatzung im unteren Drittel der disto-palatinalen Kronenfläche mit zentral sichtbarem Metallgerüst, welches leicht mit Opakerresten belegt ist; zirkulär von einem ca 1 mm breiten, scharfkantigen Frakturbereich innerhalb der Keramik begrenzt	5 Monate nach Eingliederung
16, Krone	muschelförmiger Bruch über die gesamte Fläche der distalen Kronenwand; zentral freiliegendes Metallgerüst erkennbar, stecknadelkopfgroß; Keramikschichten im Bruchbereich sind glatt und glänzend und erscheinen zwiebelschalenartig übereinandergeschichtet	4 Monate nach Eingliederung
34, Brückenglied	scharfkantige, muldenförmige Keramikabsprengung im disto-buccalen Bereich; Ausdehnung bis zur Schneidekante; kein Metallgerüst sichtbar (Abb. 45)	3 Monate nach Eingliederung
14, Brückenglied	halbmondförmige Fraktur der Keramikverblendung im buccalen Schneidekantenbereich bis zum Metallgerüst; Ausdehnung bis zur mesialen Kronenwand; Metalloberfläche erscheint dunkelgrau (Oxidschicht,) (Abb. 43, Abb. 44).	4 Monate nach Eingliederung
16, Brückenglied	muschelförmiger Bruch der Keramikverblendung im Bereich der mesialen Kronenwand; Approximalbereich zum Pfeilerzahn 15; im Zentrum der Bruchstelle punktförmig freiliegendes Metallgerüst; Keramikbruchflächen sind glatt und glänzend	4 Monate nach Eingliederung

**Tabelle 13** Defekte Kronen und Brücken



**Abb. 43** 14, defektes Brückenglied, 4 Monate nach Eingliederung, Mundsituation



**Abb. 44** 14, defektes Brückenglied, 4 Monate nach Eingliederung, lichtmikroskopische Aufnahme



**Abb. 45** Keramikabplatzung an Brückenglied 34, 3 Monate nach Eingliederung



**Abb. 46** Beschädigung der Keramikverblendung an Krone 14, 6 Monate nach Eingliederung

### 3.2.2 Auswertung des Fragebogens

Die Auswertung der Fragebögen ergab eindeutige Ergebnisse. Alle Studienteilnehmer äußerten sich positiv über die Ästhetik, den Tragekomfort, die Funktionalität und die Materialverträglichkeit ihres Zahnersatzes. Sowohl die Wärmedämpfung als auch das geringe spezifische Gewicht des Titans werden vom Patienten als angenehm empfunden. Es traten weder Reaktionen auf thermische Reize auf, noch waren allergische Reaktionen zu verzeichnen. Lediglich ein Studienteilnehmer beobachtete nach Benutzung einer bestimmten Zahncreme einen metallischen Geschmack.

## **3.3 Ergebnisse der REM-Untersuchung**

### **3.3.1 Ergebnisse der REM-Untersuchung des defekten Zahnersatzes**

Wie bereits im Kapitel 2.5.2 beschrieben, war es aus versuchstechnischen Gründen nicht möglich, alle defekten Kronen und Brücken rasterelektronenmikroskopisch zu untersuchen, da weitere Beschädigungen beim Entfernen des Zahnersatzes zum Teil unvermeidbar waren. Exemplarisch konnten eine Prämolarenkrone, eine Molarenkrone und 2 Seitenzahnbrücken im REM betrachtet werden. Um sich eine Übersicht über die Versagensursachen zu verschaffen, wurden die Proben vor der REM-Untersuchung zunächst lichtmikroskopisch betrachtet.

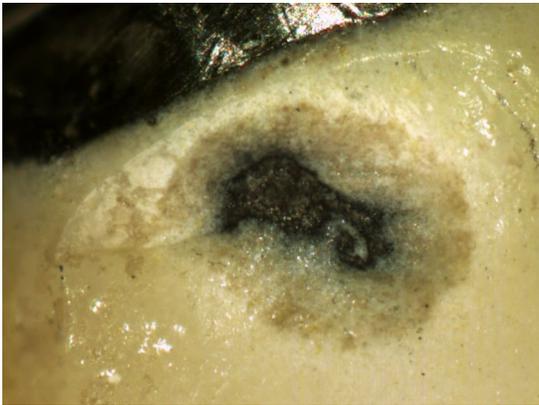
Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse im Einzelnen beschrieben.

#### **3.3.1.1 Krone 14, Prämolarenkrone:**

Die lichtmikroskopische Analyse zeigte eine ovale Abplatzung der Keramikverblendung im palatinalen Kronenrandbereich bis zum Metallgerüst. Der freiliegende Metallbereich erschien dunkelgrau und war kaum mit Opakerresten belegt. Zirkulär wurde dieser von einer schmalen Bruchzone innerhalb der Keramik begrenzt, welche strahlenförmig angeordnete Risse aufwies (Abb. 47 und 48, lichtmikroskopische Aufnahmen).

Im REM wurde die Probe bei verschiedenen Vergrößerungen betrachtet. In Abb. 49 ist der gesamte Bruchbereich bei 50-facher Vergrößerung dargestellt. Besonders eindrucksvoll ist das Prinzip der Reliefumkehr erkennbar, d. h. der Defekt erscheint nicht als Mulde, sondern als Vorwölbung. Die intakte Keramik stellte sich als dunkler, strukturloser Bereich dar. In der äußeren, zirkulären Bruchzone war das Metallgerüst vollständig mit Keramikanteilen bedeckt. Dort erschien die Keramik etwas heller. Nach einer Vergrößerung des Bildausschnittes war zu sehen, dass sie teilweise von Mikroporen durchsetzt war, welche vor allem im Bruchbereich kettenförmig angeordnet waren (Abb. 50,

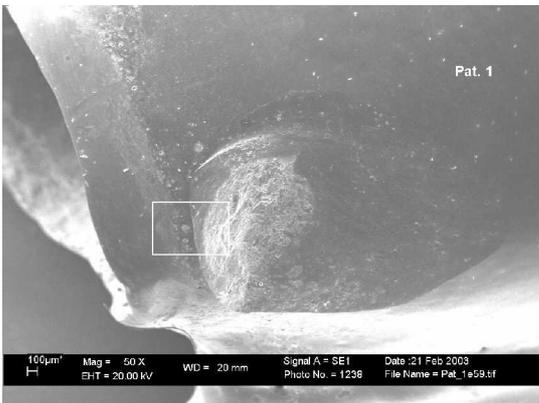
358-fach). Auffallend waren nichtversinterte Keramikanteile innerhalb dieser Mikroporen (Abb. 51, 3000-fach), die durch EDX-Analysen nachgewiesen wurden (Abb. 52, EDX-Analyse Luftblase). Demgegenüber stellten sich die Oxidbereiche als noch hellere, unterschiedlich strukturierte Oberflächen dar.



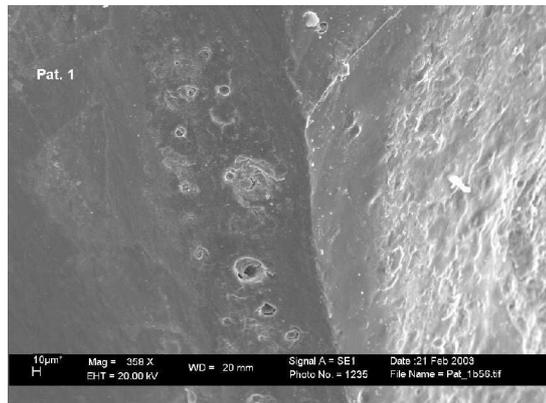
**Abb. 47** Lichtmikroskopische Aufnahme des Frakturbereiches an Krone 14, zentral frei-liegende Metalloxidschicht sichtbar



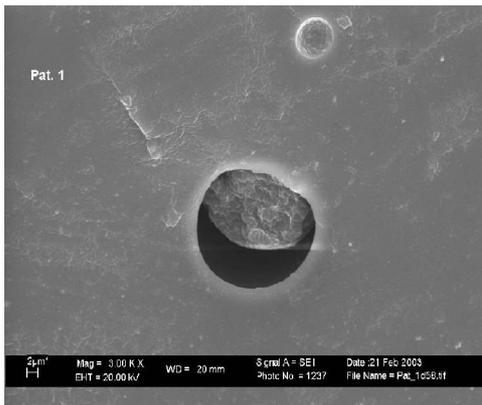
**Abb. 48** Lichtmikroskopische Aufnahme des Frakturbereiches an Krone 14 nach Gold-Palladium Besputterung



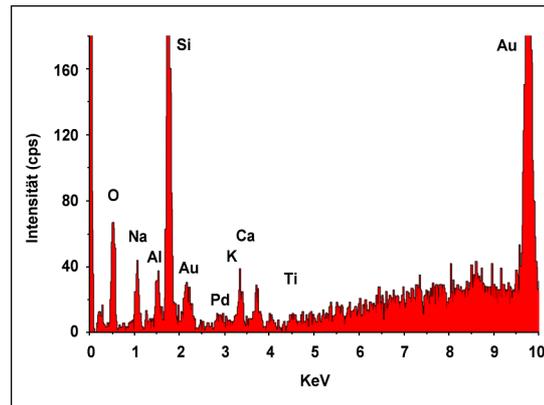
**Abb. 49** REM-Aufnahme des Frakturbereiches an Krone 14, 50-fach



**Abb. 50** Ausschnitt des Frakturbereiches an Krone 14, Übergang freiliegendes Metallgerüst - Keramik, perlschnurartige Aufreihung von Mikroporen, 358-fach



**Abb. 51** Mikropore mit nichtversinterten Keramikanteilen, 3000-fach



**Abb. 52** EDX-Analyse aus einer Mikropore

### 3.3.1.2 Krone 16, Molarenkrone

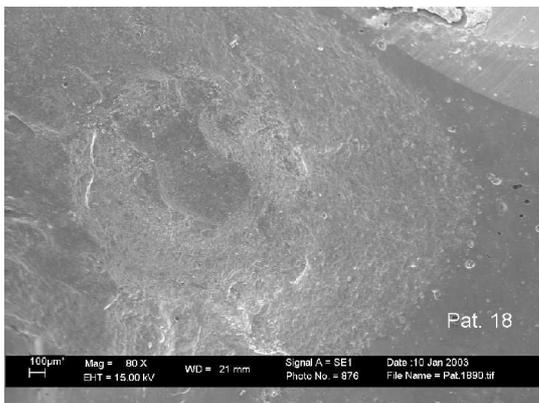
Im Lichtmikroskop zeigte sich ein für Materialien mit hohem Glasanteil (Titankeramiken) typischer muschelförmiger Bruch, welcher sich über den gesamten distalen Kronenwandbereich erstreckte (Abb. 53, lichtmikroskopische Aufnahme des Bruchbereiches der Krone). Das Metallgerüst war fast vollständig mit Keramikanteilen bedeckt. Lediglich zentral waren stecknadelkopfgroß Legierungsanteile sichtbar, was darauf schließen lässt, dass der Titan-Keramik-Verbund als positiv gewertet werden kann. Die Bruchursachen müssen demzufolge auf anderen Gebieten liegen. Auffallend war, dass die Keramikschichten zwiebelschalenartig übereinandergeschichtet und sehr glatt und glänzend erschienen.

Rasterelektronenmikroskopisch war bei einer 80-fachen Vergrößerung der gesamte Bruchbereich mit angrenzender intakter Keramik erkennbar. Während die unbeschädigte Keramik dunkel und strukturlos erschien, wies sie im Bruchflächenbereich eine wolkige Struktur auf. Zentral wird deutlich die freiliegende Metalloberfläche sichtbar (Abb. 54, Bruchfläche, 80-fach). Die Abgrenzung Metall von Keramik erfolgte durch EDX-Analysen. Abb. 56 zeigt einen Linescan über die gesamte Bruchfläche, woraus ersichtlich wird, dass große Anteile des Metallgerüsts von Keramik bedeckt sind, da hauptsächlich das Element Silizium erscheint, Titan jedoch nur in geringerer Konzentration angezeigt wird. An

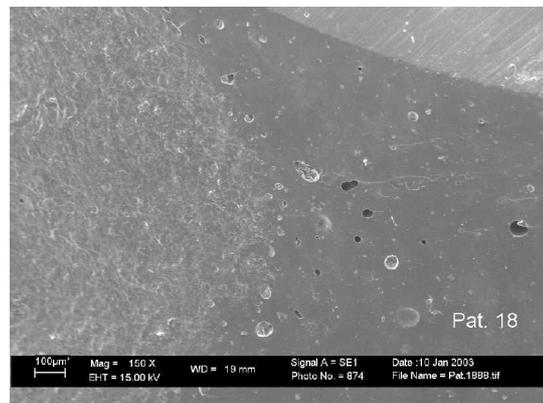
der Grenzfläche zur unbeschädigten Keramik fiel eine perlschnurartige Anordnung von Mikroporositäten auf (Abb. 55, 150-fach). Bei Betrachtung dieser Porositäten unter einer stärkeren Vergrößerung waren im Inneren unversinterte Keramikanteile erkennbar (Abb. 57, Mikroporosität mit Keramikanteilen, 5000-fach, Abb. 58, Durchmesser einer Mikropore).



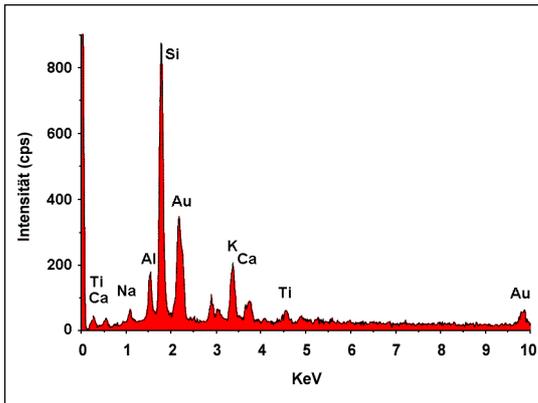
**Abb. 53** Lichtmikroskopische Aufnahme des Frakturbereiches an Krone 16 nach Gold-Palladium Besputterung



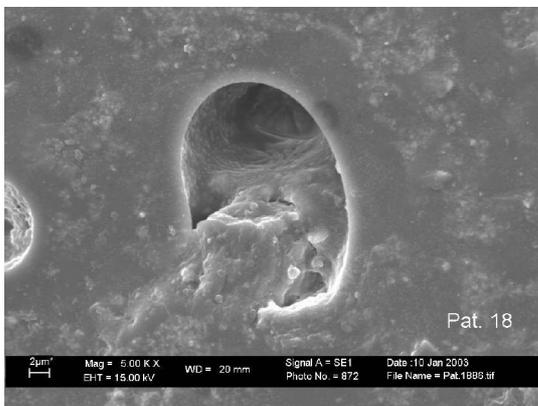
**Abb. 54** REM-Aufnahme des Frakturbereiches an Krone 16, 80-fach, zentral frei-liegendes Metallgerüst sichtbar



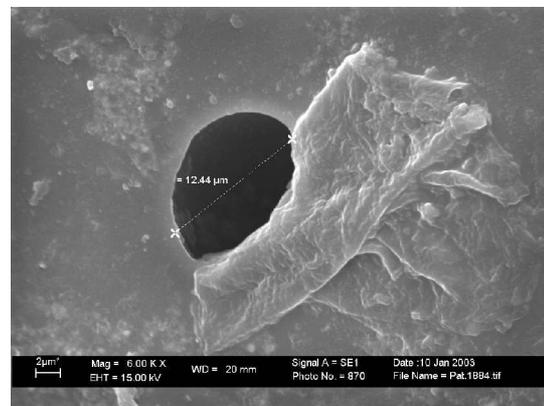
**Abb. 55** Frakturrandbereich, 150-fach, perlschnurartige Aufreihung von Mikroporositäten, angrenzende intakte Keramik



**Abb. 56** EDX-Analyse, Linescan über gesamten Frakturbereich



**Abb. 57** Mikropore mit nichtversinterten Keramikanteilen, 5000-fach



**Abb. 58** Durchmesser einer Mikropore, 6000-fach

### 3.3.1.3 Brückenglied 16, Seitenzahnbrücke 14-17

Die Beurteilung des beschädigten Brückengliedes gestaltete sich sowohl licht- als auch rasterelektronenmikroskopisch schwierig, da die Bruchfläche im Ap- proximalbereich lag und dadurch schwer einsehbar war. Spektrogramme zur Elementidentifizierung waren aufgrund einer zu geringen Zählrate (cps = counts per seconds) wenig aussagekräftig. Deshalb war die makroskopische Beurteilung in diesem Fall besonders wichtig (Tabelle 13, Abb. 59). Die Ergebnisse der makroskopisch getroffenen Charakterisierung der Keramikaussprengung konnten durch die lichtmikroskopische Betrachtung des Defektes, soweit möglich,

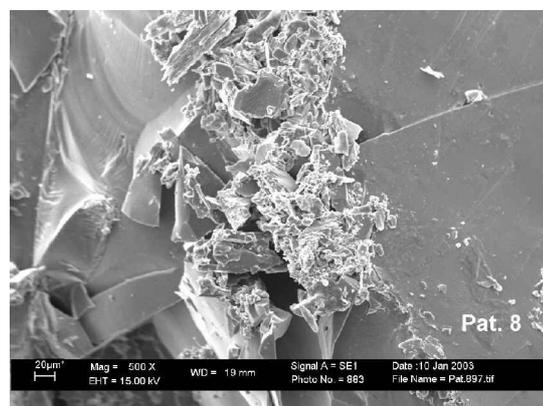
bestätigt werden. Auffallend war eine glatte und glänzende Bruchoberfläche. Hauptsächlich lag die Bruchzone innerhalb der Keramikverblendung. Lediglich im Zentrum war punktförmig das Metallgerüst sichtbar, was auf einen stabilen Titan-Keramik-Verbund schließen lässt. Im REM zeigten sich keine Auffälligkeiten (Abb. 60, REM-Aufnahme des Frakturbereiches, 45-fach; Abb. 61, Ausschnittvergrößerung 500-fach).



**Abb. 59** Brücke 14-17, beschädigte Keramikverblendung an Brückenglied 16



**Abb. 60** Keramikabplatzung im mesialen Bereich des Brückengliedes 16, Approximalbereich zum Pfeilerzahn 15, 45-fach



**Abb. 61** Ausschnittvergrößerung, 500-fach

### 3.3.1.4 Brückenglied 14, Seitenzahnbrücke 14-17

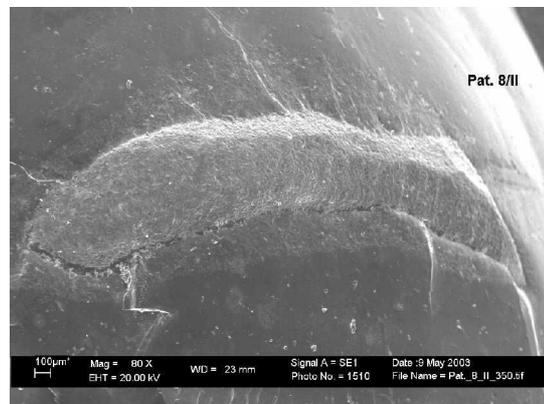
Im Lichtmikroskop war eine halbmondförmige Fraktur der Keramikverblendung bis zum Metallgerüst erkennbar, dessen Lage sich hauptsächlich auf den buccalen Schneidekantenbereich erstreckte. Die freiliegende Metalloberfläche wies

keine Opakereste auf. Sie erschien als dunkelgraue Oxidschicht. Eine ausgeprägte Oxidation des Titans beim Aufbrennen der Keramik konnte somit nicht gänzlich verhindert werden (Abb. 62, lichtmikroskopische Aufnahme des Frakturbereiches).

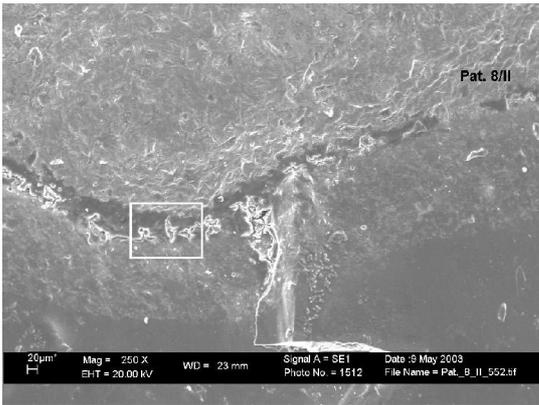
Im REM konnte bei einer 80-fachen Vergrößerung der gesamte Frakturbereich betrachtet werden. Die Legierung erschien als helle, halbmondförmige Vorwölbung (Reliefumkehr), welche zirkulär von einer schmalen Bruchzone innerhalb der Keramik begrenzt wurde. Die sich daran anschließende intakte Keramikverblendung stellte sich als dunkelgrauer, von einigen Poren durchsetzter, strukturloser Bereich dar (Abb. 63). Bei einer Ausschnittvergrößerung fielen im Bereich des Bruchspaltes (Übergang Metall-Keramik) bizarre, unterschiedlich geformte Gebilde auf, die bei einer 2000-fachen Vergrößerung noch eindrucksvoller erschienen. EDX-Analysen identifizierten dort Elemente, die auf Verunreinigungen hindeuten. (Abb. 64, 250-fache Vergrößerung des Bruchspaltes; Abb. 65 Verunreinigung, 2000-fach; Abb. 66 EDX-Analyse aus der Verunreinigung).



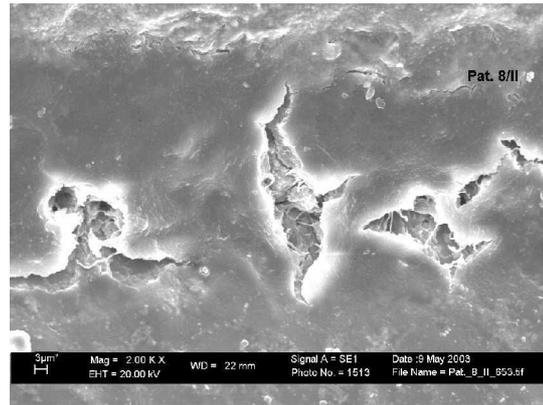
**Abb. 62** Lichtmikroskopische Aufnahme des Frakturbereiches am Brückenglied 14, Metalloxidschicht erkennbar



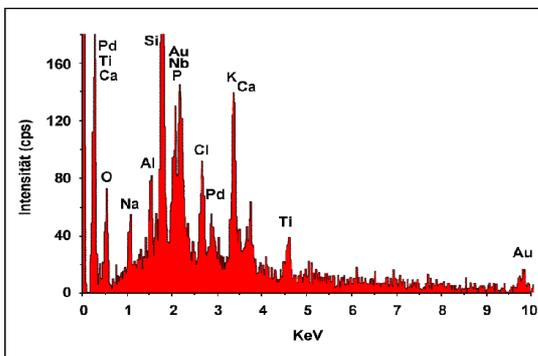
**Abb. 63** REM-Aufnahme des Frakturbereiches am Brückenglied 14, freiliegendes Metallgerüst als helle halbmondförmige Vorwölbung (Reliefumkehr) sichtbar, 80-fach



**Abb. 64** Bruchzone Übergang Metall - Keramik, 250-fach



**Abb. 65** Ausschnittvergrößerung Verunreinigung, 2000-fach



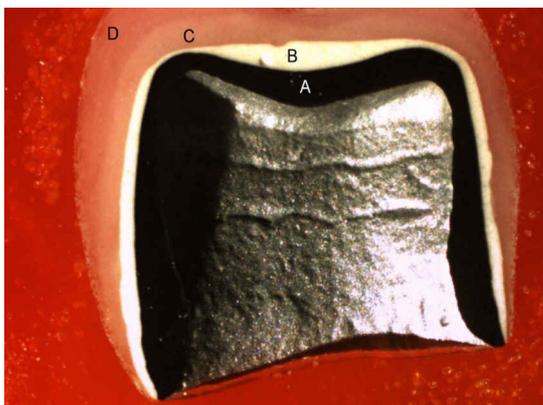
**Abb. 66** EDX-Analyse Verunreinigung

### 3.3.2 Ergebnisse der REM-Untersuchung der Testkronen

Um nach weiteren Ursachen für das gelegentlich aufgetretene Materialversagen zu forschen, wurden im Verlauf der Untersuchungen vier keramisch verblendete Testkronen aus den für die klinische Studie verwendeten Materialien angefertigt (siehe Kapitel 2.5.3).

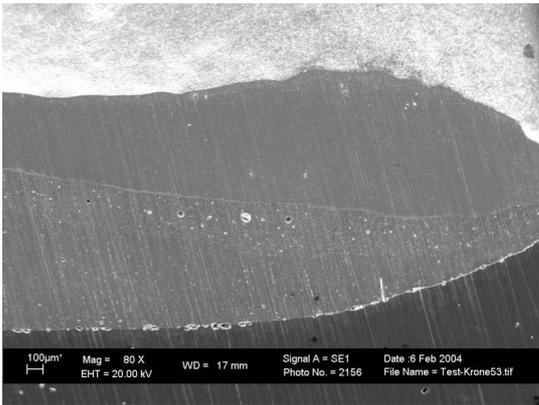
Beim Vergleich der Testkronen miteinander ergab weder die Betrachtung im Licht- noch im Rasterelektronenmikroskop Unterschiede. Ebenfalls konnten keine neuen Erkenntnisse über die Ursachen der Keramikabplatzungen gewonnen werden.

Im Lichtmikroskop waren die einzelnen Keramiksichten (Schmelz, Dentin, Opaker), das Metallgerüst und das Kronenlumen deutlich voneinander abgrenzbar. Im Kroneninneren zeigten sich Einschlüsse vom Sandstrahlen, die als Mikroretentionen beim Zementieren des Zahnersatzes fungieren (Abb. 67, Lichtmikroskopische Aufnahme Testkrone).

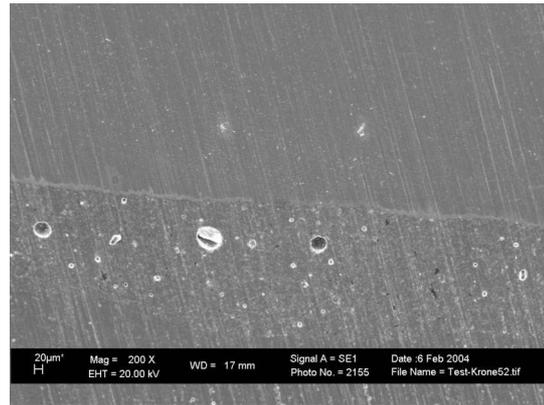


**Abb. 67** Testkrone im Lichtmikroskop, A - Gerüst, B - Opaker, C - Dentin, D - Schmelz

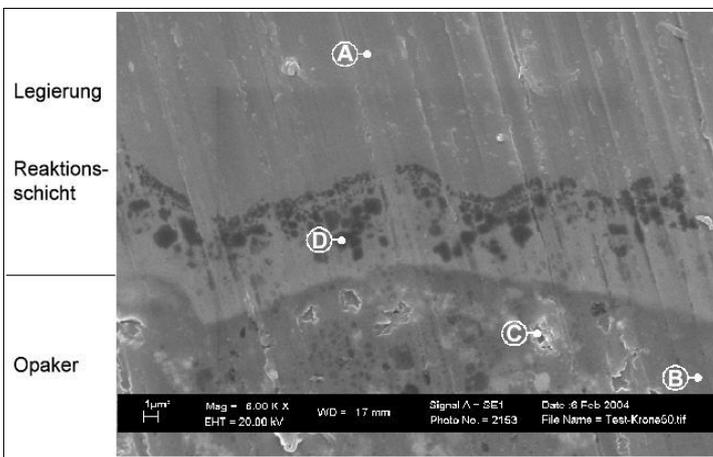
Bei der Betrachtung der Probe im REM erschien das Metallgerüst etwas heller als die einzelnen Keramiksichten. Lunker im Metallgerüst waren kaum erkennbar. Die Keramik stellte sich als homogener, vor allem im Opakerbereich teilweise von Mikroporen durchsetzter Bereich dar. Die Verbundzone zwischen Metall und Keramik zeigte sich bei einer 80-fachen Vergrößerung als helles, dünnes Band. Die Opakerschicht war deutlich vom Dentin unterscheidbar, die Abgrenzung Dentin – Schmelz bereitete jedoch etwas Schwierigkeiten (Abb. 68, REM-Aufnahme, 80-fach, Abb. 69, REM-Aufnahme, 200-fach). Zur Elementidentifizierung dienten EDX-Analysen. Auffallend war, dass im Opaker Titan gefunden wurde, dessen Konzentration in gerüstnahen Bereichen am höchsten war. Die Betrachtung der Verbundzone bei einer deutlich stärkeren Vergrößerung zeigte im opakernahen Bereich des Metallgerüsts unregelmäßig angeordnete dunkle Flecken, die in einem wellenförmigen Band angeordnet waren (Abb. 70, REM-Aufnahme, 6000-fach, Abb. 71, Abb. 72, Abb. 73, EDX Analysen Opaker, Gerüst, Pore im Opaker). EDX-Analysen aus dieser Reaktionsschicht identifizierten neben der TiAl6Nb7-Legierung auch Elemente der Keramikverblendung (Abb. 74 EDX Analyse Reaktionsschicht).



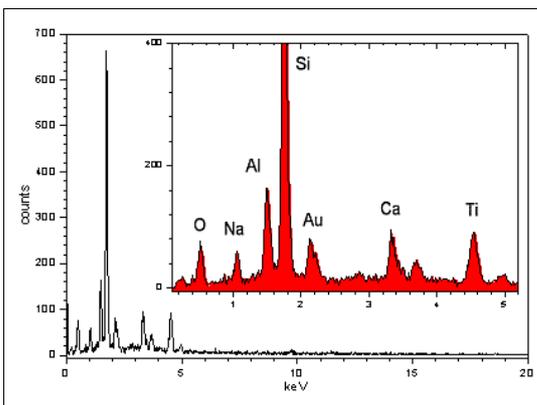
**Abb. 68** Testkrone, 80-fach



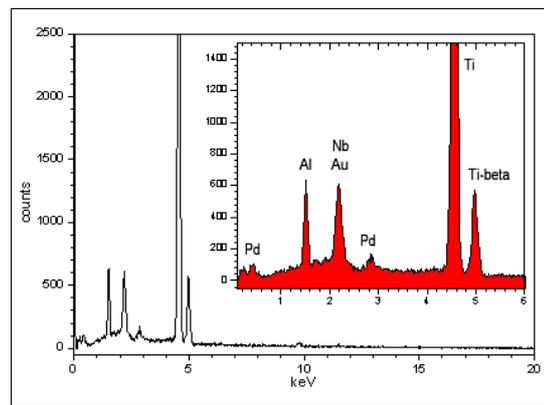
**Abb. 69** Testkrone, 200-fach, Legierung, Verbundzone und Opaker mit Poren



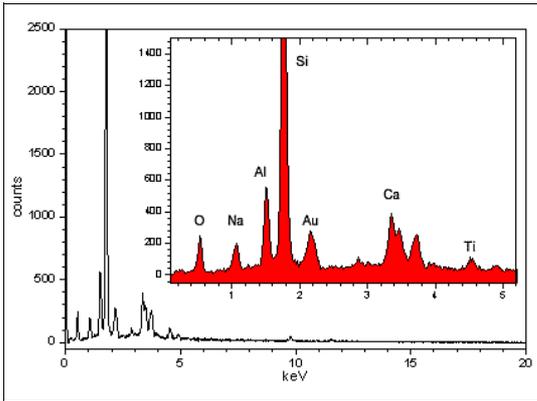
**Abb. 70** Testkrone, 6000-fach



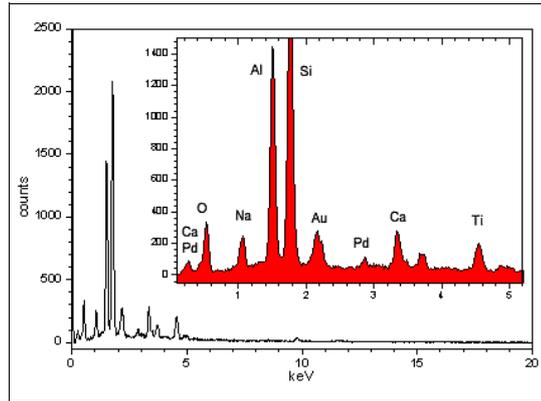
**Abb. 71** EDX-Spektrum Opaker, Stelle B in Abb. 70



**Abb. 72** EDX-Spektrum TiAl6Nb7-Legierung, Stelle A in Abb. 70



**Abb. 73** EDX-Spektrum Pore, Stelle C in Abb. 70



**Abb. 74** EDX-Spektrum Reaktionsschicht, Stelle D in Abb. 70



## 4 Diskussion und Schlussfolgerungen

Bei den keramisch verblendeten TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken, deren klinische Bewährung im Rahmen dieser Studie untersucht wurde, handelt es sich um die ersten Arbeiten dieser Art in Deutschland. Ergebnisse der mechanischen Verbundfestigkeit von TiAl6Nb7 (Girotan L, Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim) und Keramik (Initial Ti, Firma GC) liegen vor [18, 47], weitere klinische Studien existieren jedoch bisher nicht. Daher werden in dieser Arbeit nur Vergleiche mit keramisch verblendeten Reintitanrestaurationen durchgeführt. Außerdem muss bei der Bewertung der relativ kurze Beobachtungszeitraum von 12 Monaten berücksichtigt werden, so dass zuverlässige Aussagen über das klinische Langzeitverhalten von TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht getroffen werden können. Darüber hinaus muss selbstkritisch angemerkt werden, dass alle Restaurationen von uns selbst angefertigt wurden und dass deshalb deren Beurteilung bei aller Objektivität zum Teil als subjektiv einzuschätzen ist.

### 4.1 Zahntechnische Ergebnisse

Der Gussvorgang mit der Symbiocast erwies sich als weitgehend unproblematisch, womit Untersuchungsergebnisse von WOLF et al., LENZ et al. und KOISHI et al. bestätigt wurden, die ein sehr gutes Formfüllungsvermögen der Legierung sowohl in modernen Vakuum-Druckgussanlagen als auch im Schleudergussverfahren – durchgeführt mit der Ausfließprobe nach MEYER et al. – zeigten [40, 52, 106]. Auch LEHMANN berichtet von keinerlei Schwierigkeiten beim Gießen einer Implantatsuprakonstruktion aus TiAl6Nb7 [48]. Voraussetzung für ein vollständiges Ausfließen der Gussobjekte ist jedoch, dass die Modellation der Kronenwände einen Durchmesser von 0,5 mm nicht unterschreitet, da die Titanlegierung eine etwas höhere Viskosität, verglichen mit cp-Titan, besitzt. Dünn auslaufende Kronenränder führten in einem Testfall zu mehreren Fehlgüssen. Aus dieser Erkenntnis resultierend ist eine

Hohlkehlpriparation zu empfehlen, Tangentialpriparationen sollten möglichst vermieden werden.

Die Oberfläche der Gussobjekte wies nach dem Abstrahlen der Einbettmasse eine grobe Kornstruktur auf, dem subjektiven Eindruck nach vergleichbar mit der von Reintitangssen. Nahezu glänzende Oberflächen konnten bei dem Gusskegel erzielt werden. Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass mit der Vakuum-Druckgussanlage Symbiocast zwar eine optimale Sauerstofffreiheit erzeugt werden konnte, Restreaktionen der Schmelze mit der Einbettmasse und den darin eingeschlossenen Sauerstoffanteilen jedoch nicht vollständig zu verhindern waren. Nach Aussagen von LENZ et al. erfolgt eine Umwandlung der  $\beta$ -Phase in eine reine  $\alpha$ -Phase als Folge der Lösung von Sauerstoff in der Randschicht und durch die rasche Abkühlung. Alpha-Phasenbildung und Gitterverspannung bedingen eine Aufhärtung der Randzone [52]. Das Vorhandensein einer dünnen  $\alpha$ -case Schicht wurde rasterelektronenmikroskopisch durch LENZ et al. nachgewiesen. Sie zeigt bei dem Gussobjekt aus der TiAl6Nb7-Legierung Lamellenstruktur, bei Reintitan erscheint sie als strukturlose durchgehende Deckschicht [52].

Die in Studien von HAMANAKA beschriebene einfache und sehr gute Polierfähigkeit von TiAl6Nb7 kann bestätigt werden [24]. Auch LEHMANN berichtet in seiner Publikation von einer sehr glatten Oberfläche der TiAl6Nb7-Legierung, die eher der von NEM oder industriegefertigten Implantatabutments ähnlich sieht als der von Titan [48].

Die unproblematische Verarbeitung und hohe Ästhetik der Initial Ti Keramik (breite Farbpalette mit fluoreszierenden und opalen Dentin- und Schneidmassen) unterstreicht die Meinung vieler Autoren, dass sich mittlerweile mit titanspezifischen Keramiken auch ohne einen höheren labortechnischen Aufwand gleiche ästhetische Resultate wie mit konventioneller Verblendkeramik erzielen lassen [50, 58, 74, 101].

## 4.2 Klinische Ergebnisse

Die einhellig positiven Meinungen aller Studienteilnehmer zur Ästhetik, des Tragekomforts, der Funktionalität und der Materialverträglichkeit widerspiegeln wünschenswerte Materialeigenschaften von Titan und Keramik. Sowohl die Wärmedämpfung bei thermischen Einflüssen als auch das geringe spezifische Gewicht des Titans werden vom Patienten als angenehm empfunden. Durch die niedrige Wärmeleitfähigkeit können Pulpenirritationen verhindert werden [17, 60, 69, 83]. Die Bestätigung dessen findet man darin, dass innerhalb des Beobachtungszeitraumes an den Pfeilerzähnen weder „Kalt-Warm-Empfindlichkeiten“ auftraten noch endodontische Behandlungen notwendig waren. Allergische Reaktionen waren ebenfalls nicht zu verzeichnen, was für eine ausgezeichnete Biokompatibilität der verwendeten Materialien spricht. Eine ausgeprägte Korrosionsbeständigkeit der TiAl6Nb7-Legierung, welche bekanntlich die Voraussetzung für die Biokompatibilität von Dentallegierungen ist [50], wurde von verschiedenen Autoren durch Korrosionsprüfungen und Zytotoxizitätstests nachgewiesen [24, 39, 109, 110]. Auch klinisch wiesen die unverblendeten Metallbereiche keine Korrosionserscheinungen auf, was die Ergebnisse der In-vitro-Untersuchungen unterstreicht. Lediglich ein Studienteilnehmer beobachtete einen metallischen Geschmack. Es stellte sich heraus, dass dieser ausschließlich nach Benutzung einer bestimmten Zahncreme auftrat, was vergleichbar mit Ergebnissen von NAKAGAWA et al. ist. Sie fanden Korrosionserscheinungen sowohl bei Reintitan als auch bei der TiAl6Nb7-Legierung bereits bei Fluoridkonzentrationen um 1000 ppm, die gewöhnlich in vielen Zahncremes verwendet werden [63]. Studien anderer Autoren führten jedoch nur bei unverdünnter Applikation hochkonzentrierter Fluoridgele zu Oberflächenveränderungen am Metall [49, 93, 102]. Um genauere Aufschlüsse über die Ursachen dieser Reaktion zu erhalten, sind weitere Untersuchungen notwendig.

Der zufriedenstellende Randschluss und das Fehlen von Kronenrandkaries sind vergleichbar mit Ergebnissen von KAUS et al. und NILSON et al. [37, 65]. Die Passgenauigkeit gegossener Kronengerüste aus Titan ist in den vergangenen Jahren erheblich verbessert worden [81], so dass ein klinisch ak-

zeptabler Randschluss erzielt werden kann. Hauptgrund dafür ist die Reduktion der Aufhärtungsschicht („ $\alpha$ -case“), die durch moderne Titangussanlagen und neue reaktionsträge Einbettmassen erreicht wurde. Dennoch kann die Präzision der Edelmetallgusstechnik derzeit noch nicht ganz erreicht werden [31, 61, 81]. RINKE et al. ermittelten den Medianwert der Breite der Fügefuge bei gegossenen Titankronen mit 35  $\mu\text{m}$  (Variationsbreite 3-142  $\mu\text{m}$ ), den von hochgoldhaltigen Kronen mit 29  $\mu\text{m}$  (Variationsbreite 3-84  $\mu\text{m}$ ) [81]. Eine frühere Untersuchung von HÜLS und RINKE ergab bei Anwendung der gleichen Versuchsmethodik eine noch größere Diskrepanz (Titankronen: 52  $\mu\text{m}$ , Variationsbreite 1-217  $\mu\text{m}$ , hochgoldhaltige Kronen: 26  $\mu\text{m}$ , Variationsbreite 2-97  $\mu\text{m}$ ) [31].

Das äußere Erscheinungsbild der Kronen und Brücken, was anhand des Qualitätssystems der California Dental Association (CDA-Bewertung) unter besonderer Berücksichtigung der Farb- und Oberflächenänderung der Keramik beurteilt wurde, wirkte an keinem der drei Nachuntersuchungstermine verändert. Hier scheint ein Unterschied zu anderen Autoren vorzuliegen. NILSON et al., welche die Auswertung ebenfalls nach dem CDA-System durchgeführt haben, verzeichneten bei der zweiten Nachkontrolle (26-30 Monate nach Eingliederung) an 10 von 33 Kronen einen Wechsel von „exzellent“ nach „akzeptabel“ [65]. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch REPPEL et al. [79]. Sie berichten von „geringen ästhetischen Einbußen“ bei 36 % der Restaurationen nach 16-21 Monaten. Hierzu muss jedoch angemerkt werden, dass sowohl bei NILSON et al. als auch bei REPPEL et al. die Farb- und Oberflächenveränderungen erst nach einer Tragezeit von ca 2 Jahren aufgetreten sind, die letzte Kontrolle der Kronen und Brücken im Rahmen dieser Studie jedoch nach einem Jahr erfolgte, so dass die Langzeitergebnisse abgewartet werden müssen, um endgültige Aussagen treffen zu können. Es werden allerdings keine ästhetischen Einbußen erwartet, da Titankeramiken heutzutage, hinsichtlich ihres Löslichkeitsverhalten, den konventionellen Aufbrennkeramiken in nichts mehr nachstehen [15, 107].

Die Bewertung der parodontalen Befunde bezog sich auf die Blutungsneigung, welche ein entscheidendes Entzündungskriterium darstellt, und auf Gingivarezessionen bzw. -hypertrophien im Bereich der Pfeilerzähne. Der direkte Vergleich der Blutungsindizes mit denen anderer Autoren gestaltet sich schwierig, da einerseits unterschiedliche Indizes verwendet wurden, andererseits sowohl bei NILSON et al. als auch bei REPPEL et al. als Kontrollgruppe die jeweils kontralateral liegenden Zähne dienten, worauf in dieser Studie bewusst verzichtet wurde [65, 80]. Vielmehr wurde Wert auf einen Primärbefund gelegt, aufgrund dessen, wenn notwendig, Parodontosebehandlungen durchgeführt wurden. Parallel dazu erfolgten Mundhygieneinstruktionen, so dass bei allen Probanden zu Beginn der Studie parodontal entzündungsfreie Zustände vorlagen. Daher kann erwartet werden, dass Entzündungen im Umgebungsbereich der Restaurationen zuverlässige Hinweise auf Unverträglichkeitsreaktionen der verwendeten Materialien geben. Heutzutage besteht kein Zweifel mehr darüber, dass inkompatible Metalle und Legierungen durch ihre aus dem Gefüge korrosiv entlassenen toxischen Metallionen auch als primäre Ursache von lokalisierten parodontalen Erkrankungen in Frage kommen [105].

Der in dieser Untersuchung erstellte Papillen-Blutungs-Index (PBI) nach MÜHLEMANN von 1978 wurde ausgewählt, da dies ein sensitives Erhebungssystem ist, welches sich auf die Tatsache stützt, dass das Auftreten von leichten Blutungen, besonders im Approximalraum, das Initialsystem einer Gingivitis oder Parodontitis marginalis darstellt [27, 78]. Es stellte sich heraus, dass an allen Kontrollterminen die Blutungsneigung an den Pfeilerzähnen sehr gering war, was erneut die ausgezeichnete Biokompatibilität der TiAl6Nb7-Legierung und auch der Initial Ti Verblendkeramik unterstreicht. Die leicht ansteigende Tendenz positiver Blutungswerte in den Bereichen von Grad 1 und Grad 2 ist in erster Linie auf leichte Mundhygienedefizite zurückzuführen. Obwohl, wie bereits erwähnt, sich die Blutungsindizes und Kriterien der Befundung anderer Autoren von denen in dieser Studie verwendeten unterscheiden, so sind die ermittelten Ergebnisse dennoch, wenn auch nicht direkt, miteinander vergleichbar. NILSON et al. stellten approximal eine

Zunahme der Blutungsneigung sowohl an den überkronen als auch an den Kontrollzähnen fest, während buccal und palatinal / lingual eine Abnahme an den überkronen Zähnen und eine Zunahme an den Kontrollzähnen zu verzeichnen war [65]. Die Ursachen für diese Entwicklung konnten nicht genau bestimmt werden, sind aber sicher in schon vorhandenen parodontalen Erkrankungen und / oder einer unzureichenden Zahnpflege zu suchen. Von REPPEL et al. wurden in Bezug auf den von ihnen ermittelten Sulkus-Blutungs-Index zwischen den Titanbrücken und den hochgoldhaltigen Brücken sowie den Kontrollzähnen keine Unterschiede festgestellt [80].

Die Ermittlung der Lage des Kronenrandes erfolgte am Tag der Eingliederung der Restaurationen und an den jeweiligen Kontrollterminen nach 3, 6 und 12 Monaten Tragezeit. Die Ergebnisse geben Aufschluss über im Lauf der Zeit eingetretene Gingivarezessionen, die einen freiliegenden Kronenrand und damit vor allem im Frontzahnbereich ästhetische Einbußen zur Folge haben. Andererseits kann eine Hypertrophie der Gingiva ein Hinweis auf vorliegende Entzündungsprozesse sein. Anhand der ermittelten Werte kann eine gute marginale Integrität der TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken sowohl an den verblendeten als auch unverblendeten Bereichen bestätigt werden. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch NILSON et al. bei Reintitankronen. Sie verzeichneten lediglich eine geringe Veränderung von primär gingival liegenden Kronenrändern zu subgingival liegenden Kronenrändern nach 26-30 Monaten. Es handelte sich jedoch dabei nicht um eine entzündlich bedingte Hypertrophie der Gingiva [65].

### **4.3 Misserfolgsanalyse**

Obwohl hier noch keine Langzeitergebnisse vorliegen, ist schon eindeutig erkennbar, dass die keramisch verblendeten TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken eine erhöhte keramische Komplikationsrate aufweisen, da bereits innerhalb einer einjährigen Tragedauer an 7 der 41 Restaurationen (4 Kronen, 3 Brücken) Abplatzungen festgestellt wurden, was einer Defektrate von 17 % entspricht. Bezogen auf die 63 verblendeten Einheiten ergibt das eine Schadensrate von 11 %. Andere Autoren berichten von ähnlichen Problemen

bei der Einführung keramisch verblendeter Reintitankonstruktionen in die Prothetik, ganz gleich, ob die Kronen- bzw. Brückengerüste aus gegossenem oder gefrästem Titan hergestellt waren. REPPEL et al. stellten nach einer Tragedauer von durchschnittlich 18,5 Monaten an 15 % der Kronen und Brücken Beschädigungen fest, was einer Defektrate von 10 % bezogen auf die 62 Verblendeinheiten entspricht [79]. Eine noch höhere Misserfolgsquote hatten REPPEL et al. und KAUS et al. nach einem Beobachtungszeitraum von 24 bzw. 30 Monaten. Bei KAUS et al. wiesen 25,9 % der titankeramischen Verblendeinheiten Risse oder Abplatzungen auf. REPPEL et al. berichteten von 13,3 % beschädigten Verblendungen [37, 80]. Lediglich bei NILSON et al. ist die Bruchrate mit 5 % etwas niedriger als in anderen Studien. Allerdings wurde von ihnen ausschließlich die klinische Bewährung von Einzelkronen untersucht [65]. Brückenrestorationen, an denen wesentlich häufiger Schäden zu beobachten waren [37], wurden nicht berücksichtigt.

Demgegenüber steht eine deutlich geringere Schadensrate bei konventionellen metallkeramischen Restaurationen. In einer Langzeitstudie von KERSCHBAUM et al. standen nach 5 Jahren 94 %, nach 10 Jahren 89 % der Einzelkronen in Funktion. Bei den Brücken waren nach 5 Jahren 99 %, nach 10 Jahren 80 % der metallkeramischen Verblendeinheiten in situ [38]. Untersuchungen anderer Autoren zeigen ähnliche Ergebnisse. Bei STRUB et al. lag die Misserfolgsrate bei 2,7 % nach 7 Jahren [94], bei REPPEL et al. waren 3,4 % der keramischen Verblendeinheiten hochgoldhaltiger Brücken nach 2 Jahren beschädigt [80]. COORNAERT et al. ermittelten bei 2,4 % der hochgoldhaltigen Restaurationen Keramikabplatzungen innerhalb von 7 Jahren nach der Eingliederung [9].

Die Gründe für das Versagen von metallkeramischen prothetischen Restaurationen sind vielschichtig, wobei im Einzelfall mehrere Ursachen zusammenwirken können. Oft frakturiert die Keramik wahrscheinlich durch eine Vielzahl von andauernden relativ geringen Belastungen und nicht durch ein einzelnes großes Ereignis [66]. Als eine der Hauptursachen für Keramikabplatzungen bei metallkeramischen Konstruktionen werden Mikrorisse in der Keramik angenommen, die u.a. entstehen durch:

- technische Fehler beim Aufbrennen der Keramik
- Abstimmungsprobleme zwischen den Wärmeausdehnungskoeffizienten der keramischen Verblendmasse und des Metallgerüsts
- ein fehlerhaftes Design des Metallgerüsts
- eine übermäßige Dicke der Keramik mit unzureichender Metallunterstützung [11] oder
- kleine Kanten an der Keramikoberfläche [45].

Wird die Restauration unterhalb seiner Festigkeit belastet (Kabelastung, Temperatureinfluss, chemische Einflüsse), in einem zusätzlich noch feuchten Umgebungsmedium (Mundhöhlenmilieu), wächst, ausgehend von einem kritischen Fehler, erst langsam, bei weiterer Belastung immer schneller ein Riss, der letztendlich zum Bruch der Keramik führt [10]. Dieses Verhalten wird auch als unterkritisches Risswachstum bzw. Spannungsrisskorrosion bezeichnet.

Obwohl es schwierig zu sagen ist, welches Ereignis schließlich zum Bruch der Keramik führt, sollen mögliche Gründe für die in dieser Studie beobachtete erhöhte Defektrate keramisch verblendeter TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken diskutiert werden. Faktoren, die bei konventionellen Metall-Keramik-Systemen zum Bruch der Keramik führen, gelten ebenfalls für titankeramische Systeme. Jedoch kommt im Bereich der Titankeramik erschwerend hinzu, dass trotz der großen Fortschritte, die in den vergangenen Jahren erzielt wurden, die Verarbeitungsprobleme des Titans nicht vollständig gelöst sind und daher die Verbundfestigkeitswerte von herkömmlichen metallkeramischen Systemen noch nicht ganz erreicht werden [64].

Wichtig ist zu erwähnen, dass in der restaurativen Zahnheilkunde zur Herstellung von gegossenen prothetischen Konstruktionen bisher das sogenannte Reintitan verwendet wurde, jedoch mit der TiAl6Nb7-Legierung noch keinerlei klinische Erfahrungen vorlagen. Zudem wurde auch die Initial Ti Keramik, welche für die Verblendung von Gerüstwerkstoffen aus reinem oder legiertem Titan geeignet ist, bisher noch nicht verarbeitet. Da mit der Einführung neuer Materialien gewöhnlich auch die Versagensquote steigt [79], müssen anfängliche

Verarbeitungsprobleme als eine mögliche Ursache für das teilweise Abplatzen der Keramikverblendungen in Betracht gezogen werden.

So wurden zum Beispiel bei der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung des defekten Zahnersatzes gehäuft Mikroporen im Bruchspalt gefunden, welche perlschnurartig aufgereiht waren. EDX-Analysen ergaben, dass diese teilweise nicht versinterte Keramikanteile enthielten. Lufteinschlüsse beim Auftragen der Keramik [16] oder eine zu schnell ansteigende Brenntemperatur könnten Gründe für diese Porositäten sein [74]. Außerdem fielen bei einer Arbeit bizarre Gebilde innerhalb der in der Keramik gelegenen Bruchzone auf. EDX-Analysen identifizierten Elemente, die Hinweise auf Verunreinigungen ergaben und somit ebenfalls als eine mögliche Ursache für die Keramikabplatzung in Frage kommen.

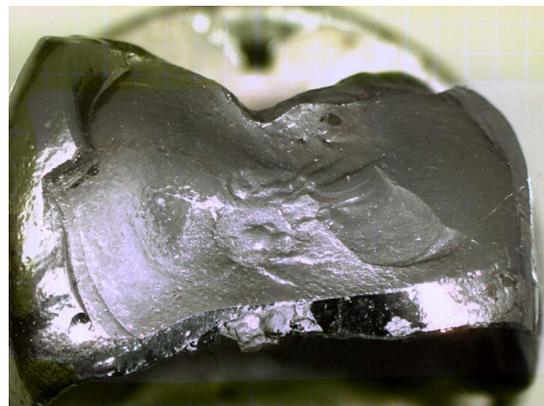
Auffallend war, dass bei Frakturen innerhalb der Keramik makroskopisch die Bruchflächen sehr glatt und abgerundet waren, was ein Hinweis auf eine zu hohe Endtemperatur beim Brennen sein könnte [74]. Zudem deutet dieses Phänomen auf eine inhomogene Temperaturverteilung im Ofen-Innenraum hin, da solche Abplatzungen ausschließlich an mehrgliedrigen Brückenrestaurationen beobachtet wurden. Eine Bestätigung dessen findet man in Untersuchungen von LINDEMANN zum Temperaturprofil in Keramik-Brennöfen. Diese haben ergeben, dass in allen von ihm getesteten Öfen sowohl Abweichungen zwischen der tatsächlich im Ofeninneren herrschenden Temperatur und der gewünschten Aufbrenntemperatur bestanden als auch ein inhomogenes Temperaturgefälle herrschte. Bei zwei Öfen reagierte die Regelcharakteristik so träge, dass während der Aufheizphase die Solltemperatur um mehrere Zehnergrade überschritten wurde. Erst nach geraumer Zeit wurde die Temperatur bis zur Endtemperatur heruntergeregelt, die aber auch nicht den Vorgaben der Hersteller bezüglich der Aufbrenntemperatur entsprach. Bei dem dritten Ofen war kein „Überschwingen“ festzustellen, dafür wurde die voreingestellte Endtemperatur deutlich überschritten [56]. Jedoch erfordern besonders die Titankeramikmassen eine sehr exakte Temperaturführung, da ihre Verarbeitungstemperatur nur wenige Grade unterhalb des kritischen Phasenumwandlungspunktes für Ti-

tan liegt, der bekanntlich mit einer Dimensionsänderung im Titangerüst einhergeht. Die Folge kann sein, dass bei Belastung des eingegliederten Ersatzes durch Lösen innerer Spannungen die Verblendung abplatzt [56].

Weiterhin zeigten sich in unserer Untersuchung an 2 Kronen Spannungsrünge bereits einen Tag nach dem Brand. Diese traten auch nach Erneuerung der Verblendung wieder auf. Das Problem konnte erst behoben werden, nachdem fehlende Aufbaufüllungen am Zahnstumpf ausgeglichen und damit gleichmäßige Wandstärken der Gerüstverblendflächen erreicht wurden. Zudem wurde an einer beschädigten Krone die Fraktur der Keramik genau im Bereich der fehlenden Zahnaufbaufüllung beobachtet (Abb. 75, Gipsmodell, Abb. 76 Lichtmikroskop). Auffallend war ebenfalls, dass bei allen Brücken, an denen Keramikabplatzungen festgestellt wurden, diese immer im Bereich der massiven Brückenzwischenglieder auftraten. Als mögliche Ursachen dafür könnten sowohl Abstimmungsprobleme zwischen den Wärmeausdehnungskoeffizienten der Initial Ti Verblendkeramik ( $8,7 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ) und der TiAl6Nb7-Legierung ( $10,1 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ) als auch lokale Änderungen in der Wärmespannungsverteilung in Betracht kommen.



**Abb. 75** Stumpf, Krone 16, distal fehlende Aufbaufüllung



**Abb. 76** Krone 16, distale Kronenwand 3 Monate nach Eingliederung frakturiert

Bekannt ist, dass wegen der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Aufbrennlegierung und Keramik in Verblendkronen bei der Abkühlung nach dem Brand Wärmespannungen erzeugt werden. Die Höhe und Ver-

teilung der Spannungen ist von der Differenz der WAK der Verbundmaterialien, von der Form und den Abmessungen der Zahnersatzkonstruktion, von der Verteilung der einzelnen Materialien im Querschnitt sowie den Materialeigenschaften abhängig [54, 87, 88, 89]. Zum Abplatzen oder Reißen der keramischen Verblendung kommt es, wenn unter den gegebenen Beanspruchungen die Spannungen in den metallkeramischen prothetischen Restaurationen die Festigkeit des Gesamt-Verbundsystems überschreiten. Ein Abplatzen innerhalb der Keramik deutet darauf hin, dass die Festigkeit der Keramik überschritten wurde. Sollte dabei das Metall freigelegt sein, muss das nicht unbedingt besagen, dass der Verbund zwischen Metall und Keramik schlecht war, aber unzureichend. Oder besser gesagt: die an der Verbundstelle aufgetretenen Spannungen hatten die Verbundfestigkeit überschritten [88].

LENZ konnte durch seine Untersuchungen bestätigen, dass die Keramik-Zugspannung als die „kritische“ Spannung angesehen werden muss und deren Größe durch den Innenradius, das Wandstärkeverhältnis und die Gesamtwandstärke metallkeramischer Kronen bestimmt wird. [54].

Studien von SCHWICKERATH zum Einfluss unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten auf das Verhalten metallkeramischer Konstruktionen haben gezeigt, dass während der Abkühlung nach dem Brand Formänderungen an U-förmigen Prüfkörpern auftraten, deren Größe von der Differenz der WAK zwischen Metall und Keramik abhängig war. Der Wärmeausdehnungskoeffizient der Keramik, die sich im äußeren Bereich des Probekörpers befand, lag geringfügig unter dem der Legierung, um eine gewisse Druckvorspannung zu erzeugen. Bei Verwendung der gleichen Keramik war eine Verminderung der Schenkelabstände zu messen, welche mit zunehmendem WAK der Legierung deutlich zunahm [87], was auch allen Vorstellungen entspricht und ebenfalls von anderen Autoren, wie zum Beispiel DORSCH [13], bestätigt wird. Diese Formänderungen sind auf Spannungen zurückzuführen, die durch eine unterschiedlich starke Kontraktion der einzelnen Materialien im Verbund bei der Abkühlung entstehen [87].

Gegenüber diesen Erkenntnissen und unseren Vermutungen stehen Ergebnisse von LEE. LEE führte Vergleichsuntersuchungen zur Abkühlungskontraktion von titankeramischen Systemen durch [47]. Er wählte jedoch eine andere Versuchsanordnung als SCHWICKERATH [87], was den direkten Vergleich der beiden Studien erschwert. Bei dem von ihm benutzten neu entwickelten Tübinger Gabeltest wurden gespaltene Prüfkörper aus cp-Titan Grad 2 und der auch in dieser Studie verwendeten TiAl6Nb7-Legierung auf der einen Hälfte oben, auf der anderen unten mit der Initial Ti Keramik verblendet. Nach Abkühlung der Proben wurde die Aufdehnungstrecke der Branchenenden gemessen und daraus die effektive Abkühlungsdifferenz berechnet. Ganz im Gegensatz zu den Erwartungen war der Wert der effektiven Abkühlungskontraktion für das Legierungs-Keramiksyste m signifikant kleiner als für das System cp-Titan / Initial Ti Keramik, obwohl die Differenz der Wärmeausdehnungskoeffizienten zwischen cp-Titan und Keramik geringer war als zwischen TiAl6Nb7-Legierung und Keramik [18, 47]. Eine Erklärung dieser Ergebnisse ist zum jetzigen Zeitpunkt äußerst schwierig und bedarf weiterer Untersuchungen. Es könnte jedoch ein Zusammenhang zwischen den unterschiedlichen elastischen Eigenschaften von cp-Titan und TiAl6Nb7-Legierung bestehen, da, wie bereits erwähnt, die Höhe der Wärmespannungen auch von den Materialeigenschaften abhängig ist. Des Weiteren werfen die von LEE ermittelten Werte für das Legierungs-Keramiksyste m (TiAl6Nb7-Opaker:  $(0,39 \pm 0,18) \times 10^{-3}$ , TiAl6Nb7-Opaker / Dentin:  $(0,89 \pm 0,25) \times 10^{-3}$ ) die Frage auf, ob die gewünschte Druckvorspannung der Keramik überhaupt erreicht wird. Eine zu geringe Druckvorspannung hätte eine Schwächung des Metall-Keramik-Verbundes zur Folge [87] und müsste damit ebenfalls als eine Ursache für die erhöhte Komplikationsrate der in dieser klinischen Studie beurteilten keramisch verblendeten TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken in Betracht gezogen werden.

Wie bereits mehrfach berichtet, ist das Problem des Titan-Keramik-Verbundes trotz erheblicher Fortschritte, welche auf neue reaktionsträge Einbettmassen und die Entwicklung von Haftbondern zurückzuführen sind, noch nicht vollständig gelöst (siehe Kapitel 1.2.4.4). Die Normanforderung für die Verbundfestig-

keit von 25 MPa wird zwar heutzutage von titankeramischen Restaurationen weit übertroffen, dennoch konnte im Vergleich zu konventionellen metallkeramischen Systemen bisher kein gleichwertiger Haftverbund erzielt werden (siehe Kapitel 1.2.4.4) [64, 77, 81]. Bei den von LEE ermittelten Verbundfestigkeitswerten wurde zudem kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Initial Ti Keramik / cp-Titan ( $41,0 \pm 5,9$  MPa) und Initial Ti Keramik / TiAl6Nb7 ( $41,6 \pm 12,6$  MPa) festgestellt [47]. In unseren Untersuchungen fiel bei der makroskopischen und lichtmikroskopischen Beurteilung von 2 defekten Restaurationen auf, dass sowohl die abgescherten Metall- als auch Keramikoberflächen (wenn noch vorhanden) dunkelgrau erschienen und somit der Bruchverlauf in der Metalloxidschicht verlief. Das bedeutet, dass eine ausgeprägte Oxidation des Titans beim Aufbrennen der Keramik, welche entscheidend verantwortlich gemacht wird für die Haftfestigkeitsverluste des Titan-Keramik-Verbundes [1, 36, 41], nicht gänzlich verhindert werden konnte.

Jedoch sollte an dieser Stelle angemerkt werden, dass ein schlechter Titan-Keramik-Verbund vermutlich nicht einer der Hauptgründe für das vermehrte Auftreten von Keramikabplatzungen war, da bei 5 der 7 beschädigten Kronen und Brücken der Bruch überwiegend innerhalb der Keramikverblendung verlief. Das bedeutet, dass in diesen Fällen die Verbundzone stabiler war als die Keramik [42].

Außerdem wurde eine interessante Entdeckung bei der rasterelektronenmikroskopischen Betrachtung der metallkeramischen Verbundzone der Testkronen gemacht. In den opakern Gerüstbereichen war deutlich eine Reaktionsschicht zu erkennen, welche auf Grenzflächenreaktionen schließen lässt. EDX-Analysen bestätigten diese Vermutung. Es konnten in der Reaktionsschicht sowohl Legierungs- als auch Keramikbestandteile nachgewiesen werden. Ob jedoch diese Grenzflächenreaktionen stabilisierend auf den Metall-Keramik-Verbund wirken, konnte nicht ermittelt werden, wäre aber möglich. Zudem war auffallend, dass im Opaker Titan gefunden wurde, dessen Konzentration in gerüstnahen Bereichen des Opakers am höchsten war. Die Gründe dafür können vielschichtig sein. Einerseits werden Metalloxide – so auch  $TiO_2$  – zum Einfärben

der Keramik verwendet [74], andererseits wäre auch eine Diffusion des Titans in den Opaker denkbar, was dessen höhere Konzentration im gerüstnahen Bereich des Opakers erklären würde. Da diese Aussagen als sehr spekulativ zu betrachten sind, bedürfen sie einer genaueren Abklärung.

In verschiedenen klinischen Studien mit Erfahrungsberichten über keramisch verblendetem Zahnersatz aus Reintitan wird immer wieder darauf hingewiesen, dass die geringen Festigkeitswerte des Titans eine weitere Ursache für ein vermehrtes Auftreten von Defekten sein könnten [37, 79]. Es wurde empfohlen, über eine optimierte Gerüstgestaltung den Effekt zu kompensieren. Wie in Kapitel 1.2.2 ausführlich beschrieben, bietet die TiAl6Nb7-Legierung gegenüber dem Reintitan deutliche Vorteile hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften, so dass ein nicht ausreichend dimensioniertes Metallgerüst als Grund für das Abplatzen von Keramikverblendungen ausgeschlossen werden kann.

## 4.4 Schlussfolgerungen

Mit der TiAl6Nb7-Legierung steht in der zahnmedizinischen Prothetik ein biokompatibles Material zur Verfügung, welches dem cp-Titan hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften und Polierfähigkeit deutlich überlegen ist. Dadurch besteht die Möglichkeit, es auch für hoch beanspruchte Konstruktionen (mehrgliedrige Brücken, Modellgussprothesen) einzusetzen. Zudem kann bei keramisch verblendetem, festsitzendem Zahnersatz das Metallgerüst graziler gestaltet werden, wodurch man ästhetisch bessere Ergebnisse erzielt. Die Initial Ti Verblendkeramik zeichnet sich durch eine einfache Handhabung und hohe Ästhetik aus.

Die Bestätigung dafür findet man in den Ergebnissen dieser Studie. Alle keramisch verblendeten TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken erfüllten hinsichtlich Ästhetik, Funktionalität und Tragekomfort hohe Ansprüche. Die Defekte an den Keramikverblendungen liegen jedoch über den Werten vergleichbarer Untersuchungen für konventionelle Aufbrennlegierungen und machen deutlich, dass die Probleme in der Titanverarbeitung noch nicht vollständig gelöst sind. Da die Gründe für das Versagen der Restaurationen vielschichtig sind und im

Einzelfall wahrscheinlich das Zusammenwirken mehrerer Ursachen zum Abplatzen der Keramikverblendung geführt hat, sollten Verarbeitungsfehler sowohl beim Gießen als auch beim Verblenden des Gerüsts möglichst minimiert werden. Ebenfalls ist ein sehr sorgfältiges Arbeiten des Zahnarztes gefordert (z. B. Hohlkehlpräparation, genügend Platz zum Antagonisten schaffen, nicht ohne Aufbaufüllungen arbeiten, Überprüfung der Passgenauigkeit des Zahnersatzes). Des Weiteren bedarf es nachfolgender Untersuchungen, um Fragen zu klären, die hinsichtlich der Differenz der Wärmeausdehnungskoeffizienten zwischen Initial Ti Keramik und TiAl6Nb7-Legierung und der lokalen Änderungen in der Wärmespannungsverteilung aufgeworfen wurden. Zudem sind weiterführende Studien zu den Grenzflächenreaktionen zwischen Aufbrennkeramik und Titanlegierung notwendig.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass keramisch verblendete TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken erfolgversprechend in der restaurativen Zahnheilkunde eingesetzt werden können, dass sie jedoch eine große Herausforderung, besonders für den Zahntechniker, bedeuten. Bis zum routinemäßigen klinischen Einsatz sollten die Probleme der erhöhten keramischen Komplikationsrate erst noch gelöst werden.



## 5 Zusammenfassung

Diese Studie untersucht die klinische Bewährung von keramisch verblendeten TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken.

Titan und seine Legierungen erfüllen in der Zahnheilkunde weitgehend die Forderung nach Biokompatibilität und Korrosionsbeständigkeit bei gleichzeitig günstigem Preis-Leistungsverhältnis. Da eine stetig wachsende Anzahl an Allergikern es notwendig macht, Materialien zu verwenden, die vom Organismus als biokompatibel akzeptiert werden, findet der Werkstoff Titan seit einigen Jahren immer mehr Eingang in den klinischen Bereich der Zahnmedizin. Aber auch andere Eigenschaften, wie etwa sein niedriges spezifisches Gewicht oder seine geringe Wärmeleitfähigkeit, machen ihn zu einem ernstzunehmenden Konkurrenten für konventionelle Dentallegierungen.

Die hohe Reaktionsfreudigkeit des Titans vor allem gegenüber Gasen wie  $O_2$  und  $N_2$  – hinsichtlich der Korrosionsbeständigkeit wünschenswert – erschwert jedoch seine Verarbeitung erheblich. Insbesondere die Herstellung von Gussobjekten, die in der zahnmedizinischen Prothetik Anwendung finden, und deren keramische Verblendung waren lange Zeit sehr problematisch. Moderne Gießanlagen, die unter Schutzgasatmosphäre (Argonflutung) arbeiten, sowie die Entwicklung niedrigschmelzender Keramiken und spezieller Bonder schufen Voraussetzungen, diese Schwierigkeiten zum großen Teil zu überwinden.

Gegossene prothetische Restaurationen wurden bisher aus dem sogenannten Reintitan (cp-Titan = commercially pure) angefertigt. Titanlegierungen fanden im dentalen Anwendungsbereich lediglich als konfektionierte Fertigteile Berücksichtigung, wie zum Beispiel als Wurzelstiftsysteme, Drähte für festsitzende kieferorthopädische Apparaturen oder zahnärztliche Implantate. Da sie jedoch dem cp-Titan in ihren mechanischen Eigenschaften hinsichtlich Dehngrenzen, Zugfestigkeit und Dauerfestigkeit überlegen sind und zudem einen höheren Abnutzungswiderstand und bessere Polierbarkeit besitzen, besteht das Bestreben, auch festsitzenden und abnehmbaren gegossenen Zahnersatz daraus

anzufertigen. Favorisiert wird in der Zahnmedizin inzwischen die TiAl6Nb7-Legierung, da sie zusätzlich zu den beschriebenen günstigen Eigenschaften auch frei von biologisch kritischen Bestandteilen ist.

Die Stichprobe bildeten 24 Probanden, 11 weibliche und 13 männliche, im Alter zwischen 24 und 73 Jahren (Durchschnittsalter 46 Jahre). Ihnen wurde im Zeitraum von Juli 2002 bis Dezember 2002 festsitzender, metallkeramischer, gegossener Zahnersatz eingegliedert. Die Metallgerüste wurden aus der Titan-Aluminium-Niob-Legierung (TiAl6Nb7) Girotan L (Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim) angefertigt. Deren Verblendung erfolgte mit der Verblendkeramik Initial Ti (Firma GC). Die gusstechnische Umsetzung wurde mit der Vakuum-Druckgussanlage Symbiocast (Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim) durchgeführt. Die Gesamtzahl der Restaurationen betrug 41, genauer 29 Einzelkronen und 12 vier- bis sechsgliedrige Brücken. Da nicht alle Brücken vollkeramisch verblendet wurden, standen 63 keramische Verblendeinheiten für die Nachuntersuchungen zur Verfügung. Diese erfolgten 3, 6 und 12 Monate nach Eingliederung.

Bei den Kontrollterminen wurden bewertet:

- Defekte am Metallgerüst und / oder der Keramik
- Farb- und Oberflächenveränderungen der Keramik
- Entzündungen im Umgebungsbereich des Zahnersatzes
- Lage des Kronenrandes
- Kronenrandkaries
- Vitalität

Das äußere Erscheinungsbild der Kronen und Brücken wurde anhand des Qualitätssystems der California Dental Association (CDA-System) unter besonderer Berücksichtigung der Veränderungen an der Keramik (Farbe, Oberfläche, Risse, Abplatzungen) beurteilt. Außerdem wurden die Patienten gebeten, Fragen zur Ästhetik, des Tragekomforts und der Funktionalität des Zahnersatzes zu beantworten. Beschädigte Arbeiten wurden entfernt und, soweit möglich, im Rasterelektronenmikroskop betrachtet.

Die zahntechnischen Ergebnisse gliedern sich wie folgt:

- Der Gussvorgang mit der Symbiocast erwies sich als weitgehend unproblematisch. Jedoch sollte die Modellation der Kronenwände 0,5 mm nicht unterschreiten. Dünn auslaufende Kronenränder, wie sie bei der Tangentialpräparation zu finden sind, führten in einem Testfall, vermutlich durch die höhere Viskosität der Schmelze von TiAl6Nb7 gegenüber Reintitan, zu mehreren Fehlgüssen. Eine Hohlkehlpräparation ist daher empfehlenswert.
- Die Gussobjekte wiesen eine dünne Randaufhärtungsschicht ( $\alpha$ -case) auf, welche problemlos zu entfernen war.
- Die Polierbarkeit von Girotan L ist besser als die von Reintitan. Während bei der Politur mit herkömmlichen Techniken bei Reintitan Unregelmäßigkeiten entstehen, lassen sich bei der TiAl6Nb7-Legierung sehr glatte Oberflächen erzielen.
- Die Initial Ti Verblendkeramik zeichnet sich durch eine hohe Ästhetik und einfache Handhabung aus.
- An 2 Kronen traten Spannungssprünge am Tag nach dem Keramikbrand auf. Die Verblendungen wurden vor Eingliederung der Kronen erneuert.

Die Beurteilung der Kronen und Brücken ergab folgende Ergebnisse:

- Die Initial Ti Keramik wird hohen ästhetischen Ansprüchen gerecht. Die Kronen und Brücken integrierten sich harmonisch in den vorhandenen Zahnbogen.
- An keinem Pfeilerzahn wurde eine Kronenrandkaries festgestellt.
- Gingivarezessionen und lokale Entzündungen im Umgebungsbereich des Zahnersatzes waren nicht zu verzeichnen.
- Die erkennbaren Metallbereiche wiesen keine Defekte oder Korrosionerscheinungen auf.
- Bei 7 der 41 Restaurationen (4 Kronen und 3 Brücken) waren die Keramikverblendungen beschädigt, entsprechend einer Defektrate von 17 %. Bezogen auf die verblendeten 63 Einheiten ergibt das eine Schadensrate von

11 %. 2 der 4 defekten Kronen wiesen zunächst makroskopisch erkennbare Risse auf, die später zu Abplatzungen führten. Bei allen 3 beschädigten Brücken traten die Abplatzungen im Bereich der Brückenzwischenglieder und zwar ausschließlich innerhalb des ersten halben Jahres nach Eingliederung auf.

Die Auswertung der Fragebögen lieferte folgende Ergebnisse:

- Alle Studienteilnehmer waren mit ihren Restaurationen sowohl hinsichtlich der Ästhetik als auch der Funktionalität zufrieden.
- Die Patienten hatten weder ein Fremdkörpergefühl, noch reagierten sie auf thermische Einflüsse. Ein Studienteilnehmer beobachtete nach Benutzung einer bestimmten Zahncreme Geschmacksirritationen.
- Allergische Reaktionen traten in keinem Fall auf.

Die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen lassen deutlich die Struktur der Verblendkeramik und der TiAl6Nb7-Legierung erkennen. Bei der Untersuchung des defekten Zahnersatzes fielen im Umgebungsgebiet der Bruchfläche perlchnurartige Aufreihungen von Mikroporen innerhalb der Keramik auf, die teilweise nicht versinterte keramische Massen enthielten. Spektrogramme zeigten die Elementverteilung in der Keramik und der TiAl6Nb7-Legierung.

Die Betrachtung von Testkronen, deren Verblendung bei zwei unterschiedlichen Brenntemperaturen erfolgte, ergab keine zusätzlichen Erkenntnisse über mögliche Bruchursachen. Auffallend war jedoch eine im Bereich der Verbundzone erkennbare Reaktionsschicht, welche auf Grenzflächenreaktionen schließen lässt.

Hinsichtlich Ästhetik, Funktionalität und Tragekomfort erfüllten die angefertigten keramisch verblendeten TiAl6Nb7-Kronen und -Brücken hohe Ansprüche. Die Möglichkeit einer grazilen Metallgerüstgestaltung mit ihren guten Poliereigenschaften bietet Vorteile gegenüber Reintitankonstruktionen. Die Schäden an den metallkeramischen Verblendungen liegen jedoch deutlich über den Werten vergleichbarer Untersuchungen für konventionelle Aufbrennlegierungen. Gründe für diese hohe Defektrate sind wahrscheinlich komplexer Natur. So

muss bei der Bewertung zunächst berücksichtigt werden, dass titankeramische Restaurationen vorerst immer eine große Herausforderung darstellen, besonders für den Zahntechniker. Ebenso sind gewisse Einarbeitungsschwierigkeiten zu erwähnen, die sich daraus ergaben, dass für festsitzenden Zahnersatz erstmalig in Deutschland sowohl die TiAl6Nb7-Legierung, verwendet für die Herstellung des Metallgerüsts, als auch die Initial Ti Verblendkeramik zum Einsatz kamen. Aber auch eine inhomogene Temperaturverteilung im Brennofen kommt als mögliche Ursache für noch zu verzeichnende Misserfolge in Frage, denn die auf die Titantechnologie notwendigerweise speziell abgestimmten „low fused“-Keramikmassen erfordern eine exakte Temperaturführung. Andere Gründe könnten sowohl in einer lokalen Änderung der Wärmespannungsverteilung als auch in der Differenz zwischen den thermischen Ausdehnungskoeffizienten der TiAl6Nb7-Legierung und der verwendeten Aufbrennkeramik liegen. Zu prüfen wäre deshalb die Abstimmung der WAK-Werte zwischen Girotan L und der Initial Ti Aufbrennkeramik. Zudem liegen die Verbundfestigkeitswerte, trotz der Fortschritte, die hinsichtlich des Titan-Keramik-Verbundes in den vergangenen Jahren erzielt wurden, noch etwas unter denen herkömmlicher VMK-Systeme.



# 6 Anhang

## **Liebe Patientin! Lieber Patient!**

Verschiedene Gründe, wie z.B. nicht mehr intakte, sehr große Füllungen, defekte Kronenränder oder fehlende Zähne / ein fehlender Zahn, machen es notwendig, Sie prothetisch zu versorgen. In Ihrem speziellen Fall ist festsitzender Zahnersatz (Kronen, Brücken) vorgesehen.

Im Rahmen einer wissenschaftlichen Studie soll eine neu entwickelte Titanlegierung getestet werden. Dabei wird in erster Linie die klinische Bewährung von Titanlegierung und Keramik von Interesse sein. Sollten Sie sich entschließen an dieser Studie teilzunehmen, sei darauf hingewiesen, dass dies vollkommen freiwillig ist und dass Sie Ihr Einverständnis jederzeit (sofern technisch möglich) formlos ohne Angabe von Gründen und ohne Nachteile für die weitere Behandlung widerrufen können.

Reintitan ist ein in der Zahnheilkunde lange bewährtes Material. Es wird als nichttoxisches, antiallergisches und hoch biokompatibles Material vom Organismus akzeptiert. Ebenfalls ist es absolut geschmacksneutral und hat eine ähnliche Wärmeleitfähigkeit wie der Zahnschmelz.

Von der neuen Titanlegierung erwartet man zusätzlich zu den bewährten positiven Eigenschaften des Reintitans verbesserte mechanische Eigenschaften hinsichtlich der Festigkeit.

## **Sind Nebenwirkungen zu erwarten?**

Die Titanlegierung, die für Ihren Zahnersatz verwendet wird, wurde bereits für andere medizinische Zwecke (wie z.B. Hüftgelenke) verwendet. Unerwünschte Nebenwirkungen sind deshalb nicht zu erwarten, aber nicht ganz auszuschließen. Diese könnten sein:

- Allergien
- veränderte Geschmackswahrnehmungen
- Kalt-Warm-Empfindlichkeit
- Defekte an der Keramik
- Entzündungen im Umgebungsgebiet des Zahnersatzes
- Karies im Bereich des Kronenrandes
- Gingivaretraktion (Zahnfleischrückgang im Bereich des Zahnersatzes)

## **Wie wird die Behandlung durchgeführt?**

Der Ablauf erfolgt wie bei anderen festsitzenden Versorgungen. Zunächst wird unter Lokalanästhesie (örtliche Betäubung) durch Beschleifen des Zahnes / der Zähne eine verkleinerte Zahnform (Zahnstumpf) hergestellt. Im Anschluss daran nimmt man einen Abdruck von den präparierten Zähnen, um im zahntechnischen Labor die prothetische Arbeit anfertigen zu lassen. Nach einer Zwischeneinprobe kann die Krone / Brücke zementiert werden. Nachkontrollen sind nach 3 und 6 Monaten vorgesehen.

## **Wer trägt die Kosten der Behandlung?**

Die Firma Girschbach GmbH Pforzheim hat die Titanlegierung entwickelt und wird die Studie mitfinanzieren. Einen Teil der Kosten übernimmt die Krankenkasse. Wir erstellen Ihnen

**Abb. 77** Aufklärungsblatt Seite 1

einen Kostenvoranschlag, anhand dessen Sie bei Ihrer Krankenkasse die Höhe der Kostenerstattung erfahren. Wie bei jeder prothetischen Arbeit müssen Sie einen gewissen Eigenanteil je nach Höhe der Kostenerstattung und Umfang der Arbeit selbst tragen.

Aufgrund gesetzlicher Bestimmungen (Sozialgesetzbuch V § 136 B Absatz 2 Satz 3) muss ein Zahnarzt eine zweijährige Garantie auf Füllungen und Zahnersatz geben. Auch Sie erhalten von uns eine Gewährleistung von 2 Jahren auf die prothetische Arbeit, wenn von Ihnen unverschuldet Beschädigungen am Material auftreten. In diesem Fall werden wir den beschädigten Zahnersatz entfernen und Ihnen kostenlos eine neue Arbeit mit einem bewährten Material anfertigen.

#### **Einwilligungserklärung**

Über die geplante Behandlung hat mich Frau Böhm in einem persönlichen Gespräch ausführlich informiert. Dabei konnte ich alle mir wichtig erscheinenden Fragen, z.B. über die Risiken und möglichen Komplikationen stellen.

Mir wurde genügend Zeit eingeräumt und ich konnte ohne Zwang über eine Teilnahme an der Studie entscheiden.

Ich habe den Inhalt des Aufklärungsbogens verstanden.

Ich fühle mich ausreichend aufgeklärt und willige in die geplante Behandlung mit dem vorgesehenen Material ein.

\_\_\_\_\_  
Ort, Datum

\_\_\_\_\_  
Unterschrift Patient

\_\_\_\_\_  
Unterschrift Arzt

**Abb. 78** Aufklärungsblatt Seite 2

## Anamnesebogen

Name, Vorname, Geburtsdatum des Patienten: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Anschrift des Patienten: \_\_\_\_\_

Tel. priv.: \_\_\_\_\_ Tel. gesch.: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## Allgemeine Anamnese

1. Sind bei Ihnen Störungen des Stoffwechsels (z.B. Zuckerkrankheit) oder wichtiger Organe (Kreislauf, Herz, Lunge, Nieren, Leber, Schilddrüse, Nervensystem) bekannt?  ja  nein

Wenn ja, welche? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

2. Leiden Sie an Rheumatischen Erkrankungen?  ja  nein

3. Leiden Sie an Infektionskrankheiten (Tbc, AIDS, Hepatitis, u.a.)?  ja  nein

4. Liegen andere Erkrankungen vor?  ja  nein

Wenn ja, welche? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

5. Wurden Allergien oder Überempfindlichkeitsreaktionen, z.B. gegen Füllungsmaterialien, Metalle, Medikamente, beobachtet?  ja  nein

6. Nehmen Sie regelmäßig Medikamente?  ja  nein

Wenn ja, welche? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

7. Frauen im gebärfähigen Alter: Könnten Sie schwanger sein?  ja  nein

Wenn ja, in welchem Monat? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**Abb. 79** Anamnesebogen Seite 1

## Spezielle Anamnese

1. Neigen Sie zu einer erhöhten Kariesanfälligkeit?  ja  nein  
Wann bekamen Sie Ihre ersten Zahnfüllungen? Mit ca. \_\_\_\_\_ Jahren.
2. Fehlen Ihnen Zähne?  ja  nein  
Wenn ja, aus welchem Grund ist der Zahnverlust eingetreten?  
a. Zahnlockerung  ja  nein  
b. Karies  ja  nein  
c. Kieferorthopädische Gründe  ja  nein
3. Ist bei Ihnen schon einmal / mehrmals eine Zahnfleischbehandlung durchgeführt worden?  ja  nein
4. Besteht oder bestand Zahnfleischbluten?  ja  nein
5. Besteht bei Ihnen die Tendenz zur Bildung von Belägen (Zahnstein)?  ja  nein
6. Haben Sie festsitzenden Zahnersatz?  ja  nein  
Wenn ja, seit \_\_\_\_\_ Jahren.
7. Haben Sie herausnehmbaren Zahnersatz?  ja  nein  
Wenn ja, seit \_\_\_\_\_ Jahren.

**Abb. 80** Anamnesebogen Seite 2





# Fragebogen

Name, Vorname, Geburtsdatum des Patienten: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Anschrift des Patienten: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Tel. priv.: \_\_\_\_\_ Tel. gesch.: \_\_\_\_\_

- |   | 3 Monate  | 6 Monate  |
|---|---|---|
| 1. Gefällt Ihnen ihr neuer Zahnersatz?  | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein |
| 2. Haben Sie ein Fremdkörpergefühl?   | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein |
| 3. Können Sie mit Ihrer neuen Krone/Brücke gut kauen?                                     | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein |
| 4. Haben Sie Veränderungen im Geschmack beobachtet?                                       | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein |
| Wenn ja, welche?  | _____   |   |
| _____   |   |   |
| 5. Haben Sie im Bereich der neuen Krone/Brücke Beschwerden auf kalt und/oder warm?        | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein |
| 6. Sind seit dem Eingliedern der prothetischen Arbeit allergische Reaktionen aufgetreten? | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein |
| Wenn ja, welche?  | _____   |   |
| _____   |   |   |
| 7. Haben Sie an sich Veränderungen im Allgemeinbefinden beobachtet?                       | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein | <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein |
| Wenn ja, welcher Art?   | _____   |   |
| _____   |   |   |

**Abb. 83** Fragebogen



**Abb. 84** Sägestumpfmmodell, Kronen 24 und 25



**Abb. 85** Kronen 24 und 25, 12 Monate nach Eingliederung



**Abb. 86** Sägestumpfmmodell, Brücke 14-17



**Abb. 87** Brücke 14-17, 12 Monate nach Eingliederung



**Abb. 88** Sägestumpfmmodell, Brücke 44-46



**Abb. 89** Brücke 44-46 mit occlusalen Stopps, 46 ist ein distaler Anhänger, 12 Monate nach Eingliederung

## 7 Literaturverzeichnis

1. **Adachi M., Mackert J. R. Jr., Parry E. E., Fairhurst C. W.:** Oxide Adherence and Porcelain Bonding to Titanium and Ti-6Al-4V Alloy. *J Dent Res* 69 (6), 1230-1235 (1990).
2. Arbeitsanleitung Selecast System. Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim.
3. Arbeitsanleitung Symbiocast. Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim.
4. **Bauer H., Brauner H.:** Titan: gefräst oder gegossen. *Dtsch Zahnärztl Z* 58, 165-168 (2003).
5. **Blume A., Raser G., Lenz E., Dietz W.:** Der Titan-Keramik-Verbund aus experimenteller Sicht. *Dtsch Zahnärztl Z* 53, 718-721 (1998).
6. **Böning K., Walter M.:** Metall-Keramik-Verbund von gegossenem Titan. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 750-753 (1991).
7. **Breustedt A.:** Stomatologische Keramik. In: **Breustedt A., Lenz E.:** Stomatologische Werkstoffkunde. LSV 2604, Bestell-Nr. 7934660, Johann Ambrosius Barth Verlag, Leipzig 1978.
8. **California Dental Association:** Quality evaluation for dental care. Guidelines for the assessment of clinical and professional performance. California Dental Association, Los Angeles (1977).
9. **Coonaert J., Adrians P., De Boever J.:** Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent* 51, 338-342 (1984).
10. **Dauskardt R. H., Marshall D. B., Ritchie R. O.:** Cyclic fatigue-crack propagation in magnesia-partially-stabilized zirconia ceramics. Zitiert in Özcan M.: Review. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 30, 265-269 (2003).
11. **Diaz-Arnold A. M., Schneider R. L., Aquilino S. A.:** Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. Zitiert in: Özcan M.: Review. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 30, 265-269 (2003).
12. DIN ISO 5832-11 : 2000-05: Chirurgische Implantate – Metallische Werkstoffe, Teil 11: Titan-Aluminium-6 Niob-7 Knetlegierung. Deutsches Institut für Normung, Beuth Verlag GmbH, Berlin.

13. **Dorsch P.:** Spannungen in metallkeramischen Systemen in Abhängigkeit von der thermischen Vorgeschichte. Zitiert in: Schwickerath H.: Der Einfluß unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten auf das Verhalten metallkeramischer Konstruktionen. Dtsch Zahnärztl Z 38, 554-556 (1983).
14. **Eichner Karl.:** Metallkeramik in der zahnärztlichen Prothetik: Werkstoffe, Indikation, klinische Verarbeitung. Kapitel 4: Werkstoffkundliche Untersuchungen, ISBN 3-446-12596-5, Carl Hanser Verlag München, Wien 1979.
15. **Esquivel J. F., Chai J., Wozniak W. T.:** The Physical Properties of Low-Fusing Porcelains for Titanium. Int J Prosthodont 9, 563-571 (1996).
16. **Evans D., Barghi N., Malloy C., Windeler S.:** The influence of condensation method on porosity and shade of body porcelain. J Prosthet Dent 63, 380-388 (1990).
17. **Geis-Gerstorfer J.:** Titan und Titan-Legierungen. ZM 93 (7), 68-72 (2003).
18. **Geis-Gerstorfer J., Lee H. R.:** Calculation of the Effective Thermal Contraction Difference in Ti- and TiAl6Nb7-Ceramic Systems. IADR, 81th General Session, Abstract 3032, Göteborg (Schweden) 2003.
19. **Geis-Gerstorfer J., Schille Ch., Klein P.:** Geringere Oxidationsneigung unter Schutzgasatmosphäre. Dent Lab XLII, Heft 9, 1235-1236 (1994).
20. **Geis-Gerstorfer J., Weber H., Simonis A., Eckhardt M., Haselberger D.:** Der Titanguß mit dem Titaniumer. Die Gießtechnik ist noch nicht voll ausgereift. Dent Lab XXXVII, Heft 12, 1789-1792 (1989).
21. **Geis-Gerstorfer J., Weber H., Simonis A., Eckhardt M., Haselberger D.:** Zugfestigkeit von plasma- und lasergeschweißtem gegossenen Titan. Dtsch Zahnärztl Z 45, 545-547 (1990).
22. **Geurtsen W.:** Metallische Restaurationen als Amalgamalternativen. Dtsch Zahnärztl Z 49, 853-858 (1994).
23. **Grimm W.-D., Braasch V., Schmitz I., Müller K.-M.:** Quantitative REM-Untersuchungen zur Biofilmbildung auf Titanoberflächen. Dtsch Zahnärztl Z 57, 96-101 (2002).
24. **Hamanaka H.:** Titanium and Titanium Alloys, Dental Materials of Preference in the 21<sup>st</sup> Century. In: Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Symposium on Titanium in Dentistry. O-1, 1-5, Chiba (Japan) 2001.

25. **Hamanaka H., Yoneyama T.:** Development potential of new titanium alloys in dentistry. In: Abstracts of the 4<sup>th</sup> International Symposium on Titanium in Dentistry. IL-1, 2, Geneva 1998.
26. **Hegenbarth E. A.:** Titan und Keramik – Fortschritt oder Kompromiß? (I). Quintessenz Zahntech 17, 39-46 (1991).
27. **Hellwege K.-D.:** Die Praxis der zahnmedizinischen Prophylaxe. Ein Leitfaden für die Individualprophylaxe, Gruppenprophylaxe und initiale Parodontaltherapie. ISBN 3-13-127186, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York 2003.
28. **Henning G.:** Die Metall/Keramik-Bindung. Dent Lab XXIV, Heft 8, 1065-1071 (1976).
29. **Hopp M.:** An der Titantechnologie kommt heute kein Labor mehr vorbei. Sonderdruck DZW Zahntechnik, 2-8, Ausgabe 8 (1997).
30. **Hopp M.:** Titan ist eine Aufgabe, der es sich zu widmen lohnt. Sonderdruck DZW Zahntechnik, 8-12, Ausgabe 9 (1997).
31. **Hüls A., Rinke S.:** Marginal fidelity of crowns produced with six different fabrication techniques, J Dent Res 74 (IADR Abstract 165), 421 (1995).
32. **Iijima d., Yoneyama T., Doi H., Hamanaka H., Kurosaki N.:** Wear Resistance of Titanium and Ti-6Al-7Nb Alloy Dental Castings in a Simulated Occlusion Test. In: Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Symposium on Titanium in Dentistry. P-61, 97, Chiba (Japan) 2001.
33. **Iiyama K., Hirota K.:** Fatigue Properties of T-ALLOY TOUGH (Ti-6Al-7Nb Titanium Alloy). In: Abstracts of the 4<sup>th</sup> International Symposium on Titanium in Dentistry. P-46, 25, Geneva 1998.
34. ISO 6872: Dental Ceramic. International Organisation for Standardization, 1-9 (1995).
35. ISO 9693: Metal-ceramic dental restorative systems. International Standard, 1-14 (1999) E.
36. **Kappert H. F.:** Titan als Werkstoff für die zahnärztliche Prothetik und Implantologie. Dtsch Zahnärztl Z 49, 573-583 (1994).
37. **Kaus T., Pröbster L., Weber H.:** Klinische Langzeiterfahrung mit keramisch verblendeten Titangerüsten – 3-Jahres-Ergebnisse einer prospektiven Studie. Quintessenz 47 (12), 1639-651 (1996).

38. **Kerschbaum Th., Seth M., Teeuwen U.:** Verweildauer von kunststoff- und metallkeramisch verblendeten Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 52, 404-406 (1997).
39. **Kobayashi E., Doi H., Yoneyama T., Hamanaka H.:** Corrosion resistance of Ti-6Al-7Nb alloy dental castings. In: Abstracts of the 4<sup>th</sup> International Symposium on Titanium in Dentistry. O-12, 37, Geneva 1998.
40. **Koishi Y., Yanagida H., Matsumura H., Atsuta M., Shimoe S., Nagano K., Hamanaka H., Yoneyama T.:** Application of a Ti-6Al-7Nb Alloy for Cast Restorations and Fixed Partial Dentures. In: Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Symposium on Titanium in Dentistry. P-21, 57, Chiba (Japan) 2001.
41. **Könönen M., Kivilahti J.:** Fusing of Dental Ceramics to Titanium. J Dent Res 80 (3), 848-854 (2001).
42. **Krjukow A.:** Untersuchungen zum Titan-Keramik-Verbund unter Anwendung modifizierter Metalloberflächenkonditionierungen. Zahnmed Diss, Humboldt-Universität Berlin (2003).
43. **Küpper H., Bachmann K.:** Reintitan als Alternativmetall in der restaurativen Zahnheilkunde. Quintessenz Zahntech 15, 1091-1098 (1989).
44. **Küpper H., Spiekermann H.:** Titan: Ein neuer Dentalwerkstoff für prothetische Restaurationen? ZM 7, 56-66 (1992).
45. **Lamon J., Evans A. G.:** Statistical analysis of bending strength for brittle solids: a multiaxial fracture a problem. Zitiert in: Özcan M.: Review. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. J Oral Rehabil 30, 265-269 (2003).
46. **Lautenschlager E. P., Monaghan P.:** Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J 43, 245-253 (1993).
47. **Lee H. R.:** Bonding characteristics of ceramics to Ti-6Al-7Nb alloy. Zahnmed Diss, Universität Tübingen (2003).
48. **Lehmann B.:** Eine Implantatsuprakonstruktion aus einer modernen Titanlegierung. Quintessenz Zahntech 29 (1), 46-55 (2003).
49. **Lenz E.:** Der Einfluß von Fluoriden auf das Korrosionsverhalten von Titan. Dtsch Zahnärztl Z 52, 351-354 (1997).

50. **Lenz E.:** Titan als Werkstoff für kombiniert festsitzenden und abnehmbaren Zahnersatz. Sonderdruck aus: Heineberg B.-J. (Hrsg): Innovationen für die Zahnheilkunde. Spitta Verlag GmbH, Balingen 1998.
51. **Lenz E., Dietz W.:** Die Randschichten von Titan-Gussobjekten unter dem Einfluß verschiedener Einbettmassen. Quintessenz Zahntech 21, 633-645 (1995).
52. **Lenz E., Lenz U.:** Studie zum Einsatz einer Titan-Aluminium-Niob-Legierung in der zahnärztlichen Prothetik. Quintessenz Zahntech 28 (2), 122-134 (2002).
53. **Lenz E., Melle B., Liefeith K., Hildebrand G., Kraft D.:** Der Einfluß simulierter Bedingungen des Mundhöhlenmilieus auf das In-vitro-Korrosionsverhalten metallischer Dentalwerkstoffe. Swiss Dent 16, 5-13 (1995).
54. **Lenz J.:** Der Einfluß geometrischer Parameter auf die Größenordnung und räumliche Verteilung von Wärmespannungen in metallkeramischen Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 38, 28-31 (1983).
55. **Lindemann W.:** Elektronenmikroskopischer und röntgenographischer Nachweis der Haftoxide auf unedlen Metallen. Dtsch Zahnärztl Z 37, 285-287 (1982).
56. **Lindemann W.:** Das Temperaturprofil in Keramik-Brennöfen. Zahntech Mag 5, 620-624 (2001).
57. **Lindigkeit J.:** Carmen – Aspekte einer neuen Metallkeramik. DSL 2, 25-27 (1996).
58. **Lindigkeit J.:** Zur Leistungsfähigkeit moderner Titankeramik: Hohe technische Qualität, einfache Verarbeitung und natürliche Ästhetik. Sonderdruck aus: DZW Spezial, Ausgabe 1 (1999).
59. **Lubberich A.:** Die Rematitan-Gießanlage-Vakuumschmelzen im Zweikammer-System. Dent Lab XL, Heft 9, 1485-1488 (1992).
60. **Lubberich A., Sellier A.:** Mythen – Fakten – Praxis Erfahrungen mit Reintitanversorgungen. Dent Lab XXXVIII, Heft 5, 677-680 (1990).
61. **Makris P.:** Untersuchung zur Passung und Morphologie der Fügefüge von gegossenen Titan- und Edelmetall-Teilkronen unter Berücksichtigung der Zementierungsweise in-vitro. Zahnmed Diss, Universität Marburg (2002).

62. **Malevics N.:** Subgingivale Plaqueakkumulation auf gegossenem Titan – Eine in vivo-Studie -. Zahnmed Diss, Universität Witten / Herdecke (1999).
63. **Nakagawa M., Matsuya S., Udoh K., Ohta M.:** Development of titanium alloys with high corrosion resistance in fluoride-containing solution. In: Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Symposium on Titanium in Dentistry. O-9, 16, Chiba (Japan) 2001.
64. **Nergiz I., Meine H.-C., Niedermeier W.:** Untersuchungen zur Scherverbundfestigkeit von titankeramischen Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 54, 688-691 (1999).
65. **Nilson H., Bergman B., Bessing C., Lundqvist P., Andersson M.:** Titanium Copings Veneered With Procera Ceramics: A Longitudinal Clinical Study. Int J Prosthodont 7, 115-119 (1994).
66. **Özcan M.:** Review. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. J Oral Rehabil 30, 265-269 (2003).
67. **Palanuwech M.:** The fatigue resistance of commercially pure titanium (grade II), titanium alloy (Ti6Al7Nb) and conventional cobalt-chromium cast clasps. Zahnmed Diss, Universität Tübingen (2003).
68. **Päßler K.:** Der dentale Titanguß – Grundlagen, Technologie und werkstoffkundliche Bewertung. Quintessenz Zahntech 17, 717-726 (1991).
69. **Päßler K.:** Der Werkstoff Titan in der zahnärztlichen Prothetik. Dent Lab XLII, Heft 7, 989-996 (1994).
70. **Päßler K.:** Die Weiterentwicklung des Rematitan-Systems. Quintessenz Zahntech 21, 649-661 (1995).
71. **Päßler K.:** Titan in der Zahnmedizin. In: Wirz J., Bischoff H. (Hrsg): Titan in der Zahnmedizin. ISBN 3-87652-484-9, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 1997.
72. **Päßler K.:** Darstellung, Prüfung und Eigenschaften von edelmetallfreien Dentallegierungen und Titan. ISBN 3-87652-997-2, Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 1998.
73. **Päßler K., Bestelmeyer F., Ohnmacht P., Sernetz F.:** Einflüsse auf die Qualität und Eigenschaften von dentalen Titangüssen. Dent Lab XXXIX, Heft 6, 809-815 (1991).

74. Persönliche Mitteilungen Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim (2003).
75. **Pröbster L., Geis-Gerstorfer J., Simonis A., Setz J., Weber H.:** Titan – zum gegenwärtigen Stand eines neuen Dentalwerkstoffs. Dent Lab XXXIX, Heft 8, 1073-1078 (1991).
76. **Pröbster L., Maiwald U., Weber H.:** Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. Eur J Oral Sci 104, 313-319 (1996).
77. **Rammelsberg P., Aschl I., Pospiech P.:** Verbundfestigkeit niedrigschmelzender Keramiken zu Titan unter Berücksichtigung der Oberflächenkonditionierung. Dtsch Zahnärztl Z 53, 200-203 (1998).
78. **Rateitschak K. H., Renggli H. H., Mühlemann H. R.:** Parodontologie. Gesundes Parodont, Epidemiologie, Ätiologie, Diagnostik, Prophylaxe und Therapie parodontaler Erkrankungen. ISBN 3-13-387802-6, Georg Thieme Verlag Stuttgart 1978.
79. **Reppel P.-D., Walter M., Böning K.:** Metallkeramischer Zahnersatz aus Titan. Dtsch Zahnärztl Z 47, 524-526 (1992).
80. **Reppel P.-D., Walter M., Böning K., Freesmeyer W. B.:** Metallkeramischer Zahnersatz mit Gerüsten aus Reintitan und einer hochgoldhaltigen Legierung. ZWR 10, 601-605 (1997).
81. **Rinke S., Schulz-Finke V., Schäfers F., Özmumcu A., Hüls A.:** Vergleichende Qualitätsbeurteilung von Einzelzahnrestorationen aus Titan und einer Edelmetall-Legierung. Dtsch Zahnärztl Z 53, 272-275 (1998).
82. **Sarinnaphakorn L., Yoneyama T., Doi H., Kobayashi E., Hamanaka H.:** Elastic Property of Ti-6Al-7Nb Alloy Castings for Removable Partial Denture. In: Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Symposium on Titanium in Dentistry. O-5, 12, Chiba (Japan) 2001.
83. **Schaardt S.:** Grundlagen der Titanverarbeitung in der Zahntechnik Teil 1: Werkstoff, Eigenschaften, Modellation, Einbetten. Zahntech Mag 1 (1), 2-9 (1997).
84. **Schaardt S.:** Grundlagen der Titanverarbeitung in der Zahntechnik Teil 2: Titangußsystem, Laserschweißtechnik, Ausarbeiten und Polieren, Titankeramik. Zahntech Mag 1 (3), 204-211 (1997).
85. **Schäfer R., Kappert H. F.:** Die Chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 48, 625-628 (1993).

86. **Schröter W., Lautenschläger K.-H., Biebrack H.:** Chemie, Fakten und Gesetze. Kapitel 23, 261-262, ISBN 3-86047-148-1, Bechtermünz-Verlag GmbH, Augsburg 1997
87. **Schwickerath H.:** Der Einfluß unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten auf das Verhalten metallkeramischer Konstruktionen. Dtsch Zahnärztl Z 38, 554-556 (1983).
88. **Schwickerath H.:** Prüfung der Verbundfestigkeit Metall-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 38, 21-25 (1983).
89. **Schwickerath H.:** Einfluß mechanischer Eigenschaften der Legierung auf die Belastbarkeit metallkeramischer Restaurationen (Teil 1). Zahnärztliche Praxis 5, 6-8 (1995).
90. **Seghi R. R., Sorensen J. A.:** Relative Flexural Strength of Six New Ceramic Materials. Int J Prosthodont 8, 239-246 (1995).
91. **Silness J.:** Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. J Periodontal Res 5, 60-68 (1970).
92. **Sommer M. Ch., Schwickerath H., Marx R., Witt G.:** Mechanische Festigkeit von Keramiken für die Verblendung von Titanrestaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 46, 746-749 (1991).
93. **Striezel R.:** Der Einfluß von fluoridhaltigen Zahnpasten auf Titanoberflächen. ZWR 103, 82-84 (1994).
94. **Strub J. R., Stiffler S., Schärer P.:** Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. Quintessence Int 19, 215-222 (1988).
95. Technische Arbeitsanleitung GC Initial Ti, Firma GC
96. **Tesch U., Päßler K., Mann E.:** Untersuchungen zum Titan-Keramik-Verbund. Dent Lab XLI, Heft 1, 71-74 (1993).
97. **Thull R.:** Titan in der Zahnheilkunde – Grundlagen. ZM 7, 40-45 (1992).
98. **Tinschert J., Marx R., Gussone R.:** Struktur von Keramiken für die Titanverblendung. Dtsch Zahnärztl Z 50, 31-34 (1995).
99. **Weber H., Pröbster L., Geis-Gerstorfer J.:** Titan als prothetischer Werkstoff. Dtsch Zahnärztl Z 47, 473-481 (1992).

100. **Wehnert L., Moormann A., Freesmeyer W. B.:** Simulationsrechnungen zur Thermodynamik des konventionellen Titan-Keramik-Verbundes und zum Einfluß des verbundverbessernden Ionenimplantationsverfahrens. Quintessenz Zahntech 24 (10), 1027-1037 (1998).
101. **Wiedmann O.:** In letzter Zeit hat sich im Bereich der Technologie Titan und Keramik viel getan. Sonderdruck aus: DZW Zahntechnik, Ausgabe 3 (2000).
102. **Wikidal M., Geis-Gerstorfer J.:** In-vitro-Bürstversuche zur Wirkung fluoridhaltiger Präparate auf Legierungsoberflächen. Dtsch Zahnärztl Z 54, 171-175 (1999).
103. **Wirz J.:** Titan – ein Werkstoff der modernen Prothetik. Quintessenz 45, 731-739 (1994).
104. **Wirz J., Jäger K., Grande V.:** Kronen und Brücken mit Titangerüsten. Quintessenz 45, 849-860 (1994).
105. **Wirz J.:** Auswirkungen restaurativer Werkstoffe auf die Mundschleimhaut. ZM 92 (22), 64-69 (2002).
106. **Wolf B., Päßler K., Schmidt A., Walter M.:** Gießtechnische Verarbeitung von Titanlegierungen. Dent Lab L, Heft 3, 367-371 (2002).
107. **Yilmaz H., Usanmaz A., Yaluğ S.:** Die keramischen Massen für die Titanverblendung und ihre physikalischen Eigenschaften. Quintessenz Zahntech 25 (9), 995-1002 (1999).
108. **Yoshitani Y., Niinomi M., Fukunaga K., Kuroda D., Fukui H., Takeuchi T., Katsura S.:** Mechanical Properties of Biocompatible Titanium Alloy Castings Made by Dental Precision Casting Method. In: Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Symposium on Titanium in Dentistry. P-71, 107, Chiba (Japan) 2001.
109. Zertifikat In vitro Zytotoxizitäts-Tests der Titan-Legierung giroTAN LN (Ti Rest Al6 Nb7). Prüfung nach ISO 10993-5:1999 „Biological evaluation of medical devices – Tests for in vitro cytotoxicity“. Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Tübingen 2001.
110. Zertifikat Prüfung der Korrosionsbeständigkeit der Titan-Legierung giroTAN LN (Ti Rest Al6 Nb7). Prüfung gemäß der internationalen Norm ISO/FDIS 10271: 2001 „Static Immersion Test“. Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Tübingen 2001.

111. **Zwicker U.:** Titan und Titanlegierungen. Reine und angewandte Metallkunde in Einzeldarstellungen. Band 21, ISBN 3-540-05233-X, Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York 1974.

## 8 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. J. Geis-Gerstorfer für die Überlassung des Themas, für viele wertvolle Anregungen und seine ständige Bereitschaft zur Diskussion.

Danken möchte ich auch Herrn Prof. Dr. rer. nat. W. Lindemann für die Unterstützung bei den licht- und rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen sowie Herrn Dr. rer. nat. D. Axmann für seine Hilfe bei der Auswertung der Ergebnisse.

Ebenso bedanken möchte ich mich bei der Firma Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, besonders bei Herrn Prof. Dr. rer. med. habil. K. Päßler, für die Bereitstellung der Materialien und der Gießanlage und für die Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.

Außerdem möchte ich der Zahntechnik Walsdorff GmbH in Sindelfingen, insbesondere Herrn Th. Walsdorff und Herrn K. Baier, für die Anfertigung der prothetischen Arbeiten und die Hilfe bei der Erstellung der Fotos meinen besten Dank aussprechen.



## 9 Lebenslauf

Geburtsdatum: 12. April 1966  
Geburtsort: Nordhausen  
Vater: Herbert Gatzemeier, geboren am 14. Oktober 1926  
Mutter: Helga Gatzemeier, geb. Schmidt, geboren am 20. Juli 1940  
Geschwister: Herbert Gatzemeier und Monika Böhm, geb. Gatzemeier

### Schulischer und beruflicher Werdegang:

Einschulung: am 1. September 1972 in die Polytechnische Oberschule Weißenborn,  
am 1. September 1980 in die Erweiterte Oberschule Leinefelde  
Abitur: im Juni 1984 an der Erweiterten Oberschule Leinefelde  
Vorpraktikum: vom 1. September 1984 bis 31. August 1985 im Kreiskrankenhaus Worbis in Reiffenstein  
Zahnmedizinstudium: vom 1. September 1985 bis 31. August 1987 an der KMU Leipzig,  
vom 1. September 1987 bis 31. August 1990 an der Medizinischen Akademie Erfurt  
Diplom: 24. April 1990  
Approbation: 1. September 1990  
Zahnärztliche Tätigkeit: vom 21. April 1992 bis 30. April 1996 Ausbildungsassistentin,  
vom 1. Mai 1996 bis 19. Mai 1998 Entlastungsassistentin,  
vom 20. Mai 1998 bis 31. Dezember 2000 angestellte Zahnärztin in der Praxis Za. Peter Seifert, Dr. Markus Seifert, Dr. Hannelore Heger in Sindelfingen  
seit 1. Januar 2001 niedergelassene Zahnärztin in Gemeinschaftspraxis mit Herrn Dr. Markus Seifert

### Privater Lebensweg:

Eheschließung: 29. Dezember 1989 mit Dr. Harald Böhm  
Kinder: 11. April 1991 Geburt des gemeinsamen Sohnes Robert Böhm