

Aus der Klinik für Zahn, - Mund - und Kieferheilkunde  
der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

## DISSERTATION

Einfluss verschiedener Titan-Verarbeitungsverfahren  
auf den Haftverbund  
zwischen Titan und Keramik

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité  
Universitätsmedizin Berlin

von

Guido Stüttgen

aus Bensberg

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. R. Strietzel

2. Prof. Dr. A. M. Kielbassa

3. Prof. Dr. R. G. Luthardt

Datum der Promotion: 06.01.2011

Inhaltsverzeichnis	
1 Einleitung	6
2 Schrifttum	7
2.1 Das Element Titan	7
2.1.1 Die Geschichte des Titans	7
2.1.2 Eigenschaften des Titans	8
2.1.2.1 Mechanische Eigenschaften	8
2.1.2.1 Physikalische Eigenschaften	9
2.1.2.2 Chemische Eigenschaften	10
2.1.3 Anwendung des Titans	11
2.1.3.1 Anwendung in der Medizin	11
2.1.4 Gusstechnische Titanverarbeitung	12
2.1.4.1 Bedeutung der $\alpha$ -case	14
2.2 Das Bego Medifactory System	15
2.3 Keramik	17
2.3.1 Geschichte der Keramik in der Zahnmedizin	17
2.3.2 Einteilung der Keramiken	18
2.3.3 Dentale Verblendkeramik	19
2.3.4 Besonderheiten der Titanverblendkeramiken	21
2.4 Metall-Keramik-Verbund	22
2.4.1 Mechanische Retention	23
2.4.2 Adhäsion	23
2.4.3 Chemischer Verbund	23
2.5 Prüfung des Metall-Keramik-Verbundes	24
2.5.1 Normative Anforderungen	24
2.5.2 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath	25
2.5.3 Verbundfestigkeiten im 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath	27
3 Problemstellung	29
4 Material und Methoden	31
4.1 Die untersuchte Keramik	31
4.2 Methode zur Herstellung konfektionierter Prüfkörper aus Titan	31

4.2 Die untersuchten Gussverfahren	32
4.2.1 Die Biotan Gussanlage	32
4.2.2 Die Rematitan Autocast Gussanlage	33
4.2.3 Die Ticast Super R Gussanlage	34
4.3 Das untersuchte CAD/CAM System	35
4.4 Vorbereitung der Titanoberfläche zur keramischen Verblendung	36
4.5 Aufbrennen der Keramik	37
4.6 Lagerungsbedingungen	39
4.7 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath	40
4.8 Einteilung der Untersuchungsreihen	43
4.9 Vorversuche	43
4.10 Statistische Methoden	44
5 Ergebnisse	45
5.1 Ergebnisse für die Gussanlagen / das Bego-Medifactory System	45
5.1.1 Das Rematitan Autocast System	45
5.1.2 Das Biotan System	47
5.1.3 Das Bego Medifactory System	49
5.1.4 Die Ticast Super R Gussanlage	51
5.2 Vergleich der Gusstechniken untereinander	53
5.2.1 Trockenlagerung	53
5.2.2 Eine Woche Nasslagerung	55
5.2.3 Ein Monat Nasslagerung	57
5.2.4 Sechs Monate Nasslagerung	59
5.2.5 Eine Woche Speichellagerung	61
5.2.6 Ein Monat Speichellagerung	63
5.2.7 Sechs Monate Speichellagerung	65
6 Diskussion	67
6.1 Fehlerdiskussion	67
6.1.1 Fehler bei der Prüfkörperherstellung	67
6.1.1.1 Metallgerüst, Maßhaltigkeit	67
6.1.1.2 Metallgerüst, Gussverfahren	68
6.1.2 Verblendung	69

6.1.3 Eignung der Prüfung	71
6.2 Diskussion der Messwerte	72
6.2.2 Vergleich mit Ergebnissen anderer Autoren	75
6.2.3 Vergleich des Gusstitans mit dem Bego Medifactoring System	78
6.5.4 Einfluss der Lagerung	80
6.6 Klinische Bedeutung	83
7 Zusammenfassung	84
8 Summary	86
9 Schrifttumsverzeichnis	88
10 Anhang	102
11 Danksagung	106
12 Lebenslauf	<b>Fehler! Textmarke nicht definiert.</b>

## 1 Einleitung

Titan, das auf Grund seiner hervorragenden Eigenschaften wie vor allem der hohen Biokompatibilität und des geringen Allergenisierungspotentials schon seit Jahrzehnten in der Humanmedizin und hier zum Beispiel als Prothesenmaterial sowie als Material für Osteosyntheseplatten oder künstliche Herzklappen eingesetzt wird, ist auch aus der Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken.

Zunächst wurde Titan auch in der Zahnmedizin als Material für enossale Implantate und für Wurzelstifte verwendet. Infolge der stark ansteigenden Kosten im Gesundheitswesen wurde in den achtziger Jahren dann auch im Bereich des herausnehmbaren und festsitzenden Zahnersatzes nach Alternativwerkstoffen zu den kostspieligen hochgoldhaltigen Legierungen gesucht. Dank verbesserter Möglichkeiten infolge marktreif entwickelter Verarbeitungstechniken fand Titan als Folge der Suche nach preiswerten und körperverträglichen Materialien seit Anfang der neunziger Jahre zunehmend Verwendung in der zahnärztlichen Prothetik.

Trotz der sich anfänglich abzeichnenden Schwierigkeit in der Verarbeitung und Verblendung dieses Materials, wurden immer neue Verarbeitungsverfahren und verbesserte Verblendkeramiken entwickelt, um dieses Material für die Metall-Keramik-Verblendtechnik für Kronen und Brücken nutzbar zu machen. Viele Probleme wurden überwunden. Es wurden neue Keramiken mit im Vergleich zu herkömmlichen dentalen Verblendkeramiken wesentlich geringeren Brenntemperaturen und angepasstem Wärmedehnungsverhalten entwickelt.

Ebenfalls notwendig war im Bereich der Gusstechnik die Entwicklung beziehungsweise Anpassung der Verarbeitungstechniken und in diesem Zusammenhang insbesondere geeigneter Einbettmassen. Dadurch soll die oberflächliche Aufhärtungszone des gusstechnisch verarbeiteten Titans infolge

der Reaktion der Titanschmelze mit dem Schmelztiigel, der Atmosphäre der Gusskammer und vor allem mit der Einbettmasse reduziert werden.

Diese oberflächliche Aufhärtungszone wird als  $\alpha$ -case bezeichnet und beeinflusst den Haftverbund zwischen Titan und Keramik. Dementsprechend zeigt der Haftverbund zwischen Titan und Keramik bis heute niedrigere Werte als der Keramikverbund bei herkömmlichen Verblend-Metall-Keramik Kombinationen.

Ziel dieser Arbeit ist es, den Einfluss unterschiedlicher Gussverfahren beziehungsweise eines Lasersinterverfahrens zur Titanverarbeitung auf den Haftverbund zwischen Keramik und Titan zu untersuchen.

## **2 Schrifttum**

### **2.1 Das Element Titan**

#### **2.1.1 Die Geschichte des Titans**

Ende des 18. Jahrhunderts wurde das Element Titan nahezu gleichzeitig von den Chemikern W. Gregor in England und M.H. Klapproth in Deutschland entdeckt. Zunächst untersuchte Gregor 1791 einen magnetischen Eisensand aus einem nahegelegenen Flöszchen und vermutete darin eine noch unbekanntes Metallverbindung. Die 1795 von Klapproth aus eisenhaltigem Rutil aus Ungarn gewonnene Substanz wurde von ihm nach den aus der griechischen Mythologie stammenden Söhnen und Töchtern des Gottes Uranus benannt [22, 171].

Das von Kroll 1939 entwickelte und nach ihm benannte Verfahren ermöglichte es, hochreines Titan herzustellen. Hierdurch wurde die Titanproduktion in großen Mengen erst möglich, nachdem dem Metall Titan bis dahin lediglich akademisches Interesse entgegengebracht wurde. Beim Kroll-Verfahren wird

Titantetrachlorid zunächst mit Kalium und anschließend mit Magnesium reduziert [22].

Für den Bau von Gasturbinen begann sich etwa um 1950 eine nennenswerte Nachfrage nach Titan zu entwickeln und der Bedarf erhöhte sich sprunghaft nach der Lösung einiger Probleme bei der Herstellung und Verarbeitung. Die größte Bedeutung liegt nach wie vor im Flugzeugbau. Großen Umfang nehmen auch der Anlagenbau für die chemische Verfahrenstechnik und die Produktion von Ausrüstungsgegenständen für die Schifffahrt ein [22]. Die jährliche Weltproduktion von Titan beträgt etwa 100 000 Tonnen, wobei sich die wichtigsten Titanlagerstätten in USA, Japan, Portugal und China befinden [124].

## **2.1.2 Eigenschaften des Titans**

### **2.1.2.1 Mechanische Eigenschaften**

Der Werkstoff Titan ist in vielen seiner mechanischen Eigenschaften mit gebräuchlichen Dentallegierungen vergleichbar. Die Zugfestigkeit von 850 MPa nach dem Guss ist vergleichbar mit Kobalt-Chrom Legierungen. Die Nickel-Chrom Legierungen sind in Ihrer Bruchdehnung von 15-20 % vergleichbar mit Titan. Mit den Goldlegierungen teilt es sich das relativ niedrige Elastizitätsmodul (e-modul) von 90000-100000 MPa [74, 120, 124].

Titan ist ein Monometall, jedoch enthält es zusätzliche Elemente in unterschiedlicher und sehr geringer Konzentration. Je nach der Konzentration wird das Titan in 4 Reinheitsgrade eingeteilt (Tabelle 1) [124].



Titan- Reinheits- grad	Anteil zulegierte Spurenelemente in Masse%				
	Fe <sub>max</sub>	C <sub>max</sub>	N <sub>max</sub>	O <sub>max</sub>	H <sub>max</sub>
<b>Grad 1</b>	0,20	0,08	0,05	0,12	0,01
<b>Grad 2</b>	0,25	0,08	0,05	0,18	0,01
<b>Grad 3</b>	0,30	0,10	0,05	0,25	0,01
<b>Grad 4</b>	0,35	0,10	0,05	0,35	0,01

Tabelle 1: Reinheitsgrade des Titans [3]

### 2.1.2.1 Physikalische Eigenschaften

Titan hat einen vergleichsweise niedrigen Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK-Wert) von  $9,6 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ . Ein weiteres Charakteristikum ist die geringe Wärmeleitfähigkeit von 21,4 W/mK. Durch die geringe Wärmeleitfähigkeit, die circa 13 mal niedriger liegt als die Wärmeleitung von hochgoldhaltigen Legierungen, werden thermische Schädigungen der Pulpa vermieden. Titan bietet daher dem Patienten einen hohen Tragekomfort [29, 87].

Titan ist ein silberweißes, glänzendes, duktiles Metall und steht mit der Ordnungszahl 22 in der IV Nebengruppe des Periodensystems. Sein Atomgewicht beträgt 47,88. Die niedrige Kernladungszahl erklärt die relativ hohe Röntgentransparenz [90]. Somit können zahntechnische Werkstücke geringer Wandstärke durch Röntgenkontrollen auf Störungen im Metallgefüge wie Gaseinschlüsse oder Lunker überprüft werden [125]. Ein weiterer Vorteil der relativen Röntgentransparenz des Titans ist die Erkennbarkeit kariöser Läsionen im Bereich der Randspalten von Titankronen in Röntgenbildern [90]. Titan zählt mit seinem spezifischen Gewicht von  $4,5 \text{ g/cm}^3$  zu den Leichtmetallen. Es ist somit mit Abstand das leichteste, in dentalen Bereichen eingesetzte Metall. Mit einem Schmelzpunkt von  $1668^\circ\text{C} \pm 50^\circ\text{C}$  und einem

Siedepunkt bei 3260 °C verändert Titan seine Gitterstruktur bei einer Temperatur von 882,5 °C +/- 2 °C. Hier wechselt die Gitterstruktur des Titans von der hexagonalen  $\alpha$ -Phase in das kubisch raumzentrierte  $\beta$ -Titan [86].

### 2.1.2.2 Chemische Eigenschaften

Titan ist ein typisches Unedelmetall mit einer hohen Korrosionsresistenz. Das lässt darauf schließen, Titan sei ein sehr reaktionsträges Metall mit einer hohen chemischen Stabilität. Das negative Normalpotential hingegen zeigt, dass reines Titan eher sehr reaktionsfreudig und löslich ist [60].

Es reagiert aufgrund seiner Reaktivität vor allem mit Sauerstoff. Titan bildet in 10 ms eine erste Sauerstoffschicht, die aus einer Atomlage besteht, wenn eine reine Titanoberfläche Sauerstoff ausgesetzt wird. Nach zwei Stunden ist bei Raumtemperatur die Oxidschicht ca. 17 Å dick um nach 40 Tagen auf die doppelte Stärke anzuwachsen (ca. 3 nm) [20, 37].

Es wird in der zahnmedizinischen Literatur beschrieben, dass die Titanoxidschicht aus  $\text{TiO}_2$  in der Modifikation Rutil besteht. Das Rutil ist thermodynamisch sehr stabil und widerstandsfähig gegenüber Säuren oder anderen Einflüssen der Umwelt. Es gibt nur wenige andere Verbindungen, die stabiler als Rutil sind. Das Titan wird durch die stabile Titanoxidschicht nahezu vollständig gegenüber Einflüssen aus der Umgebung isoliert. Bei mechanischer Beschädigung wird die Titanoxidschicht innerhalb von 170 ms wieder ausgebildet. Diese Titanoxidschicht wird als Passivierungsschicht bezeichnet und begründet die hohe Körperverträglichkeit des Titans [22, 37, 119].

In Elektrolyten bildet Titan ein stabiles Titanhydroxid  $\text{Ti}(\text{OH})_4$ . Dieses Molekül ist in einem pH-Bereich von 3-10 elektrisch neutral. Die Oberfläche des  $\text{Ti}(\text{OH})_4$ -Moleküls imitiert das umgebende Lösungsmittel  $\text{H}_2\text{O}$  und verhält sich dabei chemisch inert wie das  $\text{H}_2\text{O}$  selbst. Ferner weist das  $\text{Ti}(\text{OH})_4$  im pH-Bereich 3-

10 eine sehr geringe Löslichkeit von weniger als 1ppm ( $3\mu\text{M/l}$ ) auf. Dieses Verhalten des Titans in Elektrolyten ist ebenfalls für die hohe Körperverträglichkeit des Titans von Bedeutung [64, 154].

### **2.1.3 Anwendung des Titans**

#### **2.1.3.1 Anwendung in der Medizin**

Erste Anwendung in der Allgemeinmedizin fand Titan 1940 durch Bothe et al.. Knochenbruchschienungen mit Platten aus Titan wurden von Leventhal in Bezug auf Bothes Untersuchungen 1951 erstmals am Menschen durchgeführt [18, 97].

Gegen Ende der 60er Jahre wurde Titan erstmals in der Zahnmedizin in Form von enossalen Implantaten eingesetzt. Zunächst wurden 1968 Blattimplantate aus Titan durch Linkow eingesetzt. Ein Jahr später folgten von Brånemark entwickelte schraubenförmige Implantate [19, 100].

In der zahntechnischen Anwendung wurden zunächst Titanlegierungen eingesetzt. Waterstrat stellte 1977 als erster eine Anlage zur gusstechnischen Verarbeitung einer Titanlegierung mit 82% Titananteil vor. Im Laufe der weiteren Entwicklung wurde auch Reintitan vergossen. In dieser Technologie wurden Kronen hergestellt und klinische Nachuntersuchungen vorgenommen [45, 63, 131, 162].

Parallel dazu wurden in Japan erste kommerzielle Titan-Gussanlagen entwickelt [45]. 1980 stellt Ida die Gussmaschine Castmatic vor [61]. Ab 1983 besteht das praxisreife Ohara-Titanguß-System [40]. Zunächst sind diese Systeme in Europa nicht erhältlich. Darum erfolgt ab 1981 die Forschung und Entwicklung von Titanlegierungen und Titan sowie geeigneter Gussanlagen in der Schweiz [112]. 1988 und 1989 wird erstmals über die nun im Europa

kommerziell einsetzbaren Titangussanlagen Titaniumer und das Ohara-Titanguß-System berichtet [45, 76, 87, 88]. Über den Einsatz der von Ida 1980 vorgestellte Anlage Castmatic in Europa wird 1991 berichtet [120, 121]. Parallel dazu wurden Systeme entwickelt bei denen zahntechnische Titanwerkstücke aus massivem geschmiedeten Halbzeug durch Schleifen beziehungsweise Funkenerosion herausgearbeitet werden (CAD/CAM Verfahren). Vorteil dieser Methode ist vor allem, dass infolge des Umgehens des Gussvorgangs die Oberfläche keine  $\alpha$ -case aufweist [2, 5, 134, 160].

Heute findet Titan in weiten Bereichen der Zahnheilkunde Anwendung. Nicht nur in prothetischen Bereichen sondern auf endodontischem Gebiet findet Titan als Wurzelstiftmaterial seine Anwendung [56]. Im kieferorthopädischen Bereich und in der konservierenden Zahnheilkunde ist Titan ein häufig eingesetzter Werkstoff [46, 140].

#### **2.1.4 Gusstechnische Titanverarbeitung**

Für ein einfaches und erfolgreiches Gießen von Titan müssen drei wichtige Eigenschaften des Titans beachtet werden: der hohe Schmelzpunkt von 1700 °C, die geringe Dichte und die hohe Reaktivität des Titans [40, 112].

Moderne Titangussmaschinen sollen in der Lage sein, dem Titanrohling in kurzer Zeit die zum Verflüssigen benötigte Energie ohne chemische Veränderung des Titans zuzuführen [166]. Die geringe Wärmeleitfähigkeit des Titans und die daraus resultierende schnelle Erkaltung der Schmelze bedingt zudem, dass der Guss in einem kurzen Zeitraum bezüglich des Aufschmelzens und einbringen des Metalls in die Gussform erfolgen muss [40].

So stehen heute für das eigentliche Schmelzverfahren 2 Techniken zur Verfügung: der elektrische Lichtbogen und das Induktions-Schmelzverfahren [112]. Der Guss erfolgt nach dem Vakuumdruck- oder Schleudergussverfahren.

Die geringe Dichte von Titan behindert die Füllung der Hohlform, hohe Beschleunigungen des flüssigen Titans beim Schleuderguss sind daher notwendig [124]. Herkömmliche dentale Schleudergussanlagen können aber nicht verwendet werden, da durch das geringe spezifische Gewicht das Titan bei den in diesem Bereich üblichen Beschleunigungen nicht ausfließen würde. So kam es zur Entwicklung spezieller Schleudergussanlagen. Als Beispiele sollen der Titaniumer (Ohara Co Ltd. Osaka, Japan) mit einer horizontalen Rotation der Schleudervorrichtung und die Ticast Super R (Selec Co, Ltd, Osaka, Japan.) mit einer Rotation der Schleudervorrichtung in der horizontalen Ebene genannt werden [40, 48]. Daneben besteht in der gusstechnischen Titanverarbeitung die Möglichkeit, in der Vakuumdruckgusstechnik zu arbeiten. Hier unterscheiden sich die Anlagen vor allem hinsichtlich der Anzahl der Vakuumkammern, sodass Einkammer- und Zweikammer-Anlagen unterschieden werden [121, 168].

Besondere Beachtung verlangt die insbesondere bei hohen Temperaturen hohe Reaktivität des Titan mit der Konsequenz der Ausbildung der bereits beschriebenen  $\alpha$ -case. Dies erfordert beim Gießen oder Aufschmelzen eine inerte Gasatmosphäre oder muss unter Vakuum stattfinden [154]. Luftabschluss, Spülung der Gusskammern mit Argonschutzgas und Nutzung von Kupfertiegeln zum Aufschmelzen des Titans waren ein Teil der in Bezug auf die hohe Titanreaktivität erforderlichen Maßnahmen in der Titangusstechnik [58].

Ein hoher Stellenwert ist zudem der Entwicklung der Einbettmassen für den Titanguss beizumessen. Besonders Einbettmassen auf Aluminiumoxid/Magnesiumoxid- oder Magnesiumoxid/Zirkonoxid-Basis haben sich bewährt. Der Vorteil dieser Massen liegt in ihrer Reaktionsarmut mit der einschließenden Titanschmelze. So kann die Dicke der  $\alpha$ -case reduziert werden [44, 93].

Heute lassen sich Werkstücke aus Titan herstellen, die in ihrer Präzision und der bezüglich Qualität der Gefügestruktur denjenigen aus hochgoldhaltigen Edelmetalllegierungen kaum nachstehen [167].

#### **2.1.4.1 Bedeutung der $\alpha$ -case**

Beim Vergießen von Titan kommt es, aufgrund der sehr hohen Reaktionsfreudigkeit des schmelzflüssigen Metalls zu Grenzflächenreaktionen der Schmelze. Die bei dieser Reaktion entstehende harte, spröde Schicht wird als  $\alpha$ -case bezeichnet (siehe Einleitung) . Die äußere Lage wird als „casting burn Layer“ bezeichnet und enthält zusätzlich zum Titan Silizium, Phosphor, Aluminium, Magnesium und Sauerstoff. Eine zweite Lage enthält Titan, Aluminium und Sauerstoff. Da Aluminium zu den Elementen gehört, welche die  $\alpha$ -Phase des Titan (hexagonal-dichteste Kugelpackung; siehe 2.1.2.1 Physikalische Eigenschaften) bei Raumtemperatur stabilisiert, wird die gesamte Aufhärtungszone als  $\alpha$ -case bezeichnet. Die dritte Lage der  $\alpha$ -case enthält Titan, Silizium, Phosphor, Kohlenstoff und Sauerstoff. Auf diese Lage folgt eine vierte Lage, die Titan und lediglich wenig Sauerstoff enthält. [113].

Die Stärke der  $\alpha$ -case ist abhängig von der Dicke des Gussobjekts und der verwendeten Gussanlage respektive der Einbettmasse. Dementsprechend schwanken die Angaben über die Dicke erheblich. Bei Gussobjekten mit 2,5 mm Höhe geben Augthun et al. für unterschiedliche Gussysteme Schichtdicken von 170 bis 355  $\mu\text{m}$  an. Für Gussobjekte einer Stärke von 3mm hat Brauner für unterschiedliche Einbettmassen  $\alpha$ -case-Stärken von 180 bis 280  $\mu\text{m}$  gemessen. Für Gussobjekte mit geringerer Stärke hingegen wurden geringere Dicken der  $\alpha$ -case gemessen. Bei einer Dicke des Gusstitans von 0,8 mm war praktisch keine  $\alpha$ -case nachweisbar, was den Ergebnissen von Miyakawa entspricht [12, 21, 113], Durch den Einsatz von Magnesiumoxid-basierten Einbettmassen wird die Ausbildung der  $\alpha$ -case nach Lenz et al. nahezu unterdrückt [93] . Dem stehen die Ergebnisse von Kikuchi et al.

entgegen, die auch bei einer Magnesiumoxid-basierten Einbettmasse bei nur 0,5 mm Stärke des Gussobjekts eine 50 µm messende Aufhärtungszone gefunden haben. Bei nicht Magnesiumoxid-basierten Einbettmassen lag die Aufhärtungszone bei 0,5 mm starken Gussobjekten bei 100 µm [70].

Nachteile der  $\alpha$ -case sind nicht nur Beeinträchtigungen der Verbundfestigkeit von Titan zu Keramik, wenn sie vom Titan nicht vollständig entfernt wird [17, 107, 153]. Die  $\alpha$ -case weist darüber vom  $\alpha$ -case freien Titan abweichende mechanische Eigenschaften wie zum Beispiel eine höhere Härte und Zugfestigkeit und eine geringere Bruchdehnung auf. Sie ist gekennzeichnet durch Inhomogenitäten wie Poren und Risse und Einschlüsse von Resten der Einbettmasse sowie Störungen des Gitteraufbaus. Die Kaltbearbeitung der  $\alpha$ -case ist bekanntermaßen erschwert. Von Bedeutung ist auch eine erhöhte Löslichkeit in saurem Medium, was ihre Körperverträglichkeit in Frage stellt [12, 45, 133, 163]. Die vollständige Entfernung der  $\alpha$ -case kann zudem die Randpassung zahntechnischer Restaurationen beeinträchtigen [12].

## **2.2 Das Bego Medifactoring System**

Das Medifactoring System der Firma Bego ist ein CAD/CAM-System zur Erstellung zahntechnischer Werkstücke. In der Zahnmedizin wird unter CAD (computer aided design) die Konstruktion einer Zahnrestauration am Computer und unter CAM (computer aided manufacturing) die Herstellung beziehungsweise Herausschleifen des Zahnersatzes aus massivem Halbzeug des gewünschten Materials durch voll automatisierte Fräs-/Schleifeinheiten. Das primäre Ziel der CAD/CAM-Systeme ist die dreidimensionale Erfassung des präparierten Stumpfes [135, 149].

Das Bego Medifactoring System wurde im Jahr 2002 in Deutschland eingeführt. Hinsichtlich der digitalen Erfassung der zur Aufnahme von Zahnersatz vorbereiteten Zähne sowie der Konstruktion des Zahnersatzes stellt das Bego-Medifactoring-System keine speziellen Ansprüche. Durch Verwendung industrieller, nicht-modifizierter Dateiformate ist ein Austausch zwischen verschiedener Software sowie Produktionsgeräten möglich [130, 149]. Beim BEGO Medifactoring System erfolgt die Metallgerütherstellung durch einen als selektives Laserschmelzen (Selective Laser Sintering, SLS) bezeichneten, neuartigen Produktionsprozesses. Das SLS-Verfahren gehört zu den Rapid Prototyping-Technologien. Grundprinzip des SLS-Verfahrens ist, dass Metallpulverschichten durch einen Laserstrahl miteinander verschmolzen werden. Der, zunächst aus einem dreidimensionalen Modell der CAD-Software in mehrere Scheiben definierter Dicke zerlegte Datensatz wird in Produktionsanlage überführt. Die Produktionsanlage ist mit absenkbaren Produktionsflächen ausgestattet, in denen sich Pulver des gewünschten Gerüstmaterials befindet. Die Zahnersatz-Gerüste werden Schicht für Schicht aufgebaut. Eine Rolle (2 in Abbildung 1) verteilt dazu das pulverige Material (3 in Abbildung1) in dünnen Schichten, die durch den Laser (1 in Abbildung 1) an den vom CAD-Modell vorgegebenen Stellen verdichtet und ausgehärtet werden. Es folgen weitere Pulverbeschichtungen und Aushärtungen bis zur Fertigstellung der Metallrestauration, wobei vor jeder neuen Pulverbeschichtung die Produktionsplattform weiter abgesenkt wird. Nach Fertigstellung des Gerüstes wird überschüssiges Material wieder in den Produktionsablauf verbracht .Das Bego Medifactoring-System verarbeitet derzeit Kobalt-Chrom-Legierungen, Titan, und hochgoldhaltige Legierungen [130, 149].



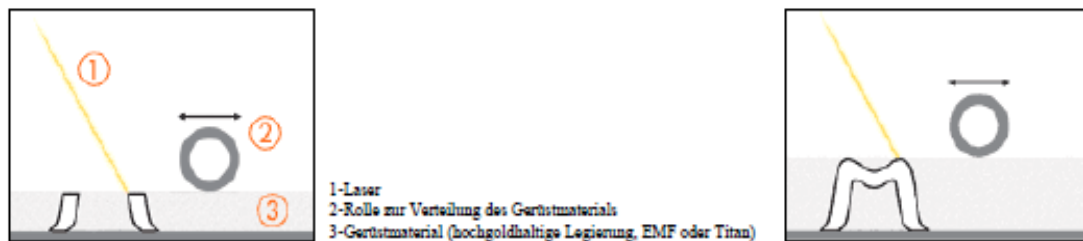


Abbildung 1: Prinzip des Bego Medifabricating Systems [9]

## 2.3 Keramik

### 2.3.1 Geschichte der Keramik in der Zahnmedizin

Im Jahre 1728 führte Fauchard erste Versuche der keramischen Verblendung von Zahnersatz mit Metallzähnen und Brücken durch, indem er diese mit einem silikatischen Überzug versah. Da jedoch die Beständigkeit dieses Silikatüberzuges gegen Schlägeinwirkung zu gering war, konnte sich diese Verfahren nicht durchsetzen [82].

„Vollporzellanbrücken“ mit bis zu 8 Gliedern wurden Ende des 19. Jahrhunderts hergestellt. Aufgrund der hohen Frakturgefahr wurde die mechanisch schwächere Keramikverblendung mit einer stabileren Metallschicht versehen [66]. Die ersten auf Platin-Iridium-Gerüsten basierenden „Porzellanbrücken“ wurden 1884 angefertigt. Diese Technik verfeinerten 1934 Swann, Hildebrand und Hovestadt [25]. Die erste für die Verblendung mit Keramik im heutigen Sinne geeignete Metalllegierung mit niedrigem Schmelzintervall und gleichzeitig ausreichender Härte beschreibt von Mathe´ 1933 in Zusammenhang mit der Hejcmannschen Emaillekrone [109].

Das 1952 durch Weinstein eingeführte „Permament“ – Verfahren stellte das erste metallkeramische Verblendverfahren mit aufeinander abgestimmten Werkstoffen dar. Die erste Verblendkeramik, die unter 1000°C auf eine Edelmetalllegierung gesintert wurde, entwickelte und patentierte ebenfalls Weinstein im Jahr 1962 [26, 27]. In Europa stellten 1962 die Firmen Vita und Degussa mit dem VMK -Degudent - System (VMK: Verblend-Metall-Keramik) ein eigenes, heute weltweit eingesetztes Metall-Keramik-Verbundsystem vor. Drei Jahre später folgten die Firmen DeTrey und Heraeus mit dem Biodent-Herador Gold - Keramik-System [26].

Nachdem zunächst ausschließlich hochgoldhaltige Legierungen für die Verblendung mit Keramik zur Verwendung kamen, wurde die Metall-Keramik-Verblendtechnik auch auf Palladium-Basis-Legierungen und Nichtedelmetall-Legierungen angepasst [68, 141, 142].

Die Ästhetik von festsitzenden zahnmedizinischen Restaurationen wurde mit der Einführung von Metall-Keramik-Verbundsystemen bei unbestrittener Langzeitstabilität grundlegend verbessert. Die Verblendung von metallischen Konstruktionen mittels Metall-Keramik-Technik stellt heute ein verlässliches Verfahren dar [69].

### **2.3.2 Einteilung der Keramiken**

Nichtmetallische und anorganische Werkstoffe werden den Keramiken zugeordnet. Die in feinkörniger Pulverform vorliegenden Ausgangsmaterialien können durch einen Sintervorgang verfestigt und in der vorgegebenen Form verdichtet werden. Zu den wesentlichen Eigenschaften von Keramiken gehören die Druckfestigkeit, der hohe Schmelzpunkt sowie ihre chemische Beständigkeit. Nach ihrer chemischen Zusammensetzung werden drei Gruppen von keramischen Werkstoffen unterschieden. Es sind dies die Gruppe der Oxidkeramiken, der Nichtoxidkeramiken und der Silikatkeramiken [66, 84, 85].

Oxidkeramiken bestehen aus Metalloxidverbindungen. Typische Vertreter sind die Oxide von Aluminium ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), Zirkonium ( $\text{ZrO}_2$ ), Magnesium ( $\text{MgO}$ ) oder Beryllium ( $\text{BeO}$ ) sowie Titandioxid ( $\text{TiO}_2$ ). Werkstoffe dieser Gruppe sind sehr hart, druckfest, chemisch resistent und elektrisch isolierend. Hartstoffe wie Carbide, Nitride, Boride oder Silizide sind Nichtoxidkeramiken. Sie zeichnen sich durch hohe Schmelztemperaturen, hohen Elastizitätsmodul, hohe Festigkeit und hohe Härte aus. Silikatkeramiken werden vorwiegend aus den Rohstoffen Quarz ( $\text{SiO}_2$ ), Ton ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) (Kaolin) und Feldspat (siehe Abschnitt 2.3.2 Verblendkeramik) hergestellt. Sie bilden als mehrphasiger Werkstoff einen Verbund. Der Grundstoffanteil bestimmt, inwieweit beim Sintern Steingut oder technisches Porzellan entsteht [85, 152]. Die Silikatkeramiken waren anfangs die Grundlage für die derzeit aktuellen dentalen Sinterkeramiken beziehungsweise der dentalen Verblendkeramiken [26].

### **2.3.3 Dentale Verblendkeramik**

Konventionelle Keramiken bestehen aus zwei unterschiedlichen Gefügephasen. Es handelt sich bei diesen Gefügephasen zum einen um eine Glasphase, welche im wesentlichen von Feldspatgläsern auf Silikatbasis (System  $\text{SiO}_2$  -  $\text{Al}_2\text{O}_3$  -  $\text{Na}_2\text{O}$  -  $\text{K}_2\text{O}$ ) gebildet wird. Die zweite, kristalline Phase besteht in der Hauptsache aus Leuzitkristallen. Außerdem wird in der konventionellen Keramik ein kleiner Anteil an Poren vorgefunden [54, 106].

Zahnkeramik hat im Gegensatz zum herkömmlichen Hartporzellan praktisch keinen Anteil an Kaolin. Der mengenmäßig wichtigste Bestandteil ist neben dem hohen Anteils an Quarz ( $\text{SiO}_2$ ) der Feldspat und dabei vor allem der Kalifeldspat ( $\text{K}_2\text{O}$  -  $\text{Al}_2\text{O}_3$  -  $6\text{SiO}_2$ ). Vorteil des Kalifeldspates ist, dass er beim Brennen fast vollständig verglast. Außerdem bildet der Kalifeldspat in der schmelzflüssigen Phase Leuzitkristalle, was für die Steuerung des

Wärmedehnungsverhaltens der Verblendkeramik wichtig ist (siehe unten). Der Quarz erhöht die Festigkeit und die Transparenz der Keramik. Um die Brenntemperatur herabzusetzen, werden von den Herstellern noch Alkalien und Erdalkalien in die Keramik aufgenommen. Darüber hinaus werden Pigmente wie zum Beispiel Kobalt-, Chrom-, Eisen- und Titanoxide zur Farbabstimmung beigemischt. Anteile trübender Substanzen wie zum Beispiel Zirkonium- oder Zinnoxide sind zugesetzt, um die Transluzenz der Keramik zu vermindern [83, 84, 110, 128].

Der Wärmeausdehnungskoeffizient einer Keramik kann durch eine Veränderung des Leuzitanteils ( $K_2O$ ,  $Al_2O_3$ ,  $4SiO_2$ ) abgestimmt werden. Dabei steigert ein erhöhter Leuzitanteil, den Ausdehnungskoeffizient der Keramik. Weil sich die Leuzitkristalle erst bei  $1520^\circ C$  auflösen, verleihen sie der dentalkeramischen Schmelze hohe Viskosität und Standfestigkeit beim Brennen. Dies ist Voraussetzung, dass die modellierte Form nicht zerfließt. Sie gewährleisten eine ausreichende Festigkeit unter funktioneller Belastung in der Mundhöhle, da sie die Struktur der Keramik verstärken (Leuzitverstärkung).[27, 83]

Den dentalen Keramiken beigemischte Flussmittel stören den Aufbau des Glasnetzwerks. Boroxid kann im Zusammenhang mit Kalium-Ionen und mit Natrium-Ionen als Flussmittel wirken. Andererseits können Aluminiumoxid und Boroxid jedoch teilweise an der Ausbildung des Glasnetzwerks der Keramik beteiligt sein. Sie setzen dabei den WAK-Wert der Keramik herab [62, 114, 126].

### 2.3.4 Besonderheiten der Titanverblendkeramiken

Der WAK des Glasanteils einer dentalen Verblendkeramik von  $7,7 \times 10^{-6} \text{ x k}^{-1}$  stimmt mit dem WAK des Titans nahezu überein. Aus diesem Grund enthalten Titankeramiken nur sehr wenig Leuzit oder der Leuzit ist vollständig eliminiert. Anstelle von Leuzit wurden andere kristalline Anteile gefunden, die einen an die Glasmatrix angepassten WAK hatten. Es wurde unter anderem ein relativ hoher Anteil an Cassiterit ( $\text{SnO}_2$ ) ermittelt, welches als Trübungsmittel fungiert. Es handelt sich demzufolge bei den Titan-Verblendkeramiken um nahezu reine Glaskeramiken [43, 55, 65, 102, 106, 155, 158, 170].

Wesentlicher Bestandteil der Glasmatrix der Titankeramiken ist, wie bei allen dentalen Verblendkeramiken, Siliziumoxid ( $\text{SiO}_2$ ). Allerdings wurde bei Titankeramiken das  $\text{SiO}_2$  zum Teil gegen Oxide mit einem kleineren WAK ausgetauscht, was eine weitere Erniedrigung des WAK bewirkte [108].

Die Phasenumwandlung des Titans bei  $882,5 \text{ °C}$  ist mit einer Volumenzunahme von 0,1-0,3 % verbunden, wodurch ein spannungsfreies Aufsintern einer Verblendkeramik bei Brenntemperaturen im Bereich oder oberhalb dieser Temperatur nicht möglich ist. Aus diesem Grund war ein Reduzieren der Brenntemperatur der Titankeramiken notwendig [36, 89, 145, 155, 170].

Eine Senkung der Aufbrenntemperatur wurde durch Erhöhung des Erdalkalianteils erreicht. Die Sinteremperatur der Titankeramiken konnte um 15 % herabgesetzt, indem der Flussmittelanteil und hier insbesondere der Anteil von  $\text{Na}_2\text{O}$ , vergrößert wurde. Eine Senkung des  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Gehaltes führte ebenfalls zu einer Herabsetzung der Sinteremperatur. Obwohl  $\text{K}_2\text{O}$  ebenfalls als Flussmittel fungiert und damit zur Reduktion der Sinteremperatur von Titankeramiken in Betracht kommt, wurde sein Anteil vermindert, da es die Entstehung von Leuzit in der Glasschmelze begünstigt. 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 [36, 145, 163].

Die hohe Reaktivität des Titans mit Sauerstoff ist beim Aufbrennen der Keramik auf das Titan problematisch. Zu Beginn der keramischen Verblendung des Titans wurde, wie in der Verblend-Metall-Keramik Technik üblich, der Opaquer als erste Schicht auf das Titan aufgebrannt. Es zeigte sich, dass infolge der hohen Titan-Sauerstoffreaktivität zwischen der Verblendkeramik und dem Titan verhältnismäßig ausgeprägte Oxidschichten entstehen. Diese Oxidschichten sind prinzipiell unerwünscht, da sie den Verbund zwischen dem Titan und der Keramik schwächen [1, 32, 51, 52, 59, 71, 72, 73, 79, 164]. In der Folge wurden von den Herstellern der Titankeramiken spezielle Bonder entwickelt, die als erste Schicht direkt auf das Titan aufgebrannt werden. Die Bonder sollen Oxide, die stets auf der Titanoberfläche vorhanden sind, umschließen und auflösen. Durch ihre glasartige Beschaffenheit soll die Oberfläche des Titans vor einer fortlaufenden Oxidation beim Brennen der Keramik versiegelt werden [47, 124, 163].

## **2.4 Metall-Keramik-Verbund**

Das Zustandekommen eines Verbunds zwischen den prinzipiell sehr unterschiedlichen Materialien Metall und Keramik wird auf drei Mechanismen zurückgeführt:

1. Mechanische Retention
2. Adhäsion
3. Chemische Bindung (Primäre Bindung)

[34, 53, 157, 158]

### **2.4.1 Mechanische Retention**

Damit eine mechanische Retention der Keramik auf dem Metall zustande kommen kann, sollte die Metalloberfläche aufgeraut werden. Dies kann durch Sandstrahlen oder Bearbeiten mit groben, rotierenden Instrumenten erreicht werden [53]. Die keramische Masse kann in geschmolzenen Zustand die infolge der Aufrauung entstandenen Retentionen umfließen und ist im erstarrten Zustand verankert [128]. Komprimierende Kräfte bewirken zusätzlich eine mechanische Verankerung. Sie entstehen durch den Schrumpfungsprozess beim Brand der keramischen Masse. Dafür wird der WAK-Wert der Keramik etwas niedriger eingestellt als der WAK-Wert des Metalls. Dadurch wird die Keramik beim Abkühlen nach dem Brennen unter Druckspannung gesetzt und schrumpft dann auf das Metall auf [157].

### **2.4.2 Adhäsion**

Durch Bildungen von Dipolen im Metall und in der Keramik kommen die zwischenmolekularen Van der Waalsche Kräfte zustande. Sie wirken nur über kurze Distanzen und ihr Anteil an der Metall-Keramik-Verbindung wird als gering eingeschätzt. Sie verbessern die Benetzung des Metalls mit der keramischen Masse beim Auftragen des Keramikschlickers. Die Haftung der keramischen Massen erhöht sich, wenn die Metalloberfläche besser benetzt ist [111, 157]..

### **2.4.3 Chemischer Verbund**

Der chemische Verbund zwischen Metall und Keramik besteht aus Sauerstoffbrücken, die zwischen den Siliziumatomen der Keramik und Oxiden der Metalloberfläche ausgebildet werden. Es konnten in vielen Untersuchungen gezeigt werden, dass wechselseitige Diffusionsvorgänge zwischen dem Metall

und der Keramik stattfinden, was für das Zustandekommen eines chemischen Verbunds spricht [11, 41, 98, 142].

Edelmetall-Legierungen Unedelmetalle zulegiert, die das Oxid bilden (Zinn, Indium, Eisen) [78]. Sie diffundieren während des Oxidbrandes und auch während des keramischen Brennvorgangs an die Metalloberfläche (innere Oxidation). Bei den edelmetallfreien Legierungen sind Unedelmetalle, die das Oxid bilden, Bestandteil der Legierungen. Sie befinden sich bereits nach dem Guss an der Metalloberfläche (äußere Oxidation) [98]. Die metallkeramische Bindung entsteht dann durch Ionenbindung zwischen dem Sauerstoff der oxidierten Unedelmetallatome und dem Silizium der keramischen Masse (Oxidbrücken) [28].

## **2.5 Prüfung des Metall-Keramik-Verbundes**

Die Haltbarkeit einer keramisch verblendeten Restauration in Bezug auf den Metall-Keramik-Verbund beziehungsweise der Haltbarkeit der keramischen Verblendung auf dem Metallgerüst wird von vielen unterschiedlichen Faktoren beeinflusst. Zur Prüfung dieses Verbundes wurden unterschiedliche Testverfahren entwickelt, die die Haltbarkeit einer keramischen Verblendung vor dem Einsatz am Patienten testen und so mögliche Misserfolge verhindern sollen [10, 30].

### **2.5.1 Normative Anforderungen**

Die Festlegung von Normen dient der einheitlichen standardisierten Bewertung von Qualitätsmerkmalen bei zahnärztlichen Werkstoffen. Es soll die Möglichkeit geschaffen werden, auf internationaler Ebene die Haftfestigkeitswerte von Metallkeramiksystemen der unterschiedlichen Hersteller miteinander



vergleichen zu können. Dieses Ziel kann nur über die Anerkennung einer gemeinsamen Prüfmethode erreicht werden.

Der 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath wurde zunächst in die Deutsche Industrie Norm (DIN) als Entwurf 13927 für metallkeramische Systeme aufgenommen. Dieser Normentwurf wurde später als DIN EN ISO 9693 für dentale restaurative Metallkeramiksysteme weiterentwickelt. In dieser Norm ist der Schwickerath-Test seit 2001 festgeschrieben [4, 7].

### 2.5.2 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath

Im 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath (Schwickerath-Test) werden plättchenförmige Grundkörper aus dem zu prüfenden Gerüstmaterial hergestellt. Auf diesen plättchenförmigen Grundkörper wird mittig die zu prüfende Keramik Quaderförmig aufgebrannt. Die Abmaße des vollständigen Prüfkörpers sind folgender Abbildung zu entnehmen.

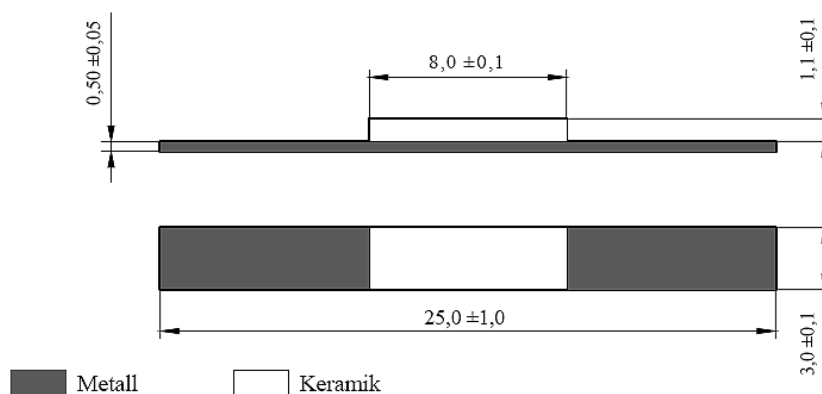


Abbildung 2: Prüfkörper für den Schwickerath-Test [136]

Die Stärke des Plättchens von 0,5 mm entspricht der anzustrebenden Wandstärke von VMK-Kronen. Die Dicke des Keramikquaders ist mit einem Millimeter ebenfalls an der empfohlenen Dicke von Keramikverblendungen in der VMK-Technik orientiert. Insoweit entsprechen die Prüfkörperdimensionen ungeachtet der in der notwendigen Standardisierung begründeten vereinfachten

geometrischen Form den im klinischen Einsatz von VMK-Kronen anzutreffenden Verhältnissen [136].

Zur Berechnung der Verbundfestigkeit wird der Prüfkörper mittig auf eine Biegeapparatur aufgelegt. Dabei zeigt die mit Keramik beschichtete Prüfkörperseite nach unten. Durch den Vorschub eines Biegestempels, der den Prüfkörper von oben mittig belastet, erfährt der Prüfkörper eine Durchbiegung. Dabei entsteht mit Ansteigendem Druck des Biegestempels eine ansteigende Scherkraft in der Kontaktzone des Gerüstmaterials und der Keramik. Beim Lösen des Verbunds zwischen Gerüstmaterial und Keramik fällt die durch den Biegestempel ausgeübte Kraft schlagartig ab. Diese zum Lösen des Verbunds benötigte Kraft wird in Newton gemessen und als Bruchkraft bezeichnet. Durch die Multiplikation der Bruchkraft mit einem Faktor  $k$ , der sich aus der Dicke des Gerüstmaterials und seinem  $e$ -modul ergibt, wird die Verbundfestigkeit berechnet. Der Winkel und der Radius der Auflagen der Biegeapparatur und der Spitze des Biegestempels betragen  $45^\circ$  und 1 mm [7, 136].

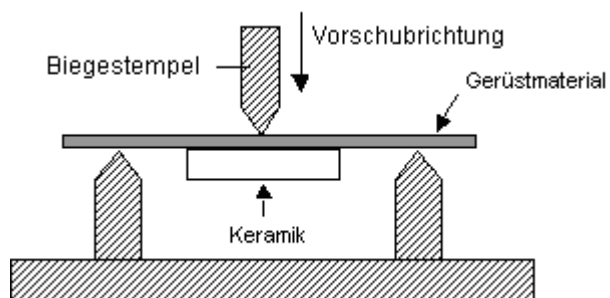


Abbildung 2: Biegeapparatur für den Schwickerath-Test [7, 136]

### 2.5.3 Verbundfestigkeiten im 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath

Schwarz et al. und Lenz et al. haben eine Reihe von Dentallegierungen auf die Verbundfestigkeit zu unterschiedlichen Keramiken geprüft. Die Folgende Tabelle gibt einen Überblick über die Ergebnisse.

Legierung	Handelsbezeichnung	Keramik	Verbundfestigkeit in Mpa <sup>1</sup>
<b>Hochgoldhaltig</b>	Herador SG	Vita VMK 68	39,2 (1,6)
	Herador H	Vita VMK 68	31,1 (3,4)
	Herador B	Vita VMK 68	28,1 (2,3)
	Herador NH	Vita VMK 68	26,6 (2,7)
<b>Goldreduziert</b>	Esteticor Plus	Vita VMK 68	34,3 (4,4)
	MT 600	Vita VMK 68	57,3 (5,4)
	Verinor	Vita VMK 68	54,7 (3,5)
<b>Palladiumbais</b>	MT 800	Vita VMK 68	51,2 (k.a.)
	Albabond	Vita VMK 68	43,7 (5,6)
	Albabond	Biodent	33,2 (k.a.)
	Albabond B	Vita VMK 68	60,4 (3,1)
	Albabond GF	Vita VMK 68	56,3 (0,8)
	Albabond E	Vita VMK 68	47,6 (1,1)
	Begopal	Vita VMK 68	51,6 (3,4)
	<b>Nickel-Chrom</b>	Wiron 88	Vita VMK 68
Wiron 88	Vivadent	42,7 (k.a.)	
Wiron 88	Luxor	31,4 (k.a.)	
Wiron 88	Biodent	40,7 (k.a.)	
Wiron 88	Microbond	24,9 (k.a.)	
Wiron 99	Vita VMK 68	52,1 (2,8)	
Ivotect P	Vita VMK 68	45,4 (3,8)	
Ivotect P	Vivadent	44,9 (k.a.)	
Euro-Ceram	Biodent	56,6 (k.a.)	
Good Fit	Biodent	53,2 (ka.a)	
NP 2	Microbond	33,0 (ka.a)	
<b>Kobalt-Chrom</b>	Wirobond	Vita VMK 68	56,4 (2,8)
	Unibond 2000	Vita VMK 68	46,4 (4,4)
	Remanium CD	Vita VMK 68	48,6 (4,3)
	Resiloy	Vita VMK 68	46,4 (k.a.)
	Dentitan	Luxor	41,0 (k.a.)
	Ivotec U	Vivadent	44,1 (k.a.)
	Ivotec U	Luxor	44,8 (k.a.)
	Ivotec U	Vita VMK 68	47,8 (k.a.)
	Ivotec U	Biodent	39,3 (k.a.)
	Ivotec U	Microbond	35,0 (k.a.)

Tabelle 2: Ergebnisse Schwickerath-Test, <sup>1</sup> Standardabweichung in Klammern  
k.a.: keine Angabe [95, 137]

Die Verbundfestigkeit von auf Edelmetall-Legierungen aufgebrannte, niedrigschmelzende Keramiken wurden von Kraft et al. im Vergleich zur hochschmelzenden Verblendkeramik Vita VMK 68 im Schwickerath-Test etwas niedriger gemessen. Folgende Tabelle fasst die Ergebnisse zusammen.

<b>Legierung</b>	<b>Keramik</b>	<b>Verbundfestigkeit in MPa</b>
Degudent H	Vita VMK 68 N	51,4 (7,7)
Degunorm	Duceragold	43,6 (2,8)
Degunorm	Omega 800	43,3 (4,0)
Mainbond A	Omega 800	17,4 (2,9)
Mainbond A	Duceragold	45,2 (2,0)
Mainbond EH	Omega 800	22,3 (2,6)
Mainbond EH	Duceragold	46,3 (5,7)
PontoRex H	Omega 800	39,3 (7,0)
PontoRex H	Duceragold	37,1 (3,0)

Tabelle 3: Ergebnisse Schwickerath-Test, <sup>1</sup> Standardabweichung in Klammern [81]

### 3 Problemstellung

Zur zahntechnischen Verarbeitung von Titan im Gussverfahren stehen unterschiedliche Gussanlagen zur Verfügung. Diese Gussanlagen unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Arbeitsweise voneinander. Das betrifft insbesondere die Technik des Einbringens des geschmolzenen Titans in die Gussmuffel. Ein hinsichtlich der hohen Reaktivität des Titans weiterer Unterschied von Bedeutung sind die unterschiedlichen Einbettmassen und Temperaturen der Gussmuffeln. Es ist bekannt, dass sich die unterschiedlichen Einbettmassen in Bezug auf die Ausbildung der  $\alpha$ -case deutlich unterscheiden [12, 21, 70]. Der  $\alpha$ -case wiederum wird eine wichtige Rolle bei der Frage nach der Verbundfestigkeit der Verblendkeramiken auf dem Gusstitan zugeschrieben [17, 107, 153].

Um einen möglichst hohen Verbund der Titankeramiken auf dem Gerüstmaterial zu erzielen, wird die Forderung nach einer vollständigen Entfernung der  $\alpha$ -case gestellt [17, 107, 153]. Es ist gleichwohl nicht eindeutig geklärt, ob dies bei den verschiedenen Gussanlagen respektive Einbettmassen zu erwartenden unterschiedlich starken Schichtdicken der  $\alpha$ -case durch das Schleifen und Abstrahlen mit Edelkorund tatsächlich vollständig gelingen kann. Folglich wären unterschiedliche Verbundfestigkeiten der Titankeramiken auf Titan, das in unterschiedlichen Gussanlagen gegossen wurde, zu erwarten. Deshalb ist Die Untersuchung der Verbundfestigkeit einer ausgewählten Titankeramik auf Titangerüsten, die in unterschiedlichen Gussverfahren hergestellt wurden, Gegenstand der vorliegenden Arbeit.

Daraus folgt die Hypothese 1 der vorliegenden Studie: Die Verbundfestigkeit von Titankeramiken auf Titangerüsten, die in unterschiedlichen Gussystemen erstellt wurden, unterscheiden sich voneinander.

Ein neues Verfahren zur Erstellung von Metallgerüsten für die Verblend-Metall-Keramik Technik, welches das herkömmliche Gussverfahren umgeht, ist das

Bego-Medifactory System. Hier wird das Metallgerüst im Selective-Laser-Sintering aus Titanpulver mit einem Laserstrahl verschmolzen. Es sind bisher keine Untersuchungen zum Verbund von Titankeramik auf Titangerüsten, die im Verfahren des Selective-Laser-Sintering erstellt wurden, durchgeführt worden. Aus diesem Grund wird in der vorliegenden Studie ferner die Verbundfestigkeit der ausgewählten Titankeramik auf Titan, das im Verfahren des Selective-Laser-Sintering erstellt wurde, untersucht.

Da durch Umgehung des Gussprozesses davon ausgegangen werden kann, dass das Lasergesinterte Titan keine  $\alpha$ -Case aufweist, kann folgende zweite Hypothese aufgestellt werden. Die Verbundfestigkeit der untersuchten Titankeramik auf dem Lasergesintertem Titan liegt höher als die Verbundfestigkeit auf dem gegossenen Titan.

Unter dem Einfluss einer künstlichen Alterung durch Lagern in Kunstspeichel unterschiedlicher Zusammensetzung und variierender pH-Werte beziehungsweise in  $H_2O$  haben verschiedene Autoren einen Rückgang der Metall-Keramik-Verbundfestigkeit gemessen [38, 57, 81, 101, 138, 139, 145, 156]. Aus diesem Grund soll in der vorliegenden Arbeit der Einfluss einer Lagerung in destilliertem Wasser und in Natrium-Chlorid-Milchsäure Kunstspeichel auf die Verbundfestigkeit der untersuchten Titan-Keramik-Kombinationen geprüft werden. Angesichts der auch für Titan-Keramik-Verbunde aus der Zeit der Anfänge der keramischen Titanverblendung gemessenen Rückgänge der Verbundfestigkeit unter korrosiver Belastung im Kunstspeichel mit saurem pH-Wert lässt sich die dritte Hypothese der Untersuchung formulieren: Die Lagerung in destilliertem Wasser und in Natrium-Chlorid-Milchsäure Kunstspeichel führt zu einem Rückgang der Titan-Keramik-Verbundfestigkeit.

## **4 Material und Methoden**

### **4.1 Die untersuchte Keramik**

Alle Prüfkörper wurden mit der Triceram-Titankeramik (Esprident, Dentaureum GmbH, Ispringen) verblendet. Es handelt sich hierbei um eine vollsynthetische einphasige und Leuzitfreie Keramik. Es wurden folgende Komponenten der Triceram-Keramik verwendet:

- Haftbonder (pulverförmig)
- Opaker (pulverförmig)
- Dentinmasse (pulverförmig, Farbe A3)
- Opakerflüssigkeit (zum Anmischen von Bonder und Opaker)
- Modellierflüssigkeit (zum Anmischen der Dentinmasse)

(Bonder LOT 008, Opaker LOT 1199002, Dentin LOT 0299001, Opaker-Flüssigkeit LOT 062, Modellierflüssigkeit LV LOT 053)

### **4.2 Methode zur Herstellung konfektionierter Prüfkörper aus Titan**

Die Herstellung der im Gussverfahren erstellten Prüfkörper erfolgte mit größtmöglicher Sorgfalt gemäß den für den 3-Punkt-Biege-Schertest nach Schwickerath geforderten Abmessungen [7]. Hierfür wurde zunächst aus einer 0,5 mm dicken Folie aus ausbrennbarem Polycarbonat-Kunststoff (Röhm GmbH, Darmstadt) Streifen in der vorgegebenen Abmessung mittels eines Hebelschneidgerätes herausgeschnitten. Anschließend wurden diese Plastikplättchen gemäß den konstruktiven Anforderungen der jeweiligen Gussanlage an die Gussmuldenformer angestiftet. Eine Besonderheit stellen die im Bego-Medifactory System erstellten Prüfkörper dar (siehe unten: 4.3).

## 4.2 Die untersuchten Gussverfahren

### 4.2.1 Die Biotan Gussanlage

Die Biotan Gussanlage (Schütz Dental GmbH, Rosbach) stellt ein vollautomatisches Schmelzverfahren mit Hochvakuumatmosphäre dar. Schmelzen und Gießen erfolgen in einem geschlossenen Zweikammersystem (Schmelz- und Gusskammer). Zunächst werden die Kammern evakuiert und anschließend die Schmelzkammer (1 in Abbildung 3) mit Argon-Schutzgas geflutet, wobei das Vakuum in der Gusskammer (2 in Abbildung 3), in der sich die Muffel befindet (3 in Abbildung 3), zunächst bestehen bleibt. Im weiteren Verlauf werden beide Kammern mit Argon-Schutzgas gespült. Das Titan befindet sich auf einem Kupfertiegel (4 in Abbildung 3) und wird nach der Schutzgas-Spülung durch einen Lichtbogen geschmolzen (5 in Abbildung 3). Nach dem Aufschmelzen des Titans werden Schmelz- und Gusskammer automatisch senkrecht gestellt, und es wird ein Argonüberdruck von 3,5 bis 4,5 bar aufgebaut. Das Schmelzgut wird dadurch in die Gussform gepresst. Alle Arbeitsparameter sind programmiert und werden vollautomatisch gesteuert. Als Einbettmasse kam die Spinell-Einbettmasse Biotan für Kronen und Brücken (Schütz Dental GmbH, Rosbach) benutzt. Dabei handelt es sich um eine magnesiumgebundene, reaktionsträge Einbettmasse [6].

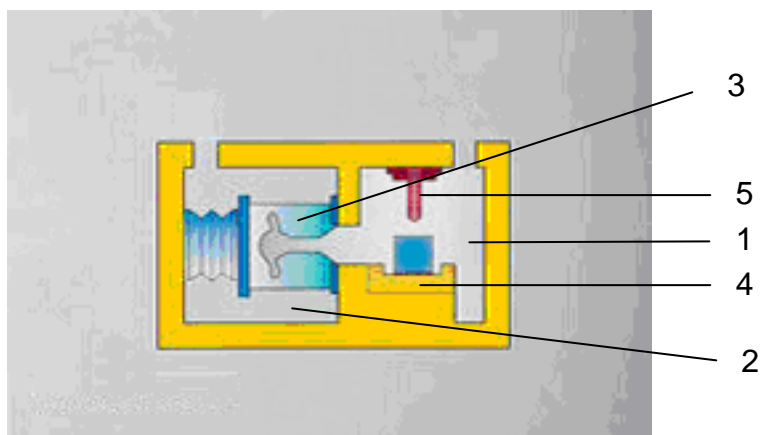


Abbildung 3: Biotan Gussanlage [6]



#### 4.2.2 Die Rematitan Autocast Gussanlage

Die Rematitan Autocast Gussanlage (Dentaurum GmbH; Ispringen) ist wie die Biotan Gussanlage ein geschlossenes Zweikammersystem, wobei hier die Gusskammer (1 in Abbildung 4) unterhalb der Schmelzkammer (2 in Abbildung 4) angeordnet ist und nicht während der Gussvorgangs gekippt wird. Im übrigen verläuft der Gussvorgang bei beiden Anlagen nahezu gleich. Das Titan wird ähnlich der Biotan Gussanlage in einem Kupferschmelztiegel (3 in Abbildung 4) mit einem Lichtbogen (4 in Abbildung 4) aufgeschmolzen. Vorher werden beide Kammern evakuiert und die Schmelzkammer mit Argon mit einem Druck von 0,8 bar geflutet. Dabei wird das Vakuum in der Gusskammer aufrechterhalten. Nach dem vollständigen Aufschmelzen des Titans wird das Material durch Abkippen des Tiegels und den infolge der Argonflutung in der Schmelzkammer bestehenden Überdruck in die darunter liegende Muffel (5 in Abbildung 4) überführt. Beim Einströmen des schmelzflüssigen Titans in die Muffel entsteht eine Druckdifferenz, wodurch keine Hohlräume in der Muffel verbleiben. Für die auf der Rematitan Autocast erstellten Güsse kam die Einbettmasse Rematitan Plus für Kronen und Brücken (Dentaurum GmbH, Ispringen) zur Anwendung. Es handelt sich dabei um eine phosphatgebundene Einbettmasse [120].

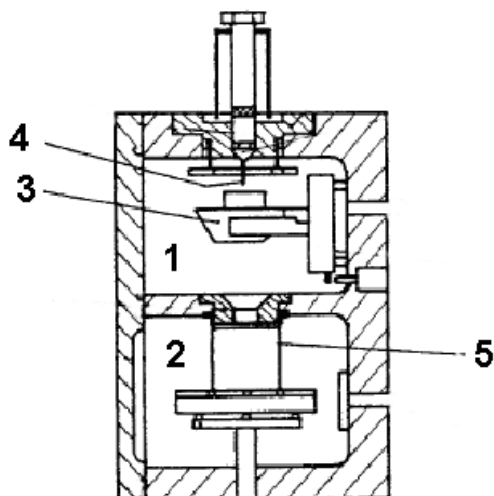


Abbildung 4: Rematitan Autocast Gussanlage [120]

### 4.2.3 Die Ticast Super R Gussanlage

Als drittes Gusssystem wurde in der vorliegenden Untersuchung die Ticast Super R (Girrbach Dental GmbH, Pforzheim) verwendet. Bei dieser Gussanlage handelt es sich um ein im Schleudergussverfahren arbeitendes System. Das Aufschmelzen des Titans geschieht wie bei den anderen Gussanlagen durch einen Lichtbogen. Für den Gussvorgang wird die Gussmuffel in den Schleuderarm eingesetzt (1 in Abbildung 5). Als Einbettmasse kommt eine reaktionsträges Material auf Magnesiumoxid-Zirkonoxid-Basis zur Verwendung. Der auch bei diesem Gusssystem aus Kupfer bestehende Schmelztiegel bleibt während des Schmelzvorganges in seiner Position und bildet mit der Eingussmulde eine stationäre Einheit über dem Schleuderarm (2 in Abbildung 5). Es wird nur die sich direkt unterhalb des Schmelztiegels befindliche Muffel in Rotation versetzt, nachdem die Gussmuffel mit einer Temperatur von circa 150 °C in den Schleuderarm eingebracht. Der Gießraum ist doppelt evakuiert.. Der Gießvorgang findet unter Argonatmosphäre statt und wird bei einer Drehzahl des Schleuderarms von 3000 U/min ausgelöst, wobei der Weg der Titanschmelze vom Tiegel zur Muffel nur 4 cm beträgt. Durch die hohe Umdrehungszahl wird die Schmelze in nur 20 ms mit einer Kraft von 800 G in den Muffelraum gepresst. Aufgrund der Arbeitsweise und der konstruktiven Merkmale der Gussanlage wird davon ausgegangen, dass Reaktionen zwischen der Titanschmelze und der Einbettmasse weitgehend vermieden werden [48].

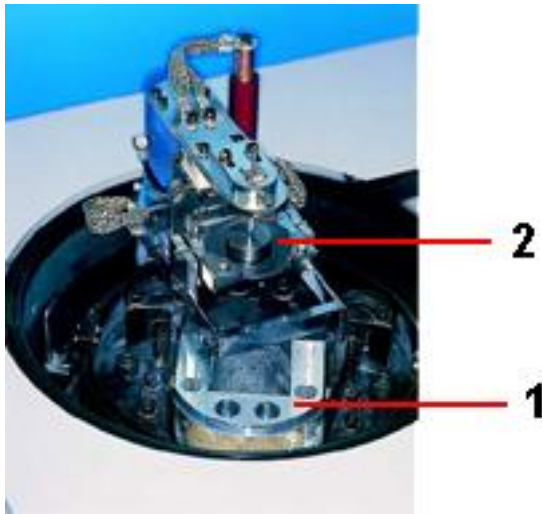


Abbildung 5: Ticast Super R Gussanlage [48]

### 4.3 Das untersuchte CAD/CAM System

Durch die Firma Bego Medical Bremen (Bego Medical AG, Bremen) wurden lasergeschmolzene metallische Grundkörper für den Dreipunkt-Biege-Schertest mittels des Bego-Medifactory-Systems (Bego Medical AG/Bremen) aus Titan Grad 1 hergestellt und zur Verfügung gestellt. Das Funktionsprinzip des Bego-Medifactory-Systems wurde in Abschnitt 2.2 erläutert. Da sich die Anpassung des Bego-Medifactory-Systems auf den Werkstoff Titan zu Zeitpunkt der Untersuchungen noch in der Entwicklungsphase befand, konnten von Bego Medical Bremen aus Gründen der Geheimhaltung keine weitergehende Informationen zum technischen Ablauf der Prüfkörpererstellung gemacht werden..

#### 4.4 Vorbereitung der Titanoberfläche zur keramischen Verblendung

Nach dem Ausbetten und Abtrennen der Prüfkörper von den unterschiedlichen Gussmuldenformern der jeweiligen Gussanlage (STM-Trennscheiben, Dentaurum GmbH, Ispringen) wurden die Reste der Einbettmasse von den Gussrohlingen vorsichtig mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  Abstrahlen (250  $\mu\text{m}$ , 1,5 bar) entfernt. Durch ein abwechselndes Beschleifen mit kreuzverzahnten Fräsen für die Titanbearbeitung (maxi und maxi plus, Dentaurum GmbH, Ispringen) und Abschleifen auf SiC-Schleifpapier (320'er) wurde die  $\alpha$ -case vollständig entfernt. Die Prüfkörperoberfläche, die mit Keramik verblendet werden sollte, wurde abschließend noch einmal mit 320'er Schleifpapier geschliffen und danach mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (150  $\mu\text{m}$ ) mit 3 bar für circa 15 Sekunden abgestrahlt (Strahlgerät P-G 400, Harnisch und Rieth GmbH, Winterbach). Nach 10 Minuten wurden die Dicke der Prüfkörper mit einem mechanischen Schnelltester (Kroeplin Längenmessgeräte GmbH, Schlütern) gemessen und anschließend mit Isopropyl-Alkohol und dem Dampfstrahler Superstream (Reitel Feinwerktechnik GmbH, Bad Essen) gereinigt. Die im Bego-Medifactoring-System erstellten Prüfkörper wurden im zur unmittelbaren Aufbrennen der Keramik geeigneten Zustand angeliefert. Die Oberfläche wies eine durch eine geeignete Steuerung des Laser-Aufschmelzverfahrens erzeugte Aufrauung der Oberfläche auf, die makroskopisch einer mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  mit grober Körnung abgestrahlten Titanoberfläche ähnelte. Bei diesen Prüfkörpern konnte mit Ausnahme der Reinigung mit Isopropyl-Alkohol und dem Dampfstrahlen auf weitergehende Oberflächenbearbeitungen verzichtet werden. Vor der Reinigung wurden die Dicke der Prüfkörper ebenfalls mit dem mechanischen Schnelltester gemessen.

## 4.5 Aufbrennen der Keramik

Zum Aufbrennen der Keramik stand der programmierbare Brennofen Multimat MC 2 (De-Trey-Dentsply, Dreieich) zur Verfügung. Die verwendete Triceram Titankeramik wurde exakt nach Herstellerangaben verarbeitet. Das Brennprogramm beziehungsweise die Steuerung des Brennofens ist der Tabelle 4 zu entnehmen.

	Vorwärm- temp. °C	Trocken- zeit min.	Vorwärm. min.	Vakuum min.	Brennzt. min.	Brennt. °C	Aufheiz- rate °C / min.
<b>Bonder</b>	600	1	1	1	2	815	65
<b>Opaker</b>	600	1	1	1	2	815	65
<b>Dentinbrand 1</b>	600	3	3	2	2	775	55
<b>Dentinbrand 2</b>	600	3	3	2	2	775	55
<b>Glanzbrand</b>	600	2	2	-	1,5	775	55

Tabelle 4: Brennprogramm Triceram

Folgende Brände wurde durchgeführt:

1. Bonder
2. Opakermasse
3. Erster Dentinbrand
4. Zweiter Dentinbrand
5. Glanzbrand

Zunächst wurde der Bonderbrand durchgeführt. Hierfür wurde der aus dem Bonderpulver und der Opakerflüssigkeit in sahniger Konsistenz angerührte Schlicker mit einem Glasinstrument sehr dünn aufgetragen. Um ein Auftragen des Bonders nur auf den zentralen 8 mm der Prüfkörperoberfläche zu gewährleisten, wurden die nicht mit Bonder zu beschichteten Flächen der Prüfkörper mit Tesafilm abgeklebt. Nach dem Antrocknen des Bonderschlickers konnten die Tesafilmstreifen problemlos entfernt und der Bonderbrand

vorgenommen werden. Der ebenfalls aus Pulver und Opaquerflüssigkeit sahnig angerührte Opaker konnte dann mit dem Glasinstrument frei Hand auf die bereits mit dem Bond bebrannte Oberfläche aufgetragen und gebrannt werden. Danach erfolgte der erste Dentinbrand. Zum Aufbringen der Dentinmasse diente eine der Abbildung 6 zu entnehmende Hohlform. Um die Brennschwindigkeit nach dem ersten Dentinbrand auszugleichen und eine identische Dicke des Keramikauftrages zu gewährleisten, wurden die Prüfkörper wiederum in die Hohlform eingesetzt und mit Dentinmasse aufgefüllt. Nach dem dann durchlaufenen zweiten Dentinbrand wurden die Abmaße des Dentinquaders mit einer Schublehre vermessen und gegebenenfalls durch vorsichtiges Beschleifen mit einer diamantierten Scheibe korrigiert. Abschließend erfolgte der Glanzbrand. Die Abbildung 7 zeigt Prüfkörper nach Abschluss des Aufbrennvorgangs.



Abbildung 6: Hohlform für das Aufbringen der Dentinmassen

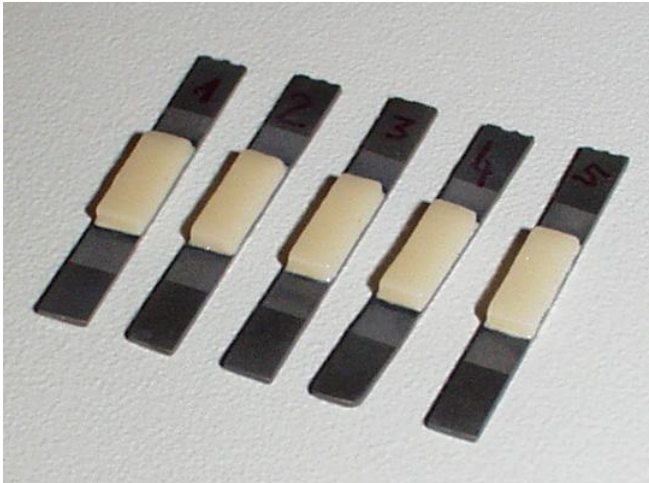


Abbildung 6: Prüfkörper für den Schwickerath-Test

#### 4.6 Lagerungsbedingungen

Die Durchführung des Verbundfestigkeitstests erfolgte zum einen nach 24 Stunden Trockenlagerung. Zusätzlich wurde die Verbundfestigkeit nach einer Lagerung in destilliertem Wasser und in Kunstspeichel bei 37°C für eine Woche, einen Monat und sechs Monate gemessen. Der Kunstspeichel hat einen pH-Wert von 2,3 (10,0 +/- 0,1g Milchsäure 90%, 8,85 +/- 0,005g NaCl, 1000 ml H<sub>2</sub>O). Die Lagerung im destillierten Wasser respektive im Kunstspeichel erfolgte im Melag Inkubator 80 (Melag oHG Medizintechnik, Berlin). Die Serien, bei denen die Prüfkörper in destilliertem Wasser gelagert wurden, werden im folgenden als Nasslagerung bezeichnet. Da die Lagerung der Prüfkörper in Kunstspeichel eine korrosive Belastung darstellt, werden diese Serien in den Graphiken als Korrosion bezeichnet.

#### 4.7 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath

Die Untersuchungen der Haftfestigkeit wurden mit einer Zwick Prüfmaschine (Zwick Z 2,5, Zwick GmbH & Co., Ulm) durchgeführt. Die Prüfkörper wurden mit dem Keramikteil nach unten auf die Auflagen der Biegevorrichtung gelegt. Dabei wurden die Prüfkörper so ausgerichtet, dass die Keramik mittig zur durch den Druckstempel aufgebrachten Last positioniert war. Der Abstand zwischen den Auflagen betrug 20 mm und der Radius des Druckstempels und der Auflagen 1 mm (Winkel  $45^\circ$ , Abbildung 7). Der Kraftangriff erfolgte durch Vorschub des Druckstempels mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit von 1,0 mm/min. Der Prüfkörper wird dabei durchgebogen und die Kraft des Druckstempels steigt konstant an. Die Bruchkraft ist durch den raschen Abfall der bis dahin stetig steigenden Kraft gekennzeichnet. Sie ist die Kraft, bei welcher der Titan-Keramik-Verbund gelöst wird [7]. Die Bruchkraft wird in Newton gemessen und von einem PC aufgezeichnet, der mit der Prüfmaschine verbunden ist (Programm Testxpert, Zwick GmbH & Co., Ulm). Die Bruchkraft wurde als die maximale Kraft vor einem 15% Kraftabfall gemessen. Alle weiteren Berechnungen wurden am gleichen PC mit dem Statistik-Programm SPSS 11.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois) durchgeführt .

Die Verbundfestigkeit in Megapascal (MPa) ergibt sich aus der Multiplikation der Bruchkraft mit einem Koeffizienten  $k$ . Der Koeffizient  $k$  ergibt sich aus der Dicke des Prüfkörpers und dem Elastizitätsmodul (e-Modul) des jeweiligen Gerüstmaterials und kann anhand des in Abbildung 9 dargestellten Diagramms ermittelt werden. Mit der mit einem mechanischen Schnelltester gemessenen Prüfkörperdicke (siehe oben unter 4.4) und dem e-modul des verwendeten Titan Grad 1 von 90 GPa konnte der Faktor  $k$  aus dem Diagramm abgelesen werden [74].



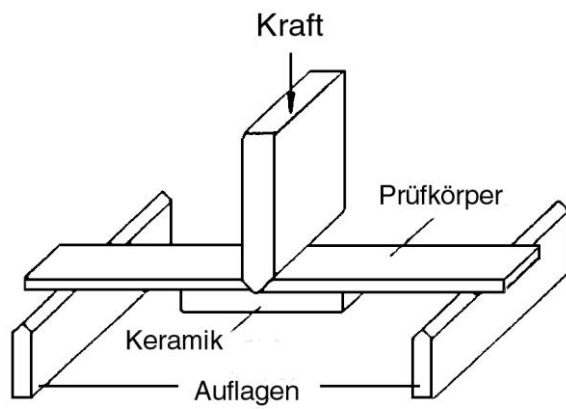


Abbildung 7: Durchführung des 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath, schematisch

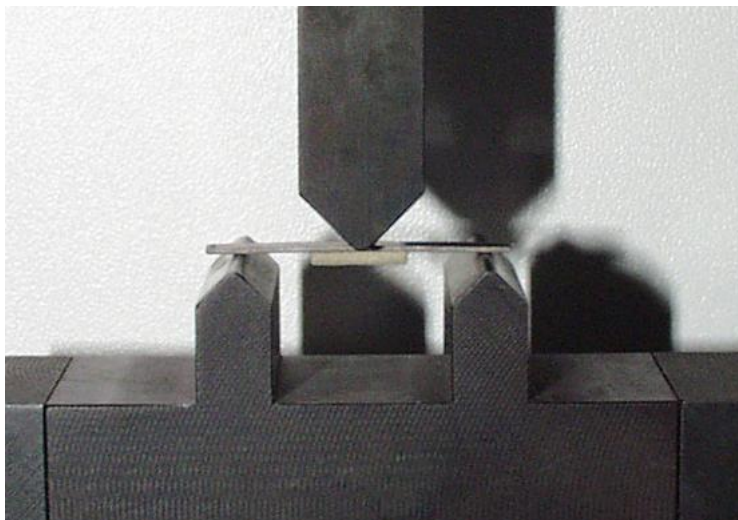
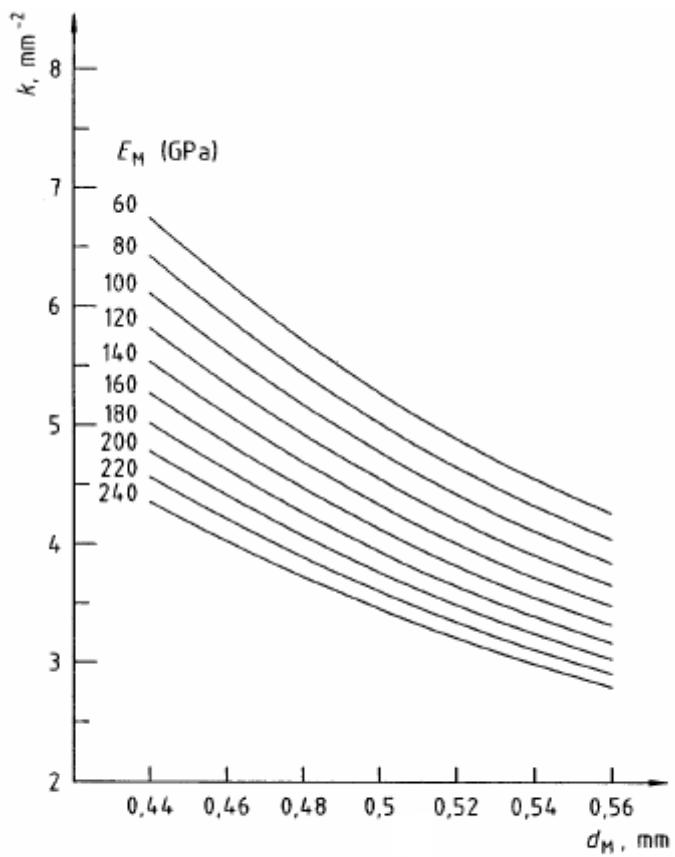


Abbildung 8: Durchführung des 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath, Prüfkörper auf der Biegevorrichtung



$d_M$  – Dicke des Metallgerüsts in mm

$E_M$  – Elastizitätsmodul in GPa

Abbildung 9 : Diagramm zur Ermittlung des Koeffizienten  $k$  [7]

## 4.8 Einteilung der Untersuchungsreihen

Die Einteilung der Untersuchungsreihen ist dem folgenden Flussdiagramm zu entnehmen. Pro Untersuchungsreihe wurden 7 Prüfkörper angefertigt. Die Gesamtzahl der Prüfkörper beläuft sich demnach auf 196. In der Abbildung 10 ist das experimentelle Vorgehen schematisch wiedergegeben.

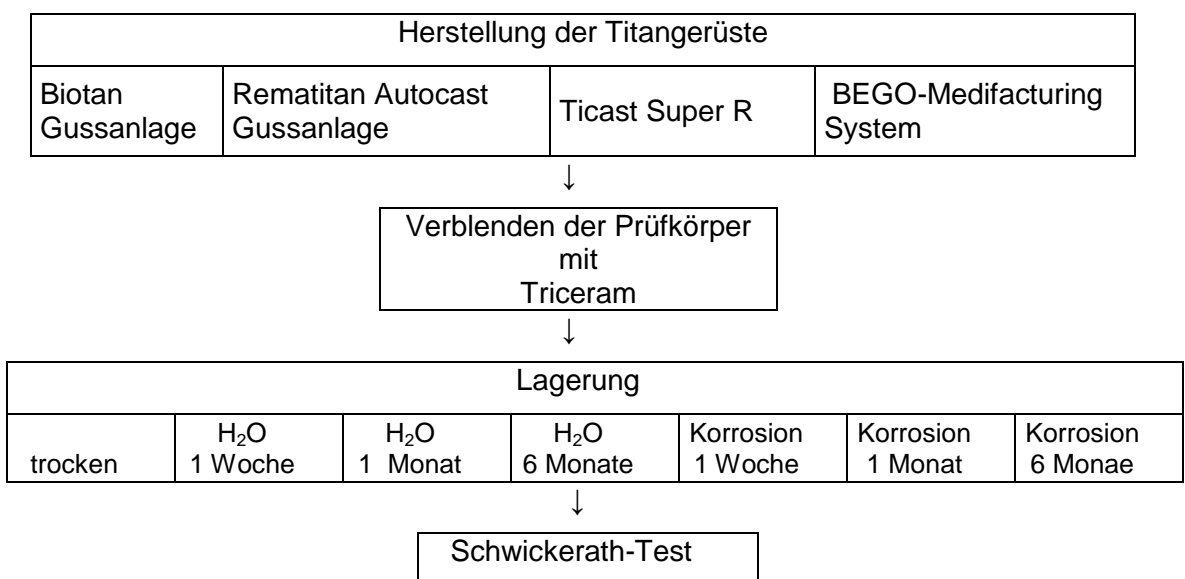


Abbildung 10: Flussdiagramm der Versuchsdurchführung

## 4.9 Vorversuche

Um die Vergleichbarkeit der ermittelten Ergebnisse sicherzustellen, wurden mehrere Vorversuche durchgeführt. Dabei wurde neben der Überprüfung der korrekten Abmessungen der Metallplättchen die Handhabung der Hohlform zum Aufbrennen der Keramik auf die Prüfkörper geübt. Es zeigt sich, dass auch die aufgebrannte Keramik die geforderte Maßhaltigkeit aufwies. In der Verbundfestigkeitsprüfung ergaben sich Ergebnisse, die mit den Ergebnissen

anderer Autoren vergleichbar waren und eine geringe Messwertstreuung aufwiesen. Diese Ergebnisse zeigten die Richtigkeit der Herstellung der Prüfkörper und Reproduzierbarkeit der ermittelten Messwerte.

#### **4.10 Statistische Methoden**

Die statistische Auswertung soll zeigen, ob die Unterschiede, die zwischen den Untersuchungsreihen gemessen wurden, auf Zufall beruhen. Es wird von Signifikanz gesprochen, wenn die Wahrscheinlichkeit nur sehr gering ist, dass die Unterschiede zufällig sind (es liegt mit hoher Wahrscheinlichkeit tatsächlich ein Unterschied vor). Zur Darstellung des typischen Werts beziehungsweise des zentralen oder des durchschnittlichen Werts der Serien wurde der Mittelwert (arithmetisches Mittel) und der Medianwert bestimmt. Zusätzlich wurde die Standardabweichung und der Variationskoeffizient der Reihen berechnet [132]. Diese Ergebnisse werden als Säulendiagramme und im Anhang in Tabellenform dargestellt. Die Tabellen enthalten zusätzlich die Maximal- und Minimalwerte der jeweiligen Serie [132].

Für den Vergleich der Untersuchungsreihen kam der Student t-Test zum Einsatz. Liegt der bei diesem Test ermittelte p-Wert über 0,05, so sind die Messergebnisse nicht signifikant unterschiedlich. Ist der Wert jedoch kleiner als 0,05 so liegt mit 5% Sicherheit ein signifikanter Unterschied vor. Beträgt der Wert weniger als 0,01 so steigt die Sicherheit eines signifikanten Unterschiedes auf 99 %. Bei Werten unter 0,001 liegt mit 99,99 % ein signifikanter Unterschied vor [132].

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Ergebnisse für die Gussanlagen / das Bego-Medifactory System

#### 5.1.1 Das Rematitan Autocast System

In der unter der Tabelle 5 aufgeführten Statistiktafel sind die Prüfergebnisse der auf der Rematitan Autocast Anlage erstellten Prüfkörper aufgeführt.

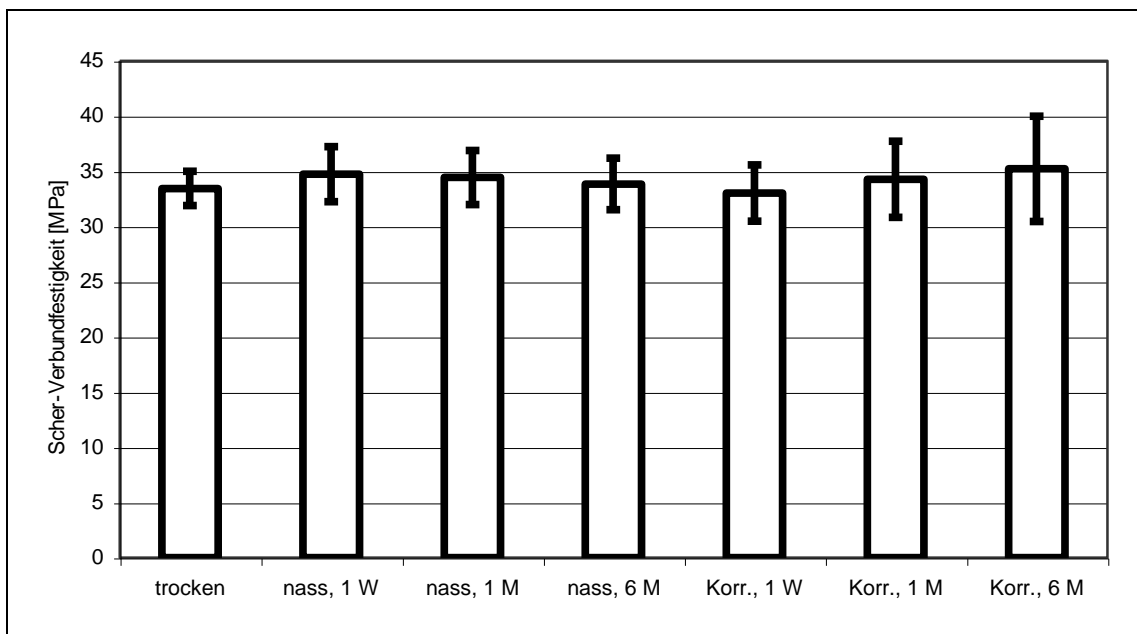


Abbildung 11: Mittelwerte der Versuchsreihe Rematitan Autocast bei unterschiedlicher Lagerung der Prüfkörper

trocken: Trockenlagerung

nass: Lagerung in destilliertem Wasser

Korr.: Lagerung im Kunstspeichel

1 W: eine Woche

1 M: ein Monat

6 M: sechs Monate

	trocken	nass, 1 W	nass, 6 M	Korr., 1 W	Korr., 6 M
trocken		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
nass, 1 W	0,176		n.s.	n.s.	n.s.
nass, 6 M	0,364	0,244		n.s.	*
Korr., 1 W	0,390	0,084	0,296		*
Korr., 6 M.	0,003	0,136	0,035	0,022	

Tabelle 5: Vergleichende Statistik Rematitan Autocast (t-Test)

Die Abbildung 11 zeigt die Messergebnisse der mit der Gussanlage Rematitan Autocast angefertigten Prüfkörper. Es zeigt sich hier, dass für die einwöchige Speichellagerung mit 33,0 MPa der niedrigste Wert gemessen wurde, wogegen die sechsmonatige Speichellagerung mit 36,3 MPa die höchsten Werte lieferte. Aus Tabelle 5 ist ersichtlich, dass die sechsmonatige Speichellagerung signifikant höhere Messwerte gegenüber der sechsmonatigen Wasserlagerung und der einwöchigen Speichellagerung aufweist. Während bei der Betrachtung der Nasslagerung die Messwerte mit der Dauer der Lagerung tendenziell sinken, steigt die Verbundfestigkeit der Lagerung in Korrosionslösung stetig mit der Lagerungsdauer an.

### 5.1.2 Das Biotan System

Tabelle 6 zeigt die Statistiktabelle der Ergebnisse von Titanprüfkörpern, die mit der Biotan Gussanlage hergestellt wurden.

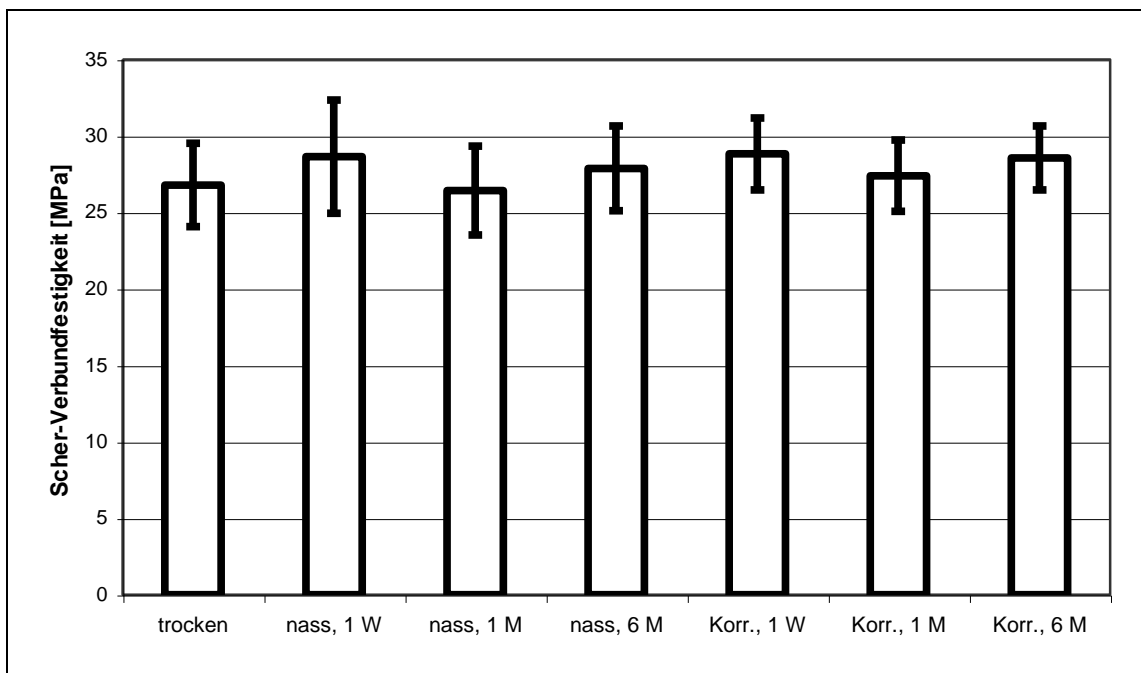


Abbildung 12: Darstellung der Mittelwerte der mit der Biotan Gussanlage gefertigten Titanprüfkörper bei verschiedenen Lagerbedingungen

trocken: Trockenlagerung

nass: Lagerung in destilliertem Wasser

Korr.: Lagerung im Kunstspeichel

1 W: eine Woche

1 M: ein Monat

6 M: sechs Monate

	trocken	nass, 1 W	nass, 6 M	Korr., 1 W	Korr., 6 M
trocken		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
nass, 1 W	0,223		n.s.	n.s.	n.s.
nass, 6 M	0,042	0,373		n.s.	n.s.
Korr., 1 W	0,133	0,432	0,302		n.s.
Korr., 6 M.	0,092	0,482	0,253	0,433	

Tabelle 6: Vergleichende Statistik Biotan Gussanlage (t-Test)

In der Abbildung 12 sind die Messergebnisse der mit der Biotan Gussanlage gefertigten Prüfkörper graphisch dargestellt. Hier kann bei einwöchiger Korrosionslagerung der höchste Wert von 28,8 MPa erzielt werden, während für die einmonatige Nasslagerung mit 26,4 MPa das niedrigste Ergebnis gemessen wurde.

Bei der in Tabelle 6 dargestellten, statistischen Auswertung zeigt lediglich die sechsmonatige Wasserlagerung gegenüber der Trockenlagerung einen signifikant höheren Messwert. Sowohl bei der Nasslagerung, als auch bei der Speichellagerung kann festgestellt werden dass die Messwerte nach einer einmonatigen Lagerung gegenüber der einwöchigen Lagerung abfallen und bei sechsmonatiger Lagerung wieder ansteigen, wobei jedoch die Messergebnisse der einwöchigen Lagerung nicht mehr erreicht werden.



### 5.1.3 Das Bego Medifactoring System

Die Tabelle 7 zeigt die Auswertung der Ergebnisse der im Bego Medifactoring System hergestellten Titanprüfkörper.

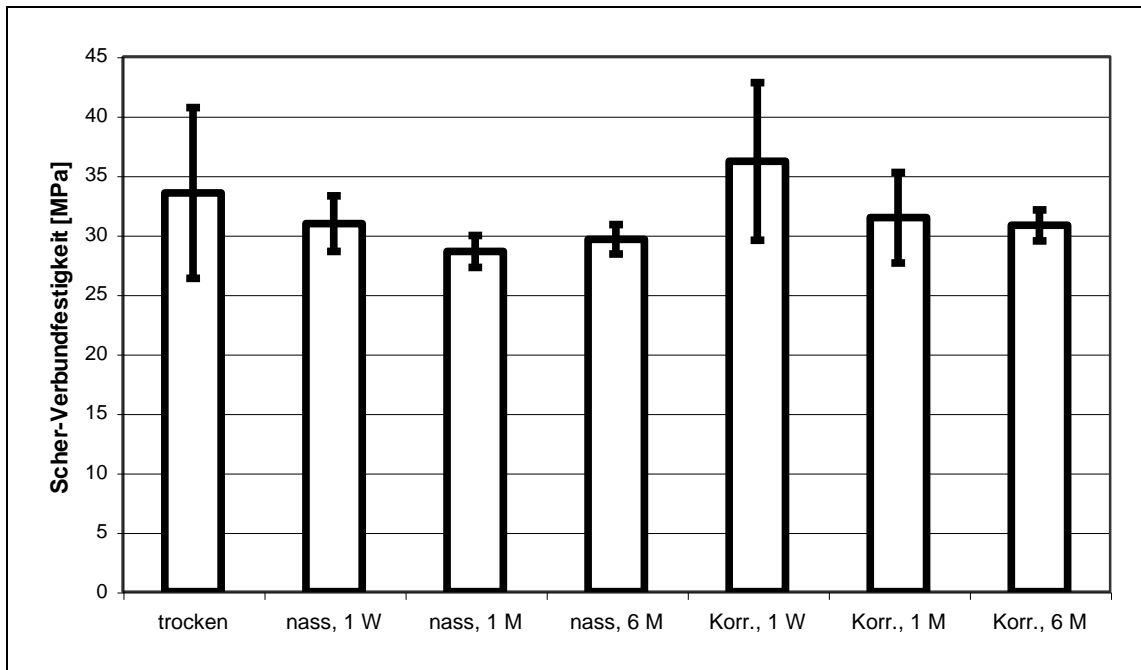


Abbildung 13: Darstellung der Mittelwerte der im Bego Medifactoring System hergestellten Titanprüfkörper unter verschiedenen Lagerbedingungen

trocken: Trockenlagerung

nass: Lagerung in destilliertem Wasser

Korr.: Lagerung im Kunstspeichel

1 W: eine Woche

1 M: ein Monat

6 M: sechs Monate

	trocken	nass, 1 W	nass, 6 M	Korr., 1 W	Korr., 6 M
trocken		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
nass, 1 W	0,201		n.s.	*	n.s.
nass, 6 M	0,112	0,146		*	*
Korr., 1 W	0,231	0,015	0,020		*
Korr., 6 M.	0,177	0,451	0,031	0,047	

Tabelle 7: Vergleichende Statistik Bego Medifactory System (t-Test)

Anhand der Abbildung 13 sind die Testergebnisse der im Bego Medifactory System hergestellten Titanprüfkörper ersichtlich. Hier konnte der niedrigste Wert mit 28,6 MPa für die einmonatige Nasslagerung ermittelt werden. Den höchsten Messwert stellt mit 34,0 MPa die einwöchige Speichellagerung dar. Bei der statistischen Auswertung (Tabelle 7) zeigte die einwöchige Speichellagerung signifikant unterschiedliche Messwerte sowohl zu der einwöchigen als auch zu der sechsmonatigen Wasserlagerung. Die sechsmonatige Speichellagerung weist signifikant höhere Ergebnisse gegenüber der sechsmonatigen Wasserlagerung und der einwöchigen Speichellagerung.

Tendenziell zeigt sich ein Abfall der Verbundfestigkeitswerte mit der Lagerungsdauer. Der Messwert der einwöchigen Speichellagerung liegt als einziger Messwert leicht über den Ergebnissen der Trockenlagerung.

### 5.1.4 Die Ticast Super R Gussanlage

In der Statistiktabelle 8 sind die Ergebnisse der statistischen Auswertung der Ergebnisse der mit der Ticast Super R Gussanlage gefertigten Prüfkörper dargestellt.

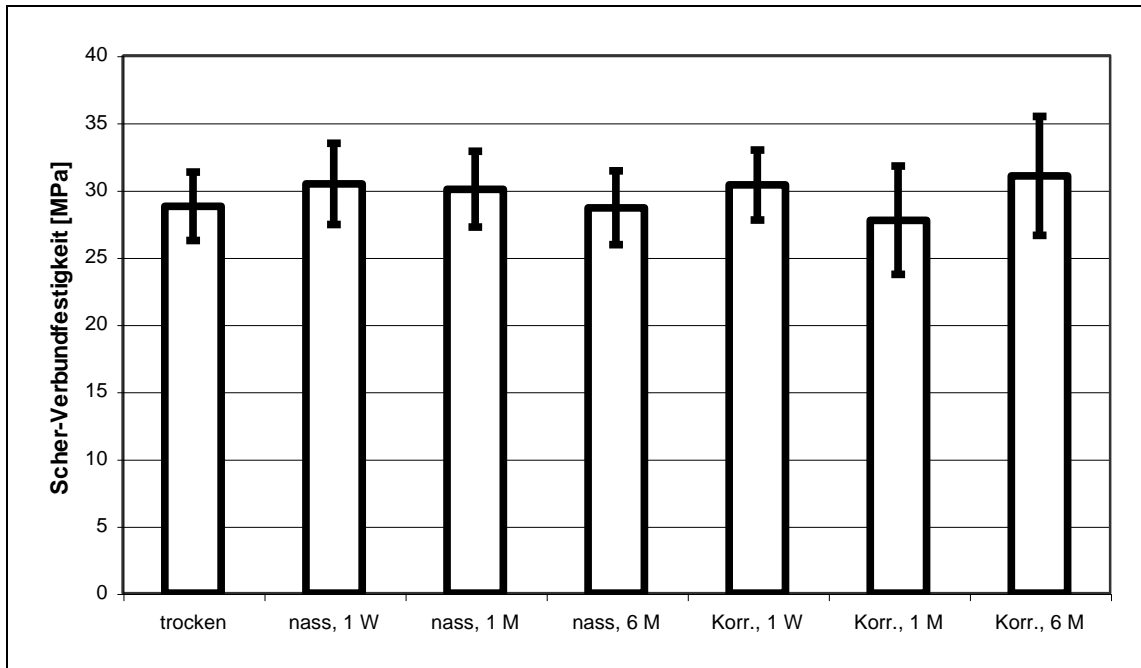


Abbildung 14: Darstellung der Mittelwerte der mit der Ticast Super R Gussanlage gefertigten Titanprüfkörper unter verschiedenen Lagerbedingungen

trocken: Trockenlagerung

nass: Lagerung in destilliertem Wasser

Korr.: Lagerung im Kunstspeichel

1 W: eine Woche

1 M: ein Monat

6 M: sechs Monate

	trocken	nass, 1 W	nass, 6 M	Korr., 1 W	Korr., 6 M
trocken		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
nass, 1 W	0,348		n.s.	n.s.	n.s.
nass, 6 M	0,476	0,363		*	n.s.
Korr., 1 W	0,173	0,215	0,037		n.s.
Korr., 6 M.	0,118	0,169	0,155	0,370	

Tabelle 8: Vergleichende Statistik Ticast Super R Gussanlage (t-Test)

Bei den mit der Ticast Super R gefertigten Prüfkörpern (Abbildung 14) zeigt die einmonatige Speichellagerung mit 27,7 MPa den niedrigsten Messwert wogegen bei der sechsmonatige Speichellagerung mit 31,0 MPa das höchste Messergebnis ermittelt wurde.

Wie aus Tabelle 8 ersichtlich, zeigt lediglich die einwöchige Speichellagerung ein signifikant höheres Ergebnis gegenüber der sechsmonatigen Wasserlagerung. Es ist feststellbar, dass nahezu alle Verbundfestigkeitswerte über dem Messergebnis der Trockenlagerung liegen.

## 5.2 Vergleich der Gusstechniken untereinander

### 5.2.1 Trockenlagerung

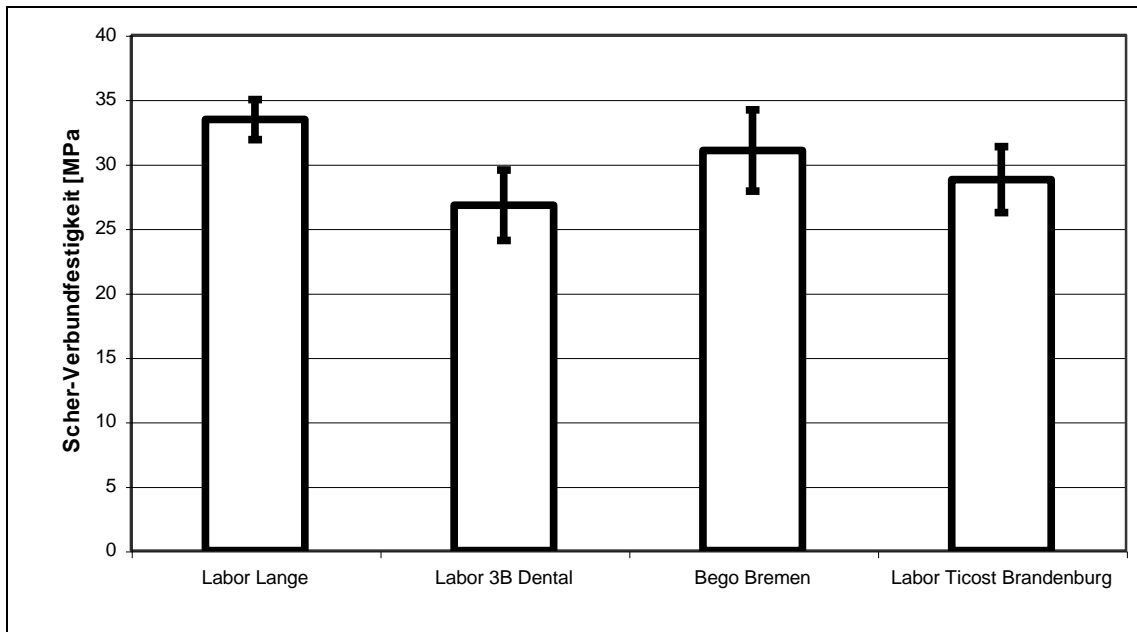


Abbildung 15: Vergleich der Mittelwerte unterschiedlicher Gusstechniken bei Trockenlagerung

Labor Lange: Rematitan Autocast

Labor 3B Dental: Biotan

Bego Bremen: Bego-Medifactory

Labor Ticost Brandenburg: Ticast Super R

<b>Trockenlagerung</b>	Labor Lange	Labor 3B Dental	BEGO Bremen	Labor Ticost Brandenburg
Labor Lange		**	n.s.	**
Labor 3B Dental	0,0014		*	n.s.
BEGO Bremen	0,487	0,033		n.s.
Labor Ticost Brandenburg	0,0020	0,102	0,058	

Tabelle 8: Ergebnisse der Vergleichenden Statistik unterschiedlicher Gusstechniken nach Trockenlagerung (t-Test).

Beim Vergleich der Gusstechniken bei Trockenlagerung zeigen sich signifikant unterschiedliche Ergebnisse sowohl bei den mit der Biotan Gussanlage als auch bei den mit der Ticast Super R produzierten Titanprüfkörpern zu den, im Labor Lange mittels der Rematitan Gussanlage gefertigten Prüfkörpern. Die im Bego-Medifacuring-System erstellten Prüfkörper zeigen ebenfalls signifikant unterschiedliche Ergebnisse zu den mit der Biotan Gießanlage hergestellten Prüfkörpern.

Die Mittelwerte der Messergebnisse liegen zwischen 26,8 MPa und 33,4 MPa. Mit einem Maximalwert von 36,75 MPa liefert das Bego Medifacuring System bei Trockenlagerung den höchste Messwert während das Biotan Gussystem das niedrigste Prüfergebnis zeigt.

## 5.2.2 Eine Woche Nasslagerung

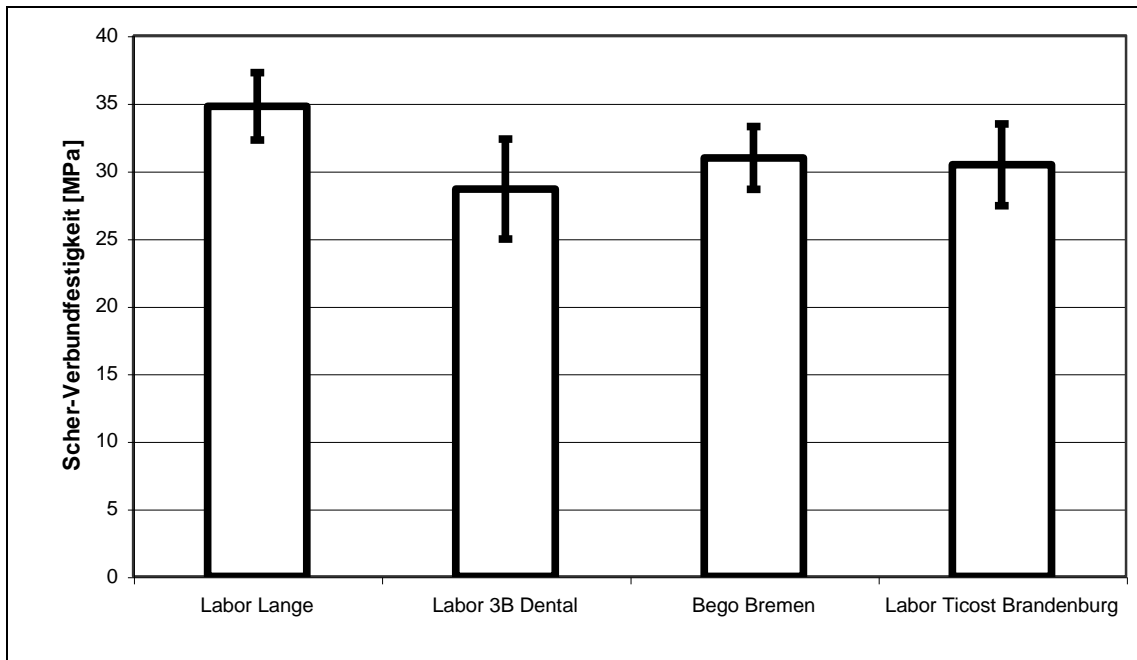


Abbildung 16: Vergleich der Mittelwerte unterschiedlicher Gusstechniken nach einwöchiger Nasslagerung

Labor Lange: Rematitan Autocast

Labor 3B Dental: Biotan

Bego Bremen: Bego-Medifactoring

Labot Ticost Brandenburg: Ticast Super R

1 Woche Wasser	Labor Lange	Labor 3B Dental	BEGO Bremen	Labor Ticost Brandenburg
Labor Lange		*	**	n.s.
Labor 3B Dental	0,012		n.s.	n.s.
BEGO Bremen	0,005	0,129		n.s.
Labor Ticost Brandenburg	0,314	0,348	0,145	

Tabelle 10: Ergebnisse der Vergleichenden Statistik unterschiedlicher Gusstechniken nach einwöchiger Nasslagerung (t-Test)

Die Prüfkörper der Gussanlage Rematitan Autocast zeigen signifikant unterschiedliche Ergebnisse, sowohl gegenüber den mit der Gussanlage Biotan erstellten Prüfkörpern, als auch im Vergleich mit den im Bego Medifactoring System erstellten Prüfkörpern.

Den höchsten Mittelwert bei der einwöchigen Nasslagerung liefert mit 34,7 MPa die Rematitan Autocast Gussanlage. Der niedrigste Mittelwert wurde mit 28,6 MPa für die Biotan Gussanlage ermittelt.

Das höchste Einzelergebnis lieferte die Rematitan Autocast Gussanlage während das niedrigste Einzelergebnis für die Biotan Gussanlage erzielt wurde.



### 5.2.3 Ein Monat Nasslagerung

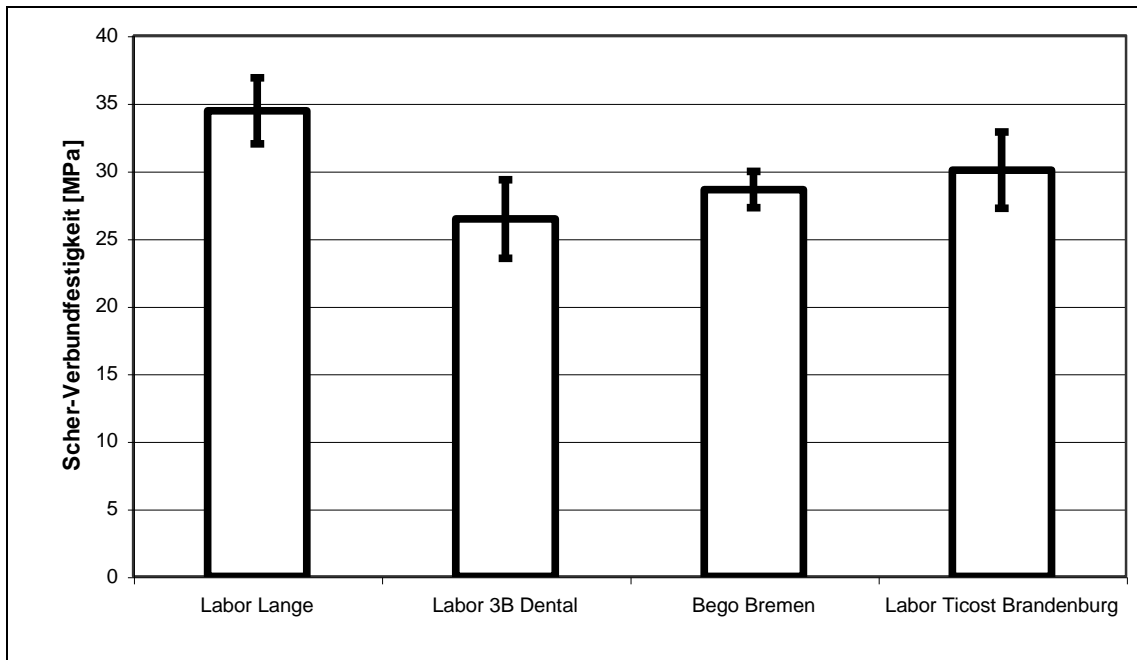


Abbildung 16: Vergleich der Mittelwerte unterschiedlicher Gusstechniken nach einmonatiger Nasslagerung

Labor Lange: Rematitan Autocast

Labor 3B Dental: Biotan

Bego Bremen: Bego-Medifactoring

Labot Ticost Brandenburg: Ticast Super R

<b>1 Monat Wasser</b>	Labor Lange	Labor 3B Dental	BEGO Bremen	Labor Ticost Brandenburg
Labor Lange		***	***	**
Labor 3B Dental	0,0004		n.s.	*
BEGO Bremen	0,0001	0,069		n.s.
Labor Ticost Brandenburg	0,009	0,049	0,065	

Tabelle11: Ergebnisse der Vergleichenden Statistik unterschiedlicher Gusstechniken nach einmonatiger Nasslagerung (t-Test)

Im statistischen Vergleich konnten signifikant unterschiedliche Messergebnisse zwischen den mit der Rematitan Autocast gefertigten Prüfkörpern und allen anderen Gusstechniken ermittelt werden. Die im mit der Ticost Super R hergestellten Titanprüfkörper zeigen zusätzlich ein signifikant unterschiedliches Ergebnis gegenüber den mit der Biotan Gussanlage gefertigten Prüfkörpern.

Den höchste Mittelwert bei einmonatiger Nasslagerung erreicht die Rematitan Autocast mit 34,4 MPa, die Biotan Gussanlage weist mittelwertig das niedrigste Messergebnis auf (26,4 MPa).

## 5.2.4 Sechs Monate Nasslagerung

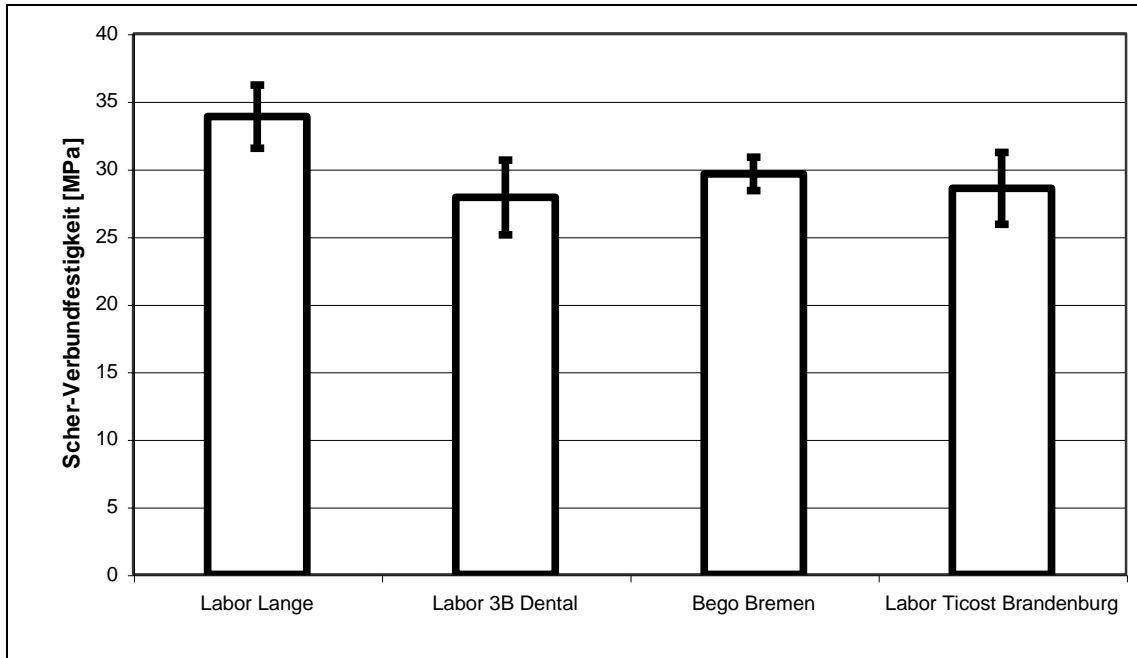


Abb.17: Vergleich der Mittelwerte unterschiedlicher Gusstechniken nach sechsmonatiger Nasslagerung

Labor Lange: Rematitan Autocast

Labor 3B Dental: Biotan

Bego Bremen: Bego-Medifactoring

Labot Ticost Brandenburg: Ticast Super R

<b>6 Monate Wasser</b>	Labor Lange	Labor 3B Dental	BEGO Bremen	Labor Ticost Brandenburg
Labor Lange		**	**	**
Labor 3B Dental	0,0012		n.s.	n.s.
BEGO Bremen	0,0011	0,110		n.s.
Labor Ticost Brandenburg	0,003	0,294	0,218	

Tab.12: Ergebnisse der Vergleichenden Statistik unterschiedlicher Gusstechniken nach sechsmonatiger Nasslagerung (t-Test)

Auch bei der sechsmonatigen Wasserlagerung zeigen die mit der Rematitan Autocast gefertigten Prüfkörper signifikant höhere Ergebnisse gegenüber den Verbundfestigkeitswerten aller anderen Gussysteme.

Den höchsten Mittelwert liefert auch hier die Rematitan Autocast mit 33,8 MPa der niedrigste Wert wurde für die Biotan Gussanlage ermittelt.

## 5.2.5 Eine Woche Speichellagerung

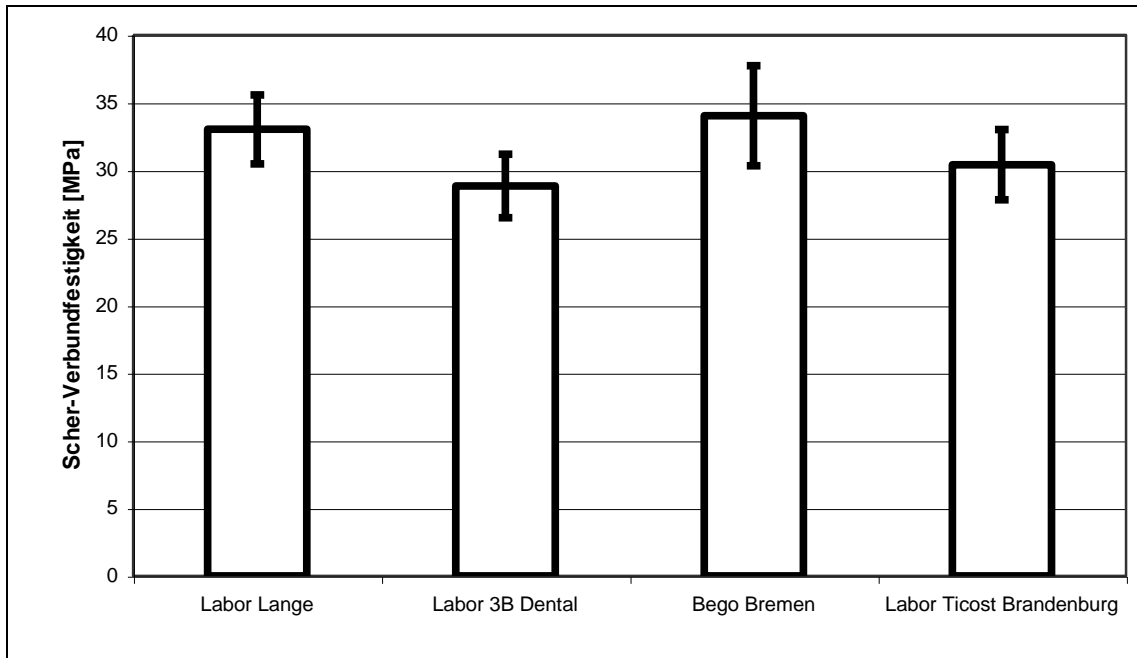


Abb.18: Vergleich der Mittelwerte unterschiedlicher Gusstechniken nach einwöchiger Speichellagerung

Labor Lange: Rematitan Autocast

Labor 3B Dental: Biotan

Bego Bremen: Bego-Medifactoring

Labot Ticost Brandenburg: Ticast Super R

1 Woche Speichel	Labor Lange	Labor 3B Dental	BEGO Bremen	Labor Ticost Brandenburg
Labor Lange		*	n.s.	n.s.
Labor 3B Dental	0,010		*	n.s.
BEGO Bremen	0,080	0,014		*
Labor Ticost Brandenburg	0,053	0,197	0,050	

Tab.13: Ergebnisse der Vergleichenden Statistik unterschiedlicher Gusstechniken nach einwöchiger Speichellagerung (t-Test)

Die vergleichende Statistik der Messergebnisse für die einwöchige Speichellagerung zeigt signifikant unterschiedliche Ergebnisse zwischen der Rematitan Autocast und der Biotan Gussanlage.

Auch das Bego Medifactoring System) zeigt signifikant höhere Ergebnisse sowohl gegenüber der Biotan, als auch gegenüber der Ticast Super R Gussanlage.

Den höchsten Mittelwert liefert mit 34,0 MPa das Bego Medifactoring System, wogegen die Biotan Gussanlage den niedrigsten Mittelwert erreicht.

## 5.2.6 Ein Monat Speichellagerung

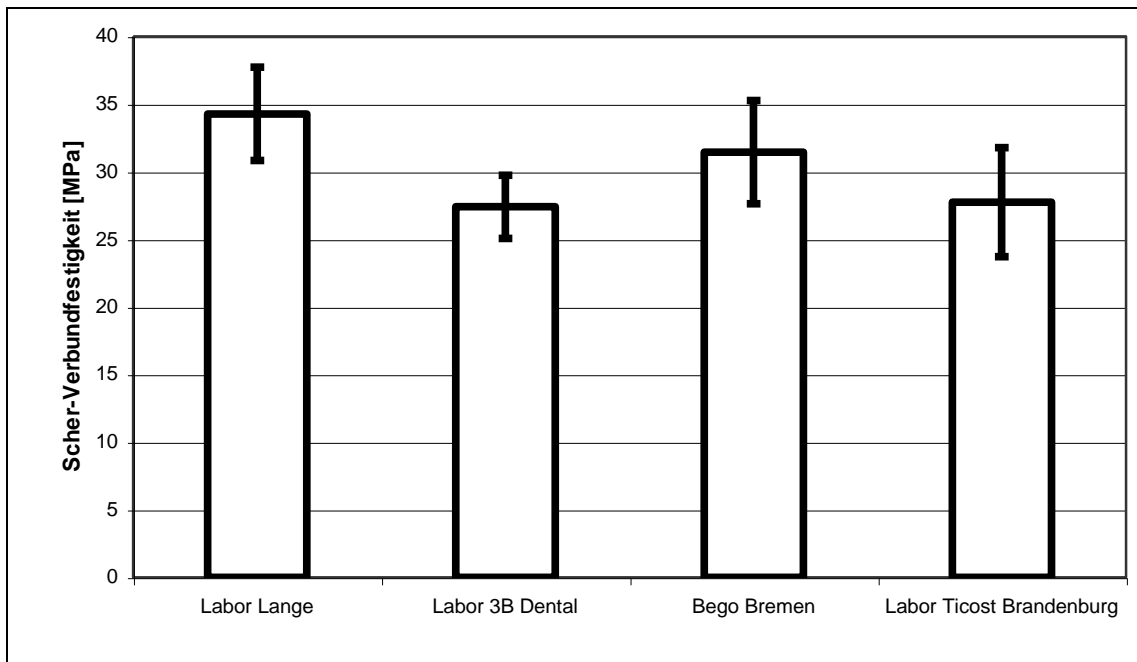


Abb.19: Vergleich der Mittelwerte unterschiedlicher Gusstechniken nach einmonatiger Speichellagerung

Labor Lange: Rematitan Autocast

Labor 3B Dental: Biotan

Bego Bremen: Bego-Medifactory

Labot Ticost Brandenburg: Ticast Super R

<b>1 Monat Speichel</b>	Labor Lange	Labor 3B Dental	BEGO Bremen	Labor Ticost Brandenburg
Labor Lange		***	n.s.	***
Labor 3B Dental	0,004		*	n.s.
BEGO Bremen	0,085	0,013		n.s.
Labor Ticost Brandenburg	0,0004	0,424	0,052	

Tab.14: Ergebnisse der Vergleichenden Statistik unterschiedlicher Gusstechniken nach einmonatiger Speichellagerung (t-Test)

Wie Tabelle 14 zeigt, ergibt sich für die Rematitan Autocast Gussanlage im statistischen Vergleich bei einmonatiger Speichellagerung ein signifikant höheres Ergebnis sowohl gegenüber der Biotan Gussanlage als auch gegenüber der Ticost Super R Gussanlage. Auch das Bego Medifactoring System liefert signifikant unterschiedliche Ergebnisse gegenüber der Biotan Gussanlage. Die höchsten Mittelwerte konnten für die Gusssystem Rematitan Autocast gefertigten Prüfkörper ermittelt werden (34,2 MPa). Mit 27,4 MPa liefert die Biotan Gussanlage die niedrigsten Mittelwerte.



### 5.2.7 Sechs Monate Speichellagerung

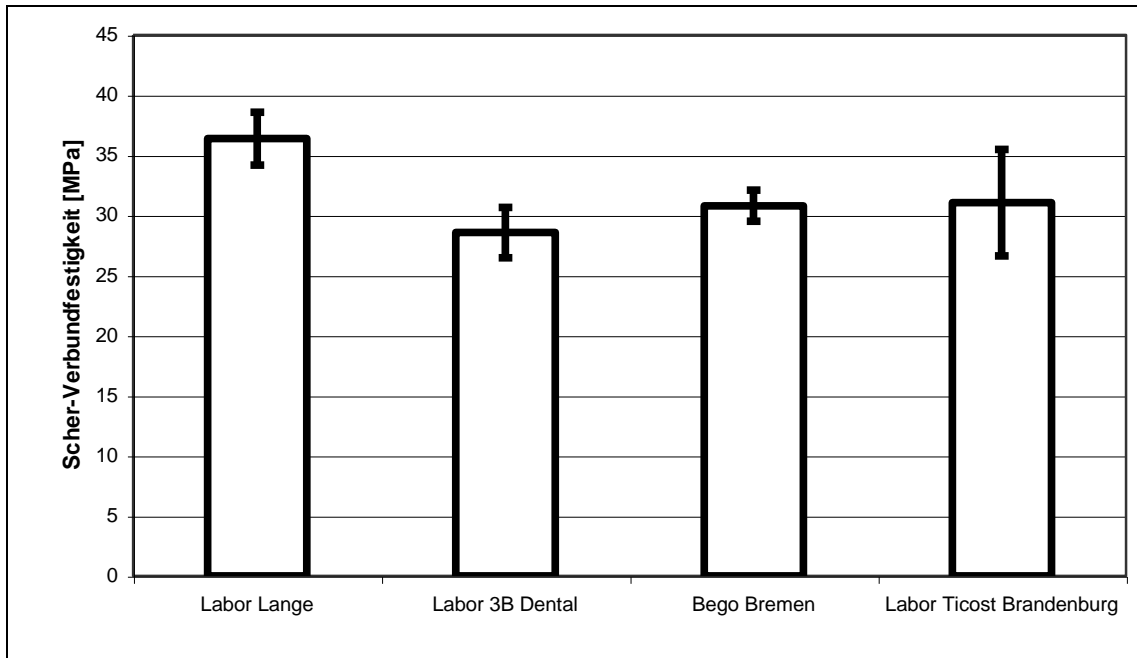


Abb.20: Vergleich der Mittelwerte unterschiedlicher Gusstechniken nach sechsmonatiger Speichellagerung

Labor Lange: Rematitan Autocast

Labor 3B Dental: Biotan

Bego Bremen: Bego-Medifactoring

Labot Ticost Brandenburg: Ticast Super R

<b>6 Monate Speichel</b>	Labor Lange	Labor 3B Dental	BEGO Bremen	Labor Ticast Brandenburg
Labor Lange		n.s.	**	*
Labor 3B Dental	0,572		n.s.	n.s.
BEGO Bremen	0,001	0,053		n.s.
Labor Ticast Brandenburg	0,016	0,123	0,449	

Tab.15: Ergebnisse der Vergleichenden Statistik unterschiedlicher Gusstechniken nach sechsmonatiger Speichellagerung (t-Test)

Wie aus Tabelle 15 ersichtlich, liefert die Rematitan Autocast Gussanlage im statistischen Vergleich signifikant unterschiedliche Prüfergebnisse gegenüber dem Bego Manufacturing System) und der Ticast Super R Gussanlage. Im mittelwertigen Vergleich werden die höchsten Ergebnisse mit 36,3 MPa durch die Rematitan Autocast Gussanlage erzielt während die niedrigsten Messergebnisse (28,5 MPa) für die Gussanlage Biotan aufgezeichnet werden konnten.

## **6 Diskussion**

### **6.1 Fehlerdiskussion**

#### **6.1.1 Fehler bei der Prüfkörperherstellung**

##### **6.1.1.1 Metallgerüst, Maßhaltigkeit**

Durch das individuelle Herstellen der Plättchen für den 3-Punkt-Biegeversuch nach Schwickerath variieren ihre Abmessungen. Dabei fällt der Dicke der Metallplättchen, die in einem Bereich von 0,55 bis 0,45 mm liegen soll, eine besondere Bedeutung zu [137], da diese in der dritten Potenz in die Berechnung des Flächenträgheitsmomentes des Prüfkörpers eingeht. Das Flächenträgheitsmoment wiederum geht neben dem E-Modul in die Berechnung der Biegesteifigkeit als wichtiger Parameter des Metallprüfkörpers ein. Ein Fehler von nur 5/100 in der Dick des Prüfkörpers macht sich schon mit einer besonderen Abweichung in der Berechnung der Verbundfestigkeit Metall-Keramik bemerkbar [67]. Um einer Ungenauigkeit der Bestimmung der Verbundfestigkeit durch Abweichung der tatsächlichen Prüfkörperdicke vorzubeugen, wurde jedes Plättchen einzeln ausgemessen. Bei der Ermittlung des Faktors  $k$  durch Verwendung des entsprechenden Diagramms kann ein Ablesefehler auftreten. Bei einer gegebenen Bruchkraft von 7 Newton ergäbe sich beim e-Modul des Titans von 95 GPa bei einer Prüfkörperdicke von 0,50 mm ein Faktor  $k$  von 4,84 und eine Verbundfestigkeit von 33,9 MPa. Bei einem Ablesefehler von 0,1 mm der Prüfkörperdicke ergäben sich für die Plättchendicke 0,51 mm, für den Faktor  $k$  4,65, die Verbundfestigkeit läge bei 32,6 MPa, die Plättchendicke ergäbe 0,49, der Faktor  $k$  5,03 und die Verbundfestigkeit läge bei 35,2 MPa. Der relativ groß angenommene Ablesefehler von 0,1 mm hinsichtlich der Dicke des Metallplättchens würde mit 3,9 % zu einer Vergleichsweise geringen Abweichung des Faktors  $k$  und der Verbundfestigkeit führen.

Das E-Modul des Metalls fließt ebenfalls in die Berechnung der Verbundfestigkeit nach dem 3-Punkt-Biege-Schertest nach Schwickerath ein. Schwankungen im e-Modul von Titan Grad 2 werden nach simulierten Keramik-Brennvorgängen von King et al. Im Bereich von 11,3% angegeben [74]. Bei Annahme einer Bruchkraft von 7 Newton und einer Plättchendicke von 0,50 mm ergäbe sich bei einem E-Modul von 95 GPa ein Faktor k von 4,84 und eine Verbundfestigkeit von 33,9 MPa. Bei einem e-Modul von 107,35 was einer 11,3%-tigen Abweichung entspräche , ergäbe sich ein Faktor k von 4,7 und eine Verbundfestigkeit von 32,9 MPA, was einer Abweichung des Messergebnisses von lediglich 2,9 % entspricht.

#### **6.1.1.2 Metallgerüst, Gussverfahren**

Beim Vergleich der unterschiedlichen Testreihen ist zu berücksichtigen, dass die Prüfkörper in unterschiedlichen Gussverfahren sowie bezüglich der Untersuchungsreihe BEGO Medifactory in einem von der herkömmlichen zahntechnischen Titanverarbeitung deutlich unterschiedlichen Herstellungsprozess erstellt wurde.

Bei unterschiedlichen Gussverfahren werden in der Literatur von SCHÄDLICH-STUBENRAUCH keine Unterschiede hinsichtlich der Gefügeausbildung oder Dichtigkeit des Metallgefüges beschrieben. Hinsichtlich von Gussfehlern in Form von Mikroporositäten und einiger werkstoffkundlicher Parameter werden jedoch Unterschiede beschrieben. Entsprechend geben DRAPER et al. und TARNAKI et al. Unterschiede unter anderem in der Porosität der Güsse zweier Titangussanlagen beziehungsweise unterschiedlicher Einbettmassen an [33, 133, 151]. Es ist insoweit nicht auszuschließen, dass die in den unterschiedlichen Verfahren gegossenen Prüfkörper hinsichtlich der Gefügeausbildung Unterschiede aufweisen. Der dadurch in die Untersuchung eingebrachte Fehler ist jedoch als gering einzuschätzen, da die Prüfkörper unter einem Aufsichtsmikroskop auf Porositäten untersucht worden sind. Der Einfluss möglicher

gussbedingter Schwankungen des e-Moduls des Titans auf die Ergebnisse ist oben bereits diskutiert worden.

Die durch die hohe Sauerstoffaufnahme des Titans bedingte Ausbildung der  $\alpha$ -case variiert hinsichtlich ihrer Stärke zwischen unterschiedlichen Gussystemen beziehungsweise Einbettmassen [21, 133]. Es ist in der einschlägigen Literatur nicht eindeutig beschrieben, dass durch das in der zahntechnischen Bearbeitung übliche Abstrahlen mit Edelkorund die  $\alpha$ -case sicher entfernt wird [94, 96]. Dies kann einen weiteren Fehler in der Prüfkörperherstellung darstellen. Das Entfernen der Einbettmasse nach dem Guss mit Edelkorund sowie die ebenfalls durch Edelkorund-Abstrahlung durchgeführte Entfernung der  $\alpha$ -case beziehungsweise Vorbereitung der Prüfkörperoberfläche für die keramische Verblendung wurde unter großer Sorgfalt durchgeführt. Es ist davon auszugehen, dass der diesbezügliche Fehler sehr klein ist. Auf die Auswirkung der  $\alpha$ -case auf die Titan-Keramik-Verbundfestigkeit wird später ausführlich eingegangen.

### **6.1.2 Verblendung**

Die keramische Verblendung ist bei der Fehleranalyse ebenfalls zu berücksichtigen, da insbesondere beim Aufbrennen der Keramik Differenzen auftreten können. Das Verblenden mit Keramik unterliegt strengen Herstellerangaben. Dennoch gibt es durch die individuelle manuelle Arbeitsweise im Labor Unterschiede in der Handhabung, welche es möglichst zu minimieren gilt um die Ergebnisse reproduzierbar zu machen. Aus diesem Grund wurde eine spezielle Lehre zum Aufsichten der Keramik angefertigt welche bezüglich der Länge und Höhe des geforderten Keramikauftrages um jeweils 0,1 mm überdimensioniert war um die unvermeidliche Brennschwindung der Keramik beim Brennprozess zu kompensieren. Auf diese Weise war es möglich, die Höhe der Keramik exakt der Anforderung entsprechend zu brennen, was vor dem Glanzbrand durch Nachmessen mit einer Schublehre mit einer Genauigkeit von 1/10 mm

nachgemessen wurde. Ein Fehler aufgrund nicht exakter Abmessungen der aufgebrannten Keramik ist demnach als sehr gering zu erwarten.

Um Fehlerquellen im Bereich des Aufbrennprozesses zu beseitigen, wurden die Brenntemperaturen des Keramik-Brennofens mit einer Silberprobe exakt kalibriert. Da es sich beim verwendeten Brennofen um einen Programmierbaren, vollautomatischen Ofen handelt darf davon ausgegangen werden, dass die Brennvorgänge vom Ablauf her reproduzierbar durchlaufen wurden. Eine prinzipielle Fehlerquelle ist die tatsächliche Brenntemperatur in der Brennkammer. Es ist bekannt dass dentale Brennöfen Brenntemperaturgradienten innerhalb der Brennkammer aufweisen und ungeachtet der Kalibrierung mit einer gewissen Schwankung der tatsächlichen Brenntemperatur zu rechnen ist. Dabei kann die Maximaltemperatur der Öfen bis zu 97,5 °C Über-, aber je nach Fabrikat auch bis zu 14,8 °C unterschritten werden [99, 117]. Angesichts derartiger Schwankungen der Brenntemperatur ist, auch wenn sämtliche Keramischen Brennprozesse in einem einzigen Ofen durchgeführt werden, mit einem erheblichen Einfluss auf die Ergebnisse beziehungsweise mit einem entsprechenden Fehler zu rechnen. Es ist in der Literatur keine vergleichende Untersuchung bekannt, die den Einfluss der unvermeidlichen Brenntemperaturschwankungen innerhalb eines Ofens auf den Titan-Keramik-Verbund dezidiert behandelt, weshalb über den faktischen Einfluss auf die Ergebnisse von Metall-Keramik Verbunduntersuchungen keine exakten Angaben gemacht werden können. Da jedoch jeder Prüfkörper insgesamt fünf Brennvorgänge durchlaufen hat, kann angenommen werden dass der Fehler innerhalb der vorliegenden Untersuchung durch die möglicherweise ungenaue Brennführung des dentalen Brennofens gering bleibt. Es kann davon ausgegangen werden, dass sich die Temperaturschwankungen über die Anzahl der Brände ausgleicht.

### 6.1.3 Eignung der Prüfung

Durch die Einbeziehung des E-Moduls der verwendeten Metalle beziehungsweise Legierungen in die Berechnung der Verbundfestigkeit ist der 3-Punkt-Biege-Schertest nach Schwickerath geeignet, vergleichende Untersuchungen auch unterschiedlicher Metalle beziehungsweise Legierungen durchzuführen. Die Prüfung ist durch eine hohe Sensitivität, geringe Messwertstreuung und gute Reproduzierbarkeit gekennzeichnet [105]. Über den Fehler bezüglich der Bestimmung des Multiplikators  $k$  zur Berechnung der Verbundfestigkeit aus der entsprechenden Grafik ist bereits eingegangen worden.

Bei der Durchführung des 3-Punkt-Biege-Schertestes nach Schwickerath wurde besondere Sorgfalt darauf verwendet, den Prüfkörper exakt so auf den Auflagen des Scherwerkzeuges zu plazieren, dass der Druckstempel auf dem Prüfkörper exakt mittig auftrifft. Hiefür wurde wiederum eine Schieblehre verwendet. Die Höhe der Messwerte liegt in vergleichbarer Größenordnung wie in der Literatur angegeben wird, was im Folgenden noch eingehend diskutiert wird. Die geringen Standardabweichungen der vorliegenden Untersuchung sprechen für die Robustheit der Systematik und belegen die Sorgfalt, mit der die Untersuchung durchgeführt wurde.

Sie liegen mit 1,55-4,78 mit Ausnahme des nur bei einer Prüfserie aufgetretenen Wertes von 4,78 tendenziell etwas niedriger als in der Literatur veröffentlichten Werte der Standardabweichung für die Triceram-Keramik im 3-Punkt-Biege-Schertest nach Schwickerath von 3,0-3,8 [24, 42, 50].

Die Richtigkeit der Messwerte ist dadurch nachgewiesen. Aufgrund der niedrigen Standardabweichungen ist auch von einer ausreichend hohen Reproduzierbarkeit auszugehen.

## 6.2 Diskussion der Messwerte

### 6.2.1 Vergleich der Gussysteme

Beim Vergleich der Gussysteme bei Trockenlagerung fallen die relativ unterschiedlichen Mittelwerte der Verbundfestigkeit auf. Insbesondere die Verbundfestigkeit der Triceram-Keramik auf dem Titan aus der Rematitan-Gussanlage liegt mit 33,4 MPa signifikant höher als auf dem Titan, das mit der Ticast oder Biotan-Gussanlage gegossen wurde. Dies kann in der Arbeitsweise der unterschiedlichen Gussanlagen und in den verschiedenen Einbettmassen begründet sein. Aufgrund seiner ausgesprochen hohen Reaktivität komme es beim zahntechnischen Gussvorgang zu ausgeprägten Reaktionen zwischen der Titanschmelze, dem Material des Schmelztiegels, der Atmosphäre der Gusskammer und insbesondere mit der Einbettmasse. Dabei kann davon ausgegangen werden, dass die Atmosphäre der Gusskammer keinen entscheidenden Einfluss auf die Ergebnisse hat. Da bei allen Titangussanlagen vor dem Einschmelzen des Titans die Gusskammer mit Argon-Schutzgas gefüllt wird. Alle drei Titangussanlagen arbeiten mit einem Kupfertiegel und einem Lichtbogen zum Aufschmelzen des Titans, sodass hier nicht von einem Einfluss auf die Ergebnisse der Verbunduntersuchung auszugehen ist. Ein weiterer Faktor, der die Ergebnisse der Verbunduntersuchung beeinflusst haben könnte, ist das Verfahren des Einbringens der Titanschmelze in die Gussmuffel. Hier ist zu beachten, dass die in den beiden Vakuum-Druckgussystemen erstellten Prüfkörper mit statistischer Signifikanz die höchste und niedrigste Verbundfestigkeit zur Triceram-Keramik aufweisen und ein Einfluss des Verfahrens des Einbringens der Titanschmelze in die Gussmuffel nicht wahrscheinlich ist. Die im Schleudergussverfahren hergestellten Prüfkörper hingegen zeigten Verbundfestigkeiten, die zwischen den Ergebnissen für die Vakuum-Druckgussystemen liegen und wiederum signifikant niedriger liegen als die Ergebnisse für die Rematitan-Gußanlage. Ein Vorteil des Schleuderguss-Verfahrens ist hier nicht erkennbar. Ebenso erscheint ein



Vorteil des Kaltgussverfahrens der Ticast (Muffeltemperatur ca. 150°C, Muffeltemperatur Rematitan-Gussanlage 430°C) nicht erkennbar. Im Zusammenhang mit der Diskussion um die oberflächliche Aushärtungszone des gegossenen Titans hinsichtlich ihrer Stärke und ihres Einflusses auf die Verbundfestigkeit der Keramik ist wichtig zu beachten, dass zwischen den Einbettmassen der untersuchten Titangussanlagen deutliche Unterschiede bestehen. Die Einbettmasse Rematitan plus, die bei der Rematitan Gussanlage eingesetzt wird, ist eine phosphatgebundene Einbettmasse und enthält zusätzlich Quarz, Christobalit, Ammoniumphosphat und Magnesiumoxid. Die Biotan Vest, die bei der Biotan Gussanlage zum Einsatz kommt stellt eine so genannte Spinell Einbettmasse dar [8]. Sie besteht demnach im Wesentlichen aus Aluminium-Magnesium-Oxid [122]. Aus der Entwicklung der gusstechnischen Titanverarbeitung ist bekannt, dass sich die bis dahin üblichen Einbettmassen aus phosphatgebundenem Siliziumoxid nicht eignen. Aufgrund der im Vergleich zum Titanoxid höheren freien Bildungsenthalpie ( $\Delta G$ ) der Hauptbestandteile dieser Massen käme es zu einer ausgeprägten Ausbildung einer  $\alpha$ -case auf der Titanoberfläche, da die betreffenden Bestandteile intensiv mit der flüssigen Titanschmelze reagieren [21]. Diesem Umstand ist mit Ausnahme der Rematitan plus bei den untersuchten Einbettmassen dadurch Rechnung getragen, dass sie hauptsächlich sogenannte Refraktäroxide enthalten, die aufgrund ihrer im Vergleich zum Titanoxid niedrigeren freien Bildungsenthalpie eine geringere Ausbildung der  $\alpha$ -case auf der Titanoberfläche erwarten ließen [93]. Es wäre dementsprechend davon auszugehen, dass die  $\alpha$ -case auf dem auf der Rematitan-Anlage gegossenem Titan stärker ist, als auf der Biotan-Anlage und der Ticast. Unter der Voraussetzung dass sich die  $\alpha$ -case generell und ins Besondere auch bei den moderneren Einbettmassen auf der Basis der Refraktäroxide durch das in der zahntechnischen Titanverarbeitung übliche Abstrahlung mit Edelkorund nicht vollständig entfernen lässt, was durch einige, auch aktuelle Untersuchungen bestätigt wird, müsste sich für die Rematitan-Anlage eine geringere Verbundfestigkeit ergeben, da das mit ihr gegossene Titan eine dickere  $\alpha$ -case aufweisen müsste [49, 92, 94, 96].

Dabei wird auf die einschlägigen Veröffentlichungen aus der Zeit der Entwicklung der keramischen Verblendungen des Titans hingewiesen, die einen verbundmindernden Einfluss der  $\alpha$ -case beschreiben [107, 153, 159]. Faktisch liegt die Verbundfestigkeit für die Rematitan Gussanlage jedoch signifikant höher als die der Biotan und der Ticast Gussanlage. Es kann folglich davon ausgegangen werden, dass die tatsächliche Dicke der  $\alpha$ -case bei der Rematitan Gussanlage eher niedriger liegt als die Dicke der  $\alpha$ -case bei der Biotan und Ticast Anlage. Untersuchungen von KIKUCHI et al. geben Hinweise auf die Richtigkeit einer Annahme. Die Autoren beschreiben für die Selevest Einbettmasse der Ticast Anlage entgegen den Erwartungen eine Dicke der  $\alpha$ -case von 100  $\mu\text{m}$  bei einer Dicke des Gussobjektes von 0,5 mm, was der Dicke der Titanprüfkörper der vorliegenden Untersuchung entspricht. Für eine phosphatgebundene, quarzhaltige Einbettmasse, die in ihrer Zusammensetzung der Rematitan plus Einbettmasse sehr ähnelt, wird bei ebenfalls 0,5 mm dickem Gusstitan mit 50  $\mu\text{m}$  eine nur halb so starke  $\alpha$ -case gemessen [70]. Es ist davon auszugehen, dass hier die Ursache für die im Vergleich zur Ticast Giessanlage signifikant höheren Verbundfestigkeiten der untersuchten Titankeramik auf dem auf der Rematitan Gussanlage gegossenen Titan zu suchen ist. Das für die Biotan-Gussanlage ebenfalls eine im Vergleich zur Rematitan-Gussanlage signifikant niedrigere Verbundfestigkeit gemessen wurde, kann ebenfalls in der dickeren  $\alpha$ -case der Biotan-Gussanlage begründet sein. GÜRTLER gibt die Dicke der  $\alpha$ -case bei wiederum mit 0,5 mm Dicke zur vorliegenden Untersuchung identischen Prüfkörpern, die auf einer Biotan-Gussanlage gegossen wurden, mit 100  $\mu\text{m}$  an, was wiederum die doppelte Dicke der von KIKUCHI et al. für eine phosphatgebundene, quarzhaltige Einbettmasse ähnlich der Rematitan plus angegebene Dicke der  $\alpha$ -case von 100  $\mu\text{m}$  darstellt. [49] Hier erscheinen weiterführende Untersuchungen zum Einfluss der Dicke der  $\alpha$ -case der unterschiedlichen Gussysteme beziehungsweise Einbettmassen auf den Titankeramikverbund sinnvoll. Unabhängig ob die  $\alpha$ -case eine Stärke von 50 oder 100  $\mu\text{m}$  aufweist ist auf die unbestrittene Forderung auf ihre vollständige Entfernung hinzuweisen [107, 153, 159]. Wie von den oben zitierten Autoren

gezeigt, ist durch das alleinige Abstrahlen durch Edelkorund keine vollständige Entfernung der  $\alpha$ -case erreichbar [49, 92, 94, 96]. Es erscheint ratsam, bei gegossenem Titan zusätzlich mit zum Beispiel geeigneten Fräsen abtragend zu arbeiten. Generell stellt sich hier auch aktuell die Frage nach der Passgenauigkeit von Kronen aus Titan, da die vollständige Entfernung theoretisch im günstigsten Fall ca. 50  $\mu\text{m}$  abgetragen werden müssten. Dabei ist jedoch zu bedenken, dass die Ausbildung der  $\alpha$ -case auch eine Abhängigkeit von der Dicke des Titans aufweist, wie BRAUNER und SCHÄDLICH-STUBENRAUCH et al. gezeigt haben [21, 133]. Bei dünnen Wandstärken, wie sie im Bereich von Kronenrändern vorliegen, kann davon ausgegangen werden, dass die  $\alpha$ -case eine im Vergleich zu den 0,5 mm dicken Prüfkörpern der vorliegenden Untersuchung deutlich geringere Stärke aufweist und die Entfernung demnach kein Problem hinsichtlich der Passgenauigkeit aufwirft. Bei Vollgusskronen oder zum Beispiel Brückengliedern hingegen kann eine vollständige Entfernung der  $\alpha$ -case zu Ungenauigkeiten hinsichtlich der antagonistischen Kontaktpunkte führen. Zu diesem Thema sind bisher keine eingehenden Veröffentlichungen bekannt.

### **6.2.2 Vergleich mit Ergebnissen anderer Autoren**

Die in der vorliegenden Studie für den Verband der Triceram auf Titan bei Trockenlagerung gemessenen Verbundfestigkeiten zwischen 26,8 und 33,4 MPa liegen prinzipiell in einem Bereich, der in der einschlägigen Literatur für die Materialkombination angegeben wird. GARBELLINI et al. geben 26,6 MPa auf gegossenem Titan Grad 2 und 25,5 MPa auf gegossenem Titan Grad 4 an. Dabei wurde das Titan mit einer Rematitan Gussanlage und der Rematitan plus Einbettmasse gegossen [42]. Die 33,4 MPa der vorliegenden Studie liegen deutlich höher. Angesichts der nur sehr geringen Unterschiede zwischen den Titanreinheitsgraden 1-4 hinsichtlich ihrem Anteils an Fremdelementen können die unterschiedlichen Titangrade (Titan Grad 1 der vorliegenden Untersuchung, Titan Grad 2 und 4 bei GARBELLINI et al.)

keinen nennenswerten Einfluss auf die offensichtlichen Unterschiede haben. Dafür spricht auch, dass GARBELLINI et al. zwischen dem Titan Grad 2 und dem Titan Grad 4 keine auffallenden Unterschiede hinsichtlich der Verbundfestigkeit zur Keramik gemessen haben. Für die Unterschiede zur vorliegenden Studie können die unterschiedlichen verwendeten Brennöfen ursächlich sein. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie, in der Brennofen Multimat MC 2 verwendet wurde, haben GARBELLINI et al. einen Dekema-Ofen verwendet. Es ist, wie im Abschnitt Fehlerdiskussion bereits behandelt, bekannt, dass Brennöfen unterschiedlicher Hersteller erhebliche Unterschiede hinsichtlich der tatsächlichen Brenntemperatur aufweisen [99, 117]. Untersuchungen von ROSI haben gezeigt, dass für Titankeramiken insbesondere bei Unterschreitung der Brenntemperatur geringere Verbundfestigkeiten gemessen werden [129]. Es ist denkbar, dass in der Untersuchung von GARBELLINI et al versehentlich mit zu niedrigen Temperaturen gebrannt wurde.

CARLSSON et al. messen für die Triceram-Keramik auf Titan Grad 2 26,7 MPa ohne Angabe ob es sich um gezogenes oder gefrästes Titan handelt [24]. Da die Autoren ebenfalls nicht mitteilen, welcher Brennofen Verwendung fand, ist ein weiterer Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie nicht möglich. BADER et al. haben für die Triceram 30,7 MPa gemessen. Dabei haben die Autoren analog zur vorliegenden Untersuchung das Titan mit dem Rematitan-Gussystem verarbeitet [13]. Der vergleichsweise geringe Unterschied zum Ergebnis der vorliegenden Untersuchung kann wiederum in differierenden Brennöfen oder Temperaturführungen vermutet werden. GÜRTLER et al. geben für die Triceram auf, mit der Biotan-Gussanlage und der Biotan-Spinell Einbettmasse gegossenem Titan Grad 1 34,6 MPa an [49, 50]. Dieser Wert liegt deutlich über den 26,8 MPa die in der vorliegenden Untersuchung für im gleichen Gussverfahren und mit der gleichen Einbettmasse gemessen wurde. Angesichts der für das Rematitan-System in der vorliegenden Untersuchung vergleichsweise hoch gemessene Verbundfestigkeit der Triceram-Keramik kann im Prinzip ausgeschlossen

werden, dass der in der vorliegenden Studie verwendete Brennofen mit zu geringer Temperatur gebrannt hat. Denkbar wäre, dass GÜRTLER unbeabsichtigt mit etwas zu hohen Temperaturen gebrannt hat. Wie die Untersuchung von Rosi gezeigt haben, kann ein leichtes Überbrennen bei Titankeramik im Schwickerath-Test zu erhöhten Verbundfestigkeiten führen [129]. Da diese Diskussion jedoch schon einen relativ spekulativen Charakter besitzt, erscheinen auch hier weiterführende Untersuchungen sinnvoll.

Die Ergebnisse von Titan-Keramik Verbundfestigkeitsuntersuchungen von WEHNERT et al. sind mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung vergleichbar, da die Autoren exakte Angaben über die Untersuchungsmethodik machen. Für die Triceram-Keramik werden 35,5 MPa angegeben. Dieser Wert ist mit den 33,4 MPa der vorliegenden Untersuchung zu diskutieren, da hier das gleiche Gussverfahren (Rematitan Autocast mit der Einbettmasse Rematitan plus) sowie Edelkorund der gleichen Körnung (120  $\mu\text{m}$ ) verwendet wurde [165]. Die geringfügig höheren Ergebnisse von WEHNERT et al. können in den differierenden Brennöfen begründet sein. Im Gegensatz zum Multimat MC 2 der vorliegenden Studie verwendeten WEHNERT et al. den Ofen Austromat 3001. Auf den Einfluss des Keramikbrennöfen unterschiedlicher Fabrikate auf die Ergebnisse von Metall- Keramik- Verbunduntersuchungen ist bereits ausführlich eingegangen worden. Es ist auch denkbar, dass sich hier die etwas unterschiedlichen mechanischen Vorbereitungen der Titanoberfläche bemerkbar machen. WEHNERT et al. haben nicht nur (wie in der vorliegenden Untersuchung) mit Edelkorund gestrahlt, sondern mit Beschleif mit Fräsen und Siliziumcarbid-Schleifpapier gearbeitet. Dabei kann entsprechend den Aussagen der Autoren angenommen werden, dass die  $\alpha$ -case vollständig entfernt wurde. Dies könnte ebenfalls für die im Vergleich zur vorliegenden Studie höhere Verbundfestigkeit der Triceram ursächlich sein.

### 6.2.3 Vergleich des Gusstitans mit dem Bego Medifactory System

Prinzipiell bestehen zwischen Gusstitan und gezogenem Titan, wie es in der zahntechnischen Bearbeitung bei den CAD/CAM Systemen zum Einsatz kommt einige Unterschiede, die gezogenes Titan für die zahntechnische Anwendung Vorteilhaft erscheinen lassen. Die Oberfläche des Gusstitans weist im Gegensatz zu dem gezogenen Titan wie oben bereits diskutierte oberflächliche Aufhärtungszone ( $\alpha$ -case) auf. Die Vickershärte liegt beim Gusstitan höher und die Zugfestigkeit und 0,2 % Dehngrenze liegen niedriger als bei gezogenem Titan. Das Gefüge von Gusstitan ist im Gegensatz zum feinen globulären Gefüge des gezogenen Titans nadelförmig und weist eine deutlich höhere mittlere Korngrösse auf. Die Ausbildung des Gefüges von Gusstitan ist im Gegensatz zum feinen globulären Gefüge des gezogenen Titans nadelförmig und weist eine deutlich höhere mittlere Korngröße auf. Die Ausbildung des Gefüges von Gusstitan wird allgemein als inhomogener beschrieben als das Gefüge des gezogenen Materials. Lunkerbildung und Gaseinschlüsse werden ebenfalls im Zusammenhang mit dem Gusstitan diskutiert und sind auch durch moderne Gussverfahren nicht vollständig auszuschließen [14, 15, 35, 64, 74, 75, 77, 127]. Infolge der keramischen Brennprozesse kommt es bei gezogenem Titan zu einer Vergrößerung der Gefügestruktur mit Annäherung an die Struktur des Gusstitans [14, 127]. Obwohl von REINHARDT et al. diskutiert, erscheinen Einflüsse der zunächst unterschiedlichen Gefügestruktur bei gezogenem und gegossenem Titan auf die Verbundfestigkeit zur Keramik angesichts der Vergrößerung der Gitterstruktur des gezogenen Titans beim keramischen Brennprozess nicht wahrscheinlich [14, 127]. Vielmehr wird in der Literatur übereinstimmend die  $\alpha$ -case als Ursache dafür gesehen, dass der Verbund des gegossenen Titans zu Titankeramik niedriger gemessen wird als bei gezogenem Titan. Dies wird durch entstehende Härteprofiluntersuchungen von BAUER et al. unterstützt [15, 64, 115, 127, 153]. Beim BEGO-Medifactory-System, das den CAD/CAM Systemen zuzuordnen ist, wird durch Laserstrahl eine Kompaktierung des Metallpulvers induziert. Es resultiert ein homogeneres

Metallgefüge als bei der gusstechnischen Verarbeitung sowie, durch eine schnellere Abkühlung, ein feinkörnigeres Gefüge. Korrosionsuntersuchungen von lasergesinterten Prüfkörpern aus einer Kobalt-Chrom-Legierungen ergaben eine im Vergleich zu gegossenem Kobalt-Chrom herabgesetzte Korrosion, was auf eine niedrigere Oxidation des Metalls beim Lasersintern zurückzuführen ist [148]. Insoweit ist davon auszugehen, dass auch das im BEGO-Medifactoring-Verfahren verarbeitete Titan der vorliegenden Untersuchung ein feinkörnigeres Gefüge aufweist als das untersuchte Gusstitan. Vor allem aber ist davon auszugehen, dass die entsprechenden Prüfkörper keine  $\alpha$ -case aufweisen. Da bei Untersuchungen der Mikrostruktur von lasergesintertem Titan von FISCHER et al. keine  $\alpha$ -case sowie ein feinkörnigeres, globuläres Gefüge beschrieben wird, darf von der Richtigkeit letzterer Annahmen ausgegangen werden [39]. Vor allem die Abwesenheit einer  $\alpha$ -case kann die Erklärung dafür sein, dass für das BEGO-Medifactoring-Verfahren höhere Verbundfestigkeiten der Titankeramik gemessen wurden als für die Gussanlagen Biotan und Ticast Super R, wobei letzterer Vergleich knapp unterhalb der Signifikanzgrenze lag. Die statistisch nicht signifikante, tendenziell jedoch etwas höheren Verbundfestigkeitswerte für das Gussystem Rematitan könnten darin begründet sein, dass die Oberfläche der im BEGO-Medifactoring-System hergestellten Prüfkörper nicht mit Korund gestrahlt wurden. Es entfällt beim BEGO-Medifactoring-System in der vorliegenden Verarbeitungsweise ein Teil der mechanischen Verankerung der Titankeramik, der in diesem Zusammenhang ein erheblicher Anteil an der Gesamthaftung zugeschrieben wird [23, 79].

Ungeachtet der bei der Herstellung im BEGO-Medifactoring-System eingebrachten Strukturierung der Titanoberfläche (siehe Material und Methoden) kann angenommen werden, dass hier durch eine zusätzliche mechanische Verankerung durch Aufrauung der Titanoberfläche durch abstrahlen mit Korund eine Erhöhung der Verbundfestigkeit der Keramik erreicht werden kann.

#### 6.5.4 Einfluss der Lagerung

Bezogen auf die Trockenlagerung trat bei keiner der Serien der vorliegenden Untersuchung durch die Lagerung im Wasser oder in der Korrosionslösung eine signifikante Veränderung beziehungsweise Verminderung der gemessenen Verbundfestigkeit auf. Aus dem Bereich der herkömmlichen Metall-Keramik-Verblendung ist bekannt, dass Korrosionsbelastungen in Abhängigkeit von den Versuchsbedingungen und insbesondere von der Zusammensetzung der untersuchten Legierungen zum Teil deutliche Verluste der Keramikhaftung induzieren [38, 57, 81, 101, 138, 139, 145, 156]. Durch die Korrosionsbelastung beziehungsweise die Nasslagerung soll die Belastung im verhältnismäßig aggressiven Milieu der Mundhöhle simuliert werden. Dabei wird das Wasser als bestimmende Komponente des Speichels im Bezug auf die Keramik und auch im Bezug auf die Metall-Keramik-Kontaktzone verstanden.

Durch die Anwesenheit von Wasser werden die Silizium-Sauerstoff-Verbindungen der Keramik hydrolytisch geteilt, was als Stresskorrosion bezeichnet wird. Des Weiteren wird durch das Wasser die Energie herabgesetzt, die dazu nötig ist, in den durch hydrolytische Spaltung von Silizium-Sauerstoff-Verbindungen entstandenen Spalten weitere Atombindungen zu spalten was zu einer erleichterten Rissausbreitung führt. Dieser Mechanismus wird wiederum durch einen niedrigen pH-Wert zusätzlich erleichtert und betrifft auch die Metall-Keramik-Kontaktzone. Sie kann zur Lösung der Sauerstoffbrücken zwischen der Keramik und den oxidierten Metall in der Oberfläche der jeweiligen Legierung führen, welche die chemische Haftung der Keramik auf dem Metall bewirken. Dabei kann gemäß den Untersuchungen von MAIWALD davon ausgegangen werden, dass in der Plaque nach Zuckerzugabe der pH-Wert kurzzeitig auf 4,3 fallen kann. Messungen in Spalten ergaben pH-Werte von zwei. Der in der vorliegenden Untersuchung gewählte pH-Wert des Kunstspeichels von 2,3 kann demnach zumindest kurzzeitig auch in der Mundhöhle vorliegen.



Resultat der Einwirkung von Wasser mit niedrigerem pH-Wert ist eine Herabsetzung der Metall-Keramik-Verbundfestigkeit. Dabei spielt die Korrosionsstabilität der Oxide der Metall-Keramik-Kontaktzone, welche die chemische Haftung zwischen Metall und Keramik bewirkt, eine entscheidende Rolle. Es wird diskutiert, dass Metall-Keramik-Kombinationen, bei denen nach korrosiver Belastung in Kunstspeichel mit niedrigerem pH-Wert hohe Verluste an Verbundfestigkeit erleiden, lösliche Oxide in der Metall-Keramik-Kontaktzone aufweisen. Dabei ist nach KRAFT et al. davon auszugehen, dass die Korrosionslösungen auch in randferne Bereiche der Verbundzone penetrieren [38, 81, 103, 108, 118, 158]. Die Verbundzone kann folglich gegebenenfalls durch die Korrosionslösung „unterwandert“ werden. Bezüglich der Nasslagerung in pH-neutralem Medium ist bemerkenswert, dass analog zu den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung SCHWICKWERATH et al. bei Nickel-Chrom und Kobalt-Chrom-Legierungen bei pH-neutraler Nasslagerung über einen Monat keine Verluste an Verbundfestigkeit der keramischen Verblendung aufweisen [138]. Eine auf alleinige Hydrolyse in der Metall-Keramik-Kontaktzone beruhende Herabsetzung der Metall-Keramik-Verbundfestigkeit kann hier als nicht wahrscheinlich angenommen werden. Die Ergebnisse von PAPAZOUGLOU et al. unterstützen diese Annahme. Bei Palladium-Basis-Legierungen gibt der Autor nach zwei Wochen Lagerung in einem hauptsächlich aus Wasser bestehendem und vor allem pH-neutralem Kunstspeichel keine Verluste an Verbundfestigkeit an [118]. Dass unter korrosiver Belastung mit niedrigem pH-Wert ebenfalls bei keiner der untersuchten Titan-Keramik-Verbunde der vorliegenden Untersuchung ein signifikanter Verlust an Verbundfestigkeit auftrat, steht im teilweise Gegensatz zu einschlägigen Untersuchungen herkömmlicher Metall-Keramik-Verbunde [31, 38, 81, 104, 107, 138]. Auf der Basis der Annahme, dass Metall-Keramik Verbunde mit löslichen Haftoxiden Verbundfestigkeitsverluste in Flüssigkeiten mit niedrigen pH-Werten erleiden, kann bezüglich der Titan-Keramik-Verbunde der vorliegenden Untersuchung von einer Korrosionsstabilität der Haftoxide in der Kontaktzone ausgegangen werden.

Dabei kann davon ausgegangen werden, dass im Bereich der Titan-Keramik-Verbunde eine chemische Haftung durch Titanoxid zustande kommt [1, 51, Kimura, 1990 #114, 80, 150, 161, 169]. In den relevanten, die Mikromorphologie der Titan-Keramik Kontaktzone betreffenden Untersuchungen, in denen auch die in der vorliegenden Untersuchung verwendete Triceram-Keramik untersucht wurde, werden über die Dicke von Titanoxid-Schichten keine Angaben gemacht. Sie sind jedoch in rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen nicht erkennbar und es kann davon ausgegangen werden, dass die Titanoxidschicht in den Verbundzonen aktueller Titan-Keramik-Kombinationen Schichtdicken im Submikronbereich aufweist [16, 49, 116, 127]. Tatsächlich ist Titanoxid durch eine geringe Löslichkeit gekennzeichnet [22, 86, 91]. Das könnte eine Erklärung dafür sein, weshalb für die Titan-Keramik-Verbunde der vorliegenden Untersuchung unter korrosiver Belastung im Kunstspeichel keine Verluste an Verbundfestigkeit gemessen wurde, was den Ergebnissen von MAIWALD entspricht. MAIWALD hatte für die Titankeramik Duceratin, Tibond und Vita-Titankeramik nach 3 Monaten Lagerung in einem zur vorliegenden Untersuchung identischen Kunstspeichel ebenfalls keine signifikanten Veränderungen der Verbundfestigkeit gemessen [104]. Unter bestimmten Umständen wird die Löslichkeit des Titans jedoch stark heraufgesetzt. HÖSCH et al. und STRIETZEL et al. fanden folgendes heraus. Es gehen 0,05 mg/(cm<sup>2</sup>/d) Titanionen in Lösung wenn Kunstspeichel verwendet wird, der Natriumthiocyanat- und Natriumchlorid enthält. Die Abgabe der Titanionen steigt dabei auf das 10000-fache wenn im Kunstspeichel Natriumfluorid enthalten ist. In Anwesenheit von Fluorid ist demnach die Korrosionsresistenz des Titanoxids deutlich herabgesetzt [60, 147]. Auch PRÖBSTER et al. haben ermittelt, dass die Abgabe von Titanionen von der Konzentration an Fluor im, das Titan umgebende Medium abhängig ist [123]. Veränderungen von Titanoberflächen unter dem Raster-Elektronen-Mikroskop, die vorher mit Fluor in Berührung waren, weisen ebenfalls darauf hin, dass die Titanoberfläche korrosiv angegriffen wird. Auch hier war die Korrosion vom pH-Wert und der Konzentration an Fluorionen abhängig. Bei

einigen herkömmlichen Zahnpflegemitteln mit hoher Fluoridkonzentration wurden zum Teil deutliche Veränderungen der Oberfläche wie Lochfraßkorrosion und flächenhafter Materialabtrag beobachtet [143, 144, 146]. Es stellt sich die Frage, ob hier bezüglich von Zahncremes, Zahngelien oder Mundspüllösungen mit hohen Fluoridkonzentrationen ein verbundmindernder Einfluss auf keramische Verblendungen von Titan zu erwarten ist. Weiterführende Untersuchungen könnten sich mit dieser Frage beschäftigen.

## **6.6 Klinische Bedeutung**

Bei der Herstellung von Titgrundgerüsten sollte der Zahntechniker besonders auf die Neuerungen bei den Herstellungstechniken achten da, wie die vorliegende Studie zeigt, der Haftverbund entscheidend von der Wahl des Herstellungsverfahrens abhängig sein kann. Veraltete Gussöfen und Techniken sollten daher baldmöglichst ersetzt werden.

Des weiteren ist auf eine fehlerfreie Verarbeitung der benutzten Materialien zu achten und die Verarbeitungsvorschriften sind genauestens zu befolgen.

Dank der stetigen Verbesserungen auf dem Gebiet der Titangerüst-Herstellung und der damit verbundenen Haftverbundwerten steht dem Zahnarzt ein Metall zur Verfügung das alle klinischen und ästhetischen Ansprüche an eine moderne prothetische Restauration erfüllt. Durch den rapiden Anstieg der Implantatversorgungen ist zudem die Versorgung des Patienten mit nur einem Metall möglich. Um eine möglichst günstige Langzeitprognose der prothetischen Restauration zu gewährleisten, sollte der Zahnarzt auf moderne Produktionsverfahren zurückgreifen und veraltete Gussysteme meiden. In der hier vorliegenden Studie liefert beispielsweise das Biotan Gießgerät der Fa. Schütz Dental bei allen sieben Lagerungsarten die mit Abstand geringsten Verbundfestigkeitswerte.

Dem Patienten steht nicht nur eine relativ kostengünstige Versorgung zur Verfügung, sondern auch in gesundheitlicher Hinsicht bietet das äußerst

geringe Allergenisierungspotential von Titan eine sinnvolle Alternative zu herkömmlichen prothetischen Metallen.

## **7 Zusammenfassung**

Gegenstand dieser Arbeit war die Untersuchung unterschiedlicher Titan-Verarbeitungsverfahren und der Einfluss unterschiedlicher Vorbehandlungen auf die Titan-Keramische Haftverbundfestigkeit.

Als Verarbeitungsverfahren wurden die Gießanlage „Rematitan autocast“, das „Biotan Gießgerät“, sowie das „BEGO Medifakturing System“ und, die Gießanlage „Ticast Super R“ untersucht.

Alle Titanprüfkörper wurden mit der Titankeramik Triceram (Esprident) beschichtet.

Zur Prüfung kamen 196 Titanprüfkörper mit den Abmessungen 3 mm x 25 mm x 0,5 mm, die in vier Sätzen a 49 Prüfkörper aufgeteilt wurden. Jeder Satz wurde dann in sieben Serien mit jeweils sieben Prüfkörpern aufgeteilt.

Je eine Serie wurden den unterschiedlichen Lagerungsbedingungen ausgesetzt. Die Lagerungsbedingungen bestanden aus:

- 1.) Trockenlagerung
- 2.) Eine Woche Nasslagerung
- 3.) Ein Monat Nasslagerung
- 4.) Sechs Monate Nasslagerung
- 5.) Eine Woche Speichellagerung
- 6.) Ein Monat Speichellagerung
- 7.) Sechs Monate Speichellagerung

Nach Abschluß der Lagerung wurden die Abmessungen jedes einzelnen Prüfkörpers erneut geprüft und die Verbundfestigkeitsprüfung mittels des Dreipunktbiegeversuchs nach Schwickerath durchgeführt.

Zum Einsatz kam hierfür die Zwick Universal-Prüfmaschine.

Bei der Auswertung der Messergebnisse konnte festgestellt werden, dass die im Labor Lange mittels der Gießanlage „Rematitan Autocast“ gefertigten Probekörper bei fast allen Lagerungsarten die höchsten Haftverbundwerte lieferte. Lediglich bei der einwöchigen Speichellagerung wurden diese Werte von den, bei der Firma BEGO mittels des „BEGO Medifactoring Systems“ hergestellten Prüfkörpern übertroffen.

Das „BEGO Medifactoring System“ liegt zudem bei weiteren 4 Lagerungsarten nur wenig unter den von der „Rematitan Autocast“ gelieferten Höchstwerten. Nur bei der einmonatigen Nasslagerung und der sechsmonatigen Speichellagerung liefern die im Labor Ticost Brandenburg mittels der Gießanlage „Ticast Super R“ gefertigten Prüfkörper günstigere Werte.

Bei allen 7 Lagerungsarten weist der Haftverbund der im Labor 3B Dental mittels der „Biotan Gießanlage“ gefertigten Prüfkörper die niedrigsten Messwerte auf.

Die vorliegende Untersuchung zeigt deutlich dass zukünftig den zur Gusstechnik alternativen Titangerüst-Herstellungsverfahren größtes Augenmerk geschenkt werden muss, besonders unter dem Hintergrund, dass die für diese Studie verwendeten Prüfkörper im Jahr 2001 hergestellt wurden und somit zu den ersten, mittels des „BEGO Medifactoring Systems“ gefertigten Titangerüste zählen dürften.

So scheint die Zukünftige Verbesserung der Haftverbundwerte für Titan-Keramische Restaurationen nicht mehr in der Weiterentwicklung der Titankeramischen Massen zu liegen, sondern in der Weiterentwicklung der neuesten Titangerüst-Herstellungstechniken.

## 8 Summary

Object of the present study was an investigation of different types of titanium processing methods with regard to the influence of various preparatory treatments on the titanium porcelain compound bond strength.

The different processing methods investigated were castings with the following casting plants: "Rematitan autocast", "Biotan casting plant", "Ticast Super R" as well as the "BEGO Medifactory System".

All titanium test specimens were veneered using the titanium porcelain Triceram (Esprident).

A total number of 196 titanium test specimens with the dimensions of 25 mm x 3 mm x 0,5 mm, which were distributed into four sets of 49 test specimens each. Each set was divided into even series of the specimens each. One of each series was then aged under the following different storage conditions:

1. Dry conditions.
2. Wet conditions simulated by water for one week.
3. Wet conditions simulated by water for one month.
4. Wet conditions simulated by water for six months.
5. Wet conditions simulated by artificial saliva for one week.
6. Wet conditions simulated by artificial saliva for one month.
7. Wet conditions simulated by artificial saliva for six months.

After the aging process in storage under the above named conditions the dimensions of all test specimens were again measured and the bond strength was tested using the Schwickerath crack-initiation test. A Zwick universal testing machine was used for this purpose.

The evaluation of the measured bond strength values yielded the highest results for those specimens manufactured using the “Rematitan autocast” casting plant – almost irrespective of the type and duration of storage. Solely for the condition of one week of wet storage simulated with artificial saliva the bond strength values of test specimens manufactured by BEGO company with the “BEGO Medifactoring System” surpassed the values achieved by “Rematitan autocast” specimens.

In a further four test series the bond strength values achieved by the “BEGO Medifactoring System” specimens were only a little below the maximal values achieved by the “Rematitan autocast” specimens. In the remaining two wet condition storage series ( one month wet storage simulated by water and six months wet storage simulated by artificial saliva) the “Ticast Super R” specimens yielded slightly higher bond strength values than BEGO.

For all seven types of storage the bond strength values yielded were lowest for test specimens manufactured in a “Biotan casting plant”.

The present study clearly shows that in future for dental titanium frame manufacturing special attention will have to be paid to methods differing from traditional casting methods. This refers to the fact that BEGO does not use traditional casting in their “BEGO Medifactoring System”, and the test specimens manufactured for this study in 2001 are among the first test specimens ever manufactured with this system.

At this point one may venture to project that in future an optimization of bond strength values for titanium-porcelain compounds are less to be expected from further innovations and developments in porcelain material, instead more can be hoped from innovations and developments of most recent manufacturing systems for titanium frames.

## 9 Schrifttumsverzeichnis

- 1 Adachi M, Mackert jr JR, Parry EE. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6-Al-4V alloy. J Dent Res 1990;69;1230-1235
- 2 Andersson M, Bergmann B, Bessing C, et al. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. Acta Odontol Scand 1989;47; 279 - 286
- 3 Anonymus. Titan, Chemische Zusammensetzung. Beuth-Verlag, Berlin, Wien, Zürich, 1990
- 4 Anonymus. DIN 13927 (Entwurf 09/90): Metall-Keramik-Systeme – Anforderungen, Prüfung. Beuth Verlag, Berlin, 1990
- 5 Anonymus. Das Procera-Verfahren Prothetische Rekonstruktionen aus Titan. Dent Lab 1990;38;1624
- 6 Anonymus. Biotan-Produktinformation. Schütz-Dental, Rosbach, 1994
- 7 Anonymus. DIN EN ISO 9693 Dentale restaurative Metallkeramiksysteme. Beuth Verlag, Berlin, 2001
- 8 Anonymus. Einbettmassen - Die Qual der Wahl, Teil 1: Modellguß- und Titan-Einbettmassen. Zahntech Mag 2004;8;370-379
- 9 Anonymus. Bego Medical Herstellungsverfahren. Online im Internet: <http://www.bego-medical.de/de/home/verfahren/herstellungsverfahren/> (18.12. 2010)
- 10 Anusavice K, Dehoff PH, Fairhurst CW. Comparatative Evaluation of Ceramic-metal Bond Test Using Finite Element Stress Analysis. J Dent Res 1980;59;608-613
- 11 Arieley E. Licht-, REM- und Mikrosondenanalyse an sieben metallkeramischen Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47;217-222
- 12 Augthun M, Schädlich-Stubenrauch J, Sahm PR. Untersuchungen zur Oberflächenbeschaffenheit von gegossenem Titan. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47;505-507
- 13 Bader RD, Aschl I, Rammelsberg P, Pospiech P. Improved bond strength of low fusing ceramics to titanium (abstract). J Dent Res 2000;79;271



- 14 Bauer H, Brauner H. Titan: gefräst oder gegossen. Deutsch Zahnärztl Z 2003;58;165-168
- 15 Bauer H, Brauner H. Härteänderungen an gefrästem und gegossenem Titan durch keramische Verblendung. Dtsch Zahnärztl Z 2004;59;78-83
- 16 Bondioli IR, Bottino MA. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. J Prosth Dent 2004;91;541-547
- 17 Böning K, Walter M. Metall-Keramik-Verbund von gegossenem Titan. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46;750-753
- 18 Bothe RT, Beaton LE, Davenport HA. Reaction of bone to multiple metallic implants. Surg Gynec Obset 1940;71;598-602
- 19 Brånemark PI, Breine U, Adell R, et al. Intraosseus anchorage of dental protheses. Scan J Plast Reconstr Surg 1969;3;81-100
- 20 Brauner H. Ein Beitrag zum Korrosionsverhalten von NEM-Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1988;43;424-428
- 21 Brauner H. Zur Randschichtaufhärtung an Titanwerkstoffen durch unterschiedliche Formstoffe und Einbettmassen. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47;511-515
- 22 Brauner H. Titan als Dentalwerkstoff - eine Standortbestimmung. Quintessenz Zahntech 1992;18;221-239
- 23 Cai Z, Bunce N, Nunn ME, Okabe T. Porcelain adherence to dental cast CP titanium: effects of surface modifications. Biomaterials 2001;22;979-986
- 24 Carlsson R, Fondell B, Herrero A, Sierraalta M, Razzog ME. Bond Strength of Porcelain to Grade 2 Titanium (Abstract No. 1648). J Dent Res 2003;82;CD-ROM of Abstracts
- 25 Claus H. Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik. Dent Lab 1980;28;1743-1750
- 26 Claus H. Entwicklung der Metallkeramik. Zahnärztl Welt 1980;89;36-39
- 27 Claus H. Die Bedeutung des Leuzits für die Dentalkeramik. Zahnärztl Welt 1981;90;44-46

- 28 Claus H. Viele Faktoren haben einen positiven Einfluß auf die Haftung von Dentalkeramik. Dent Lab 1985;33;897-900
- 29 Collings EW. The physical metallurgy of titanium alloys. American Society for Metals, Metal Park, Ohio, 1984
- 30 Dehoff PH. A Critique of Bond Testing: What are we measuring? Trans Acad Dent Mater 1994;7;41-44
- 31 Delfert B. Vergleichende Untersuchung zur Verbundfestigkeit von verschiedenen Metall-Keramik-Kombinationen auf der Basis von EM- und NEM-Legierungen in Verbindung mit herkömmlicher und niedrigschmelzender Keramik. Med Diss, Freie Universität, Berlin (2003)
- 32 Derand T, Herø H. Bond strength of porcelain on cast versus wrought titanium. Scand J Dent Res 1992;100;184-188
- 33 Draper SA, Norling BK, Ong JL, Schmitt SM, Verret RG. Dimensional Change, Surface, Roughness and Porosity in Titanium Crown (Abstract). Dent Mater 1997;76;403
- 34 Eichner K. Metallkeramik in der zahnärztlichen Prothetik. Hanser, München-Wien, 1979
- 35 Elipoulos D, Zinelis S, Papadopoulos T. Porosity of cp Ti castings with four different casting machines. J Prosth Dent 2004;92;377-381
- 36 Esquivel JF, Chai J, Wayne T. The Physical Properties of Low-Fusing Porcelains for Titanium. Int J Prosthodont 1996;9;563-571
- 37 Fischer-Brandies E, W. Z, Benner KU. Zum Nachweis von Titan im Organismus bei temporärer Alloplastik. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47;526-528
- 38 Fischer J. Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy. Biomaterials 2002;23;1303-1311
- 39 Fischer P, Leber H, Romano V, et al. Microstructure of near-infrared pulsed laser sintered Titanium samples. Appl Phys A 2004;78;1219-1227
- 40 Fritzscheier CU, Steffens E. Titan als neues Restaurationsmetall in der Zahnärztlichen Prothetik und der Mund-, Kiefer- und Plastischen Gesichtschirurgie. ZWR 1992;8;589-595

- 41 Ganther B. Zur Anreicherung der Haftoxide in metallkeramischen Systemen abhängig von der Anzahl der Brände. Med Diss, Berlin (1996)
- 42 Garbelini WJ, Henriques GEP, Trója MG, Mesquita MF, Dezan CC. Evaluation of low-fusing ceramic systems combined with titanium grades II and V by bending test and scanning electron microscopy. J Appl Oral Sci 2003;11;354-360
- 43 Gehre G. Keramische Werkstoffe. In: K Eichner, HF Kappert, eds. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig, Heidelberg, 1996; 326-372
- 44 Geis-Gerstorfer J. Titan und Titan-Legierungen. Zahnärztl Mitt 2003;93;68-72
- 45 Geis-Gerstorfer J, Weber H, Simonis A, Eckardt M, Hasselberger D. Der Titanguß mit dem Titaniumer - die Gußtechnik ist noch nicht voll ausgereift. Dent Lab 1989;37;1789-1792
- 46 Geurtsen W, Marx R. Die Verwendung von Titan in der konservierenden Zahnheilkunde. ZWR 1990;99;977-980
- 47 Gilbert JL, Covey DA, Lautenschlager EP. Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. Dent Mater J 1994;10;134-140
- 48 Grycz H. Revolutionierender Titanguß mit "Ticast Super R". Quintessenz Zahntech 1998;24;1275-1278
- 49 Gürtler T. Der Titan-Keramik-Verbund aus experimenteller Sicht - eine vergleichende Untersuchung zweier aktueller Systeme. Med Diss, Jena (2004)
- 50 Gürtler T, Raser G, Dietz W, Welker D, Küpper H. Festigkeit und Bruchcharakteristik von 2 Titankeramiksystemen. ZWR 2005;114;19-27
- 51 Hautaniemi JA, Herø H, Juhanoja JT. On the bonding of porcelain on titanium. J Mater Sci Mater Med 1992;3;186-191
- 52 Hautaniemi JA, Juhanoja JT, Hero H. Porcelain Bonding on Ti: its Dependence on Surface Roughness, Firing Time and vacuum Level. Surf Interf Anal 1993;20;421-426
- 53 Hennig G. Metall-Keramik-Bindung. Dent Lab 1976;24;1065-1071

- 54 Henschel H, Mucha K. ABC Keramik. VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, Leipzig, 1974
- 55 Higashino Y, Yamauchi M, Goto T, Nagasawa T. Evaluation of brittleness of porcelain fused to pure titanium by fracture toughness, hardness and fracture energy. Dent Mater J 2003;22;532-542
- 56 Hofmann N. Das ER-Stift-System zum Aufbau marktoter Zähne (I-III). Quintessenz 1985;36;1-24
- 57 Hohmann F, Waddell JN, Swain MV. Influence of water, loading rate and bonder on the adhesion of porcelain to titanium. J Dent 2005?-?
- 58 Hopp M. Titan-Gießsysteme im Vergleich - Klinische Erfahrungen. 1. Maulbronner Werkstoffkundesymposium 1998, Maulbronn,
- 59 Horng CJ, Okazaki M, Takahashi J, Kimura H. Thermal oxidation effect on porcelain-titanium restoration. Kaohsiung J Med Sci 1989;5;522-528
- 60 Hösch A, Strietzel R. Korrosion von Titan in thiocaynat-, chlorid- und flouridhaltigen künstlichen Speicheln. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49;767-769
- 61 Ida K, Tsutsumi S, Togaya T. Titanium or Titanium alloys for dental Casting [abtsract]. J Dent Res 1980;59;394
- 62 Jones DW. Niedertemperaturkeramik. In: JD Preston, eds. Perspektiven der Dentalkeramik Berichte vom 4. Internationalen Keramiksymposium. Quintessenzverlag, Berlin - Chikago - London - Sao Paolo -Tokyo, 1989; 29-46
- 63 Jungo M. Titan in der Zahmedizin. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1994;104;660-662
- 64 Kappert HF. Titan als Werkstoff für die Zahnärztliche Prothetik und Implantologie. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49;573-583
- 65 Kappert HF. Keramik als Zahnärztlicher Werkstoff. In: JR Strub, JC Türp, S Wittkowski, MB Hürzeler, M Kern, eds. Curriculum Prothetik, 3. Auflage. Quintessenz Verlag, Berlin, 2005; 607-639
- 66 Kappert HF, Henniscke HW. Vollkeramik: Werkstoffkunde - Zahntechnik - klinische Erfahrung. Quintessenz-Verlag GmbH, Berlin? 1996

- 67 Kappert HF, Riedling W, Weyhmann J. Prüfung der Biegefestigkeit von Metall-Keramik-Verbundsystemen bei Verwendung von verschiedenen Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1988;43;445-452
- 68 Kappert HF, Pfeiffer P, Schwickerath H. Dentallegierungen auf Palladium-Basis. Zahnärztl Mitt 1999;89;
- 69 Kerschbaum T. Langzeit-Erfolgsaussichten von festsitzendem Zahnersatz. Zahnärztl Mitt 1998;88;2698-2703
- 70 Kikuchi H, Onouchi M, Miyanaga K, et al. The Thickness Effect of Titanium Castings on the Surface Reaction Layer. Dent Mater J 2004;23;987-394
- 71 Kimura H, Hrong CJ, Masayuki O, J. T. Thermal Compatibility of Titanium-Porcelain System. Osaka Univ Dent Sch 1990;30;43-52
- 72 Kimura H, Hrong CJ, Okazaki M, Takahashi J. Oxidation effects on porcelain-titanium interface reactions and bond strength. Dent Mater J 1990;9;91-99
- 73 Kimura H, Hrong CJ, Okazaki M, Takahashi J. Effects of Retention beads and Bonding Agent on Bond Strength of the Titanium-Porcelain System. Osaka Univ Dent Sch 1991;31;23-32
- 74 King AW-C, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. The Mechanical Properties of Milled and Cast Titanium for Ceramic Veneering. Int J Prosthodont 1994;7;532-537
- 75 Kitahara K, Kubo F, Takahashi J. Thermal expansion typed investments for casting titanium. Dent Mater J 2004;23;1-7
- 76 Kitamura T. Ohara-Reintitanium Gießsystem. Quintess Zahntech 1988;14;590-604
- 77 Klapper HU, Gehre G. Einfluß von Gußstruktur und Oberflächenvorbehandlung auf die Verbundfestigkeit bei Titankeramik. Dtsch Zahnärztl Z 1998;53;728-731
- 78 Kollmannsberger P, Eichner K. Strukturuntersuchungen in der Grenzschicht einer keramikverblendeten PdAg-Dentallegierung. Dtsch Zahnärztl Z 1988;43;329-334

- 79 Könönen M, Kivilathi J. Bonding of low fusing dental porcelain to commercially pure titanium. J Biomed Mater Res 1994;28;1027-1035
- 80 Könönen M, Kivilahti J. Fusing of Dental Ceramics to Titanium. J Dent Res 2001;80;848-854
- 81 Kraft J, Stender E. Verbund palladiumfreier Au-Legierungen mit niedrigschmelzenden Dentalkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1995;50;371-374
- 82 Kreuzmann HA. Die Aufbrennkeramik. Zahntech 1979;21;69-72
- 83 Krumbholz K. Leuzit-Kristallisation in keramischen Aufbrennmassen. Quintessenz Zahntech 1983;9;1175-1179
- 84 Krumbholz K. Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken. Zahnärztl Welt 1992;101;193-?
- 85 Krumbholz K. Entwicklung und Eigenschaften der Aufbrennkeramik. Dent Lab 1998?
- 86 Küpper H. Reintitan - Materialeigenschaften und Verarbeitungstechnologien eines Dentalmaterials. Quintessenz 1989;40;1625-1636
- 87 Küpper H, Bachmann K. Reintitan als Alternativmetall in der restaurativen Zahnheilkunde I. Der Werkstoff und seine Verarbeitung. Quintessenz Zahntech 1989;15;963-972
- 88 Küpper H, Spiekermann H. Titanprothetik: Beispiele für die klinische Anwendung von Reintitan. Quintessenz 1989;10;1823-1837
- 89 Küpper H, Bachmann K. Reintitan als Alternativmetall in der restaurativen Zahnheilkunde II. Titankeramik. Quintess Zahntech 1989;15;1091-1098
- 90 Küpper H, Marx R. Röntgentransparenz von Titan und Früherkennung von Sekundärkaries. Deutsch Zahnärztl Z 1993;48;174-176
- 91 Lautenschlager E, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J 1993;43;245-253
- 92 Lenz E. Materialgerechtes Arbeiten mit Titan. Zahnarzt Wirtschaft Praxis 2000;6;88-91

- 93 Lenz E, Dietz E. Die Randschichten von Titangußobjekten unter dem Einfluß verschiedener Einbettmassen. Quintessenz Zahntech 1995;21;633-645
- 94 Lenz E, Lenz U, Raser G, Dietz W. Fortschritte in der Titan-Technologie - Oberflächenbearbeitung durch Mikrostrahlverfahren. Quintessenz Zahntech 2000;26;1303-1315
- 95 Lenz J, Schwartz S, Schwickerath H, Sperner F, Schäfer A. Bond Strength of Metal-Ceramic Systems in Three-Point Flexure Bond Test. J Appl Biomat 1995;6;55-46
- 96 Lenz U, Raser G, Lenz E. Verbesserte Oberflächenqualität von Dentallegierungen und Titan. Dent Lab 2001;49;685-698
- 97 Leventhal CS. Titanium - a metal for surgery. J Bone Joint Surg 1951;33a;473-474
- 98 Lindemann W. Elektronenmikroskopischer und röntgenographischer Nachweis der Haftoxide auf unedelen Metallen. Dtsch Zahnärztl Z 1982;37;285-287
- 99 Lindemann W. Vergleichende Temperaturmessungen zur Kenntnis des Temperaturgradienten in Keramik-Brennöfen verschiedener Fabrikate. Vortrag Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie 2001, Sindelfingen, 14.6.2001
- 100 Linkow L. The blade vent - a new dimension in endosseous implantology. Dent Concepts 1968;11;3-12
- 101 Liu XC, Guo LT, Gao JQ, et al. Influence of pH and F<sup>-</sup> on Titanium-porcelain Bond Strength. Journal of US-China Medical Services (Abk. Index Med?) 2007;4;63-66
- 102 Ludwig K. Keramik- oder Kunststoffverblendung. Zahnärztl Mitt 1999;89;50-55
- 103 Maiwald A. Ernährungslenkung. In: P Gängler, W Müller, eds. Klinische Stomatologie. VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin, 1984; 46
- 104 Maiwald U. Mechanische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zum Verbund dreier Titankeramiksysteme. Med Diss, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen (1992)

- 105 Marx H. Die metall-keramische Verbundfestigkeitsprüfung - Ein besonderes werkstoffkundliches Problem. ZWR 1986;12;524-527
- 106 Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48;229-236
- 107 Marx R, Baumann W. Adhäsive Haftung von Kunststoff und Keramik auf Titan für die Verblendung und für die Adhäsivrestauration. Quintess Zahntech 1992;18;1475 - 1497
- 108 Marx R, Maaß M, Vogelsang P. Bruchzähigkeit und Hydrolysebeständigkeit keramischer Massen für die Titanverblendung. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47;516-521
- 109 Mathe´ von D. Über die Hejcmannsche Emailkrone. Zahnärztl Welt 1933;36;1093-1097
- 110 Mattmuller A, Wassmann J, Biffar R. Hydrothermal ceramic for porcelain-fused-to-metal crowns: an initial experience report from clinical practice. Quintessence Int 1996;27;521-526
- 111 Meiners H. Werkstoffkundliche Grundlagen der Metallkeramik II. Quintessenz Zahntech 1978;15;51-55
- 112 Meyer JM, Lüthy H. Titan in der Zahnheilkunde- Welche Entwicklungen gibt es bis heute? Quintessenz Zahntech 1995;21;681-712
- 113 Miyakawa O, Watanabe K, Okawa S, et al. Layered Structure of Cast Titanium Surface. Dent Mater J 1989;8;175-185
- 114 Nally JN, Meyer JM. Recherche experimentale sur la nature de la liason ceramo-metallique. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 1970;80;250
- 115 Nergiz I, Meine HC, Niedermeier W. Untersuchungen zur Scherverbundfestigkeit von titankeramischen Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 1999;54;688-691
- 116 Özcan I, Uyasal H. Effects of silicon coating on bond strength of two different titanium ceramic to titanium. Dent Mater 2005;21;773-779
- 117 Paarsch MT. Zur Kenntnis des Temperaturgradienten in Dentalbrennöfen für die Titankeramik. Med Diss, Universität Tübingen, Tübingen (2002)
- 118 Papazoglou E, Brantley WA, Johnston WM, Carr AB. Effects of dental laboratory processing variables and in vitro testing medium on the



- porcelain adherence of high-palladium casing alloys. J Prosth Dent 1998;79;514-519
- 119 Parr GR, Gardner LX, Toth RW. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. J Prosthet Dent 1985;54;410-414
- 120 Päßler K, Mann E. Der dentale Titanguß - Grundlagen, Technologie und werkstoffkundliche Bewertung. Quintessenz Zahntech 1991;17;717-726
- 121 Päßler K, Bestellmeyer F, Ohnmacht P, Sernetz F. Einflüsse auf die Qualität und Eigenschaften von dentalen Titangüssen. Dent Lab 1991;39;809-815
- 122 Paul SJ, Pietrobon N, Schärer P. The new In-Ceram Spinell system--a case report. Int J Periodontics Restorative Dent 1995;6;520-527
- 123 Pröbster L, Lin W, Hüttemann H. Effect of Fluoride Prophylactic Agents on Titanium Surfaces. Int J Oral Maxillofac Impl 1992;7;390-394
- 124 Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Simonis A, Setz J, Weber H. Titan - zum gegenwärtigen Stand eines neuen Dentalwerkstoffs. Dent Lab 1991;46;1073-1078
- 125 Quint A. Titan-Röntgen-Qualität Drei nicht mehr zu trennende Begriffe. Dent Lab 1994;42;77-78
- 126 Rado P. An Introduction to the Technology of Pottery. Pergamon Press, Oxford, 1969
- 127 Reinhardt R, Paul T, Lange KP, Müller WD. Gegossenes oder gefrästes Titan - ein Vergleich der Verbundfestigkeit zur Verblendkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 2008;63;30-35
- 128 Reuling N, Siebert GK. Keramische Werkstoffe - Entwicklungsgrad und Bedeutung in der restaurativen Zahnheilkunde. Zahnärztl Welt 1987;96;1139-1146
- 129 Rosi D. Vergleichende Schlag- und Biege-Scherprüfung an drei Titan-Keramik-Verbundsystemen und einem NEM-Keramik-System in Abhängigkeit von verschiedenen Aufbrenntemperaturen. Med Diss, Freie Universität, Berlin (1995)

- 130 Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. Dtsch Zahnärztl Z 2003;58;559-569
- 131 Rupp NW, Waterstrat RM, Guiseppeti AA, Conner ML. Cast Titanium Restorations (abstract). J Dent Res 1987;66;247
- 132 Sachs L. Angewandte Statistik. Springer, Berlin-Heidelberg-New York, 2004
- 133 Schädlich-Stubenrauch J, Augthun M, Sahn PR. Untersuchungen zu den mechanischen Eigenschaften und zur Porenbildung von Titan bei verschiedenen Gußverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49;774-776
- 134 Schlegel KA, Tavor A, Zaborsky J. Das DCS-Titan-System - Ein neuer Weg in der Kronentechnik. Quintessenz 1991;3;461-468
- 135 Schmidt A, Michael W, Böning K. CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz 1998;49;1111-1122
- 136 Schwarz S, Lenz J. Numerische Untersuchung zur Biegeprüfung des metallkeramischen Verbundes. Zahnärztl Praxis 1988;39;50-53
- 137 Schwarz S, Lenz J, Schwickerath H. Zur Festigkeit des metallkeramischen Verbundes bei der Biegeprüfung. Dtsch Zahnärztl Z 1988;43;1152-1158
- 138 Schwickerath H. Verbundfestigkeit nach Dauerbeanspruchung in Korrosionslösungen. ZWR 1986;95;1244-1252
- 139 Schwickerath H, Mosleh I. Verbundfestigkeit und Korrosionslösungen. Dtsch Zahnärztl Z 1985;40;1126-1128
- 140 Sernetz F. Titan und Titanlegierungen in der Kieferorthopädie. Quintessenz 1999;50;389-398
- 141 Siebert GK, Schwickerath H. Untersuchungen über ein neues NEM-Keramik-System. Dtsch Zahnärztl Z 1983;38;1029-1032
- 142 Siebert GK, Queisser A. Elementverteilung des Verbundes Metall - Keramik im Bereich der Grenzschicht bei NEM- und EM-Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1985;40;1163-1168

- 143 Siirilä HS, Könönen M. The Effect of Oral Topical Fluorides on the Surface of Commercially Pure Titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6;50-54
- 144 Sommer MC, Pfeiffer P, Kasper HU. Löslichkeit von gegossenem und gefrästem bzw. funkenenerodiertem Reintitan in Korrosionslösungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992;47;528-532
- 145 Sommer MC, Schwickerath H, Marx R, Witt G. Mechanische Festigkeit von Keramiken für die Verblendung von Titanrestorationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;46;746-749
- 146 Strietzel R. Einfluß von fluoridhaltigen Zahnpasten auf Titanoberflächen. *ZWR* 1994;5;82-84
- 147 Strietzel R. In-vitro-Korrosionsuntersuchungen an Titan. *Dent Lab* 1995;43;1617-1621
- 148 Strietzel R. Herstellung von metallischen Gerüsten mit Hilfe des Bego Medifactory Systems. *Quintessenz Zahntech* 2004;30;406-417
- 149 Strietzel R, Lahl C. CAD/CAM-Systeme in Labor und Praxis. Neuer Merkur GmbH, München, 2007
- 150 Tanaka Y, Miura E, Shiraishi T, et al. TEM Analysis of Gold-coated Cast Titanium-Ceramic Interface. *Dent Mater* 2003;82;B-194
- 151 Tarnaki Y, Hotta Y, Miyazaki T. Surface Texture of Titanium Castings Obtained from Some Investments (Abstract). *Dent Mater* 1997;76;402
- 152 Taylor DA. Advanced Ceramics – The Evolution, Classification, Properties, Production, Firing, Finishing and Design of Advanced Ceramics. *Materials Australia* 2001;33;20-22
- 153 Tesch U, Päßler V, Mann E. Untersuchungen zum Titan-Keramik Verbund. *Dent Lab* 1993;41;71-74
- 154 Thull R. Titan in der Zahnheilkunde - Grundlagen. *Zahnärztl Mitt* 1992;82;40-45
- 155 Tinschert J, Marx R, Gussone R. Struktur von Keramiken für die Titanverblendung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995;50;31-34

- 156 Tinschert J, Rottenegger R, Longère H, Marx H. Metallkeramik, bruchmechanische Haftfestigkeit in korrosiven Lösungen. Zahnärztl Prax 1989;40;446-451
- 157 Vickery RC, Badinelli LA. Nature of attachment forces in porcelain gold systems. J Dent Res 1968;47;683-689
- 158 Wagner E. Die theoretischen Grundlagen der Vita-VMK/Degudent Technik. ZWR 1965;66;343-351
- 159 Walter M, Böning K. Ist Titan eine Alternative zu Nichtedelmetall-Legierungen? Dtsch Stomatol 1991;41;315-319
- 160 Walter M, Reppel PD, Böning K. Frästechnik und Funkenerosion - eine Alternative zum Titanguß. Dent Lab 1991;4;501-504
- 161 Watanabe K, Okawa S, Miyakawa O, et al. Interface Reactions between Titanium and Porcelain during firing. J Jap Soc Dent Mater Dev 1993;12;620-629
- 162 Waterstrat RM. Comments on casting of Ti-13Cu-4,5Ni alloy. NIH Publication 1977;77-1227;DHEW: 224-244
- 163 Weber H, Pröbster L, Geis-Gerstorfer J. Titan als Prothetischer Werkstoff. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47;473-481
- 164 Wehnert L, Moormann A, Freesmeyer WB. Simulationsrechnungen zur Thermodynamik des konventionellen Titan-Keramik Verbundes und zum Einfluß des verbundverbessernden Ionenimplantationsverfahrens. Quintessenz Zahntech 1998;10;1027-1037
- 165 Wehnert LV, Fleck S, Fleck A, Radlanski RJ, Freesmeyer WB. Einfluss der Bonder auf die Titan-Keramik-Verbundfestigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 2009;64;28-33
- 166 Wirz J. Titan in der Zahnmedizin. Quintessenz Verlag, Berlin, 1997
- 167 Wirz J, Jäger K, Grande V. Kronen und Brücken mit Titangerüsten. Quintessenz 1994;45;849-860
- 168 Wolf B, Päßler K, Schmidt A, Walter M. Gießtechnische Verarbeitung von Titanlegierungen. Dent Lab 2002;50;1-5

- 169 Yamada K, Onizuka T, Sumii T, Swain MV. The effect of Goldbonder™ on the adhesion between Porcelain and pure titanium. J Oral Rehab 2004;31;775-784
- 170 Yilmaz H, Usanmaz A, Yalug S. Die keramischen Massen für die Titanverblendung und ihre physikalischen Eigenschaften. Quintessenz Zahntech 1999;25;995-1002
- 171 Zwicker U. Titan und Titanlegierungen. Springer, Berlin - Heidelberg - New York, 1974

## 10 Anhang

Labor Lange							
	trocken	nass,1W	nass,1M	nass,6m	korr.,1W	korr.,1M	korr.,6M
1	33,12	30,69	38,15	33,53	34,75	35,61	37,07
2	32,80	37,82	34,47	35,74	34,03	30,92	34,79
3	34,53	34,57	34,12	36,58	29,74	31,99	39,21
4	35,04	33,66	36,99	29,90	30,97	36,00	34,82
5	35,31	33,93	30,99	33,94	32,08	40,79	38,52
6	31,57	34,67	33,51	35,38	32,25	32,25	37,05
7	31,66	37,79	32,79	31,87	37,32	32,35	25,07
Mittelwert	33,43	34,73	34,43	33,85	33,02	34,27	36,32
Median	33,12	34,57	34,12	33,94	32,25	32,35	37,05
Mittelwert/ Median	1,01	1,00	1,01	1,00	1,02	1,05	0,95
Standartab weichung	1,55	2,48	2,44	2,35	2,55	3,45	4,78
Variationsk oeffizient	4,64	7,15	7,10	6,93	7,72	10,07	13,57
min.Wert	31,57	30,69	30,99	29,90	29,74	30,92	33,17
max.Wert	35,31	37,82	38,15	36,58	37,32	40,79	39,21

Tab.16: Beschreibende Statistik der Versuchsreihe Gussystem Rematitan autocast

Labor 3B Dental							
	trocken	nass,1W	nass,1M	nass,6m	korr.,1W	korr.,1M	korr.,6M
1	26,18	28,38	28,59	27,99	31,44	29,74	26,53
2	29,02	23,14	26,27	31,56	24,09	28,23	29,68
3	26,63	31,66	27,36	28,33	29,15	29,33	29,56
4	23,99	27,89	26,96	24,84	28,63	28,79	28,89
5	26,37	29,56	30,30	28,51	28,71	23,86	31,79
6	23,83	34,30	23,96	23,71	30,74	27,33	25,56
7	31,83	25,61	21,55	30,18	29,02	24,51	27,94
Mittelwert	26,79	28,65	26,43	27,87	28,83	27,40	28,56
Median	26,37	28,38	26,96	28,33	29,02	28,23	28,89
Mittelwert/ Median	1,02	1,01	0,98	0,98	0,99	0,97	0,99
Standartab weichung	2,73	3,70	2,91	2,77	2,35	2,33	2,09
Variationsk oeffizient	10,18	12,91	11,00	9,94	8,15	8,52	7,33
min.Wert	23,83	23,14	21,55	23,71	24,09	23,86	25,56
max.Wert	31,53	34,30	30,30	31,56	31,44	29,74	31,79

Tab.17: Beschreibende Statistik der Versuchsreihe Gussystem Biotan

Bego Bremen							
	trocken	nass,1W	nass,1M	nass,6m	korr.,1W	korr.,1M	korr.,6M
1	30,17	31,13	31,08	29,05	31,41	29,61	31,69
2	32,41	29,67	27,74	30,72	33,66	30,24	31,69
3	29,67	30,17	27,17	28,40	29,08	31,33	30,87
4	Fehler	29,05	28,56	29,17	34,33	39,95	31,23
5	28,02	30,26	27,58	29,73	35,82	29,35	28,53
6	29,16	30,30	29,51	31,77	39,82	30,09	32,05
7	36,75	36,03	28,58	28,51	Fehler	29,51	29,51
Mittelwert	31,02	30,94	28,60	29,62	34,02	31,44	30,80
Median	30,17	30,26	28,56	29,17	34,33	30,09	31,23
Mittelwert/ Median	1,01	1,02	1,00	1,02	1,05	1,04	0,99
Standartab weichung	2,89	2,33	1,34	1,23	3,37	3,81	1,30
Variationsk oeffizient	21,44	7,53	4,69	4,16	18,29	12,12	4,22
min.Wert	28,02	29,05	27,17	28,40	29,08	29,35	28,53
max.Wert	36,75	36,03	31,08	31,77	29,82	39,95	32,05

Tab.18: Beschreibende Statistik der Versuchsreihe BEGO Medifactoring Verfahren.



Labor Ticost							
	trocken	nass,1W	nass,1M	nass,6m	korr.,1W	korr.,1M	korr.,6M
1	26,04	30,35	31,78	30,56	30,81	34,20	30,99
2	26,35	31,40	32,63	32,00	34,67	22,17	33,43
3	26,48	26,94	27,79	29,64	27,49	24,58	26,71
4	30,35	Fehler	27,86	30,85	32,31	29,97	30,43
5	32,15	28,38	28,80	26,28	30,07	30,30	28,28
6	28,76	35,70	27,11	26,37	29,86	26,61	27,76
7	31,32	29,84	34,28	24,94	27,30	26,35	39,67
Mittelwert	28,78	30,45	30,04	28,66	30,36	27,74	31,04
Median	28,76	29,84	28,80	29,64	30,07	26,61	30,43
Mittelwert/ Median	1,00	0,91	1,04	0,97	1,01	1,04	1,02
Standartab weichung	2,55	2,75	2,82	2,75	2,60	4,03	4,43
Variationsk oeffizient	8,86	32,48	9,38	9,58	8,56	14,53	14,27
min.Wert	26,04	26,94	27,11	24,94	27,30	22,17	26,71
max.Wert	32,15	36,94	34,28	32,00	34,67	34,20	39,67

Tab.19: Beschreibende Statistik der Versuchsreihe Gussystem Ticast-Super-R

## **11 Danksagung**

Mein Dank gilt allen die zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben, insbesondere:

-Herrn PD Dr. R. Strietzel für die freundliche Überlassung und Betreuung der Arbeit, insbesondere für die Geduld beim Korrekturlesen und Fertigstellen der Arbeit.

-Herrn Dr. Lothar Wehnert für die vielen Anregungen sowohl bei der praktischen Durchführung als auch bei theoretischen Fragen.

-Dem zahntechnischen Labor Eviproga Neubrandenburg für die freundliche zur Verfügungsstellung der Labor und Prüfeinrichtungen und der Unterstützung bei allen Problemstellungen.

-Dem Dentallabor Lange, Dentallabor 3B und der Firma BEGO für die zur Verfügungsstellung der Prüfkörperrohlinge.

## **Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht



## **Erklärung**

„Ich, Guido Stüttgen, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: Einfluss verschiedener Titan-Verarbeitungsverfahren auf den Haftverbund zwischen Titan und Keramik selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die unzulässige Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

**Datum** 07.11.2010

**Guido Stüttgen**